

R

TD  
612.76  
SOT  
des

UNIVERSIDAD DE GRANADA  
Facultad de Ciencias de la Actividad Física y el Deporte

**DESARROLLO DE UN SISTEMA PARA  
EL ANALISIS BIOMECANICO TRIDIMENSIONAL  
DEL DEPORTE Y LA REPRESENTACION  
GRAFICA REALISTA DEL CUERPO HUMANO**

Víctor Manuel SOTO HERMOSO

BIBLIOTECA UNIVERSITARIA  
GRANADA  
Nº Documento 333958  
Nº Clasificación 333965

TESIS DOCTORAL  
GRANADA, 1995

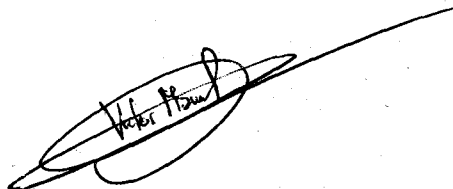
UNIVERSIDAD DE GRANADA  
18 ABR. 1995  
COMISION DE DOCTORADO

UNIVERSIDAD DE GRANADA  
Facultad de Ciencias de la Actividad Física y el Deporte.

**DESARROLLO DE UN SISTEMA PARA EL ANALISIS  
BIOMECANICO TRIDIMENSIONAL DEL DEPORTE Y LA  
REPRESENTACION GRAFICA REALISTA DEL CUERPO HUMANO.**

Víctor Manuel SOTO HERMOSO

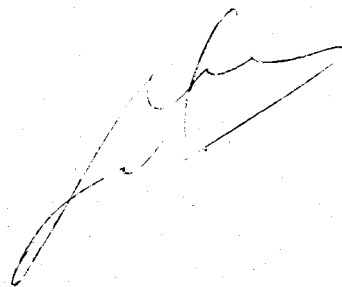
TESIS DOCTORAL  
GRANADA, 1995

A handwritten signature in black ink, appearing to read "Víctor Manuel Soto Hermoso", is written over a large, light-colored scribble or mark on the page.

**D. Marcos Gutiérrez Dávila**, profesor titular del Departamento de Educación Física y Deportiva de la Universidad de Granada.

**HACE CONSTAR:** Que la presente Tesis Doctoral titulada: "**Desarrollo de un sistema para el análisis biomecánico tri-dimensional del deporte y la representación gráfica realista del cuerpo humano**" cuyo autor es **D. Víctor Manuel Soto Hermoso**, ha sido realizada bajo su dirección y reúne, a su juicio, las condiciones requeridas para que pueda optar al grado de Doctor.

Granada, \_\_\_ de Abril de 1995



**Fdo. Marcos Gutiérrez Dávila**

---

## INDICE

---

<b>INDICE</b>	<b>1</b>
<b>AGRADECIMIENTOS</b>	<b>7</b>
<b>PROLOGO</b>	<b>8</b>
<b>1. INTRODUCCION</b>	<b>10</b>
1.1. La implicación científica en el estudio del deporte	13
1.1.1. Tecnología y deporte	13
1.1.2. Enfoque multidisciplinar del deporte	14
1.2. El papel de la Biomecánica en el estudio del deporte	16
1.2.1. Metodologías en el análisis biomecánico del cuerpo humano	17
1.2.2. Métodos y Técnicas para el análisis en Biomecánica Deportiva	20
1.3. Las técnicas fotogramétricas	24
1.3.1. Antecedentes históricos de la utilización y desarrollo de técnicas fotogramétricas aplicadas al análisis del movimiento	25
1.3.2. Situación actual	28
1.3.2.1. Sistemas comerciales existentes basados en registros indirectos (cinematografía y vídeo)	29
1.3.2.2. Sistemas comerciales existentes basados en registros directos (visión artificial, detección automática de marcadores)	30

1.3.2.3. Utilización de soportes lógicos (software) de desarrollo propio	34
1.4. La representación gráfica y su importancia en el análisis biomecánico	35
1.4.1. Gráficos bidimensionales (2D) y tridimensionales (3D)	36
1.4.2. Importancia de la utilización de gráficos en Biomecánica	37
1.4.3. Tipos de gráficos utilizados en Biomecánica Deportiva	38
1.5. Objetivos	41
<b>2. BASES PARA LA ELABORACION DE UN SISTEMA DE ANALISIS FOTOGAMETRICO COMPUTERIZADO TRIDIMENSIONAL</b>	<b>45</b>
2.1. Parámetros inerciales del modelo humano	46
2.1.1. Segmentos y puntos anatómicos del modelo humano	46
2.1.2. Parámetros inerciales de los segmentos humanos	54
2.1.3. Métodos directos	55
2.1.4. Métodos indirectos	56
2.1.5. Métodos basados en aproximaciones geométricas (modelos matemáticos)	56
2.1.6. Métodos basados en la utilización de ecuaciones de regresión	60
2.1.7. Consideraciones generales sobre la utilización de los parámetros inerciales en Biomecánica Deportiva	65
2.2. Criterios de selección del gesto	73
2.3. Características generales de un sistema de análisis tridimensional	77
2.4. Filmación	82
2.4.1. Análisis comparado entre el vídeo y la cinematografía	84
2.4.2. Parámetros ópticos de las cámaras	94
2.4.3. Ubicación de cámaras	96
2.4.4. Frecuencia de muestreo	98
2.4.5. Planillas de control de la filmación	99

2.5. Digitalización	102
2.5.1. Digitalización automática y manual	103
2.5.2. Tecnología requerida para la digitalización manual	105
2.5.3. Sistema de referencia de digitalización	110
2.5.4. Marcadores epidérmicos	111
2.5.5. Metodología de detección	114
2.5.6. Precisión de la fase de digitalización	118
2.6. Funciones matemáticas para la reducción del error en el sistema	122
2.6.1. Tipos de errores	123
2.6.2. Tipos de algoritmos de suavizado	125
2.6.3. Estimación del grado de suavizado a aplicar	128
2.7. Interpolación temporal de las imágenes	129
2.8. Sincronización temporal de las imágenes	132
2.9. Reconstrucción tridimensional de coordenadas	135
2.9.1. Base matemática del algoritmo DLT	137
2.9.2. Características del objeto de referencia para la conversión espacial de las imágenes	140
2.9.3. Precisión comparada del vídeo y la cinematografía	148
2.10. Generación de resultados	149
2.10.1. Obtención de parámetros numéricos	149
2.10.2. Obtención de parámetros gráficos	153
2.10.3. Generación de informes	156
<b>3. DESARROLLO Y APLICACION DEL SISTEMA (CIBORG)</b>	<b>157</b>
3.1. Selección del gesto	160
3.2. Selección de los parámetros inerciales del modelo humano	160

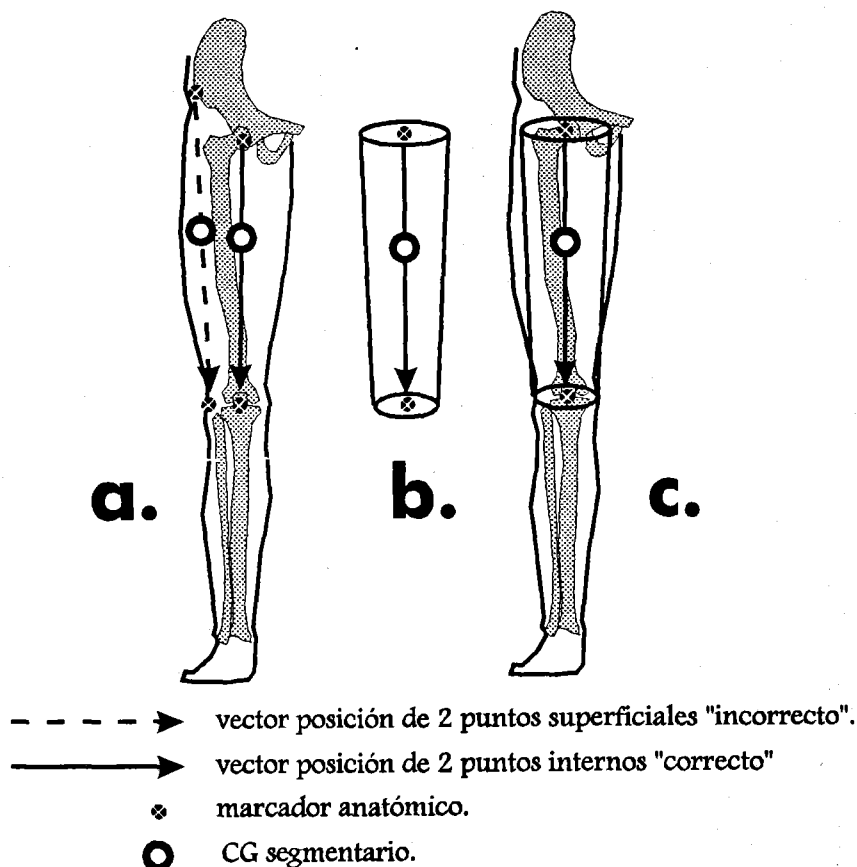
3.3. Características generales del proceso de computerización	166
3.4. Filmación	169
3.5. Digitalización	169
3.6. Reducción del error e interpolación temporal	173
3.7. Sincronización temporal	177
3.8. Reconstrucción tridimensional de coordenadas	179
3.9. Generación de resultados	183
3.10. Estructura de archivos	197
<b>4. REPRESENTACION GRAFICA TRIDIMENSIONAL MEDIANTE MODELOS HUMANOS QUE SIMULAN DE FORMA REALISTA LA MORFOLOGIA CORPORAL (MONO3D)</b>	<b>200</b>
4.1. Modelos humanos utilizados en el ámbito biomecánico	204
4.1.1. Modelo de Hanavan (1964)	205
4.1.2. Modelo de Miller y Nelson (1973)	205
4.1.3. Modelo de Jensen (1976, 1978, 1986)	205
4.1.4. Modelo de Hatze (1980)	207
4.1.5. Modelo utilizado por Dapena (1989)	207
4.1.6. Modelo de Yeadon (1990)	210
4.1.7. Modelo de Thalmann y Thalmann (1990)	211
4.1.8. Modelo utilizado en el CAR de Sant Cugat (1994)	216
4.1.9. Modelo de de Leva (1993)	217
4.1.10. Modelo de Revelles et al. (1993)	217
4.2. Conceptos y algoritmos básicos para la representación gráfica tridimensional	218
4.2.1. Sistemas de referencia	218
4.2.2. Sistemas de coordenadas	220

4.2.3. Manipulación de modelos 3D	223
4.2.4. Orden de transformación	227
4.2.5. Cálculo de ángulos de orientación	228
4.3. Aspectos generales de la construcción de un modelo gráfico tridimensional humano	229
4.3.1. Esquema del proceso de construcción	232
4.4. Modelado de segmentos	232
4.4.1. Técnicas de modelado	233
4.4.2. Modelado de segmentos utilizado en MONO3D	239
4.4.3. Base de datos de coordenadas espaciales (3D)	253
4.5. Escalado de segmentos	255
4.5.1. Modelo de longitudes fijas	259
4.5.2. Modelo de longitudes variables	262
4.6. Orientación espacial de segmentos	262
4.6.1. Construcción y orientación de los segmentos de la extremidad inferior	263
4.6.2. Construcción y orientación de los segmentos de la extremidad superior	266
4.6.3. Construcción y orientación de los segmentos cabeza y cuello	269
4.6.4. Construcción y orientación del segmento tronco	271
4.7. Desplazamiento de segmentos	283
4.8. Modelos básicos de representación gráfica 3D	286
4.9. Características básicas de los modelos sólidos	292
4.9.1. Técnicas de eliminación de superficies ocultas	293
4.9.2. Técnicas de sombreado e iluminación	294
4.9.3. Aplicación de texturas	297



4.10. Generación de animaciones	302
<b>5. DESARROLLO Y APLICACION DEL SISTEMA (MONO3D)</b>	<b>303</b>
5.1. Implementación	304
5.2. Aplicación del sistema	313
<b>6. CONCLUSIONES</b>	<b>321</b>
6.1. Conclusiones relativas al sistema fotogramétrico CIBORG	322
6.1.1. Parámetros inerciales del modelo humano	323
6.1.2. Filmación	324
6.1.3. Digitalización	324
6.1.4. Reducción del error e interpolación temporal	325
6.1.5. Sincronización temporal	325
6.1.6. Reconstrucción tridimensional de coordenadas	325
6.2. Conclusiones relativas al módulo de representación gráfica MONO3D	326
<b>7. REFERENCIAS BIBLIOGRAFICAS</b>	<b>328</b>

Otro gran inconveniente de los puntos epidérmicos consiste en que no determinan de forma precisa los ejes longitudinales de los segmentos, ya que definen vectores alejados con respecto al centro geométrico del segmento. Uno de los parámetros más importantes en el análisis del movimiento humano es el centro de gravedad segmentario; este parámetro resume la masa de todo el segmento en una localización espacial determinada. Considerando que la masa ósea es la que mayor porcentaje aporta a la entidad segmentaria, y que ésta se encuentra repartida mayoritariamente en el centro del segmento, podemos concluir que el vector definido por los puntos proximal y distal debe coincidir con el eje longitudinal medial del segmento (véase figura 2.3.a). Si se pudiesen resumir geoméricamente los segmentos humanos en la figura de un cilindro, el CG se correspondería con un punto localizado a lo largo del eje formado por la unión de los centros geométricos de los círculos que delimitan sus extremos (véase figura 2.3.b). Traspasando esta situación geométrica del cilindro a los segmentos humanos, los centros geométricos de los círculos podrían ser los centros de rotación articular, pero nunca se corresponderían con puntos epidérmicos superficiales (véase figura 2.3.c).



**Figura 2.3.** Localización del CG de un segmento en base a la utilización de puntos internos y epidérmicos.

La mayor parte de los segmentos corporales en los que habitualmente se segmenta el cuerpo humano desde el punto de vista biomecánico, suelen tener propiedades no deformables, son rígidos. En el caso de algunos segmentos (pantorrilla, muslo, brazo, antebrazo y cráneo) el planteamiento de la rigidez puede ser aceptado partiendo de la base anatómica de que las distancias óseas de los citados segmentos son prácticamente invariables (Vcra et al., 1988). Siendo rigurosos en nuestro análisis, se podría considerar que existen otros segmentos deformables en cierto grado (cuello, tronco, manos y pies) que no cumplen la propiedad de rigidez asumida en los anteriores segmentos. Aceptar la rigidez de estos segmentos deformables ayuda a simplificar el análisis reduciendo su complejidad, pero conlleva una pérdida de precisión en los resultados. El planteamiento rígido de los pies y las manos no implica una pérdida de precisión que pueda considerarse como significativa, a nivel general, por las siguientes razones:

- a. La masa relativa de estos dos segmentos en relación a la masa total corporal es muy reducida, con lo cual los posibles errores asociados al planteamiento de su rigidez pueden ser considerados como poco significativos.
- b. Analizando la deformación a la que pueden verse sometidos estos segmentos, comprobamos, en el caso del pie, que es muy reducida. Respecto a la mano hay que considerar que, habitualmente, en Biomecánica Deportiva es definida por dos puntos: centro articular de la muñeca y articulación metacarpo-falángica del tercer dedo, los cuales determinan un segmento que podríamos considerar como rígido (la palma de la mano). La deformación existente en la mano está localizada a nivel de los movimientos de los dedos, cuya masa es comparativamente más reducida que la masa de la palma de la mano (huesos del carpo y metacarpianos). Por tanto obviar la deformación existente en la mano puede ser considerada como poco significativa.

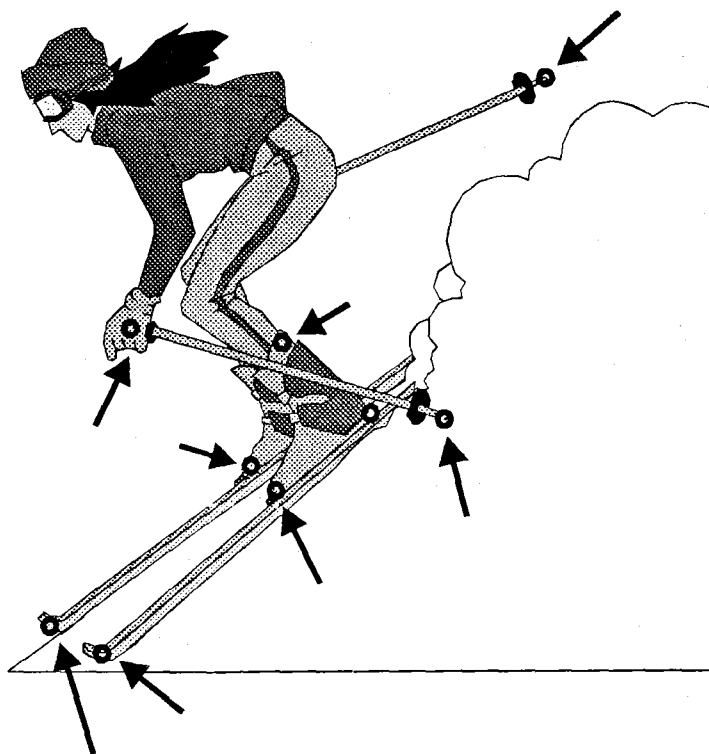
El tronco es el único segmento cuya rigidez podría plantear errores significativos debido, en primer lugar, a que su masa relativa es muy elevada; siguiendo a de Leva (1993), el tronco supone en los hombres un 43.46% de la masa total, y un 42.57% en mujeres. En segundo lugar a que el grado de deformación que puede obtener es elevado en determinadas posiciones (flexiones profundas de columna, rotación sobre su eje longitudinal, inclinaciones del eje de caderas y de hombros, etc).

Esta problemática del tronco podría ser resuelta mediante el planteamiento de una serie de alternativas metodológicas tales como:

- a. La propuesta más simple consistiría en desechar para el análisis aquellos movimientos en los cuales el tronco se vea deformado de forma significativa.
- b. Asumir que el tronco es rígido sea cual sea su comportamiento. Esta alternativa ha sido la más frecuente en Biomecánica Deportiva, pero no aporta solución a los problemas planteados.
- c. Analizar los movimientos del cuerpo humano sin tener en cuenta los parámetros que deban ser determinados a partir del análisis del tronco como segmento rígido, es decir, no podríamos obtener el centro de gravedad total del cuerpo, ni el momento angular ya que para ello se necesitaría analizar el tronco. Esta perspectiva no impediría el análisis del resto de los segmentos (extremidades inferiores y superiores) siempre que se excluyese al tronco o la interacción de éste con los segmentos periféricos.
- d. Utilizar modelos de tronco en los cuales sea subdividido en otros segmentos con autonomía (tórax, abdomen y pelvis u otros tipos de segmentación). Este planteamiento sería el más adecuado, ya que permitiría adoptar comportamientos deformadores en el tronco, pero conllevaría un grave problema que dificulta su aplicabilidad en el ámbito de la Biomecánica Deportiva. Utilizar segmentos tales como el tórax, abdomen o pelvis implica que éstos deban definirse a partir de la localización de determinados puntos epidérmicos o internos, estando el problema en la detección de estos puntos. Esa detección puede ser extremadamente dificultosa ya que estos puntos pueden ocultarse frecuentemente, bien estando ocultos por la ropa, o porque el atleta no permita la colocación sobre su cuerpo de marcadores, o por otro tipo de condicionamientos. La detección posicional de las articulaciones de los miembros inferiores y superiores no entraña los problemas que tiene la localización de puntos ubicados en el tronco, debido en gran parte a que la topología del cuerpo humano presenta en las extremidades una amplia información que la facilita, pero en el caso del tronco las referencias topológicas son escasas. Articulaciones como el hombro, codo, muñeca, cadera, rodilla, etc no presentan problemas, a diferencia de otros puntos como umbilical, apéndice xifoides del esternón, acromion, puntos localizados a diferentes niveles tomando como referencia determinadas vértebras u otras referencias relativas.
- e. Generar modelos espaciales (3D) que simulen y deduzcan cuál es el comportamiento deformador del tronco a partir de un proceso deductivo indirecto

realizado en base a puntos fácilmente detectables obtenidos en la fase de digitalización, tales como los hombros, las caderas y el supraesternale. En esta tesis doctoral se ha planteado un modelo de tronco que utiliza esta alternativa metodológica, modelo que será descrito con detalle en el capítulo cuarto.

En el análisis de gestos deportivos es frecuente la utilización de implementos añadidos sobre el sistema del cuerpo humano; éste sería el caso de los esquís, botas y bastones utilizados en el desplazamiento de un esquiador (véase figura 2.4), o bien, la jabalina de un lanzador, etc. En estos casos los implementos deben ser tenidos en cuenta en el análisis siendo considerados como segmentos de movilidad limitada (bota del esquiador) o libre (esquís y bastones) según cual sea su comportamiento. Habitualmente los implementos son definidos a partir de puntos ubicados superficialmente (extremos del esquí, extremos del bastón, fijaciones de la bota, etc).



**Figura 2.4.** *Implementos deportivos utilizados por un esquiador.*

### 2.1.2. Parámetros inerciales de los segmentos humanos

Una vez definido el tipo de modelo a utilizar en cuanto a su segmentación, el siguiente paso sería definir los «*Parámetros Inerciales*» de los segmentos. La obtención de estos parámetros se considera imprescindible para el análisis biomecánico ya que permiten obtener algunos parámetros considerados como básicos en cualquier análisis cuantitativo del movimiento, como son el centro de gravedad (CG) tanto segmentario como corporal, el momento de inercia (I) y el momento angular (H) segmentario y corporal. El más importante de ellos es el CG que se define como un punto fijo de un segmento corporal donde actúa la fuerza resultante de la atracción de la gravedad (Lapedas, 1981). Siguiendo a Capozzo y Berme (1990) las propiedades inerciales asociadas a los segmentos corporales son representadas por los siguientes parámetros:

- ◆ Masa del segmento expresada de forma absoluta (kg) y relativa (porcentaje de la masa total corporal). Este parámetro es imprescindible para la obtención del CG.
- ◆ Vector posición del centro de gravedad (CG) definido con respecto a un sistema de referencia local de coordenadas. Habitualmente suele darse la localización del CG tomando como referencia el eje longitudinal del segmento, en forma de porcentaje de su longitud con respecto a su punto anatómico proximal y/o distal. Este parámetro es imprescindible para la obtención del CG.
- ◆ Ejes referidos al momento de inercia con respecto a un sistema de referencia local segmentario cuyo origen coincide con el CG del segmento. Este parámetro es requerido para la obtención del momento angular.
- ◆ Momento de inercia alrededor de los ejes de inercia anteriormente definidos. Se precisa para la obtención del momento angular.

El valor de estos parámetros inerciales pueden ser elegidos de una persona considerada como representativa de una determinada muestra de población obtenida a partir de un análisis estadístico, o bien ser estimaciones personalizadas de un individuo concreto. La segunda opción sería la más precisa, pero requiere de procesos de cálculo más costosos en tiempo y medios (Yeadon, 1990).

La determinación de los parámetros inerciales de los segmentos del cuerpo humano puede realizarse mediante diversos tipos de métodos: directos e indirectos. A su vez los métodos indirectos pueden ser de dos tipos: los basados en aproximaciones geométricas (modelos matemáticos), o bien en la utilización de ecuaciones de regresión. A continuación describiremos cada uno de estos métodos.

### 2.1.3. Métodos directos

Utilizan diferentes técnicas experimentales para la determinación de los parámetros inerciales de los segmentos corporales de sujetos vivos, no cadáveres (Hay, 1973; Hatze, 1975, etc), obteniéndose valores individualizados personalizados sobre un individuo particular. Sin embargo la información obtenida a partir de estas técnicas es incompleta ya que no proporciona, entre otros parámetros, el momento de inercia alrededor del eje longitudinal segmentario. Algunos de estos métodos pueden ser perjudiciales para la salud del sujeto. Este tipo de métodos pueden basarse en técnicas de inmersión en agua, métodos fotogramétricos de medición de volúmenes, aceleración de segmentos de forma libre (lanzamientos), vibraciones mecánicas, métodos basados en la utilización de escáner, etc.

De todos ellos destacamos, por su importancia, precisión y utilidad, los basados en la utilización de diversos tipos de escáner como la resonancia magnética, tomografía computerizada, y escáner de rayos gamma. Según Jensen (1993) la tomografía computerizada y la imagen de resonancia magnética son dos métodos de cálculo que pueden ser muy útiles para la obtención de parámetros inerciales. Su capacidad para estimar la densidad de los tejidos permitiría la creación de una base de datos relativos a muestras de personas vivas. Actualmente se están desarrollando dos bases de datos con estas metodologías, una en China y otra en Japón (Jensen, 1993). Estos estudios, a pesar de su indudable interés, posiblemente no puedan ser aplicados a muestras de atletas blancos debido a la imposibilidad de comparar los datos obtenidos de raza asiática con la caucásica. Existen otros estudios realizados con muestras de población caucásica basados en la utilización de un escáner de rayos gamma, destacando en este sentido los trabajos realizados por Zatsiorsky y Seluyanov (1985) por su gran interés en el ámbito de la Biomecánica Deportiva.

La gran utilidad de estos métodos directos se encuentra en la utilización de los resultados obtenidos para la generación de ecuaciones de regresión basadas en muestras de población con características diferenciadas.

La mayor parte de los métodos, tanto los de medición directa como indirecta, determinan de forma aceptablemente precisa los parámetros inerciales de las extremidades, sin embargo, el tronco sigue siendo actualmente un segmento en el que se debe profundizar más. Los estudios de Erdmann (1992) basados en tomografía computerizada, han profundizado en este aspecto, analizando el tronco de 15 hombres de edades comprendidas

deporte, a continuación se analizará el papel de la Biomecánica Deportiva en dicho ámbito, las técnicas fotogramétricas como soporte tecnológico más relevante para el análisis biomecánico en el ámbito deportivo, la importancia de la representación gráfica tridimensional y el desarrollo de modelos gráficos que simulen de forma realista el cuerpo humano, las ventajas de la utilización de un soporte lógico (software) de desarrollo propio, culminando con la enumeración de los objetivos generales y específicos que se pretenden en esta tesis doctoral.

## **1.1. LA IMPLICACION CIENTIFICA EN EL ESTUDIO DEL DEPORTE**

El método científico implica la utilización de sistemas tecnológicos de medición altamente precisos sin los cuales cualquier contrastación de la hipótesis inicialmente planteada sería inútil y las evidencias obtenidas poco fiables. De ahí que el investigador no pueda embarcarse en ninguna investigación para la cual no exista o no haya disponible algún sistema de medida adecuado. Por tanto la búsqueda y desarrollo de metodologías y tecnologías que aseguren una medida precisa y fiable es esencial para la correcta aplicación del método científico.

### **1.1.1. Tecnología y Deporte**

Es evidente que la ciencia y la tecnología tienen un papel cada vez más importante en lo que antes era una actividad lúdica y recreativa y ahora se ha convertido en el moderno deporte competitivo. En este sentido, aún no ha surgido ninguna técnica deportiva revolucionaria de un laboratorio, pero detrás de cada gesto o de cada inspiración de un atleta moderno hay cientos de biólogos, biomecánicos, físicos, ingenieros, médicos y psicólogos que buscan las claves de su perfecto rendimiento.

Cada vez es más evidente que el estudio del movimiento humano, así como el rendimiento deportivo, requiere que se aborde desde un punto de vista que permita un análisis preciso y riguroso. Por ello es necesario la utilización de tecnologías que faciliten el estudio del gesto deportivo desde una perspectiva científica. Por lo general estas tecnologías tienen una base informatizada basada en la utilización de soportes lógicos (software) y físicos (hardware) que regulan, automatizan, y controlan de forma rigurosa el proceso de obtención de datos, tratamiento y exposición de los resultados. Según Dapena (1985) la computadora no sólo es necesaria en los procesos de observación del movimiento



sino también para la simulación de éste, lo que implica que el análisis del gesto debe profundizar no sólo en su análisis descriptivo, sino también en la modificación experimental a partir de modelos matemáticos que permitan deducir los comportamientos obtenidos tras la modificación controlada de las variables.

El ordenador se ha convertido en la herramienta indispensable en cualquier investigación científica ya que, entre otras ventajas, permite la eliminación del factor contaminador producido por el experimentador en procesos como la toma de datos, gestión de la información y obtención e interpretación de resultados. Desde las primeras fases de una investigación se pone de manifiesto su importancia y utilidad, así por ejemplo las búsquedas bibliográficas se realizan en bases de datos especializadas gestionadas por ordenador. La tecnología de captación de registros puede que no sea vía ordenador, pero suele gestionarse desde él frecuentemente; éste sería el caso de la utilización de marcadores basados en tecnología infrarroja que deben ser localizados por receptores gestionados por ordenador. Los sistemas de almacenamiento requieren la utilización de discos duros y streamers para la gestión de volúmenes de datos muy elevados. La presentación de los resultados se ve altamente facilitada si se utilizan programas estadísticos que interpretan y presentan los resultados de forma numérica y gráfica.

### **1.1.2. Enfoque multidisciplinar del deporte**

La actividad física y el deporte como objeto de estudio de la ciencia conlleva en la mayor parte de los casos un enfoque multidisciplinar, de ahí que por ejemplo sea habitual en estudios fisiológicos la implicación de registros de parámetros no sólo fisiológicos sino también mecánicos como podría ser la velocidad de un corredor en la realización de un test de consumo de oxígeno sobre un tapiz rodante. Otro ejemplo sería el análisis del aprendizaje motor así como el control de las variables comportamentales implicadas en una salida de velocidad desde un punto de vista psicológico. En este segundo caso el planteamiento de una correcta metodología experimental requeriría del registro de determinados parámetros psicológicos, por ejemplo el tiempo de reacción, pero también se requiere controlar y registrar otras variables como parámetros fisiológicos (frecuencia cardíaca) y/o mecánicos (fuerzas ejercidas sobre los tacos de salida, tiempos de apoyo, etc).

Siguiendo la clasificación de Gutiérrez (1990) las variables más importantes implicadas en el movimiento deportivo se podrían clasificar en cuatro grupos, dependiendo de las

perspectivas científicas o disciplinas que las estudian:

**a. Ciencias Médicas**

Estas disciplinas estudian tanto los procesos energéticos como los relacionados con la coordinación intrínseca del movimiento. Aquí nos encontramos con los especialistas en fisiología del esfuerzo físico, neurofisiólogos, fisioterapeutas, especialistas en nutrición, especialistas en la recuperación pre/inter/post/esfuerzo, etc.

**b. Comportamiento Motor**

Este área estudia el movimiento humano desde una perspectiva psicológica. Ya sean los mecanismos básicos del movimiento, mediante el control motor, los procesos de adquisición y eliminación de conductas a través del aprendizaje motor o el entrenamiento psicológico para mejorar la eficacia del rendimiento competitivo del deportista mediante la psicología del deporte.

**c. Cineantropometría**

Es un área íntimamente relacionada con la Cinesiología, por lo tanto está muy próxima a la Biomecánica. Estudia los parámetros antropométricos relacionados con el movimiento humano, determinando las interrelaciones entre dichos parámetros y la eficacia del gesto deportivo. En cierto modo la detección de talentos deportivos se basa, en gran medida, en la utilización de criterios cineantropométricos y fisiológicos.

**d. Biomecánica**

El cuerpo humano se puede entender como un sistema biológico sujeto a leyes físicas y como tal puede ser tratado. Si consideramos que un gesto deportivo implica movimiento, se puede analizar utilizando las leyes y principios de la Mecánica, podremos analizar el espacio recorrido, la velocidad de desplazamiento, el tiempo transcurrido, el impulso mecánico generado, etc... Estas variables, que se derivan de la concepción mecánica del movimiento humano, han hecho que se desarrolle la **Biomecánica Deportiva**.

El marco de trabajo de esta tesis doctoral se ha centrado en la perspectiva de la Biomecánica Deportiva, desarrollándose en ese sentido una herramienta tecnológica útil y

específica a esta disciplina, sin olvidar el carácter multidisciplinar del estudio de la actividad deportiva. En este sentido el sistema desarrollado permite integrar parámetros desde otras perspectivas científicas que pueden ser sincronizados con los registros específicos de la Biomecánica, siendo utilizados dentro del sistema.

## 1.2. *EL PAPEL DE LA BIOMECANICA EN EL ESTUDIO DEL DEPORTE*

El análisis del movimiento deportivo desde el punto de vista de la Biomecánica permite profundizar en el conocimiento del papel que juegan las fuerzas mecánicas que producen los movimientos, su soporte autónomo, implicación neurológica y control integrado. A partir de las últimas décadas estos análisis han podido desarrollarse de forma plena debido al gran desarrollo de las tecnologías aplicadas al análisis del deporte.

Siguiendo a Vera (1989), en la actualidad, las áreas principales de aplicación de la Biomecánica se desarrollan en base a tres bloques:

- ◆ **Biomecánica Médica.** Centrada en el análisis de la fisiología humana, el estudio de las patologías del cuerpo humano y el desarrollo de técnicas para su evaluación y reparación.
- ◆ **Biomecánica Ocupacional.** Colindante con la ergonomía, desarrolla el estudio de la utilidad y adecuación de las herramientas y ambientes con las que y en los que se desarrollan las actividades humanas de mayor interés socioeconómico.
- ◆ **Biomecánica Deportiva.** Su área de interés se encuentra en el mundo de la actividad física y el deporte, profundizando en los factores que son considerados como relevantes en la ejecución del gesto deportivo, permitiendo su detección, observación, análisis, optimización y simulación.

El origen de la Biomecánica Deportiva se remonta a los albores de la cinematografía con la cual ha estado íntimamente ligada. Al margen de la investigación básica tendente al desarrollo de teorías que explican el movimiento deportivo, el actual prestigio de la Biomecánica Deportiva reside en el apoyo prestado por algunos organismos deportivos, como el Comité Olímpico Internacional por ejemplo, que pretenden incentivar entre los deportistas de alto nivel la búsqueda de nuevos elementos de apoyo alejados del mundo de

la farmacología y el dopping. En este sentido la Biomecánica Deportiva es una alternativa en la búsqueda de la superación.

No debemos olvidar que la Biomecánica Deportiva sólo permite una aproximación mecánica a la práctica deportiva, pero en el deporte hay muchos otros factores incluidos. La utilización correcta de la Biomecánica implica que sea considerada como un elemento de comprensión y apoyo que, junto al resto de ciencias relacionadas con el deporte, suministra datos útiles y fiables.

Si ampliamos el planteamiento inicialmente desarrollado por Fidelus (1982), podríamos describir los siguientes objetivos como algunos de los que la Biomecánica Deportiva pretende conseguir:

- ◆ Evaluar la capacidad física y técnica del deportista, analizando los modelos eficaces relacionados con los movimientos ejecutados.
- ◆ Analizar y, si procede, corregir su técnica, desarrollándose la fuerza y capacidad articular necesaria para la consecución de los objetivos pretendidos.
- ◆ Proveer al deportista de los mejores complementos deportivos a nivel de instrumental, material e implementos. Para ello hay que diseñar un equipamiento que dé soluciones eficaces a los diferentes problemas médicos y técnicos (calzado deportivo, balones, terreno de juego, etc).

### 1.2.1. Metodologías en el análisis biomecánico del cuerpo humano

Metodológicamente, la Biomecánica Deportiva ha enfocado el estudio del movimiento humano utilizando dos alternativas:

- ◆ **Método Inverso.** Este método utiliza las diversas variables implicadas en el análisis biomecánico del movimiento (parámetros cinemáticos, dinámicos y de estructuras biológicas) realizando una descripción cuantitativa para establecer las ecuaciones necesarias que nos permitan determinar las variables biomecánicas que actúan en cada una de las articulaciones y segmentos que componen el sistema que produce el movimiento. Este es el método más utilizado en la Biomecánica Deportiva.

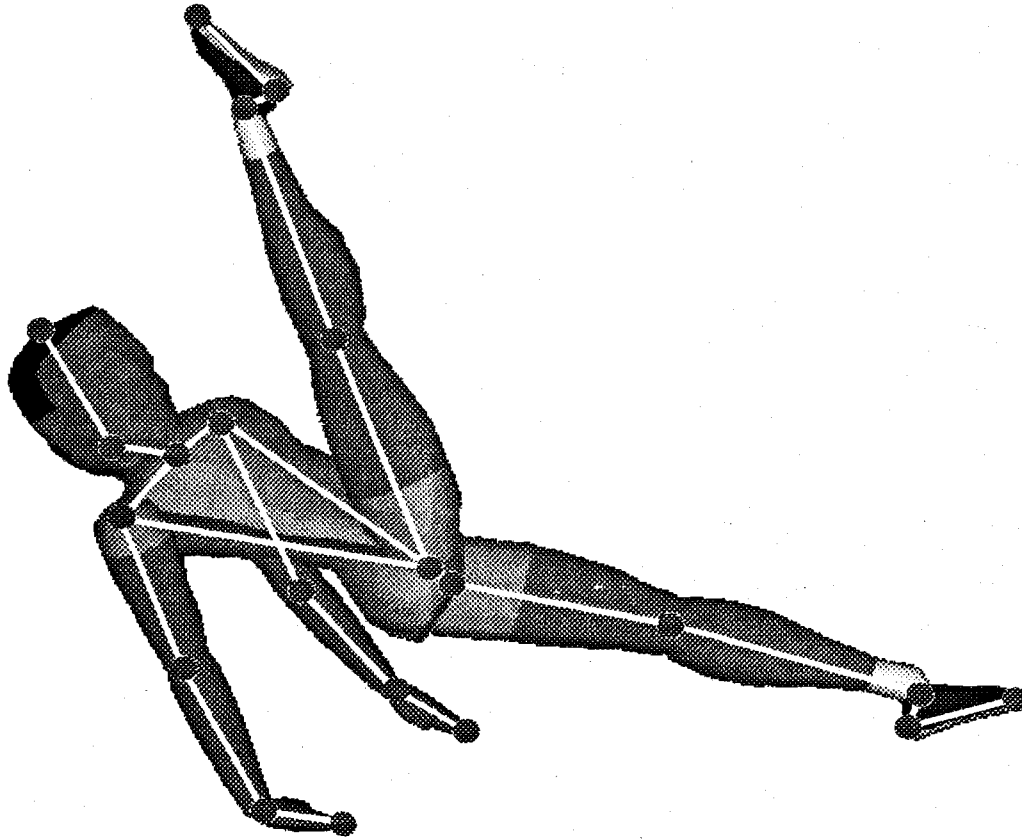
- ◆ **Método Directo.** Utiliza las diversas variables biomecánicas interactuantes en el movimiento deportivo, realizando sobre ellas cambios hipotéticos cuyas consecuencias y modificaciones pueden ser analizadas. Este método que está íntimamente relacionado con los métodos experimentales, ha sido poco utilizado en Biomecánica Deportiva debido a la extrema dificultad en el control de las diversas variables contaminadoras existentes (Gutiérrez, 1990).

Esta tesis doctoral ha desarrollado fundamentalmente un sistema tecnológico especialmente enfocado para permitir el análisis del gesto deportivo mediante el método inverso.

La Biomecánica Deportiva analiza el movimiento del cuerpo humano considerándolo como un sistema formado por una serie de segmentos sobre los cuales actúan fuerzas externas e internas. Este sistema del cuerpo humano puede ser diseñado mediante dos tipos básicos de enfoques (Vera, 1989), planteando cada uno de ellos un modo diferente de concebir el comportamiento corporal:

- ◆ El primer enfoque se basa en considerar al cuerpo humano como un sistema formado por segmentos rígidos articulados. No tiene en cuenta las deformaciones de los materiales.
- ◆ El segundo enfoque alternativo considera que los segmentos corporales se deforman ante las cargas mecánicas aplicadas. Hay un interés por estudiar las propiedades mecánicas de los materiales.

El primer planteamiento se basa fundamentalmente en el análisis cinemático del cuerpo humano. La cinemática estudia posiciones, velocidades y aceleraciones de cuerpos (Berme, Cappozzo y Meglan, 1990). El análisis cinemático, generalmente, considera a los cuerpos como elementos rígidos, indeformables, razón por la cual la distancia entre dos puntos de un cuerpo permanece siempre constante. El trabajo desarrollado en esta tesis doctoral se basa en este planteamiento. Básicamente este enfoque plantea el estudio del cuerpo humano como un modelo de segmentos rígidos articulados, realizando determinadas simplificaciones como el asumir que las articulaciones son puntuales y que los materiales no se deforman (véase la figura 1.1).



**Figura 1.1.** Modelo humano de segmentos rígidos.

Este planteamiento conlleva ciertos errores sistemáticos que, actualmente, son asumidos por los investigadores en este ámbito ya que estas deficiencias no invalidan el modelo para el análisis del movimiento deportivo. La incidencia de estos errores sólo se detectan a nivel microscópico pero no a nivel macroscópico. Las articulaciones humanas, debido a sus peculiaridades geométricas, realizan movimientos de rotación que implican la existencia de un centro de giro. Este centro de giro nunca puede ser localizado en la misma ubicación puesto que se desplaza constantemente. Pero ese desplazamiento se restringe dentro de la cavidad articular siendo muy reducido, de ahí que se pueda asumir a nivel macroscópico la existencia de un centro de giro ubicable en el centro de la misma articulación, tal como si ésta fuera una esfera.

Otros problemas asociados con este modelo humano están en relación con la

consideración del tronco como un segmento único y rígido. Si consideramos la incidencia de la masa del tronco (un 42-43% de la masa total corporal), observamos que plantear la rigidez de este segmento conlleva determinados problemas asociados con la imposibilidad de admitir los movimientos rotacionales y flexores de la columna vertebral así como la inclinación de hombros y caderas. Algunos autores han desarrollado algunas alternativas de modelos del tronco basadas en la subdivisión en tórax, abdomen y pelvis. Pero la gran dificultad existente para la determinación de los puntos anatómicos que definen esos segmentos ha reducido la utilización de estos modelos. En esta tesis doctoral se pretende avanzar en la modelización del cuerpo humano implementando una alternativa al segmento tronco en la cual éste adquiere características deformables que permiten la flexión, rotaciones e inclinaciones.

No obstante, a pesar de esas limitaciones, los resultados obtenidos a partir de este modelo son de utilidad y, por otra parte, su uso es bastante simple facilitando el registro del movimiento (Vera et al., 1988). Actualmente, tanto para el análisis cinemático como para el cinético, se utiliza casi de forma generalizada el modelo de segmentos rígidos articulados (al menos el 99% de los trabajos publicados en Biomecánica Deportiva, según Vera et al., 1987).

El segundo modelo planteado de sistema corporal humano profundiza en las capacidades elásticas y deformadoras de los materiales biológicos que lo componen. Esto implica un campo de análisis que requiere tecnologías cuyo grado de precisión debe ser altamente elevado debido a la dificultad existente en el proceso de detección de estos comportamientos ya sea a nivel articular, óseo, muscular o ligamentoso. Por otro lado también han de considerarse las propiedades mecánicas de los materiales utilizados en la práctica deportiva tales como implementos, superficies, objetos, etc. Este enfoque no ha sido desarrollado en esta tesis doctoral.

### **1.2.2. Métodos y Técnicas para el análisis en Biomecánica Deportiva**

Los profesionales cuyos trabajos están orientados hacia el desarrollo de tecnología que facilite la adquisición de datos fiables o, en general, a la mejora del rendimiento humano, requieren para ello de la utilización de herramientas computerizadas para la medición y el análisis desde la perspectiva de la Biomecánica (Ariel, 1994). Las áreas de aplicación de estos sistemas incluyen el rendimiento deportivo, el estudio de las cargas que deben aplicarse en los procesos de rehabilitación, la cuantificación del rendimiento físico, análisis

y desarrollo del equipamiento, detección de factores de riesgo en la actividad física, así como la investigación aplicada en áreas de entrenamiento deportivo, medicina terapéutica y ortopédica.

El análisis de las habilidades deportivas desde una perspectiva biomecánica utiliza múltiples y diversas tecnologías. Gran parte de ellas se basan en la obtención de los parámetros que definen la localización espacial del cuerpo humano considerado como el sistema objeto de estudio. La obtención de dichos parámetros puede realizarse de forma directa mediante la utilización de tecnologías inteligentes de detección de marcadores o bien, de forma indirecta, mediante la utilización de técnicas cinematográficas o videográficas. Los métodos y técnicas de análisis actualmente empleados en la Biomecánica Deportiva podrían jerarquizarse de la forma que se muestra en la figura 1.2.

Esta clasificación parte de la descripción de dos amplios bloques: técnicas instrumentales de registro y técnicas de tratamiento de los datos. Las técnicas instrumentales de registro incluyen todas las tecnologías necesarias en el proceso de captación y detección del movimiento, para lo cual pueden utilizarse técnicas fotogramétricas y no fotogramétricas. Las técnicas fotogramétricas utilizan tecnologías que permiten detectar el movimiento humano a partir de la utilización de imágenes fotográficas, videográficas (técnicas fotogramétricas indirectas) o información obtenida a partir de energía radiada magnéticamente u otros tipos de radiaciones (técnicas fotogramétricas directas). Por otro lado, las técnicas de tratamiento de los datos se circunscriben al ámbito de todas las operaciones realizadas mediante la utilización del ordenador, permitiendo gestionar la información del movimiento desde su introducción en el ordenador, procesado y elaboración, hasta la obtención de resultados. La figura 1.3 nos presenta un análisis fotogramétrico simple utilizando fotografía cronocíclica.

Esta tesis doctoral se centra en el desarrollo de técnicas instrumentales fotogramétricas indirectas basadas en la utilización del vídeo, así como diversas técnicas de tratamiento de los datos obtenidos. La razón por la que se ha tomado la decisión de desarrollar este trabajo a partir de la utilización de las técnicas fotogramétricas indirectas, se basa en que éstas son las más utilizadas actualmente dentro del ámbito de la Biomecánica Deportiva debido a múltiples ventajas que serán analizadas en el siguiente apartado.



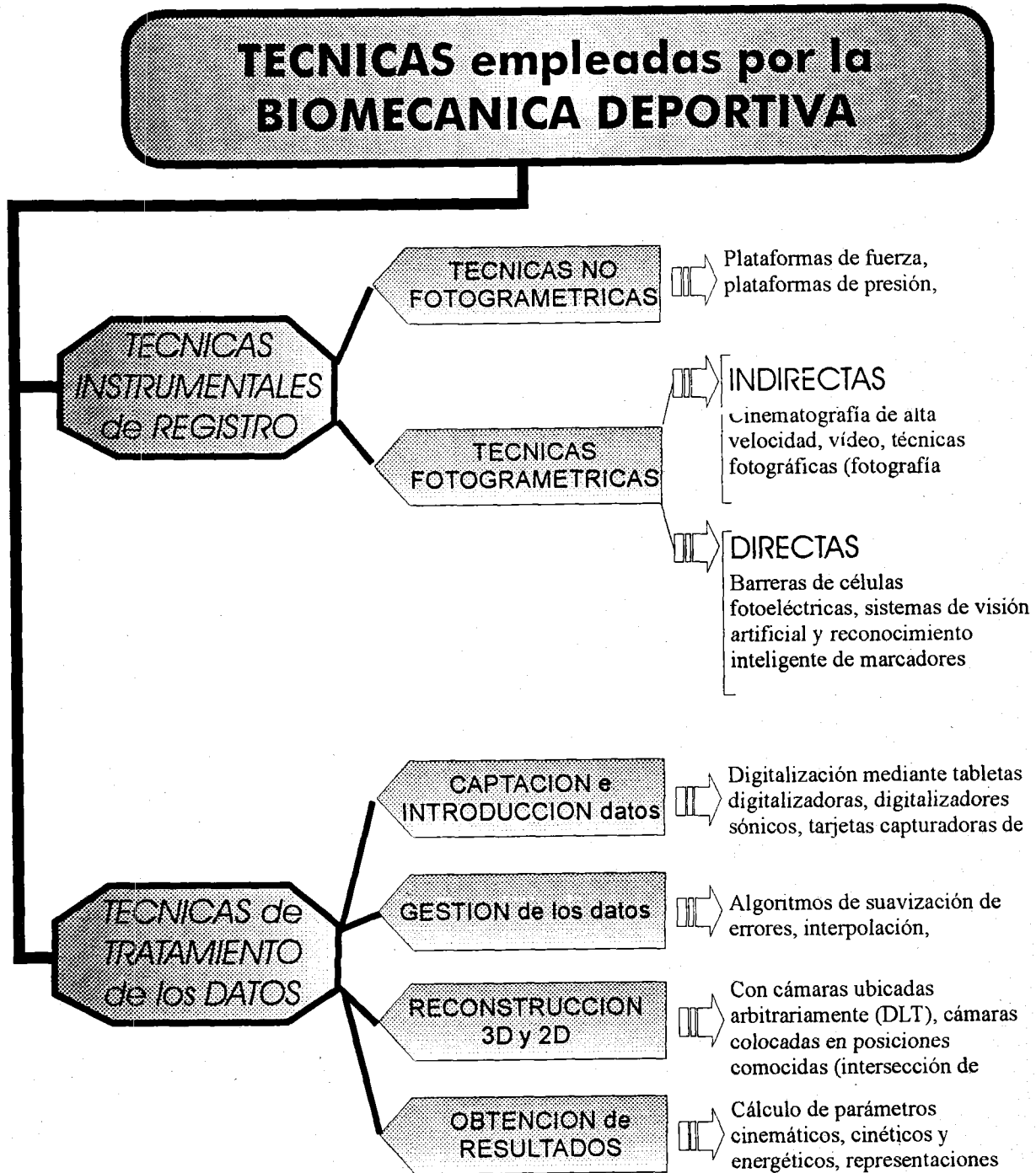
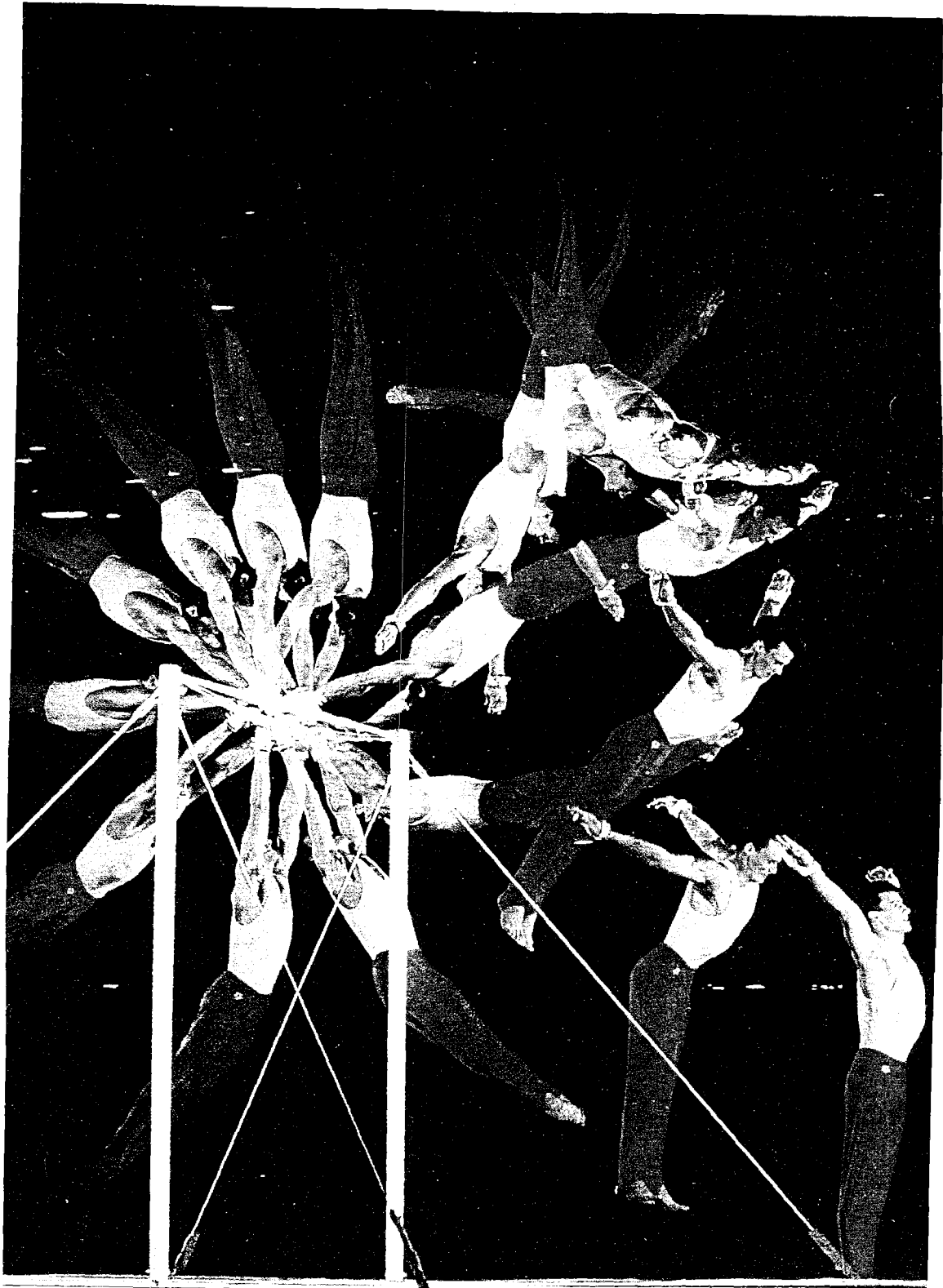


Figura 1.2. Métodos y técnicas empleados por la Biomecánica Deportiva.



*Figura 1.3. Fotografía cronocíclica de un movimiento realizado en barra fija.*

### 1.3. LAS TÉCNICAS FOTOGRAMÉTRICAS

Actualmente las técnicas más utilizadas para el análisis de las habilidades deportivas son las fotogramétricas. Su desarrollo empezó a ponerse de manifiesto a principios de los años 70, aunque podemos citar algunos antecedentes realizados en fechas anteriores como la tesis doctoral de Plagenhoef (1962). A partir de aquí el uso de la cinematografía para el análisis biomecánico del gesto deportivo en espacios medios/reducidos ha ido incrementándose de forma significativa (Woltring y Huiskes, 1990).

Aunque el desarrollo tecnológico no ha permitido la utilización fiable de la fotogrametría para el análisis biomecánico hasta principios de la década de los 70, la fotogrametría se inició hace un siglo como una ciencia orientada a la fotografía. Según el *Manual of Photogrammetry* (Slama, 1980) el término fotogrametría se define como «Fotogrametría es el arte, ciencia, y tecnología requerida para la obtención de información fidedigna acerca de objetos físicos y el entorno a través de procesos de lectura, almacenamiento, e interpretación de imágenes fotográficas y modelos de energía radiada magnéticamente u otros fenómenos». En esta definición se incluyen además de la cinematografía, otras tecnologías especialmente relevantes en la Biomecánica como el vídeo, la topografía, sensores espaciales de señales remotas, etc.

Se puede decir que las técnicas fotogramétricas, aunque son las que tienen mayor importancia en el análisis biomecánico deportivo, conllevan ciertos inconvenientes o restricciones que describimos a continuación:

- a. La mayor parte de las técnicas fotogramétricas se basan en el análisis de espacios reducidos, de ahí que se haya utilizado frecuentemente el término «*close-range photogrammetry*» (fotogrametría en espacios reducidos) para definirlos. Este término está habitualmente reservado para observaciones en distancias de hasta unos 100 metros como máximo (Woltring y Huiskes, 1990).
- b. Las tecnologías fotogramétricas, ya sean sistemas de adquisición basados en fotografía, cinematografía, vídeo, sistemas optoelectrónicos, röntgenografía, se basan en la obtención de parámetros 2D o 1D. Por tanto es necesaria la utilización combinada de varios sensores para permitir la reconstrucción de coordenadas 3D.
- c. Aunque existen sistemas que permiten la captación inmediata de las posiciones

espaciales de una serie de marcadores adosados a la piel, dichos sistemas están limitados en su utilización, quedando restringidos para condiciones de laboratorio desarrolladas en volúmenes reducidos que no exigen un nivel de estimulación competitiva. De ahí el gran desarrollo de los sistemas fotogramétricos basados en el registro indirecto a partir de filmaciones en condiciones competitivas utilizando cámaras cinematográficas o de vídeo. El gran inconveniente de estas técnicas reside en que los datos obtenidos requieren de un laborioso proceso intermedio de procesado que impide la inmediatez de los resultados, siendo a pesar de ello las técnicas más útiles y habituales en Biomecánica Deportiva.

### **1.3.1. Antecedentes históricos de la utilización y desarrollo de técnicas fotogramétricas aplicadas al análisis del movimiento**

El desarrollo tecnológico, imprescindible para el análisis biomecánico del movimiento, es un proceso en constante evolución que ha provocado durante la corta historia de la Biomecánica múltiples investigaciones y perspectivas científicas importantes. El crecimiento de la investigación en Biomecánica surge a partir de 1950 gracias a los estudios realizados en el ámbito de la automoción, aviación, proyectos militares, médicos o espaciales. Pero han sido las tres últimas décadas las que han producido un mayor impacto sobre el desarrollo de la Biomecánica Deportiva sobre todo por la aparición de nuevas tecnologías basadas, la mayor parte de ellas, en la informática.

Durante la década de 1950, debido al interés social por el deporte y la proliferación de publicaciones sobre el análisis del movimiento y la Biomecánica aplicada a la actividad deportiva, se llevaron a cabo numerosas investigaciones relacionadas indirectamente con la actividad física y más concretamente con el rendimiento deportivo como el equipamiento, metodología y su rendimiento (Atwater, 1980).

Hasta la mitad de la década de 1960 los estudios en Biomecánica y Cinesiología se caracterizaban por el uso de sistemas de registro de datos a partir de Cinematografía y Electromiografía siendo estos sistemas generalmente imprecisos e incompletos (Nelson, 1972). Esta tendencia generalizada hacia la imprecisión en la toma de datos fue superada por la tesis doctoral de Plagenhoef (1962) estableciéndose en ella un apreciable rigor en la metodología y técnica de captación de registros biomecánicos aplicados al análisis de las técnicas deportivas. En esta tesis doctoral se emplearon por primera vez los parámetros inerciales segmentarios que había desarrollado unos años antes Dempster (1955) su director

de tesis. Esta obra supuso un avance extraordinario en la Biomecánica Deportiva constituyéndose en precursora de las investigaciones futuras. Al utilizar técnicas cinematográficas bidimensionales (2D) se requerían alternativas que simulasen el 3D, planteando en este sentido Plagenhoef (1971) el empleo de diversas cámaras realizando múltiples estudios 2D simultáneos como una aproximación simulada al análisis 3D. El gran avance se obtuvo cuando se desarrollaron los algoritmos que permitieron la reconstrucción 3D desarrollados inicialmente por Abdel-Aziz y Karara (1971) y perfeccionados por Dapena (1978).

Hasta 1970 la cinematografía y la fotografía estroboscópica de múltiple exposición fueron las técnicas de adquisición de datos más relevantes (Woltring y Huiskes, 1990), basándose su metodología en la utilización de pequeños marcadores corporales que se fijaban sobre la piel, localizándose su posición mediante la digitalización de la imagen en un proyector.

Otros avances cualificados en este área han sido los estudios desarrollados para la obtención de los parámetros inerciales de los segmentos corporales humanos (masa segmentaria, centros de gravedad, momentos de inercia, etc) a partir de los cuales el análisis del cuerpo humano se ve altamente facilitado tanto a nivel estático como dinámico. Entre ellos destacan los estudios de Dempster (1955), Clauser et al. (1969), Chandler et al. (1973), Zatsiorsky et al. (1985, 1990a, 1990b), Hinrichs (1990), de Leva (1993, 1994), etc. Mención especial debe hacerse a los estudios realizados con un scanner de rayos gamma por Zatsiorsky (1985) que aportan parámetros tomados "in vivo" a jóvenes deportistas. Dichos parámetros han sido ajustados por de Leva (1994) para una correcta utilización habiendo sido incluidos en esta tesis doctoral.

Estas técnicas están aún sujetas a imprecisiones inherentes a su propio proceso, razón por la que es necesario tratarlas con diferentes métodos que permiten suavizar el error (Reinsch, 1967; Wood y Jennings, 1979; Hatze, 1980, 1981, 1990; Woltring, 1985, 1986, 1990; Yeadon, 1990). Algunos de estos métodos, los más usados, son los filtros digitales, diversos tipos de funciones splines y series de Fourier. La utilización de filtros digitales no resuelven de forma satisfactoria estos errores, mientras que los resultados obtenidos por los splines de quinto grado, así como las series de Fourier, parecen ser más correctos (Hatze, 1990). Entre ellos hemos elegido para esta tesis doctoral los splines de quinto grado desarrollados para el ámbito de la Biomecánica por Wood y Jennings 1979, y adaptados por Jesús Dapena (1989).

En España, a pesar del considerable retraso respecto a otros países, comienzan a desarrollarse en la década de los 80 los sistemas de análisis apropiados para el estudio cinemático y cinético del gesto deportivo (Tortosa, 1987; Gutiérrez, 1990; Gutiérrez, Soto y Martínez, 1991). Actualmente comienzan a potenciarse y tener especial relevancia social los centros dedicados a la investigación en Biomecánica Deportiva como el Instituto Biomecánico de Valencia (IBV), los Centros de Alto Rendimiento (CAR de Barcelona, CARD de Granada), el módulo de Biomecánica del Centro Nacional de Investigación y Ciencia del Deporte (ICD), los Institutos Nacionales de Educación Física (INEFs) y las Facultades de Ciencias de la Actividad Física y el Deporte.

La consecuencia directa de este desarrollo ha sido el incremento considerable de investigadores que se dedican a la Biomecánica Deportiva así como la aparición de publicaciones y ponencias específicas orientadas hacia el análisis biomecánico de las técnicas deportivas. Para la realización de estas investigaciones ha sido necesaria la utilización de tecnologías que proporcionen al investigador las herramientas necesarias, ya sean de desarrollo propio o bien mediante la utilización de paquetes comerciales tales como el Pick Performance, Kwon3D, Ariel, etc.

En este ámbito de desarrollo tecnológico e investigación aplicada se encuentra el Departamento de Educación Física y Deportiva de la Universidad de Granada. Concretamente en el Laboratorio Biomecánico de Análisis del Movimiento del citado Departamento se está manteniendo una actividad de desarrollo de sistemas y de investigación aplicada, fruto de la cual ha sido el desarrollo de soportes lógicos (software), publicaciones nacionales e internacionales, ponencias en congresos, desarrollo de proyectos de investigación financiados por la Comisión Interministerial de Ciencia y Tecnología (I+D), colaboración con otros centros de investigación, etc.

El trabajo de esta tesis doctoral parte de una línea de investigación focalizada en el desarrollo de sistemas de análisis que permiten el estudio de los parámetros biomecánicos implicados en la actividad física y el deporte. Este campo de trabajo de investigación, iniciado con la tesis doctoral de Gutiérrez (1990), ha sido completado con posteriores desarrollos de sistemas aplicados al mundo del deporte realizados en el citado laboratorio (Gutiérrez, Soto y Martínez, 1991; Soto y Gutiérrez, 1992a; Soto y Gutiérrez, 1992b; y Revelles et al., 1993). Esta tesis doctoral se enmarca dentro de esta línea de investigación.

### 1.3.2. Situación actual

Las líneas de investigación actualmente desarrolladas en el ámbito aplicado de la Biomecánica Deportiva abarcan variados tipos de áreas de interés tales como el desarrollo de nuevos métodos para la detección de los parámetros inerciales de los segmentos humanos basados en información obtenida a partir de deportistas "vivos"; incorporación de nuevas tecnologías fotogramétricas directas e indirectas; construcción y calibración de sistemas de referencia 3D; perfeccionamiento de los algoritmos de detección y suavizado de errores; además de toda la investigación básica desarrollada para una mejor comprensión de las habilidades deportivas (atletismo, natación, gimnasia deportiva, esquí, etc).

El nivel de desarrollo tecnológico actual en técnicas fotogramétricas ha derivado en dos tendencias básicas con características muy diferenciadas:

- ◆ **Sistemas de registro indirecto** basados en la filmación y posterior digitalización manual del gesto. Para la filmación básicamente se utilizan tecnologías cinematográficas y vídeo.
- ◆ **Sistemas de registro directo** basados en sistemas de visión artificial y de reconocimiento inteligente de marcadores corporales activos y/o pasivos de forma automatizada.

Los sistemas de registro indirecto son los más aplicados al ámbito deportivo ya que su utilización hace posible el análisis del movimiento en condiciones competitivas sin que el atleta se vea afectado (Plagenhoef, 1971). Esta y otras ventajas, a pesar de determinados inconvenientes derivados de los registros directos, hacen que los sistemas de registro indirecto sean la base tecnológica y metodológica más importante para el análisis deportivo.

Los sistemas de registro directo suelen utilizarse en situaciones de laboratorio o cuando se analizan gestos muy automatizados que no se ven afectados por la utilización del sistema de registro. La característica principal de estos sistemas reside en la reducción e incluso, a veces, en la eliminación del factor humano en la fase de detección de la posición de los marcadores corporales utilizados para detectar la posición de los segmentos humanos, ya que, habitualmente, no se requiere de un operario que maneje un sistema de digitalización tal y como requieren los sistemas de registro indirecto. Otra importante característica de los sistemas de registro directo reside en la posibilidad de obtener la información captada

de forma inmediata, lo cual permite la aplicación del "feedback" sobre el sujeto si se estimase conveniente. Esta inmediatez en la obtención de la información no es compartida por todos los desarrollos tecnológicos existentes de registro directo, algunos de los cuales pueden incluso necesitar de un largo proceso de detección y reconocimiento que supera el tiempo invertido por un operario de un sistema tradicional de digitalización.

#### **1.3.2.1. Sistemas comerciales existentes basados en registros INDIRECTOS (cinematografía y vídeo)**

Actualmente se comercializan determinados sistemas que aportan soluciones tecnológicas basadas en la utilización de filmaciones obtenidas de cámaras cinematográficas de alta velocidad y/o vídeo. Están pensados para el registro indirecto, aunque algunos de ellos también aportan de forma complementaria módulos de registro directo.

##### **★ Peak Performance System, versión 5. (1994)**

Es conocido bajo las siglas PEAK5. Este sistema de análisis, basado en el análisis del movimiento a partir de vídeo y tecnología computerizada, fue creado en 1984. Proporciona sistemas para el análisis 2D y 3D, incorpora la posibilidad de digitalización automática basada en la utilización de marcadores pasivos reflectantes, y permite análisis con cámaras en movimiento. Se pueden adquirir por separado módulos de registros analógicos directos para EMG, ECG, plataformas de fuerza, etc. Es uno de los primeros sistemas que incorpora tecnología de vídeo a 120/100 fotogramas por segundo (EEUU/Europa). La gestión del vídeo es realizada directamente desde el ordenador mediante la captura de la secuencia seleccionada que es almacenada y gestionada en el disco duro.

##### **★ Ariel Performance Analysis System. (1994)**

Se le conoce por las siglas APAS. Es un paquete integrado computerizado que permite el análisis biomecánico 2D y 3D del movimiento humano a partir de sistemas fotogramétricos basados en la utilización de vídeo. Contiene módulos para la digitalización a partir de vídeo, módulos gráficos de parámetros cinemáticos y cinéticos, representación gráfica alámbrica del cuerpo humano, capacidad de integrar tanto plataformas de fuerza, así como hasta 32 canales para EMG. Integra los procesos de adquisición de datos, análisis y presentación. El sistema ha sido diseñado con características que facilitan su



utilización por parte de usuarios no expertos, no siendo necesario tener un especial conocimiento en informática. Cada ítem de menú es acompañado por breves comentarios que clarifican su función.

★ **Kwon Film Motion Analysis Package, versión 1.01.1. (1991)**

Se le conoce bajo las siglas KWON3D. Es otro de los sistemas de análisis del movimiento humano disponible en el mercado. Integra todas las opciones necesarias en un proceso de análisis, desde la filmación hasta la presentación de resultados. La versión analizada sólo permite la digitalización de película cinematográfica de 16 mm, pero el autor comenta que en próximas versiones incluirá la posibilidad de utilización de vídeo. Permite análisis 2D y 3D. La reconstrucción de las coordenadas 3D se realiza mediante las técnicas de la transformación lineal directa (DLT). Obtiene cálculos de múltiples variables cinemáticas y dinámicas. Utiliza gráficos de bastones del cuerpo humano, gráficos de variables y sincronización de ambos tipos de gráficos. El modelo inercial utilizado se basa en los datos de Clauser et al. (1975), aunque el usuario puede optar por introducir sus propios parámetros inerciales. Incorpora herramientas muy útiles para ampliar la polivalencia del sistema mediante la utilización de determinados ficheros de configuración para dispositivos externos (plotter, tarjeta digitalizadora, impresora, etc) que pueden ser modificados fácilmente por el usuario.

**1.3.2.2. Sistemas comerciales existentes basados en registros DIRECTOS (visión artificial, detección automática de marcadores)**

A partir de 1960 la aparición de tecnologías asociadas al vídeo permitieron perfeccionar los sistemas de reconocimiento de marcadores de forma automática, proceso que en definitiva abrevia el proceso de digitalización, eliminando el factor humano inherente en esta fase (Woltring y Huiskes, 1990). En la actualidad estos sistemas de detección automática/semiautomática están facilitados vía hardware o software. Algunos de estos sistemas son:

★ **Sistemas basados en vídeo:**

- **VICON** (Video CONvertor; producido por Oxford Metrics, Oxford, Gran Bretaña). Puede utilizar hasta 7 videocámaras para detectar marcadores

reflectantes colocados sobre el cuerpo en combinación con infrarrojos e iluminación estroboscópica. Las cámaras son colocadas en anillo alrededor del cuerpo. La luz solar y luces incandescentes pueden alterar la detección. El software reconoce y detecta los marcadores reconstruyendo las coordenadas 3D. Funciona a 50-60 Hz, y requiere gran cantidad de tiempo de proceso de detección así como la ayuda de operador en determinados casos. El tamaño del espacio en donde se puede realizar el proceso de detección es reducido.

★ **Sistemas basados en fotodetectores:**

- **SELSPOT-II** (SELelective light SPOT recognition, producido por SELSPOT AB, Partille, Suecia). Se basa en la determinación de la posición de un marcador luminoso sobre un semiconductor fotodetector. Los marcadores son pequeños dispositivos emisores de luz infrarroja («leds») posicionados en la piel, pudiéndose ubicar hasta un máximo de 128.
- **WATSMART** (producido por Northern Digital Inc, Waterloo, Ontario, Canadá). Es similar al sistema SELSPOT-II.

Tanto SELSPOT como WATSMART tienen como ventajas, con respecto a sistemas basados en vídeo, que pueden utilizarse de forma limitada en algunas situaciones con luz solar, tienen mayor resolución espacial y temporal (frecuencia) y aportan la completa automatización de la detección de los marcadores. Los marcadores activos utilizados pueden verse afectados por reflejos luminosos producidos por segmentos corporales, paredes, techo...

★ **Sistemas basados en Escanner Optomecánico:**

- **CODA-3** (Cartesian Optoelectronic Digital Anthropometer, producido por Charnwood Dynamics Ltd, Loughborough, Leic, Gran Bretaña). Está basado en la utilización de marcadores reflectantes que reflejan rayos de luz proyectados externamente. La detección de los reflejos, así como su color, proporciona la información necesaria para la reconstrucción de las coordenadas. Ventajas del sistema CODA-3 con respecto a los tres anteriores: los marcadores son pasivos, dan una alta resolución espacio-temporal, obtención de coordenadas a tiempo real. El número de marcadores disponibles de forma simultánea es reducido (8-12).

**★ Sistemas Röntgenográficos:**

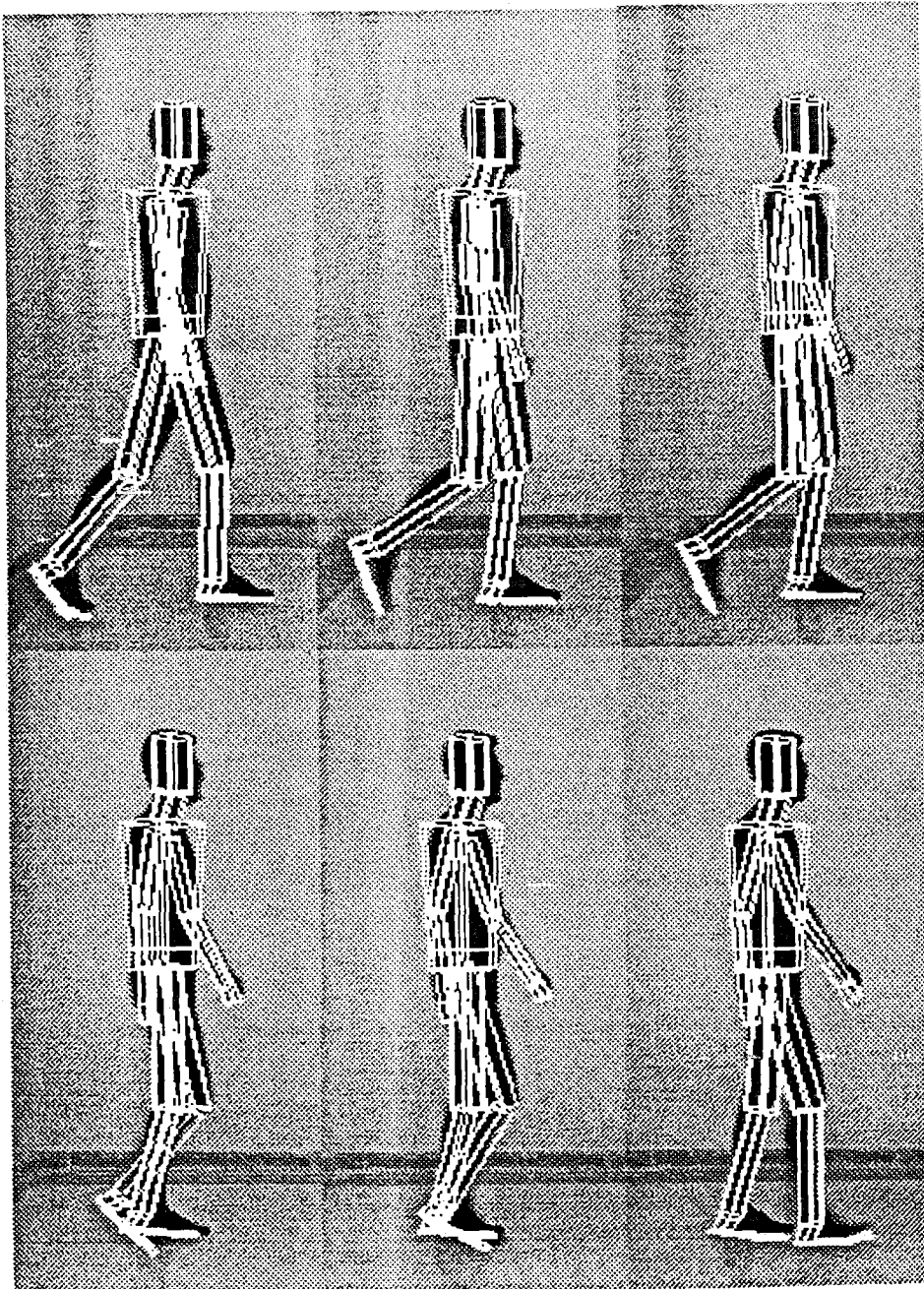
Similares a los sistemas basados en escanners optomecánicos anteriormente comentados, diferenciándose en la utilización de radiación electromagnética. Es necesario también la utilización de marcadores, aunque éstos son de pequeño tamaño. Al igual que otros sistemas basados en marcadores pasivos su identificación puede ser dificultosa y esto ralentiza el proceso de reconstrucción.

**★ Sistemas basados en Ultrasonidos:**

De forma estricta podrían no incluirse dentro de las técnicas fotogramétricas, pero en la práctica deben ser considerados como tales. Se basan en la utilización de marcadores que consisten en pequeños emisores de sonido cuya señal es captada por micrófonos ubicados en la periferia del área de análisis. El Instituto Biomecánico de Valencia (IBV) ha desarrollado un sistema basado en esta tecnología mediante el cual ha sido posible analizar y controlar las variables que determinan la eficacia en gestos de elevada precisión como es el disparo con carabina.

**★ Sistemas de detección de contornos mediante algoritmos de inteligencia artificial:**

Se basan en la detección automática del contorno de la silueta humana a partir de la que puede realizarse la digitalización automática mediante técnicas de visión artificial. Para ello hay que utilizar de forma combinada la imagen de vídeo filmada, con un modelo o patrón motor del gesto analizado. Perales et al. (1993) han desarrollado un sistema tecnológico de este tipo adaptado al análisis de la marcha humana. La determinación del patrón de la marcha es obtenido a partir de la digitalización de un ciclo completo de paso mediante las técnicas tradicionales de digitalización a partir de las cuales se genera un modelo teórico de marcha para el individuo analizado. A partir de este patrón, y mediante técnicas de reconocimiento de contornos, se detecta la posición de los segmentos corporales y se ajustan esas posiciones a partir de la información del modelo (figura 1.4). Para que la detección sea fiable la filmación debe obtenerse en condiciones en las cuales el contraste cuerpo-fondo sea elevado. El algoritmo funciona en 2D tomando como base una imagen lateral del gesto.



**Figura 1.4.** *Tecnología de detección de contornos basada en imágenes filmadas con vídeo (adaptado de Perales et al., 1993).*

### 1.3.2.3. Utilización de soportes lógicos (software) de desarrollo propio

La Biomecánica Deportiva actual es una perspectiva científica que requiere un equipamiento costoso y específico que no está habitualmente al alcance de muchos investigadores (Barton y Barton, 1992). Esto exige en muchos casos el desarrollo de sistemas de análisis propios que cubran las demandas y necesidades específicas de cada investigación en el ámbito de la Biomecánica Deportiva.

Aunque tal y como se ha reflejado en los párrafos anteriores, existen paquetes comerciales que proporcionan al investigador las herramientas necesarias, éstos tienen una estructura demasiado cerrada con respecto al amplio concepto que supone la investigación deportiva. Por esta razón y otras de tipo económico, su utilización implica en múltiples ocasiones una serie de desventajas que hacen necesario el desarrollo, por parte del investigador, de sistemas creados por él mismo. Esto permite adaptarlos a sus necesidades, implementando las características necesarias en las investigaciones en curso.

Las desventajas de los paquetes comerciales residen en múltiples factores. Entre otros en su elevado precio en la mayoría de los casos. Adolecen de características necesarias para las investigaciones en el ámbito de la Biomecánica Deportiva como son la adaptabilidad a las necesidades de cada investigación, transparencia, versatilidad, polivalencia, facilidad de manejo que no requiera personal cualificado, no dependencia del investigador con respecto al fabricante, posibilidad de introducir algoritmos propios y añadir módulos nuevos, etc. Estas han sido las causas por las cuales gran parte de los grupos de investigación en este ámbito tienden a desarrollar sus propias tecnologías.

En los soportes comerciales, algunas de estas desventajas se están superando actualmente, aunque no hasta el punto de sustituir plenamente a los sistemas de desarrollo propio por los sistemas comerciales. Al menos éste es el caso del Laboratorio de Biomecánica de la Facultad de Ciencias de la Actividad Física y el Deporte de la Universidad de Granada, el cual mantiene una trayectoria tendente a desarrollar sus propios sistemas con el propósito de abrir la investigación a la imaginación de los investigadores y no restringirla al uso encorsetado de los paquetes comerciales.

El desarrollo de soportes lógicos (software) adaptados para el análisis biomecánico debe tener en cuenta la constante renovación, perfeccionamiento y avance en las tecnologías interactuantes. En este sentido el desarrollo de módulos individuales especialmente

adaptados a funciones muy específicas (digitalización, suavizado, algoritmos de cálculo, etc), facilitaría su posterior renovación.

La tendencia actual en la utilización de tecnologías fotogramétricas basadas en imágenes filmadas con vídeo (Angulo y Dapena, 1992; Vera et al., 1987), está produciendo que sea ésta una de las áreas en donde más se renueven los sistemas de análisis. La utilización del vídeo afectará a los módulos especialmente vinculados con el proceso de registro (digitalización). Así habrá que tener en cuenta el tipo de digitalizador utilizado, el proyector requerido para la digitalización, la utilización de tarjetas capturadoras de imagen de vídeo para la digitalización mediante ordenador, el sistema operativo o entorno gráfico utilizado como plataforma del sistema, etc.

La utilización de ficheros de configuración flexible se hace imprescindible en un desarrollo tecnológico de este tipo, sobre todo en lo relativo al tipo de dispositivos externos utilizados (digitalizadores, tarjetas, impresoras, plotters, etc). Esto permitiría un incremento en la polivalencia de los sistemas siempre y cuando el usuario u operario de los mismos pudiera acceder y modificar fácilmente estos ficheros.

#### **1.4. LA REPRESENTACION GRAFICA Y SU IMPORTANCIA EN EL ANALISIS BIOMECANICO**

El uso creciente y extensivo de los medios audiovisuales en la sociedad actual está demostrando la importancia del desarrollo de los gráficos como medio imprescindible en todo proceso de enseñanza-aprendizaje. En este sentido la utilización del ordenador es básica en el proceso de creación audiovisual como medio de desarrollo, expresión, y presentación. La implicación del ordenador en el desarrollo de las revolucionarias tecnologías "Multimedia" se hace imprescindible ya que el mismo término *multimedia* implica la unión de la televisión, el sonido digital y el ordenador personal (Shaddock, 1994).

Actualmente la mayor parte de la información se adquiere a través de la imagen, de ahí que sean constantes los esfuerzos que los centros de investigación especializados están realizando en este sentido. La antigua complejidad en el aprendizaje y manejo de los ordenadores está siendo superada gracias a la utilización de gráficos que permiten ahorrar tiempo en el aprendizaje, comprensión y dominio de los soportes lógicos (software) utilizados por los usuarios. En este sentido la introducción de paquetes y utilización de

software con interface gráfica ha simplificado el manejo de programas complejos, como es el caso de entornos gráficos y sistemas operativos tales como Windows u OS/2 que han potenciado aún más esta tendencia en el mundo de los ordenadores compatibles (PCs).

En el campo de la programación cada vez son mayores las oportunidades para los programadores gráficos. La existencia de millones de ordenadores personales en cualquier lugar del mundo, la mayoría de los cuales tienen capacidad gráfica (bien sea VGA o SVGA), ha incrementado el potencial de utilización del ordenador por parte, no sólo de la comunidad científica, sino también del gran público.

#### 1.4.1. Gráficos Bidimensionales (2D) y tridimensionales (3D)

¿Supone realmente una diferencia significativa el hecho de introducir gráficos 3D en los programas?. Evidentemente sí, porque una imagen vale más que mil palabras, para ello expondremos a continuación un ejemplo clarificador. Conceptualmente podríamos distinguir tres tipos de visiones gráficas tal y como se describen en la figura 1.5.

◆ **Ortogonal:**

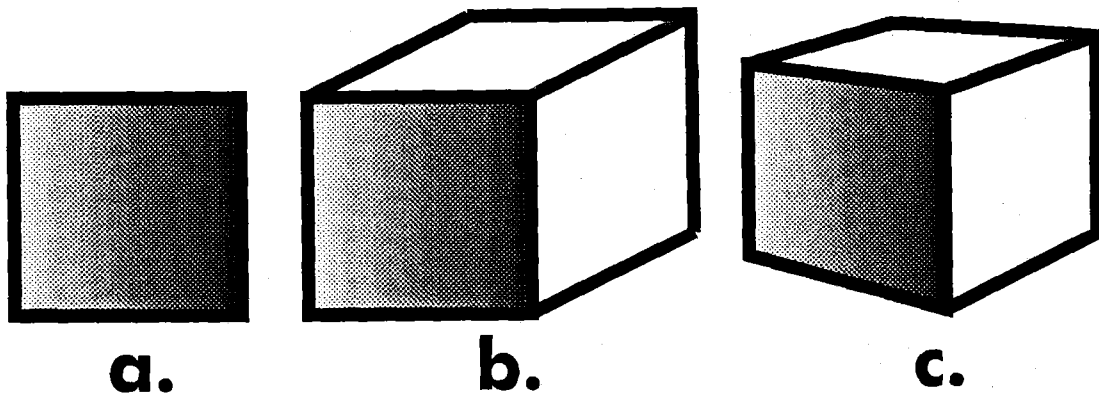
Las perspectivas, frontal, posterior, superior, inferior, y lateral derecha e izquierda de un modelo se denominan a menudo perspectivas ortogonales. Como puede verse en la figura 1.5.a, la información visual que da una visión ortogonal es muy limitada, realmente es una visión bidimensional (2D, dos dimensiones).

◆ **Perspectiva Isométrica:**

La visión isométrica representada en la figura 1.5.b se basa en líneas dibujadas en ángulos de 30° para simular profundidad y con frecuencia se le llama dos dimensiones y media (2½D) aunque, al igual que la ortogonal, es una visión bidimensional (2D). A pesar de que un dibujo isométrico ofrece más información visual que una visión ortogonal, no constituye una representación donde se reconstruya el mundo real en tres dimensiones (3D).

◆ **Visión Tridimensional (3D):**

Estas visiones no ofrecen aproximaciones o simulaciones del mundo, sino que lo imitan de forma fidedigna (véase la figura 1.5.c). Los gráficos 3D representan fielmente la forma de los objetos del mundo real, algo que no sucede con las visiones 2D.



*Figura 1.5. Tipos de representaciones gráficas.*

Las características de las visiones 3D incrementan su potencia si incluimos la posibilidad de rotar el objeto para observarlo desde diferentes puntos de vista, mejorando la percepción de los detalles. Los estudios científicos (Adams, 1991) han demostrado que se aumenta la facilidad de la visualización cuando se añaden gráficos 3D y animación a las imágenes generadas por el ordenador. Luego podríamos concluir que en un primer nivel de interés encontraríamos la necesidad de utilizar gráficos. En un segundo nivel estarían los gráficos 3D. En un tercer nivel la utilización de gráficos 3D animados implicaría la máxima efectividad en cuanto al grado de comunicación entre el ordenador y el usuario.

#### **1.4.2. Importancia de la utilización de gráficos en Biomecánica**

Con el desarrollo tecnológico actual ya es posible e imprescindible que los sistemas de análisis del movimiento abarquen el análisis tridimensional (3D) sin dejar de lado el análisis bidimensional (2D). Esto conlleva que los sistemas de análisis deban plantearse la implementación de módulos de representación gráfica 3D y 2D.

La representación gráfica se puede considerar como un complemento que se hace imprescindible para cualquier tipo de análisis biomecánico. Las variables cinemáticas y cinéticas obtenidas podrán ser estudiadas desde un punto de vista estadístico y gráfico. Las



coordenadas que definen la localización y ubicación del móvil que hayamos analizado (cuerpo humano, implementos deportivos, etc) deberán ser plasmadas de forma gráfica para una mejor comprensión y análisis de las posiciones adoptadas. Sincronizar la representación gráfica de parámetros cinemático/cinéticos junto a la figura humana permitirá profundizar en las interacciones e interpretación de los gestos motrices con los cálculos físicos.

El sistema desarrollado en esta tesis doctoral, aunque permite el análisis bidimensional (2D) del movimiento, pretende centrarse como principal objetivo en el análisis tridimensional (3D). Para ello, además de los módulos de cálculo de variables cinemáticas y dinámicas habituales en cualquier sistemas de análisis biomecánico, también se han introducido potentes utilidades que desarrollan plenamente los gráficos requeridos en el análisis biomecánico de las habilidades deportivas, tanto 3D como 2D.

### 1.4.3. Tipos de gráficos utilizados en Biomecánica Deportiva

Desde un punto de vista biomecánico la representación gráfica del cuerpo humano tradicionalmente se ha basado en la utilización de la denominada figura alámbrica mediante bastones ("stick figure"). Esta figura es conseguida al trazar simples líneas que conectan los centros articulares obtenidos tras el proceso de digitalización y cálculo (habitualmente se utilizan entre 18 y 21 puntos), adoptando una forma esquemática del esqueleto humano. Esta figura simplificada del cuerpo humano es denominada en el ámbito biomecánico como "mono", "maniquí" o "endoesqueleto" (figura 1.6.a).

Sobre este modelo básico se han desarrollado otros modelos más o menos complejos, basados en la utilización de figuras geométricas tales como troncos de cono, paralelepípedos, elipses, etc. Estos otros modelos siguen siendo simulaciones que no alcanzan un grado de realismo elevado, aunque tienen la ventaja de facilitar la comprensión del movimiento en el análisis (figura 1.6.b y c).

El desarrollo de soportes lógicos basados en estructuras de tipo alámbrico que no requieren algoritmos de acabado (rendering) ha permitido el desarrollo de paquetes gráficos para la gestión de animaciones bastantes versátiles (Soto y Gutiérrez, 1992a, 1992b).

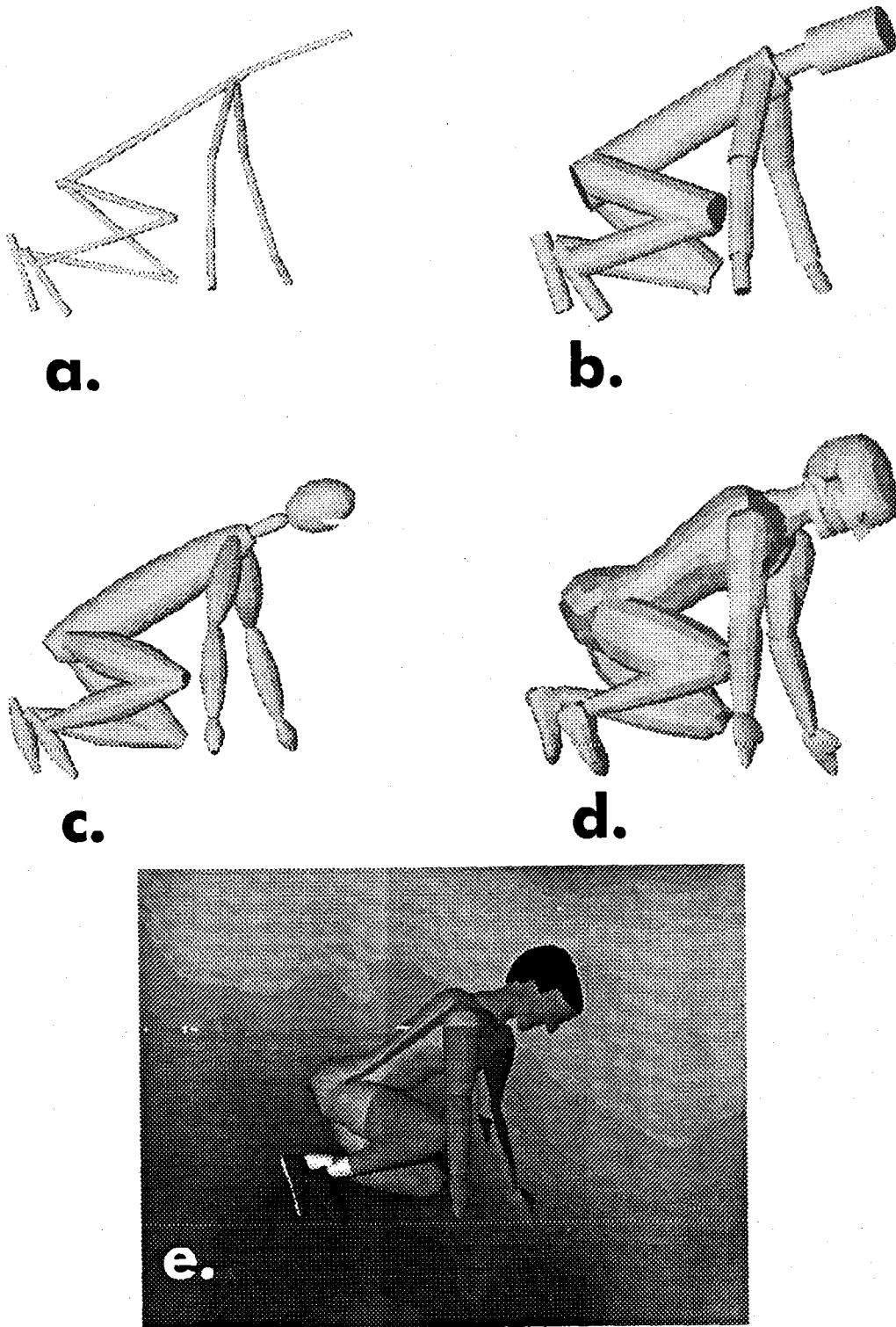
El desarrollo de un módulo que permita la representación gráfica 3D simulando de forma realista la morfología del cuerpo humano ha sido otro de los objetivos marcados en

la realización de esta tesis doctoral. Con este módulo hemos pretendido resolver una serie de cuestiones como la de dar realismo a la figura corporal, proporcionar una simulación de la morfología humana en cuanto al contorno de los segmentos y perfeccionar el aspecto estético de la presentación de resultados. (figura 1.6.d y e).

Pero la principal novedad de este módulo no reside en el perfeccionamiento del aspecto estético de la representación gráfica. Sino que su razón de ser está en la inclusión de una serie de algoritmos que permiten obtener un modelo tridimensional de segmentos de longitudes fijas, permitiendo suavizar el error producido por longitudes segmentarias incorrectas. Hay algoritmos de detección y corrección de angulaciones erróneas producidas por incorrecta digitalización. Se ha generado un modelo de tronco no rígido que pretende dar alguna solución a la movilidad de hombros, caderas y flexión de tronco. Este modelo posibilitará la obtención de parámetros inerciales individualizados.

Anteriormente hemos desarrollado en colaboración con otros grupos de investigación de la Universidad de Granada (Departamento de Lenguajes y Sistemas Informáticos) un modelo gráfico 3D que simula de forma realista la morfología humana (Revelles et al., 1993). Esta primera aproximación validó un modelo humano simple que no profundizaba en los problemas de ubicación y escalado segmentario. Por otro lado dejaba sin resolver la problemática de modelar un tronco deformable. La experiencia obtenida en ese trabajo generó nuevas ideas, plasmadas en esta tesis doctoral, sobre el correcto modelado, jerarquización y construcción de un modelo 3D realista del cuerpo humano.

La creación y presentación de este modelo ha sido resuelta mediante la inclusión de algoritmos de acabado (rendering) que permiten la eliminación de facetas ocultas y el sombreado, proporcionando una primera y rápida visión del modelo humano (figura 1.6.d). El objetivo en este módulo no ha sido el desarrollo de un paquete gráfico 3D que obtenga calidad profesional en las técnicas de acabado (rendering), sino el conseguir unas rutinas rápidas y simples que nos permitan seleccionar las características de la escena que podremos exportar a un trazador de rayos profesional como es el POV (persistence of Vision Raytracer) (figura 1.6.e) o un paquete de CAD como es el 3D-Studio, Autocad.



**Figura 1.6.** *Tipos de representaciones gráficas del cuerpo humano, (a) alámbrica, (b) cilindros, (c) troncos de cono, (d) realista simple, (e) realista compleja.*

### 1.5. **OBJETIVOS**

Básicamente ésta es una tesis doctoral de desarrollo de sistemas y por este motivo los objetivos planteados a priori se centran más en la metodología y desarrollo tecnológico básico que en el planteamiento de una metodología experimental. Sin embargo para la puesta a punto del sistema a desarrollar se elaborarán diversos estudios piloto que permitirán validar el sistema, en los cuales se utilizará la metodología desarrollada para permitir el análisis biomecánico tridimensional. Por estas razones se han planteado dos objetivos generales que se han concretado en diversos objetivos específicos.

#### **Objetivos Generales:**

1. Desarrollar un soporte lógico (software) que permita realizar el análisis biomecánico tridimensional (3D) del movimiento deportivo, utilizando técnicas de análisis de imágenes basadas en la utilización del vídeo como herramienta de captación del movimiento.
2. Obtener una representación gráfica tridimensional (3D) que simule de forma realista la morfología del cuerpo humano.

#### **Objetivos Específicos:**

- a. Establecer una metodología para el análisis tridimensional de volúmenes espaciales reducidos y medios, que conllevará la construcción y calibración de sistemas de referencia que permitan el análisis tridimensional.
- b. Desarrollar todos los algoritmos de cálculo necesarios:
  - b.1. Obtener las coordenadas digitalizadas del móvil motivo de estudio, para lo que será necesario utilizar una tarjeta capturadora de vídeo para poder introducir la imagen filmada en el ordenador donde será procesada mediante la utilización del ratón.
  - b.2. Elaborar rutinas que permitan procesar los datos digitalizados, entre las que destacan los algoritmos de reducción de errores que a su vez permitan interpolar. En este sentido utilizaremos los splines de quinto grado. Se

desarrollarán otros algoritmos que sincronicen las dos visiones digitalizadas y para la obtención de las coordenadas tridimensionales se aplicará el algoritmo de la transformación lineal directa (DLT).

- b.3. Crear algoritmos que permitan obtener parámetros cinemáticos y cinéticos necesarios para el análisis del movimiento: parámetros espaciales (distancias, alturas, longitudes, goniometría), parámetros temporales (duración de fases, intervalos temporales), velocidades lineales y angulares, aceleraciones lineales y angulares, centro de gravedad, etc. Introducir módulos de análisis estadístico de los parámetros anteriormente citados.
  
- c. Elaborar un módulo de representación gráfica 3D y 2D que permita la generación de gráficos 3D y 2D de los parámetros obtenidos, así como de la figura humana, implementos y otros objetos externos. Se incluirá dentro de este módulo, un gestor de animaciones gráficas que permitirá visualizar diferentes tipos de representaciones gráficas de la figura humana, desde la simple representación alámbrica ("stick figure"), pasando por representaciones que simulen el volumen segmentario (truncos de cono, elipses), hasta llegar a la complejidad de una representación gráfica tridimensional (3D) que simule de forma realista la morfología del cuerpo humano. Para ello habrá que:
  - c.1. Elaborar los algoritmos de cálculo necesarios para la obtención de un modelo humano de segmentos asimétricos así como su escalado, rotación y traslación.
  - c.2. Introducir algoritmos que permitan la creación de imágenes gráficas realistas del modelo humano utilizando funciones de acabado (rendering) basados en la eliminación de facetas ocultas y sombreado.
  - c.3. Utilizar el modelo obtenido para generar nuevas coordenadas 3D que definan un modelo de segmentos de longitudes fijas.
  - c.4. Diseñar algoritmos que generen una estructura flexible del segmento tronco que permita movilizar de forma independiente la línea de hombros con respecto a la línea de caderas, así como permitirle los movimientos de flexión y rotación longitudinal.
  
- d. Incrementar la polivalencia del sistema de forma tal que propicie el análisis no sólo

del típico modelo biomecánico de cuerpo humano (14 segmentos) sino de cualquier otro posible. Así mismo se permitirá el análisis de todo tipo de instrumental (objetos externos, implementos, equipamientos deportivos que sean requeridos, etc), para lo que se generará una base de datos sobre diversos implementos y objetos externos de uso habitual en el ámbito deportivo.

- e. Crear un interface de usuario potente, versátil, ameno, de fácil utilización, con abundante información de ayuda, que mantenga una misma filosofía y que integre todos los módulos desarrollados.
- f. Realizar la puesta a punto del sistema desarrollado, chequeando los posibles errores que puedan existir y previendo los más habituales producidos por una incorrecta utilización por parte del usuario.

**2. BASES PARA LA ELABORACION DE UN  
SISTEMA DE ANALISIS FOTOGRAFICO  
COMPUTERIZADO TRIDIMENSIONAL**

---

## 2. BASES PARA LA ELABORACION DE UN SISTEMA DE ANALISIS FOTOGRAMETRICO COMPUTERIZADO TRIDIMENSIONAL

---

En este segundo capítulo desarrollaremos ampliamente todas las características que debe incluir un sistema de análisis tridimensional basado en tecnologías fotogramétricas que utilizan imágenes obtenidas con vídeo o cinematografía. El sistema desarrollado utiliza las técnicas de registro indirectas que han demostrado ser la alternativa más válida para el estudio de los gestos deportivos, en gran parte por sus características no invasoras sobre el deportista tal y como hemos analizado en el capítulo anterior. Para ello se realizará un análisis comparado de las diversas alternativas existentes en el ámbito científico actual, a partir de las cuales se seleccionará la más adecuada para su implementación en el sistema desarrollado en esta tesis. El sistema de análisis fotogramétrico *CIBORG* es el resultado de todo un proceso de selección de metodologías y algoritmos que han sido considerados como los más adecuados para el análisis del movimiento deportivo.

En primer lugar se definirá el modelo humano a utilizar seleccionando los parámetros inerciales más convenientes para el análisis de eventos deportivos. Se establecerán los criterios más relevantes que nos permitirán seleccionar los gestos motivo de análisis. Se analizarán las características generales de un sistema de análisis tridimensional teniendo en cuenta las fases secuenciales que lo describen. La filmación del evento deportivo debe utilizar una metodología rigurosa ya que ésta es la fuente principal de posibles errores asociados al análisis. Para ello se analizarán los criterios a tener en cuenta y se compararán las dos grandes tecnologías de registro existentes (vídeo y cinematografía). El proceso de computerización de los datos se inicia con la fase de digitalización, proceso mediante el cual son detectadas y almacenadas en el ordenador las coordenadas planas de los puntos corporales utilizados. Será necesario utilizar algoritmos de suavización que eliminen parcial o totalmente los errores sistemáticos y/o aleatorios generados en fases previas (filmación y digitalización). Si la frecuencia de muestreo de la cámara utilizada es reducida podrían utilizarse algoritmos de interpolación que incrementen la citada frecuencia hasta el rango deseado. Los estudios fotogramétricos tridimensionales se basan en la utilización de, al menos, dos cámaras sincronizadas; en caso contrario habrá que proceder a sincronizar los parámetros temporales obtenidos. La reconstrucción tridimensional (3D) de las coordenadas es realizada mediante la utilización del algoritmo más usual en el ámbito de la Biomecánica Deportiva como es la transformación lineal directa (DLT). Las coordenadas 3D obtenidas podrán ser analizadas espacial y temporalmente, obteniéndose las diversas variables cinemáticas y dinámicas que el investigador estime convenientes. El análisis de los resultados puede ampliarse mediante la introducción de gráficos y animación de modelos



humanos simples, a partir de los cuales se generarán los pertinentes informes.

## **2.1. *PARAMETROS INERCIALES DEL MODELO HUMANO***

Como se ha comentado en el capítulo dedicado a la introducción de este trabajo, el análisis del movimiento humano desde la perspectiva de la Biomecánica Deportiva, parte de una concepción mecanicista del cuerpo humano en la cual es definido como un sistema formado por un número determinado de segmentos rígidos articulados mediante enlaces puntuales. A los modelos humanos de segmentos rígidos se les puede incrementar su complejidad y precisión incluyendo la posibilidad de admitir determinadas deformaciones existentes en los materiales biológicos, perdiendo su original concepción rígida.

El punto de partida de todo análisis biomecánico debe iniciarse con la definición del modelo mecánico del cuerpo humano que se va a utilizar, determinando qué segmentos se considerarán, cómo se definen esos segmentos y cual es el comportamiento dinámico permitido a nivel articular (grados de libertad de las articulaciones). El modelo estaría incompleto si sólo se caracterizaran sus segmentos y puntos anatómicos, haciendo falta incluir en el mismo ciertos parámetros inerciales para completar la descripción de un modelo humano desde el punto de vista biomecánico.

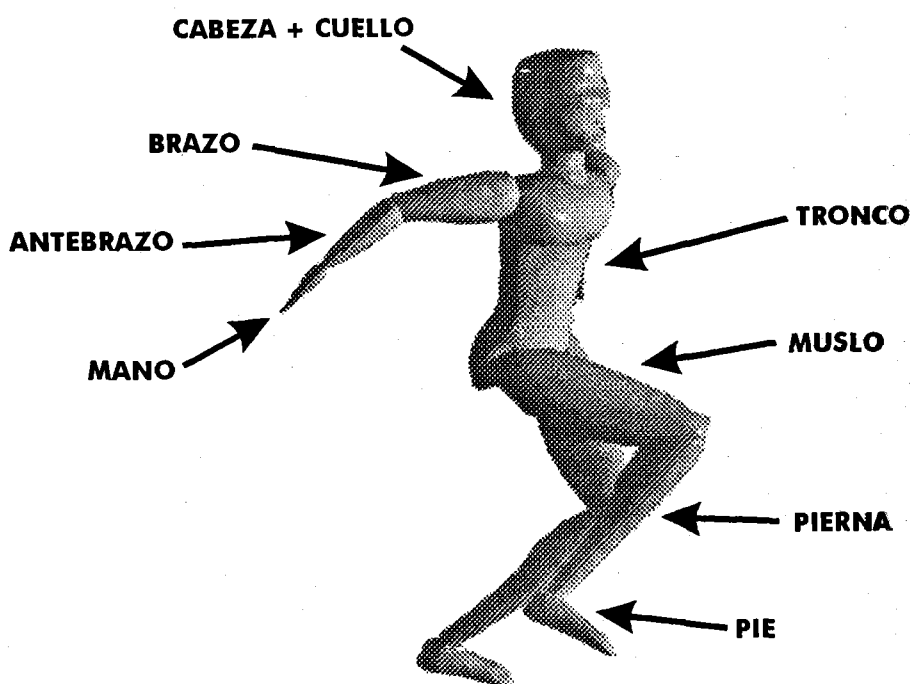
A continuación se detallarán los puntos anatómicos, segmentos corporales y parámetros inerciales considerados como más relevantes en el ámbito de la Biomecánica Deportiva, dedicándose especial atención a los parámetros inerciales más útiles en el análisis de las habilidades deportivas, así como los adoptados en esta tesis doctoral. Este interés manifiesto en los parámetros inerciales se debe a que son la base para el análisis cuantitativo del movimiento humano, ya que gracias a ellos se pueden obtener parámetros tan interesantes como el centro de gravedad (CG) y el momento angular (H).

### **2.1.1. Segmentos y puntos anatómicos del modelo humano**

Para la determinación de la ubicación de un segmento son imprescindibles, como mínimo, dos puntos que definan su eje longitudinal, los cuales habitualmente, se corresponden con los extremos del eje longitudinal y se les conoce como punto proximal (en donde se inicia el segmento) y punto distal (en donde finaliza el segmento). La localización de estos puntos puede determinarse a partir de puntos anatómicamente

conocidos ya sean de tipo interno (centros de rotación articular, puntos topológicos óseos, etc), como epidérmicos o superficiales (protuberancias, puntos característicos de la piel, etc).

La segmentación del cuerpo humano puede realizarse de múltiples formas, dependiendo de cual sea el objeto de estudio, aunque habitualmente, tal y como plantean McDonald y Dapena (1991), se utilizan modelos de 14 segmentos como los expresados en la figura 2.1. Habitualmente estos segmentos son los siguientes: dos pies, dos pantorrillas, dos muslos, dos brazos, dos antebrazos, dos manos, un tronco y una cabeza. Con leves variaciones éstos son los segmentos considerados como estándar en los análisis biomecánicos deportivos.



*Figura 2.1. Segmentos más habituales utilizados en los modelos biomecánicos.*

Las modificaciones o adaptaciones más habituales realizadas sobre este modelo básico pueden ser del tipo siguiente:

- ◆ Considerar el tronco no como un segmento único sino subdividirlo en dos, tres o más segmentos (tórax, abdomen y pelvis por ejemplo), siendo éste el caso del modelo desarrollado inicialmente por Dempster (1955) y Plagenhoef (1962, 1971),

que ha sido adoptado por diversos autores posteriores.

- ◆ Simplificar la segmentación reduciendo el número de segmentos, lo que implica asumir que determinadas articulaciones se comporten de forma rígida perdiéndose la movilidad en ellas. Yeadon (1994) plantea un modelo simplificado de este tipo, aplicado sólo a movimientos aéreos gimnásticos en los cuales se asume que no hay movimientos a nivel de las articulaciones de muñeca, tobillo y cuello. Kwon (1991) utiliza un modelo básico de 19 puntos en el cual no incluye el tobillo, supraesternal, ni el hueco supraesternal, aunque su sistema de análisis permite la posibilidad de modificar el tipo de modelo según el deseo del usuario.

Al margen de la utilización de un número más o menos variable de segmentos en el modelo mecánico, lo cierto es que cuando se pretende desarrollar un modelo espacial (3D) de segmentos, en los cuales sea preciso orientarlos sobre su eje longitudinal, se requerirán como mínimo 3 puntos, el proximal y el distal que definan el eje longitudinal de rotación, y un tercero que defina el plano. Por ejemplo, el eje de la cabeza es definido por los puntos vértex y gonion medio, siendo necesario la utilización de un tercer punto como es la nariz para obtener la rotación alrededor del citado eje, con el propósito de orientar la cabeza.

La determinación de cuales deben ser las localizaciones epidérmicas, centros articulares u otras ubicaciones puntuales requeridas para la definición de los segmentos, dependerán de qué segmentos se necesiten, o qué modelo de parámetros inerciales estemos utilizando. En este sentido el investigador tiene que precisar siempre de forma detallada cuales son los puntos anatómicos a utilizar para una correcta localización y gestión de los datos obtenidos, más aún si van a ser utilizados por otros investigadores.

El inconveniente de los segmentos referenciados mediante puntos epidérmicos superficiales es que no determinan perfectamente segmentos de longitudes fijas ya que los movimientos de la piel modifican su localización de forma aleatoria, alterando las longitudes. De ahí que la mayor parte de los autores del ámbito de la Biomecánica Deportiva hayan rechazado modelos humanos basados en puntos epidérmicos superficiales y utilicen centros de rotación articulares u otros puntos basados en ubicaciones topográficas óseas (de Leva, 1993). Esta quizás sea la razón más importante por la que actualmente existe una tendencia generalizada en la utilización de localizaciones de centros articulares. En la figura 2.2. se expresan algunos de los puntos anatómicos más habituales en el ámbito de la Biomecánica Deportiva.

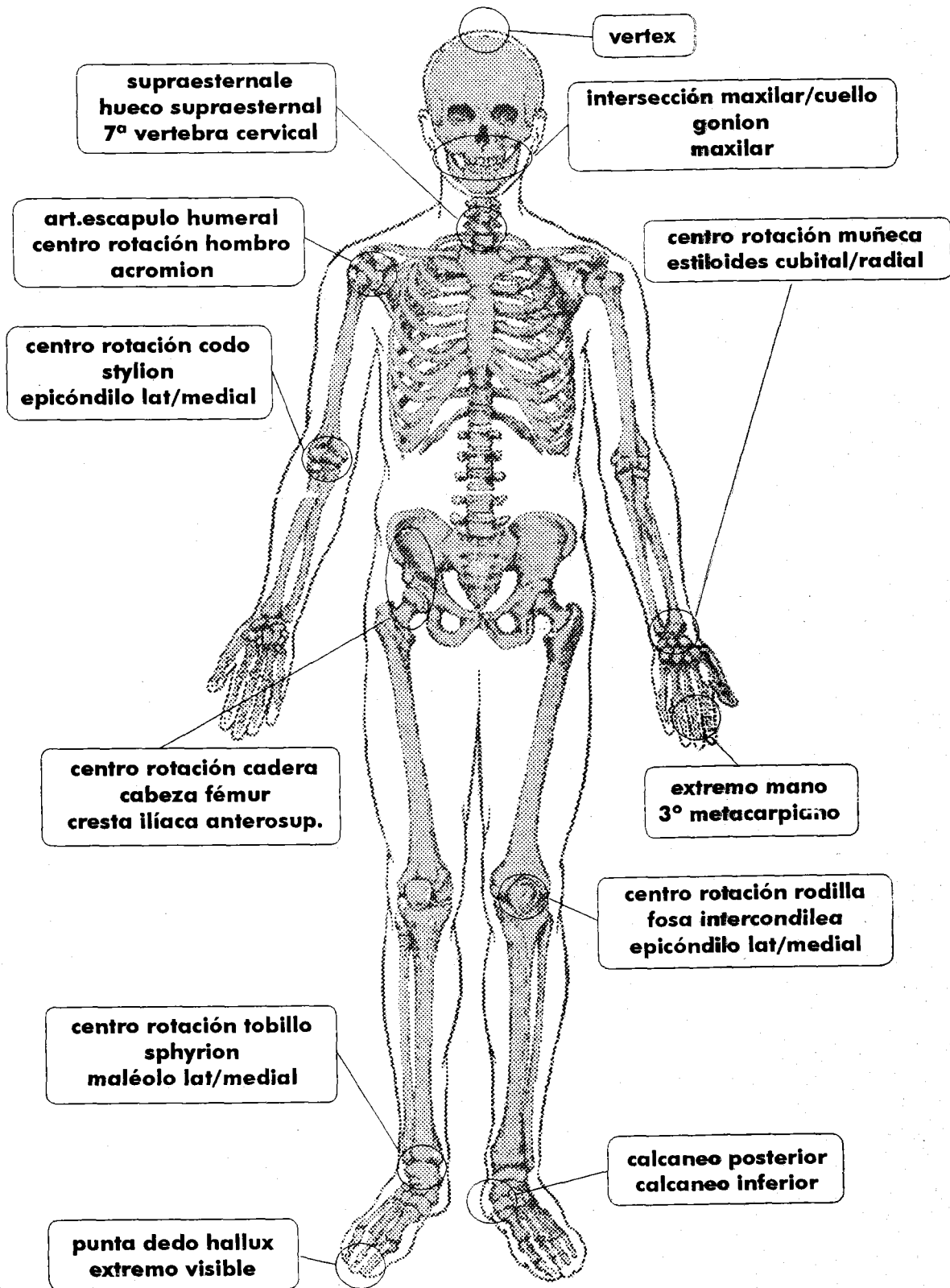
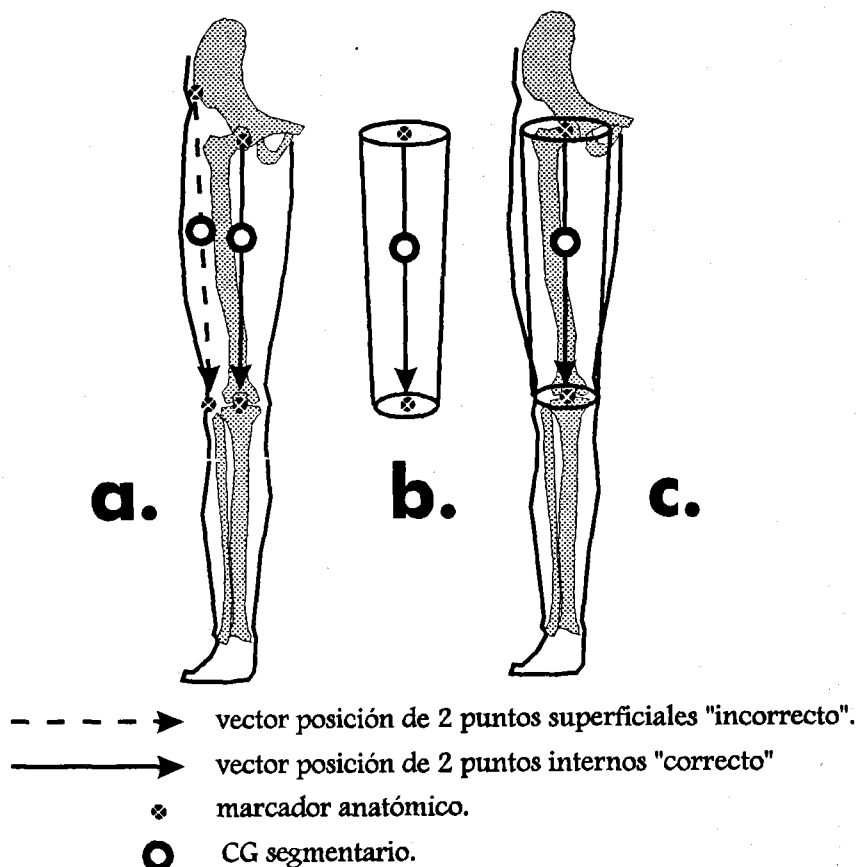


Figura 2.2. Puntos anatómicos más habituales utilizados en los modelos biomecánicos.

Otro gran inconveniente de los puntos epidérmicos consiste en que no determinan de forma precisa los ejes longitudinales de los segmentos, ya que definen vectores alejados con respecto al centro geométrico del segmento. Uno de los parámetros más importantes en el análisis del movimiento humano es el centro de gravedad segmentario; este parámetro resume la masa de todo el segmento en una localización espacial determinada. Considerando que la masa ósea es la que mayor porcentaje aporta a la entidad segmentaria, y que ésta se encuentra repartida mayoritariamente en el centro del segmento, podemos concluir que el vector definido por los puntos proximal y distal debe coincidir con el eje longitudinal medial del segmento (véase figura 2.3.a). Si se pudiesen resumir geoméricamente los segmentos humanos en la figura de un cilindro, el CG se correspondería con un punto localizado a lo largo del eje formado por la unión de los centros geométricos de los círculos que delimitan sus extremos (véase figura 2.3.b). Traspasando esta situación geométrica del cilindro a los segmentos humanos, los centros geométricos de los círculos podrían ser los centros de rotación articular, pero nunca se corresponderían con puntos epidérmicos superficiales (véase figura 2.3.c).



**Figura 2.3.** Localización del CG de un segmento en base a la utilización de puntos internos y epidérmicos.

La mayor parte de los segmentos corporales en los que habitualmente se segmenta el cuerpo humano desde el punto de vista biomecánico, suelen tener propiedades no deformables, son rígidos. En el caso de algunos segmentos (pantorrilla, muslo, brazo, antebrazo y cráneo) el planteamiento de la rigidez puede ser aceptado partiendo de la base anatómica de que las distancias óseas de los citados segmentos son prácticamente invariables (Vcra et al., 1988). Siendo rigurosos en nuestro análisis, se podría considerar que existen otros segmentos deformables en cierto grado (cuello, tronco, manos y pies) que no cumplen la propiedad de rigidez asumida en los anteriores segmentos. Aceptar la rigidez de estos segmentos deformables ayuda a simplificar el análisis reduciendo su complejidad, pero conlleva una pérdida de precisión en los resultados. El planteamiento rígido de los pies y las manos no implica una pérdida de precisión que pueda considerarse como significativa, a nivel general, por las siguientes razones:

- a. La masa relativa de estos dos segmentos en relación a la masa total corporal es muy reducida, con lo cual los posibles errores asociados al planteamiento de su rigidez pueden ser considerados como poco significativos.
- b. Analizando la deformación a la que pueden verse sometidos estos segmentos, comprobamos, en el caso del pie, que es muy reducida. Respecto a la mano hay que considerar que, habitualmente, en Biomecánica Deportiva es definida por dos puntos: centro articular de la muñeca y articulación metacarpo-falángica del tercer dedo, los cuales determinan un segmento que podríamos considerar como rígido (la palma de la mano). La deformación existente en la mano está localizada a nivel de los movimientos de los dedos, cuya masa es comparativamente más reducida que la masa de la palma de la mano (huesos del carpo y metacarpianos). Por tanto obviar la deformación existente en la mano puede ser considerada como poco significativa.

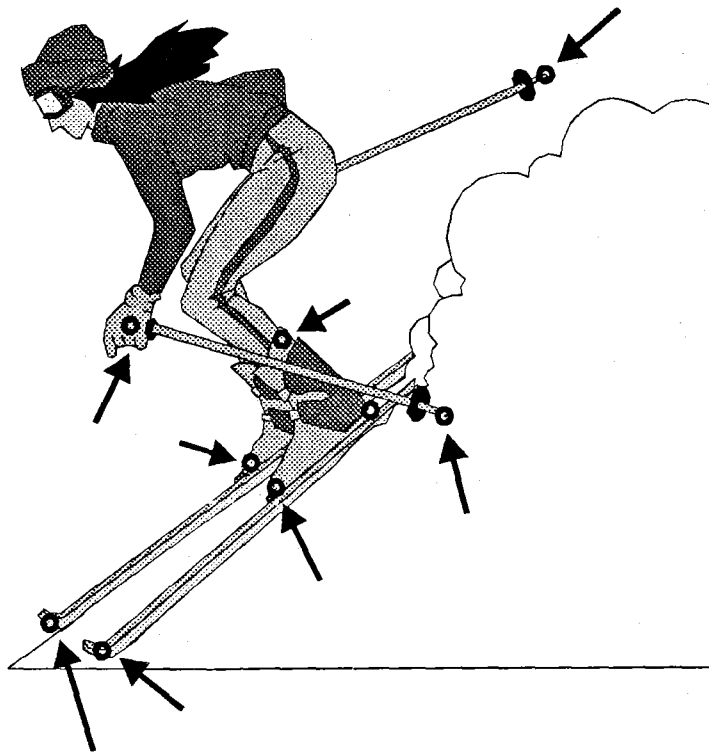
El tronco es el único segmento cuya rigidez podría plantear errores significativos debido, en primer lugar, a que su masa relativa es muy elevada; siguiendo a de Leva (1993), el tronco supone en los hombres un 43.46% de la masa total, y un 42.57% en mujeres. En segundo lugar a que el grado de deformación que puede obtener es elevado en determinadas posiciones (flexiones profundas de columna, rotación sobre su eje longitudinal, inclinaciones del eje de caderas y de hombros, etc).

Esta problemática del tronco podría ser resuelta mediante el planteamiento de una serie de alternativas metodológicas tales como:

- a. La propuesta más simple consistiría en desechar para el análisis aquellos movimientos en los cuales el tronco se vea deformado de forma significativa.
- b. Asumir que el tronco es rígido sea cual sea su comportamiento. Esta alternativa ha sido la más frecuente en Biomecánica Deportiva, pero no aporta solución a los problemas planteados.
- c. Analizar los movimientos del cuerpo humano sin tener en cuenta los parámetros que deban ser determinados a partir del análisis del tronco como segmento rígido, es decir, no podríamos obtener el centro de gravedad total del cuerpo, ni el momento angular ya que para ello se necesitaría analizar el tronco. Esta perspectiva no impediría el análisis del resto de los segmentos (extremidades inferiores y superiores) siempre que se excluyese al tronco o la interacción de éste con los segmentos periféricos.
- d. Utilizar modelos de tronco en los cuales sea subdividido en otros segmentos con autonomía (tórax, abdomen y pelvis u otros tipos de segmentación). Este planteamiento sería el más adecuado, ya que permitiría adoptar comportamientos deformadores en el tronco, pero conllevaría un grave problema que dificulta su aplicabilidad en el ámbito de la Biomecánica Deportiva. Utilizar segmentos tales como el tórax, abdomen o pelvis implica que éstos deban definirse a partir de la localización de determinados puntos epidérmicos o internos, estando el problema en la detección de estos puntos. Esa detección puede ser extremadamente dificultosa ya que estos puntos pueden ocultarse frecuentemente, bien estando ocultos por la ropa, o porque el atleta no permita la colocación sobre su cuerpo de marcadores, o por otro tipo de condicionamientos. La detección posicional de las articulaciones de los miembros inferiores y superiores no entraña los problemas que tiene la localización de puntos ubicados en el tronco, debido en gran parte a que la topología del cuerpo humano presenta en las extremidades una amplia información que la facilita, pero en el caso del tronco las referencias topológicas son escasas. Articulaciones como el hombro, codo, muñeca, cadera, rodilla, etc no presentan problemas, a diferencia de otros puntos como umbilical, apéndice xifoides del esternón, acromion, puntos localizados a diferentes niveles tomando como referencia determinadas vértebras u otras referencias relativas.
- e. Generar modelos espaciales (3D) que simulen y deduzcan cuál es el comportamiento deformador del tronco a partir de un proceso deductivo indirecto

realizado en base a puntos fácilmente detectables obtenidos en la fase de digitalización, tales como los hombros, las caderas y el supraesternal. En esta tesis doctoral se ha planteado un modelo de tronco que utiliza esta alternativa metodológica, modelo que será descrito con detalle en el capítulo cuarto.

En el análisis de gestos deportivos es frecuente la utilización de implementos añadidos sobre el sistema del cuerpo humano; éste sería el caso de los esquís, botas y bastones utilizados en el desplazamiento de un esquiador (véase figura 2.4), o bien, la jabalina de un lanzador, etc. En estos casos los implementos deben ser tenidos en cuenta en el análisis siendo considerados como segmentos de movilidad limitada (bota del esquiador) o libre (esquís y bastones) según cual sea su comportamiento. Habitualmente los implementos son definidos a partir de puntos ubicados superficialmente (extremos del esquí, extremos del bastón, fijaciones de la bota, etc).



**Figura 2.4.** *Implementos deportivos utilizados por un esquiador.*



### 2.1.2. Parámetros inerciales de los segmentos humanos

Una vez definido el tipo de modelo a utilizar en cuanto a su segmentación, el siguiente paso sería definir los «*Parámetros Inerciales*» de los segmentos. La obtención de estos parámetros se considera imprescindible para el análisis biomecánico ya que permiten obtener algunos parámetros considerados como básicos en cualquier análisis cuantitativo del movimiento, como son el centro de gravedad (CG) tanto segmentario como corporal, el momento de inercia (I) y el momento angular (H) segmentario y corporal. El más importante de ellos es el CG que se define como un punto fijo de un segmento corporal donde actúa la fuerza resultante de la atracción de la gravedad (Lapedas, 1981). Siguiendo a Capozzo y Berme (1990) las propiedades inerciales asociadas a los segmentos corporales son representadas por los siguientes parámetros:

- ◆ Masa del segmento expresada de forma absoluta (kg) y relativa (porcentaje de la masa total corporal). Este parámetro es imprescindible para la obtención del CG.
- ◆ Vector posición del centro de gravedad (CG) definido con respecto a un sistema de referencia local de coordenadas. Habitualmente suele darse la localización del CG tomando como referencia el eje longitudinal del segmento, en forma de porcentaje de su longitud con respecto a su punto anatómico proximal y/o distal. Este parámetro es imprescindible para la obtención del CG.
- ◆ Ejes referidos al momento de inercia con respecto a un sistema de referencia local segmentario cuyo origen coincide con el CG del segmento. Este parámetro es requerido para la obtención del momento angular.
- ◆ Momento de inercia alrededor de los ejes de inercia anteriormente definidos. Se precisa para la obtención del momento angular.

El valor de estos parámetros inerciales pueden ser elegidos de una persona considerada como representativa de una determinada muestra de población obtenida a partir de un análisis estadístico, o bien ser estimaciones personalizadas de un individuo concreto. La segunda opción sería la más precisa, pero requiere de procesos de cálculo más costosos en tiempo y medios (Yeadon, 1990).

La determinación de los parámetros inerciales de los segmentos del cuerpo humano puede realizarse mediante diversos tipos de métodos: directos e indirectos. A su vez los métodos indirectos pueden ser de dos tipos: los basados en aproximaciones geométricas (modelos matemáticos), o bien en la utilización de ecuaciones de regresión. A continuación describiremos cada uno de estos métodos.

### 2.1.3. Métodos directos

Utilizan diferentes técnicas experimentales para la determinación de los parámetros inerciales de los segmentos corporales de sujetos vivos, no cadáveres (Hay, 1973; Hatze, 1975, etc), obteniéndose valores individualizados personalizados sobre un individuo particular. Sin embargo la información obtenida a partir de estas técnicas es incompleta ya que no proporciona, entre otros parámetros, el momento de inercia alrededor del eje longitudinal segmentario. Algunos de estos métodos pueden ser perjudiciales para la salud del sujeto. Este tipo de métodos pueden basarse en técnicas de inmersión en agua, métodos fotogramétricos de medición de volúmenes, aceleración de segmentos de forma libre (lanzamientos), vibraciones mecánicas, métodos basados en la utilización de escáner, etc.

De todos ellos destacamos, por su importancia, precisión y utilidad, los basados en la utilización de diversos tipos de escáner como la resonancia magnética, tomografía computerizada, y escáner de rayos gamma. Según Jensen (1993) la tomografía computerizada y la imagen de resonancia magnética son dos métodos de cálculo que pueden ser muy útiles para la obtención de parámetros inerciales. Su capacidad para estimar la densidad de los tejidos permitiría la creación de una base de datos relativos a muestras de personas vivas. Actualmente se están desarrollando dos bases de datos con estas metodologías, una en China y otra en Japón (Jensen, 1993). Estos estudios, a pesar de su indudable interés, posiblemente no puedan ser aplicados a muestras de atletas blancos debido a la imposibilidad de comparar los datos obtenidos de raza asiática con la caucásica. Existen otros estudios realizados con muestras de población caucásica basados en la utilización de un escáner de rayos gamma, destacando en este sentido los trabajos realizados por Zatsiorsky y Seluyanov (1985) por su gran interés en el ámbito de la Biomecánica Deportiva.

La gran utilidad de estos métodos directos se encuentra en la utilización de los resultados obtenidos para la generación de ecuaciones de regresión basadas en muestras de población con características diferenciadas.

La mayor parte de los métodos, tanto los de medición directa como indirecta, determinan de forma aceptablemente precisa los parámetros inerciales de las extremidades, sin embargo, el tronco sigue siendo actualmente un segmento en el que se debe profundizar más. Los estudios de Erdmann (1992) basados en tomografía computerizada, han profundizado en este aspecto, analizando el tronco de 15 hombres de edades comprendidas

entre 20 y 40 años, siendo en este caso el tronco segmentado en 5 partes (tórax, abdomen, pelvis, hombro derecho e izquierdo); a su vez, cada una de estas partes fue dividida en parte proximal y distal. Los parámetros inerciales obtenidos son de un alto interés para la obtención de un CG del tronco más preciso.

### 2.1.4. Métodos indirectos

Son de tipo predictivo en los cuales la determinación de los parámetros se consigue de forma indirecta mediante la aplicación de diversos algoritmos basados en la obtención de dimensiones antropométricas. Según Cappozzo y Berme (1990) son las técnicas preferibles en el ámbito de la Biomecánica Deportiva. Estas técnicas pueden subdividirse en dos grupos metodológicos:

- a. Métodos basados en aproximaciones geométricas, también denominados como modelos matemáticos.
- b. Métodos basados en la utilización de ecuaciones de regresión.

A continuación describiremos cada uno de estos métodos, centrándonos especialmente en aquéllos que utilizan ecuaciones de regresión ya que serán los utilizados en esta tesis doctoral.

### 2.1.5. Métodos basados en aproximaciones geométricas (modelos matemáticos)

Un modelo matemático humano que represente los segmentos corporales utilizando un número de sólidos definidos geoméricamente, puede permitir la estimación de los parámetros inerciales. Estos métodos se basan en la simulación de la morfología humana mediante la utilización de formas geométricas capaces de ser descritas matemáticamente, como es el caso de los modelos matemáticos desarrollados por autores como Whitsett (1963), Hanavan (1964), Jensen (1978, 1986, 1993, 1994), Hatze (1980), Yeadon (1990), Safarty y Laidin, (1993), etc.

Aunque estos modelos matemáticos son complejos en cuanto al detalle del modelo generado, adoptan todos ellos criterios simplificadores como por ejemplo, considerar que la densidad es uniforme en cualquier sección transversal de los segmentos, o que los segmentos son simétricos (excepto en el modelo de Hatze). Estas

asunciones/simplificaciones conllevan la aparición de errores sistemáticos que son difíciles de identificar (Yeadon, 1990). El sistema utilizado para conocer la fiabilidad de los modelos generados consiste en comparar la masa total corporal tomada en vivo con la masa obtenida a partir del modelo generado, y la razón de por qué considerar la masa total como criterio es que ésta es la única magnitud cuya medida se puede realizar de forma directa. En este sentido, comparando el error máximo en la estimación de la masa total en porcentajes (%), el modelo más preciso es el de Hatze (0.5%), le sigue el de Jensen (1.8%), Yeadon (2.3%), y por último Safarty y Laidin (2.51%).

Para la generación del modelo matemático es preciso obtener una serie de parámetros antropométricos del sujeto, utilizándose para ello diversos tipos de medidas tanto sean simples (cinta métrica) como complejas (análisis fotogramétrico de fotografías o imágenes de vídeo).

A continuación realizaremos un amplio repaso de algunos de los modelos matemáticos más utilizados en el ámbito de la Biomecánica Deportiva y, preferentemente, en aquellos aspectos de especial implicación para la obtención de parámetros inerciales. En el capítulo cuarto de esta tesis doctoral se ampliará el análisis de los siguientes modelos, profundizando en las características morfológicas de la geometría sólida desarrollada por estos autores.

- ◆ **Hanavan** (1964) utilizó sólidos geométricos simples de densidad uniforme (elipsoides circulares, cilindros elípticos, esferas y frustrum) los cuales representaban 15 segmentos corporales (figura 2.5). Para definir el modelo eran necesarias veinticinco medidas antropométricas.
- ◆ **Jensen** (1978) utiliza 16 cuerpos con sección cilíndrica, cada uno de los cuales se segmenta en secciones de 2 cm de grosor. Asume la densidad como uniforme (figura 2.6). Para la obtención de las masas segmentarias toma las densidades de Clauser et al. en detrimento de las de Dempster, debido a que la muestra utilizada por el primero es más elevada y a que el percentil de la masa media es levemente más elevado (14.7 Dempster, 1955; 23.0 Clauser et al., 1969). Pero debido a que su modelo de tronco es modelado con varios segmentos diferenciados, utiliza las densidades aportadas por Dempster para dichos segmentos. Para el cálculo de los parámetros inerciales de estos modelos matemáticos se requieren los valores de densidad de los segmentos corporales. Las dimensiones de las elipses se obtienen a partir de la digitalización de visiones fotográficas lateral y frontal del sujeto. El

estudio analítico de los parámetros inerciales a lo largo de diferentes períodos evolutivos (niñez, juventud, adultez, senectud), así como las diferencias entre sexos (hombre y mujer), han sido uno de los campos en los que se han centrado los estudios de Jensen (Jensen, 1986, 1993 y 1994; Jensen y Fletcher, 1994; Sun y Jensen, 1994). Para estos estudios se ha utilizado el modelo matemático propuesto por Jensen (1978).

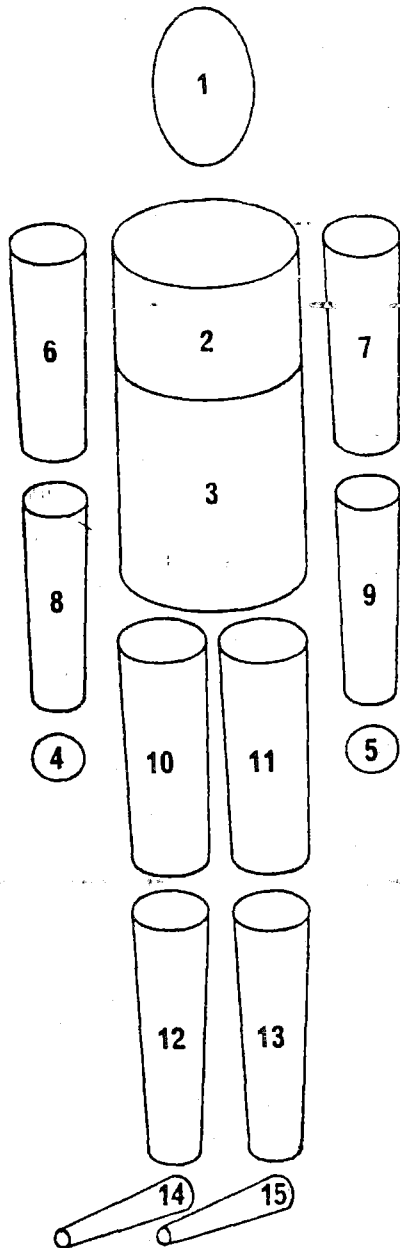


Figura 2.5. Modelo de Hanavan (1964).

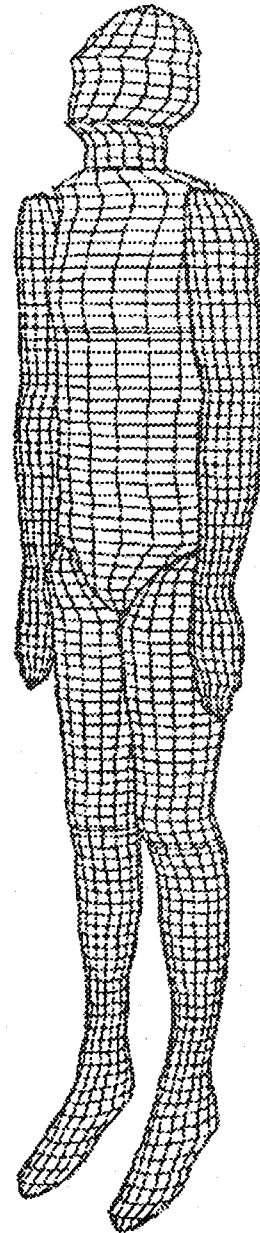


Figura 2.6. Modelo de Jensen (1978).

- ◆ **Hatze (1980)** propuso un modelo geoméricamente considerado como el más completo en relación con los existentes. Consta de 17 segmentos, utiliza diferentes densidades y no asume que haya simetrías segmentarias, lo que le permite obtener datos muy precisos. El precio de esta exactitud está en la elevada cantidad de información que es preciso obtener, requiriéndose en este sentido 242 medidas antropométricas para la elaboración del modelo. Hatze estimó que el asumir densidades uniformes así como la simetría de las secciones de los segmentos indicadas en otros modelos, introducen errores en los parámetros inerciales estimados, en un rango que oscila entre un 4 y 7% para la masa y de hasta un 30% para el momento de inercia.
- ◆ El modelo de **Yeadon (1990)** está constituido por 11 segmentos, asumiendo que son cuerpos rígidos y que no hay movimiento alrededor de las articulaciones de cuello, muñecas y tobillos. Cada uno de estos 11 segmentos está modelado con otros subsegmentos, haciendo un total de 40 sólidos (figura 2.7). Utiliza las densidades aportadas por Dempster (1955) a pesar de ser datos de cadáveres menos actuales que los de Clauser et al. (1969) y Chandler et al. (1975), ya que Dempster (1955) obtuvo valores individuales para tórax, abdomen y pelvis. Yeadon (1990) indica que los cambios en el volumen torácico debidos a movimientos ventilatorios pueden modificar la masa corporal en un 1.5% de la masa total corporal para un sujeto de 70 kg, lo cual indica que la precisión de los modelos basados en estimaciones matemáticas deben tener en cuenta este factor tomando como referencia la masa corporal total.
- ◆ **Safarty y Laidin (1993)** desarrollan un sistema para la estimación de las propiedades inerciales de los segmentos humanos, utilizando para ello una tecnología basada en la captación de imágenes mediante vídeo que posteriormente se somete a un proceso computerizado. El sistema se basa en un algoritmo de detección del contorno de la imagen capturada a partir de una tarjeta de vídeo, siendo la resolución de la imagen de 1024x1024 en un monitor de 19". A partir de la imagen es obtenido un modelo formado por un número finito de cilindros con sección elíptica en el cual se asume la naturaleza simétrica de las secciones. El contorno 3D detectado del cuerpo humano permite deducir el volumen corporal, gracias al cual se obtendrán las masas segmentarias mediante la utilización de las densidades aportadas por Dempster (1955). El grado de precisión del sistema es obtenido a partir del análisis comparado de la masa estimada del modelo con respecto a la masa real del sujeto. El error del sistema desarrollado se estima en

un 2.51% en la obtención de masa, 1.21% para el CG, 4.53% para el momento de inercia transversal y 3.65% para el momento de inercia longitudinal.

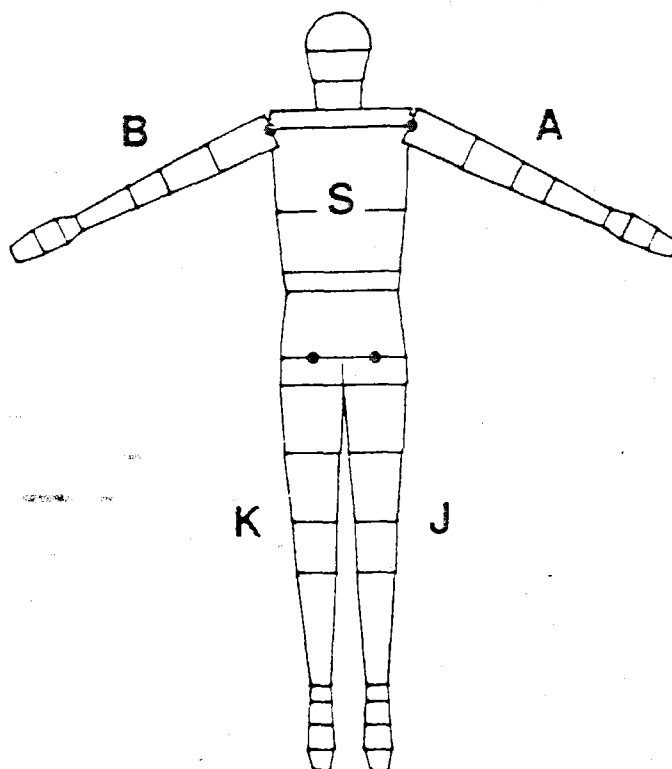
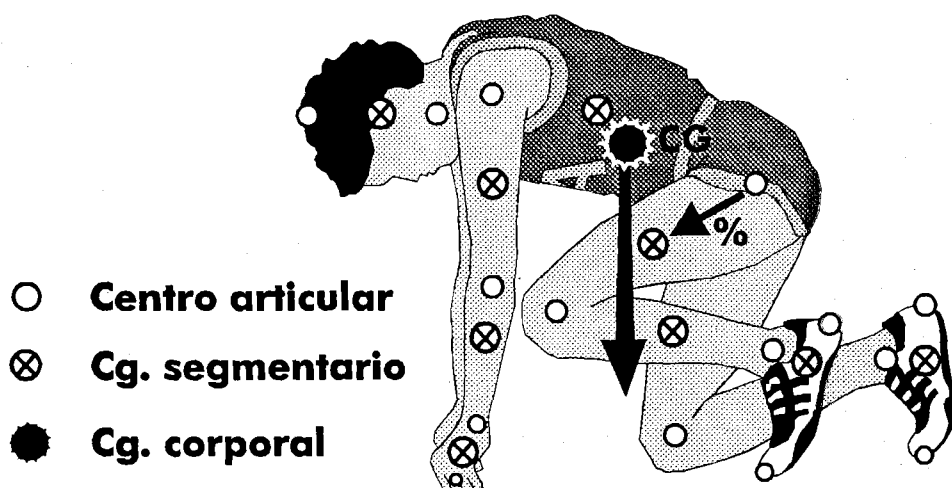


Figura 2.7. Modelo de Yeadon (1990).

#### 2.1.6. Métodos basados en la utilización de ecuaciones de regresión

La mayor parte de los autores especializados en Biomecánica Deportiva determinan los parámetros inerciales de los modelos humanos a partir de la utilización de ecuaciones de regresión. Los datos que definen estas ecuaciones son obtenidos de determinadas poblaciones (vivas o de cadáveres) o bien a partir de algún estudio realizado con una metodología directa. Habitualmente las poblaciones de cadáveres han sido las más utilizadas (Dempster, 1955; Clauser et al., 1969; Chandler et al., 1975), aunque también se han utilizado poblaciones vivas (Bernstein, 1967; Drillis y Contini, 1966; McConville et al., 1980; Zatsiorsky y Seluyanov, 1985). Habitualmente estas técnicas requieren del conocimiento de la masa corporal así como de las longitudes de los segmentos para la aplicación de un método denominado «Segmentario» para la determinación del CG corporal (véase la figura 2.8).



*Figura 2.8. Método segmentario para la obtención del CG.*

Los métodos basados en el estudio de muestras de cadáveres se basan en la utilización de cadáveres congelados que tras ser cuidadosamente seccionados en segmentos, son pesados, balanceados y medidos antropométricamente para la obtención de los parámetros inerciales. La complejidad de estas técnicas ha imposibilitado la utilización de muestras amplias, siendo normalmente reducidas (13 cadáveres es la máxima cantidad de especímenes analizados en el estudio más amplio).

Braune y Fischer (1889) presentaron el primer trabajo significativo de los centros de gravedad segmentarios basados en la disección de 4 cadáveres. Posteriormente Dempster (1955) diseccionó 8 cadáveres. Entre las características más significativas de los trabajos llevado a cabo por Dempster está el hecho de no que utiliza el hueso supraesternal para definir el tronco, sólo utiliza los hombros y caderas, aunque aporta datos diferenciados para el tórax y abdomen+pelvis en cuanto a masa relativa, pero la posición del vector CG la define con respecto a un segmento único formado por tronco y cabeza. Estudios posteriores de Parks (Plagenhoef, 1971), utilizando técnicas de inmersión en agua, analizaron el tronco diferenciando en él 3 segmentos (tórax, abdomen y pelvis), considerando la cabeza+cuello como otro segmento autónomo, aportando datos diferenciados sobre la localización del CG en cada una de estas subsecciones del tronco. Plagenhoeff (1962) utilizó los datos aportados por Dempster adoptando un modelo de tronco basado en la división en tórax, abdomen y pelvis. Clauser et al. (1969) ampliaron el trabajo realizado por Dempster a una muestra de 13 cadáveres. Los estudios de Chandler



et al. (1975) utilizaron la misma metodología que Clauser (1969) y Dempster (1955), aunque la muestra utilizada fue más reducida y de edad media más avanzada que la de Clauser.

A pesar de los inconvenientes de las muestras de cadáveres, éstas han sido y siguen siendo la base de la mayor parte de los estudios aplicados al ámbito deportivo, debido en gran medida a la imposibilidad manifiesta de utilización de métodos directos con los atletas participantes en las competiciones analizadas. Este es el caso de investigadores como McDonald y Dapena (1991) que siguen utilizando para la determinación de las masas y la localización de CG segmentarios los datos de cadáveres de Dempster, excepto el segmento de la cabeza y tronco para los cuales utilizaron los parámetros de Clauser et al. también obtenidos en cadáveres. En la tabla 2.1 se presentan algunos de los estudios más representativos que aportan las ecuaciones de regresión.

**Tabla 2.1.** Características de las muestras utilizadas en diversos estudios para la obtención de Parámetros Inerciales de Segmentos Corporales Humanos.

autor	muestra	edad	sexo	peso	estatura
Dempster (1955)	8 cad.	52-83 (68.5)	M	49-72 (59.8)	1.59-1.86 (1.69)
Barter (1957)	12 cad.		M		
Drillis y Contini (1966)	20 vivo	20-40	M	76-86	1.67-1.88
Bernstein (1967)	152 vivo		M/F		
Clauser et al. (1969)	13 cad.	28-74 (49.3)	M	54-88 (66.5)	1.62-1.85 (1.73)
Chandler et al. (1975)	6 cad.	45-65 (54.3)	M	51-89 (65.2)	1.64-1.81 (1.72)
McConville et al. (1980)	31 vivo	22-33	M	59-104	1.62-1.94
Zatsiorsky y Seluyanov. (1985)	100 vivo	19-35 (23.9)	M/F	55-91 (73.0)	1.68-1.80 (1.741)

M (masculino) F (femenino)

De todos los estudios de cadáveres, los datos aportados por Clauser et al. (1969) han sido, hasta principios de los años 90, los más utilizados por la mayor parte de los investigadores del ámbito de la Biomecánica Deportiva, debido a que analizó la muestra más amplia de cadáveres (13) y a que la edad media es la menor (49.3) con respecto a las muestras de otros autores. Los parámetros inerciales aportados por este autor están expresados en la tabla 2.2.

*Tabla 2.2. Parámetros inerciales aportados por Clauser et al. (1969).*

SEGMENTO	MASA	CG	pt.proximal	pt.distal
cabeza y cuello (head & neck)	7.3%	46.4%	vertex	gonion medio
tronco (trunk)	50.7%	38.03%	h.supraesternal	cadera media
brazo (upper arm)	2.6%	51.30%	acromion	radiale
antebrazo (forearm)	1.6%	38.96%	radiale	art.muñeca
mano (hand)	0.7%	82.0%	art.muñeca	estiloides 3º dedo
muslo (thigh)	10.3%	37.19%	art.cadera	tibiale
pantorrilla (calf, shank)	4.3%	37.05%	tibiale	art.tobillo
pie (foot)	1.5%	44.9%	talón	dedo 1º

Algunos inconvenientes de los parámetros aportados por Clauser et al. (1969) fueron resueltos por Hinrichs (1990) en una breve nota técnica publicada en la revista *Journal of Biomechanics*, en la cual se revisaban y reajustaban los parámetros originales de Clauser et al. La razón de esta revisión reside en que Clauser no utilizó los centros de las articulaciones como puntos de localización proximal y distal que definen los segmentos, conociéndose que la mayor parte de los investigadores suelen utilizar centros articulares y no referencias epidérmicas superficiales. Por ejemplo, Clauser utiliza el acromion para definir el segmento brazo, cuando habitualmente es el centro de la articulación escapulo-humeral la que se suele digitalizar. Estas modificaciones afectan solo a las longitudes del vector posición del CG de los segmentos pantorrilla, muslo, brazo, antebrazo y tronco; los parámetros referidos a la cabeza, mano y pie permanecen tal y como Clauser los indicó (véase tabla 2.3). Hinrichs (1990) también adaptó los parámetros de Chandler et al. (1975), aunque los que realmente se utilizan son los ajustes realizados sobre datos aportados por Clauser (1969).

**Tabla 2.3.** Ajustes realizados por Hinrichs (1990) sobre las longitudes del vector posición del CG segmentario aportado originalmente por Clauser et al. (1969).

SEGMENTO	CG	pt. proximal	pt. distal
tronco (trunk)	43.83%	supraesternale	cadera media
	51.25%	gonion medio	cadera media
brazo (upper arm)	49.10%	art. hombro	art. codo
antebrazo (forearm)	41.76%	art. codo	art. muñeca
muslo (thigh)	40.01%	art. cadera	art. rodilla
pantorrilla (calf, shank)	41.79%	art. rodilla	art. tobillo

Los estudios que consideran la segmentación del tronco en múltiples segmentos aportan información más fidedigna sobre la localización del CG corporal, resolviéndose así los problemas que acaecen cuando consideramos los movimientos parciales de dichos segmentos. Actualmente los datos más relevantes en cuanto a la segmentación del tronco lo proporcionan Liu y Wickstrom (1973) los cuales utilizan ecuaciones de regresión que permiten obtener la masas, el CG, y los principales momentos de inercia de secciones transversales del tronco realizadas de forma tal que contengan desde la vértebra T1 (primera torácica) hasta la L5 (quinta lumbar). Para este estudio utilizaron una muestra de 7 cadáveres. Su aplicación sería posible en aquellas situaciones en las cuales se pudiesen determinar la localización de las vértebras mediante la ubicación de marcadores epidérmicos que faciliten la detección, circunstancia poco viable en el ámbito de la Biomecánica Deportiva.

### 2.1.7. Consideraciones generales sobre la utilización de los parámetros inerciales en Biomecánica Deportiva

En el ámbito de la Biomecánica Deportiva, la investigaciones desarrolladas han utilizado frecuentemente los datos obtenidos a partir de cadáveres sin tener en cuenta que las características de la población deportista son muy diferentes de las muestras de cadáveres (de Leva, 1993, 1994), lo que implica la pérdida de precisión en el cálculo de CG de los atletas. En Biomecánica Deportiva la utilización de datos obtenidos en cadáveres es cuestionable debido a algunas limitaciones intrínsecas como:

- ◆ La media de edad nunca es inferior a 49 años, siendo en el caso de la muestra de Dempster (1955) de 68.5 años, en Clauser et al. (1969) de 49.3, y en Chandler et al. (1975) de 54.3. Sabido es, por los estudios de Jensen (1986, 1993, 1994), que los parámetros inerciales de los segmentos humanos están condicionados por la edad, de ahí que sea incorrecta la utilización de datos de poblaciones adultas para el análisis de atletas jóvenes (menos de 30 años) tal y como sucede habitualmente en los estudios aplicados en Biomecánica Deportiva.
- ◆ Debido a las dificultades inherentes en la realización de estos estudios, el número de sujetos utilizados como muestra es muy reducido (no más de 13 especímenes). La ventaja de una muestra reducida de sujetos está en el incremento de la precisión de los parámetros obtenidos (de Leva, 1993), pero la desventaja reside en que es cuestionable generalizar los datos obtenidos de muestras reducidas a cualquier tipo de población.

- ◆ Los cadáveres no son sujetos deportistas de ahí que su constitución sea similar a la de un sujeto sedentario, lo cual afecta de forma diferenciada a la proporción de tejido óseo, muscular, adiposo y residual que componen el somatotipo de un joven deportista muy diferente al de un adulto sedentario.
- ◆ Los tejidos biológicos, tras el fallecimiento, presentan determinadas alteraciones en su proporcionalidad y ubicación, los líquidos tienden a desplazarse hacia las posiciones menos elevadas, los tejidos de tipo conectivo suelen modificar su posición, la papada se desplaza hacia abajo, etc.
- ◆ Exceptuando un estudio sobre mujeres japonesas, hay una ausencia de datos obtenidos a partir de especímenes femeninos y el estudio realizado con mujeres japonesas es poco útil debido a las diferencias existentes en las características antropométricas de la mujer oriental con respecto a la caucásica.

Estas limitaciones de los estudios de cadáveres podría resolverse mediante la utilización de técnicas basadas en modelos matemáticos individualizados del cuerpo humano. Pero esta alternativa plantea problemas tales como la gran cantidad de medidas antropométricas requeridas lo que plantea problemas de disponibilidad de tiempo. Otro problema reside en la imposibilidad de medir a los atletas durante los eventos deportivos.

El planteamiento más eficaz se encuentra en la utilización de ecuaciones de regresión basadas en datos obtenidos a partir de técnicas directas aplicadas a muestras de sujetos vivos, a ser posible de edad joven y deportistas. Los estudios de Zatsiorsky et al. (1985, 1990a, 1990b) han permitido abrir una línea de solución en este sentido.

A mediados de los años 70 algunas modificaciones de los métodos de radioisótopos, como el escáner de rayos gamma, permitieron su utilización para la determinación de los parámetros inerciales asociados a los segmentos corporales humanos. Desde entonces estos sistemas se han estado perfeccionando en el laboratorio del investigador ruso Zatsiorsky. El método del escáner de rayos gamma se basa en la utilización de un emisor de rayos gamma a través de un cuerpo; la modificación de los rayos puede ser detectada, siendo ésta dependiente de la masa por unidad de superficie y la densidad del tejido analizado. La precisión del método es muy elevada, por ejemplo, en el cálculo de la masas segmentaria y otros parámetros inerciales, el error posible es siempre inferior al 3%. Los momentos de inercia con respecto al eje longitudinal son los cálculos menos precisos (hasta un 10% de error). De hecho, estos mínimos errores, no son debidos al método de radioisótopos sino a las inexactitudes asociadas con la segmentación del cuerpo según plantea Zatsiorsky (1990a).

La utilización de esta tecnología determina los parámetros inerciales humanos a partir de la disección del tejido corporal en segmentos, sin la necesidad de que éstos sean cortés físicos. En la figura 2.9 se visualizan los planos utilizados por este autor en la segmentación humana. En total son 16 segmentos: pies, pantorrillas, muslos, brazos, antebrazos, manos, pelvis, abdomen, tórax, cabeza+cuello.

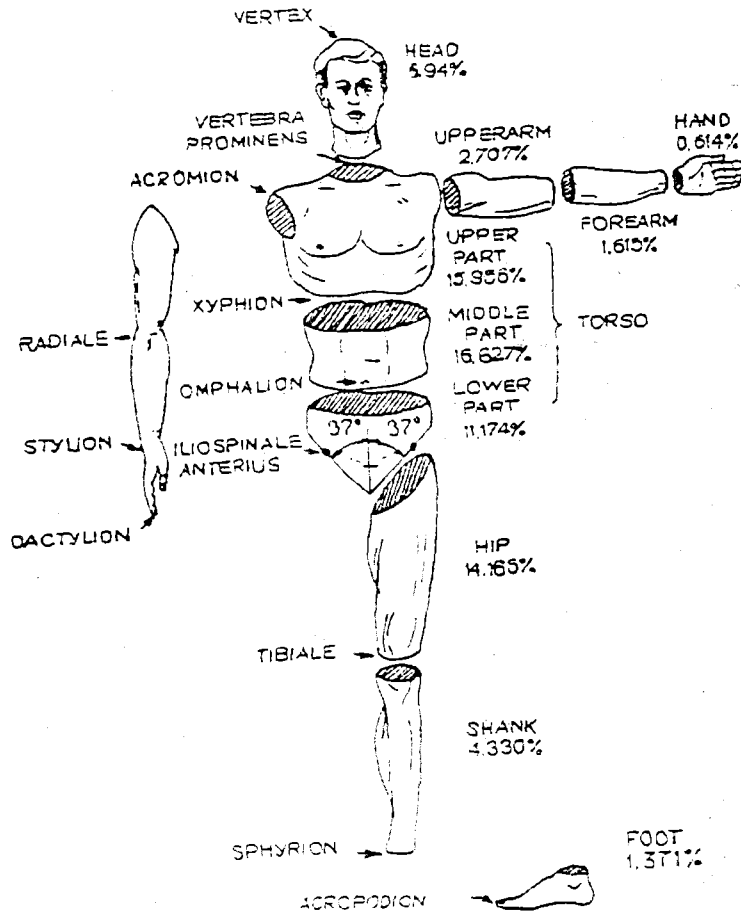
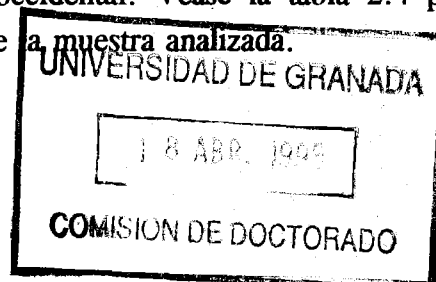


Figura 2.9. Segmentación del cuerpo humano realizada por Zatsiorsky (1990).

Mediante este método se analizaron 100 sujetos incluyendo 56 estudiantes de educación física, 26 estudiantes de carreras técnicas y 18 personas normales. La gran ventaja de esta muestra, aparte de su elevado número, es su edad, ser personas vivas, la mayor parte deportistas, la muestra es de hombres y mujeres y no se han utilizado métodos agresivos contra su salud. Este primer estudio fue realizado en 1983, pero hasta 1985 no fueron dados a conocer sus resultados en el mundo occidental. Véase la tabla 2.4 para la descripción de los parámetros antropométricos de la muestra analizada.



**Tabla 2.4.** Características antropométricas de los sujetos ( $n = 100$ ) analizados en el estudio de Zatsiorsky y Seluyanov (1985).

parámetros	media	varianza
Edad (años)	23.9	6.2
Estatura (cm)	174.1	6.2
Masa (kg)	73.0	9.1
Longitud de la extremidad inferior (cm)	94.6	4.7
Perímetro del tórax/pecho (cm)	91.9	5.3
Masa relativa de los tejidos (%)		
Grasa	11.4	3.4
Músculo	48.4	2.9
Hueso	16.7	1.3

Zatsiorsky (1990a) propone dos alternativas metodológicas para la estimación de los parámetros inerciales a partir de los resultados obtenidos en su experimento. La primera de ellas se basa en la generación de un modelo matemático geométrico en el cual se consideran todos los segmentos como cilindros. El segundo de ellos se basa en la utilización de ecuaciones de regresión conociendo las dimensiones y la masa de los segmentos. Según los experimentos realizados por Zatsiorsky, el método basado en la utilización de un modelo geométrico es más preciso que la utilización de ecuaciones de regresión, siempre que se utilicen sujetos con características antropométricas similares a las de la muestra no obesos (Zatsiorsky, 1990a).

En 1990 fueron expuestos los resultados de un segundo estudio en el que se analizaron 50 mujeres con una edad media de 19.0 años (Zatsiorsky et al., 1990b) utilizando el mismo método puesto en práctica por Zatsiorsky (1983).

Los estudios de Zatsiorsky (1990a, 1990b) dan una solución a los problemas planteados por los datos obtenidos de cadáveres, aportando parámetros inerciales de hombres y mujeres deportistas vivos. Aunque la validación de estos datos es evidente, muchos investigadores del ámbito de la Biomecánica Deportiva siguen utilizando parámetros de cadáveres. Esto se debe a que, por un lado, aún se desconoce la magnitud de los errores

asociados con la utilización de datos de cadáveres, considerándose incorrecto comparar los resultados obtenidos a partir de la utilización de diferentes tecnologías. Y por otro lado, Zatsiorsky no utiliza centros articulares para definir los segmentos humanos, sino que utiliza referencias epidérmicas superficiales (por ejemplo la cresta ilíaca anterosuperior en vez de la articulación de la cadera). Este segundo inconveniente es el que se considera como el más relevante, ya que, habitualmente, los investigadores no utilizan los puntos designados por Zatsiorsky al no ser las localizaciones de los centros articulares habituales en la digitalización desde un punto de vista biomecánico.

A pesar de la cierta antigüedad de los estudios de Zatsiorsky, muchos autores no los utilizan debido a los problemas comentados. Un intento por resolver esta problemática ha sido realizado por de Leva (1993, 1994), el cual, utilizando datos antropométricos extraídos del ejército de los EEUU, ha adaptado/ajustado los parámetros inerciales de Zatsiorsky a los puntos y articulaciones anatómicas habituales en Biomecánica Deportiva. Estos datos aportan diferencias en cuanto a sexos.

Para estos ajustes de Leva ha utilizado los parámetros antropométricos que describen las longitudes segmentarias disponibles en la base de datos de todo el ejército de EEUU del año 1988. El único leve inconveniente de estos datos es que el informe del estudio antropométrico contiene un gran porcentaje de sujetos de raza negra, especialmente en los datos relativos a mujeres (42% de mujeres, y 26% en hombres). En próximas fechas podrán obtenerse los ajustes realizados utilizándose sólo datos antropométricos de sujetos de raza caucásica del ejército de EEUU que serían mucho más aplicados en el análisis de muestras de población europea. En la tabla 2.5 se expresan las adaptaciones llevadas a cabo por de Leva (1994) a los datos aportados por Zatsiorsky (1990).



**Tabla 2.5.** *Parámetros inerciales aportados por de Leva (1994), adaptados de los datos de Zatsiorsky (1990), utilizando los datos antropométricos del ejército americano de los EEUU del año 1988 y los centros articulares de Chandler et al. (1975).*

**Muestra MASCULINA.**

SEGMENTO	MASA	CG	pt. proximal	pt. distal
cabeza y cuello (head & neck)	6.94%	40.27%	gonion medio	vertex
tronco (trunk)	43.46%	43.78%	supraesternale	cadera media
brazo (upper arm)	2.71%	49.81%	art. hombro	art. codo
antebrazo (forearm)	1.62%	45.15%	art. codo	art. muñeca
mano (hand)	0.61%	78.72%	art. muñeca	3° metacarpiano
muslo (thigh)	14.17%	42.41%	art. cadera	art. rodilla
pantorrilla (calf, shank)	4.33%	45.54%	art. rodilla	art. tobillo (sphyrion)
pie (foot)	1.37%	44.15%	talón	dedo 1°
cabeza y cuello (head & neck)	6.94%	49.05%	mentón	vertex
tronco (trunk)	43.46%	51.53%	cervicale	cadera media
antebrazo (forearm)	1.62%	45.61%	art. codo	stylium
mano (hand)	0.61%	79.45%	stylium	3° metacarpiano
muslo (thigh)	4.33%	44.88%	art. rodilla	maleolo lateral

**Muestra FEMENINA.**

SEGMENTO	MASA	CG	pt. proximal	pt. distal
cabeza y cuello (head & neck)	6.68%	41.07%	gonion medio	vertex
tronco (trunk)	42.57%	40.81%	supraesternale	cadera media
brazo (upper arm)	2.55%	48.84%	art. hombro	art. codo
antebrazo (forearm)	1.38%	45.00%	art. codo	art. muñeca
mano (hand)	0.56%	74.49%	art. muñeca	3° metacarpiano
muslo (thigh)	14.78%	43.13%	art. cadera	art. rodilla
pantorrilla (calf, shank)	4.81%	45.38%	art. rodilla	art. tobillo (sphyrion)
pie (foot)	1.29%	40.14%	talón	dedo 1°
cabeza y cuello (head & neck)	6.68%	50.74%	mentón	vertex
tronco (trunk)	42.57%	49.28%	cervicale	cadera media
antebrazo (forearm)	1.38%	45.46%	art. codo	stylium
mano (hand)	0.56%	75.36%	stylium	3° metacarpiano
muslo (thigh)	4.81%	44.72%	art. rodilla	maleolo lateral

La técnica experimental más apropiada para determinar el grado de precisión obtenido en la localización del CG del cuerpo humano, consiste en comparar los resultados conseguidos tras la utilización de ecuaciones de regresión con los obtenidos en una plataforma de fuerza. Este método ha sido utilizado por de Leva (1993) para comprobar experimentalmente la eficacia de estos nuevos ajustes a los parámetros de Zatsiorsky, comparando para ello los resultados obtenidos en la estimación del CG utilizando sus parámetros y los de otros autores. La muestra que utilizó fue de atletas y saltadores de palanca y trampolín de la Universidad de Indiana (EEUU). En este método el sujeto experimental se coloca sobre una plataforma de fuerza, obteniendo su CG de forma directa mediante la metodología propuesta por Hay (1978, pp.127-131). Simultáneamente el CG se consigue de forma indirecta a partir de la digitalización de una fotografía obtenida en la posición adoptada sobre la plataforma de fuerza sobre la que se aplicarán las ecuaciones de regresión. El análisis comparado de las 2 localizaciones (directa e indirecta), nos indica el grado de error asociado a la metodología indirecta usada, ya que si la plataforma de fuerza utilizada es lo suficientemente precisa y está correctamente calibrada, su resultado es equivalente a la ubicación real del CG. Al ser este cálculo en 2D, sería preferible la adopción de posiciones tumbadas del cuerpo humano sobre la plataforma.

Algunos autores plantean modelos basados en el uso combinado de parámetros inerciales de diferentes autores. Por ejemplo Jensen (1978) utiliza los parámetros de Clauser et al. (1969) para las extremidades y la cabeza y, para el tronco, los de Dempster (1955) ya que este último aporta datos referidos al tórax, abdomen y pelvis necesarios en su modelo. Creemos que no sería correcto mezclar los parámetros inerciales de diferentes autores ya que las muestras experimentales analizadas son diferentes en cuanto a sus dimensiones antropométricas. Para ser consistentes en este aspecto, se ha planteado en esta tesis doctoral la utilización de los parámetros inerciales de un mismo autor.

Las características de cada investigación implican la utilización de modelos humanos diferentes en cada caso, luego los sistemas de análisis deben permitir la posibilidad de definir el modelo humano en función de las necesidades de cada investigación. La figura 2.10 presenta un formulario que permite definir el modelo a utilizar.

**CIBORG v.2.0. planilla del "MODELO HUMANO"**

INVESTIGADOR: \_\_\_\_\_ NOMBRE FICHERO: \_\_\_\_\_

FECHA: \_\_\_\_\_ GESTO DE ESTUDIO: \_\_\_\_\_

NUMERO DE SUJETOS: \_\_\_\_\_ COMENTARIOS: \_\_\_\_\_

Articulaciones (joints):

No.	Nombre articulación	No.	Nombre articulación
1		15	
2		16	
3		17	
4		18	
5		19	
6		20	
7		21	
8		22	
9		23	
10		24	
11		25	
12		26	
13		27	
14		28	

Segmentos (segments):

No.	nombre segm.	Distal.1	Distal.2	Proxi.1	Proxi.2	vector CG %	Masa %
1							
2							
3							
4							
5							
6							
7							
8							
9							
10							
11							
12							
13							
14							
15							
16							
17							

**Figura 2.10.** Formulario de definición del modelo humano.

## 2.2. CRITERIOS DE SELECCION DEL GESTO

No todos los gestos pueden ser analizados correctamente desde el punto de vista de la Biomecánica Deportiva, siendo preciso que éstos cumplan una serie de requisitos sin los cuales el análisis podría verse dificultado o impedido. De ahí que, en una fase previa a la filmación, sea imprescindible seleccionar el gesto teniendo en cuenta algunos de los criterios siguientes:

### a. Proceso de aprendizaje:

Los gestos deben tener una cierta consistencia temporal, o sea, el grado de automatismo conseguido en la ejecución del gesto debe ser alto. Metodológicamente lo habitual en Biomecánica Deportiva es que sólo se analice un único gesto del atleta en una competición, a veces dos, seleccionándose el mejor evento de los ejecutados por el atleta. En este sentido autores como McDonald y Dapena (1991) sólo analizan los sujetos claramente visibles en ambas cámaras tras analizar la filmación. En el caso de tener más de una toma bien visible del mismo sujeto, se analiza solamente la que hubiera obtenido la mejor marca, ya que se parte de la consideración de que un gesto suficientemente automatizado mantiene ciertas invariantes temporales que constituyen un cierto estilo personal en cada deportista, aunque realmente los movimientos deportivos nunca son idénticamente repetibles.

Al reducirse el análisis a uno o dos gestos, los resultados obtenidos tendrían poca validez si la ejecución hubiese sido afectada por algún comportamiento aleatorio que es lo que podría suceder si el gesto no estuviera suficientemente automatizado (no es consistente temporalmente). El grado de consistencia de un gesto puede obtenerse a partir de un estudio intrasujeto que analice la desviación típica de los tiempos de movimiento al ejecutar de forma repetida el mismo gesto (Newel et al., 1979).

La búsqueda de gestos automatizados debe ser pues un requisito indispensable, hecho que habitualmente puede obtenerse utilizando como muestra a deportistas de élite o atletas con experiencia en el ámbito competitivo.

En determinados planteamientos experimentales podrían analizarse gestos no

automatizados siempre que se tuviese en cuenta el factor aleatorio implícito en el comportamiento de los mismos. Este sería el caso en que el investigador pretendiera utilizar técnicas fotogramétricas para realizar un estudio longitudinal de la evolución de un aprendizaje deportivo en un atleta. De esta forma se obtendría la progresión en el avance hacia la obtención del automatismo deseado.

### b. Grado de activación:

El estudio biomecánico, utilizando técnicas fotogramétricas, debe realizarse sobre un modelo físico real (en competición) y no sobre modelos físicos contruidos (en entrenamiento) ya que el nivel de activación es diferente en ambas situaciones. La búsqueda de situaciones de máxima activación permitirá mantener constante en su máxima intensidad la fuerza muscular y, consecuentemente, eliminar el posible error contaminante producido por variabilidad en el nivel de fuerza muscular debido a una escasa activación. En este sentido la competición se considera como la situación ideal de activación máxima. El análisis de gestos realizados en condiciones no competitivas implicará un cierto peligro en el citado control, de ahí que sea preferible evitar los análisis en condiciones de laboratorio o de entrenamiento. En estos casos el análisis debería ceñirse a gestos muy analíticos, cuyo grado de automatismo sea tal que no precisen de activación máxima para su normal ejecución. Otra posibilidad sería realizar la filmación en situaciones en las cuales el grado de activación sea estable o que pueda ser controlable/medible.

Hay autores como McDonald y Dapena (1991) que son tajantes en este sentido, cuestionando la validez de los estudios realizados en condiciones no competitivas debido a la existencia de problemas de validación de los resultados conseguidos cuando las marcas de los sujetos a estudiar no son las máximas. Así pues las filmaciones deben ser realizadas en alta competición.

### c. Control de contingencias:

Controlar todas las contingencias externas, variables contaminadoras, es algo inherente en cualquier análisis que pretenda ser objetivo y científico. Por esta razón la mayor parte de los análisis basados en la utilización de estas técnicas se hayan centrado en gestos de bucle abierto, gestos con un principio y un fin perfectamente delimitados que no impliquen procesos atencionales ni retroalimentación durante

su misma ejecución. Tal sería el caso de gestos de tipo balístico como salidas, saltos, lanzamientos, golpes manuales y podales y determinadas habilidades. Gestos muy automatizados como los desplazamientos de tipo cíclico también podrían incluirse en ese grupo (carrera, marcha, ciclismo, natación, remo, etc).

Las habilidades deportivas realizadas en deportes colectivos, al ser habitualmente de bucle cerrado, están sometidas a todo tipo de reaferecias, contingencias externas, mecanismos atencionales. El análisis de habilidades de este tipo implica una dificultad que, si no es controlada, puede invalidar el análisis debido a la gran cantidad de variables implícitas que pueden afectar la ejecución del gesto.

Resumiento los criterios anteriores, podríamos concluir deduciendo que lo ideal sería filmar un gesto balístico, totalmente automatizado, de bucle abierto, realizado en alta competición y situación ambiental normalizada.

El gesto seleccionado con los criterios anteriores, deberá ser analizado sobre una muestra de deportistas cuyas características deberán ser conocidas. En la figura 2.11 se expone un modelo de formulario en donde se expresan algunas de las características más relevantes necesarias para el conocimiento de la muestra utilizada.

**CIBORG v.2.0.** planilla de "CARACTERISTICAS DE LA MUESTRA"

	Hombres (N= __)	Mujeres (N= __)
Talla: media $\pm$ dt (m) rango (m)		
Masa: media $\pm$ dt (kg) rango (kg)		
Record personal de siempre: media $\pm$ dt (s) rango (s)		
Record personal de este año: media $\pm$ dt (s) rango (s)		
Tiempo/Distancia en la prueba analizada: media $\pm$ dt (s,m) rango (s,m)		
Viento en la carrera analizada: media $\pm$ dt (m/s) rango (m/s)		

Comentarios adicionales:
--------------------------

**Figura 2.11.** Formulario de definición del tipo de muestra analizada.

### 2.3. CARACTERISTICAS GENERALES DE UN SISTEMA DE ANALISIS TRIDIMENSIONAL

Un sistema de análisis tridimensional (3D) basado en la utilización de técnicas fotogramétricas obtenidas a partir de imágenes de vídeo o cinematografía, debe estructurarse de forma secuencial. Esto es, se deben establecer una serie de pasos metodológicos por los cuales ha de transcurrir el proceso de análisis, desde la fase de registro de datos inicial hasta la obtención de resultados como culminación del mismo. Esta metodología secuencial se resume en la figura 2.12.

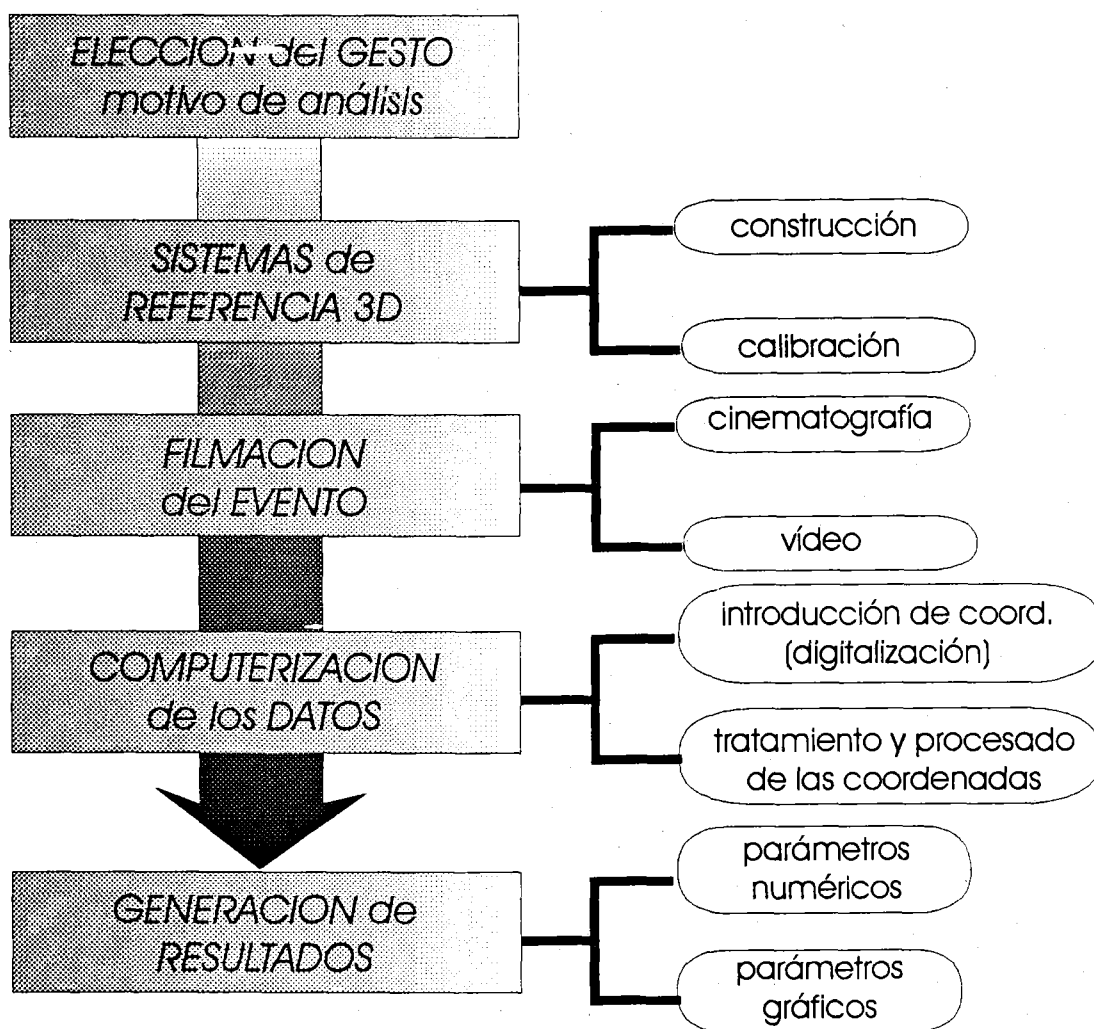


Figura 2.12. Metodología secuencial de un sistema fotogramétrico 3D.



Este proceso se inicia con la elección del gesto objeto de análisis, posteriormente se construyen y calibran objetos de referencia necesarios para la reconstrucción 3D, seguidamente se filmará tanto el evento deportivo como el objeto de referencia. La filmación obtenida será procesada y tratada vía ordenador, donde se generarán los resultados ya sea en formato numérico (variables objeto de estudio, estadística, etc) o gráfico (curvas de parámetros numéricos, representaciones gráficas del móvil analizado).

A nivel general la secuenciación descrita en los párrafos anteriores es asumida como la más idónea por la mayor parte de los autores analizados, pero esta unidad de criterio general no se detecta en la fase de computerización o procesamiento de los registros, en donde se plantean diferencias metodológicas entre los diversos autores. La fase de computerización gestiona todo el proceso de análisis para el que es necesario la utilización del ordenador. Esta gestión informatizada realiza tres importantes tareas secuenciales:

- a. **Introducción de las coordenadas correspondientes a los puntos corporales utilizados en el ordenador.** Esta introducción puede realizarse gracias a la utilización de dos tipos de tecnologías:
  - a.1. Mediante dispositivos externos tales como una tableta digitalizadora o un digitalizador sónico que, conectados por algún puerto del ordenador, captan las coordenadas de los puntos mediante algún dispositivo electrónico de localización manual. Las imágenes de cinematografía suelen utilizar esta tecnología, aunque el vídeo también puede gestionarse de esta forma.
  - a.2. Mediante la introducción de la imagen en el mismo ordenador gracias a una tarjeta capturadora, realizándose la localización manual con un software que utilice el ratón informático como dispositivo marcador. Las imágenes de vídeo suelen utilizar esta tecnología.
- b. **Tratamiento y procesado de las coordenadas.** Las coordenadas digitalizadas deberán pasar por diversos algoritmos que filtren y minimizen los posibles errores, interpolen con respecto al tiempo, sincronicen y reconstruyan las coordenadas 3D de los puntos.
- c. **Generación de resultados** ya sean en formato numérico (variables cinemáticas, dinámicas, energéticas, estadística, etc) o en formato gráfico (curvas de

parámetros, representaciones del móvil analizado de forma estática y/o dinámica, etc).

A continuación describiremos las características de la fase de computerización de algunos de los sistemas utilizados actualmente, analizando para ello diversos programas comerciales y autores destacados en el ámbito de la Biomecánica Deportiva.

**APAS (Ariel Performance System).**

Imagen	Vídeo	
Introducción	Tarjeta capturadora de señal vídeo. El intervalo de tiempo seleccionado para el análisis es almacenada en disco duro y gestionado por software.	
Tratamiento	1º	Sincronización.
	2º	Reconstrucción 3D mediante el algoritmo DLT.
	3º	Suavización con una amplia variedad de algoritmos según el deseo del investigador.

**Kwon3D.**

Imagen	Cinematografía, aunque parece ser que en futuras versiones de este programa se añadirá la gestión de imágenes captadas mediante vídeo.	
Introducción	Mesa digitalizadora, proyector de película cinematográfica y tableta digitalizadora.	
Tratamiento	1º	Calibración del tiempo transcurrido entre los fotogramas.
	2º	Interpolación temporal a frecuencia de muestreo fija mediante splines cúbicos.
	3º	Sincronización.
	4º	Reconstrucción 3D mediante el algoritmo DLT.
	5º	Suavizado mediante diversas variedades de filtros digitales.

**IBV (Instituto Biomecánico de Valencia).**

Imagen	Cinematografía y vídeo.	
Introducción	Mesa y tableta digitalizadora.	
Tratamiento	1º	Sincronización.
	2º	Reconstrucción 3D (DLT).
	3º	Suavización (múltiples tipos de splines).

**Jesús Dapena (Universidad de Indiana), EEUU.**

Imagen	Cinematografía casi siempre, aunque últimamente ha utilizado vídeo.	
Introducción	Mesa y tableta digitalizadora.	
Tratamiento	1º	Sincronización.
	2º	Reconstrucción 3D (DLT).
	3º	Suavización + Interpolación (splines de 5º grado).

**Yeadon.**

Imagen	Cinematografía y vídeo S-VHS.	
Introducción	Mesa, proyector y tableta digitalizadora para la cinematografía. Tarjeta capturadora de señal vídeo.	
Tratamiento	1º	Calibración del tiempo transcurrido entre fotogramas.
	2º	Interpolación (splines de 5º grado).
	3º	Sincronización.
	4º	Reconstrucción 3D mediante DLT o mediante trazado de rayos con posición de cámaras preestablecida.
	5º	Suavización (splines).

**Peak Performance.**

Imagen	Vídeo formato S-VHS a 120/100 imágenes por segundo.
Tratamiento	Utiliza el DLT para la reconstrucción 3D.

Tras el análisis anterior podemos deducir las siguientes conclusiones:

- a. La mayor parte de los sistemas incluyen la utilización de imágenes en formato de vídeo ya sea de forma exclusiva o compartida con imágenes cinematográficas.
- b. La secuenciación de las fases a utilizar después del proceso de digitalización no está estandarizada, cada autor utiliza diferentes metodologías.
- c. Todos utilizan el algoritmo de la transformación lineal directa (DLT) para la reconstrucción 3D de las coordenadas.
- d. La suavización se realiza siempre después de obtener las coordenadas espaciales (tras el DLT) y no antes.

En el sistema desarrollado en esta tesis doctoral, la fase inicial de introducción de coordenadas se realiza mediante la utilización de una tarjeta capturadora de señal de vídeo que gestiona la imagen dentro del ordenador, detectándose la ubicación de los marcadores con la ayuda del ratón. La ulterior fase de tratamiento y procesado de las coordenadas no presenta grandes diferencias con respecto a los sistemas anteriormente citados, hay algoritmos de interpolación (splines 5º grado), sincronización (mediante eventos visuales), reconstrucción 3D (DLT) y suavización (splines 5º grado).

Todos los sistemas previamente analizados utilizan algoritmos de suavización sólo después del DLT, en teoría esto reduciría el tiempo de proceso ya que sólo hay que obtener tres splines por cada centro articular (coordenadas  $x,y,z$ ). Existe otra alternativa basada en la utilización de los algoritmos de suavizado antes del DLT, lo que implica la obtención de cuatro splines para cada centro articular ( $x,y$  de la cámara uno,  $u,v$  de la cámara dos). La potencia de los ordenadores actuales permite el suavizado de las coordenadas de forma tal que es indiferente, en cuanto a tiempo de proceso, realizar tres o cuatro veces su suavizado.

Se podría plantear la existencia de tres posibles alternativas en el proceso secuencial que un sistema de análisis fotogramétrico 3D utilizaría con respecto al lugar donde se debería realizar el suavizado de las coordenadas:

- a. Suavizado previo al DLT.
- b. Suavizado posterior al DLT.
- c. Suavizado previo y posterior al DLT.

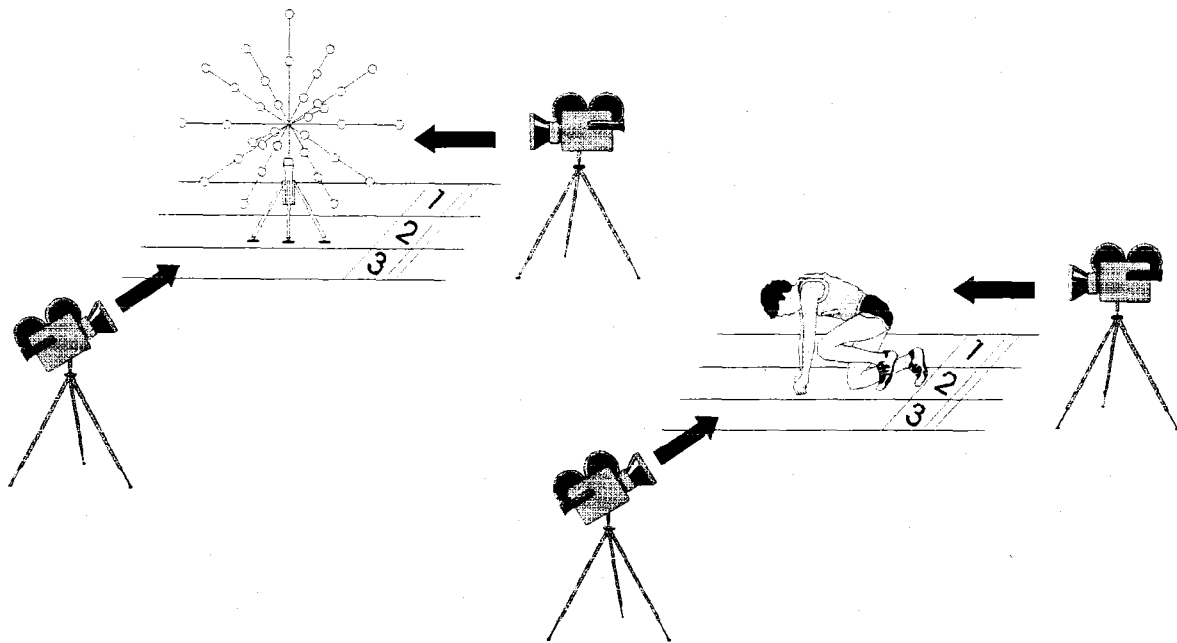
La determinación de cual sería la ubicación ideal de las rutinas de suavizado no está clara actualmente, de ahí que en este sistema se permitan ambas posibilidades. La filosofía del sistema desarrollado ha pretendido que los planteamientos metodológicos permitidos sean flexibles y adaptables a las necesidades de cada investigación e investigador, de ahí que se haya desarrollado un software que permita al usuario tomar la decisión más idónea en su caso respecto de la secuenciación de las fases. Sería conveniente que en futuros estudios se analizase de forma precisa el efecto de la utilización previa o posterior al DLT de los algoritmos de suavizado de coordenadas.

### 2.4. *FILMACION*

El análisis fotogramétrico propiamente dicho se inicia con la filmación del gesto deportivo. En el caso de que se utilicen técnicas fotogramétricas indirectas los sistemas tecnológicos se basan fundamentalmente en el registro de la imagen mediante vídeo y/o cinematografía. En Biomecánica Deportiva los sistemas basados en técnicas fotogramétricas indirectas son los más aplicados, ya que permiten el análisis del movimiento deportivo en cualquier tipo de situación sin que el atleta se vea afectado. Si uno de los criterios de selección del gesto es el de realizar análisis sobre el modelo físico real (en situaciones competitivas), deberán utilizarse sistemas de registro que no afecten el comportamiento del atleta, de ahí la gran utilidad en la utilización de filmaciones a partir de vídeo y/o cinematografía. En esta tesis nos centraremos en el desarrollo del soporte de vídeo como tecnología de filmación.

Según Yeadon (1990) las técnicas fotogramétricas indirectas pueden ser clasificadas en dos categorías:

- ◆ **Sistemas que requieren medidas de campo.** Las cámaras tienen que ser ubicadas en localizaciones conocidas, o bien, debe calibrarse su posición de forma tal que permita la detección de la orientación del eje óptico.
- ◆ **Sistemas que no requieren medidas de campo.** Las cámaras pueden colocarse libremente en cualquier posición, pero requieren del uso de una serie de puntos de referencia para su calibración. Para ello es habitual que se filme un objeto de referencia formado por puntos espaciales conocidos con antelación o en fase posterior a la ejecución del evento deportivo tal y como se expresa en la figura 2.13.



**Figura 2.13.** Filmación del gesto deportivo y de un objeto de referencia en un sistema que no requiere medidas de campo.

Debido a que ambas técnicas producen estimaciones de reconstrucción tridimensional de 5 mm en un campo de 3 m (Penrose et al., 1976; Shapiro, 1978), la elección de un sistema u otro dependerá de la conveniencia del investigador. En Biomecánica Deportiva se suelen utilizar principalmente los sistemas que no requieren medidas de campo ya que la metodología de calibración de los sistemas que sí las necesitan es más laboriosa. La gran ventaja de los sistemas que no requieren medidas de campo reside en la libertad existente a la hora de ubicar las cámaras, siendo ésta una característica muy útil en filmaciones realizadas en eventos deportivos en condiciones competitivas.

La utilización de las cámaras en cuanto a su desplazamiento durante el proceso de registro, puede presentar dos alternativas:

- ◆ **Cámaras estáticas.** Las cámaras registran el movimiento sin modificar su posición, mantienen su campo de visión inmóvil. Esta es la alternativa más habitual en Biomecánica Deportiva debido a su simplicidad. Su gran inconveniente reside en que el análisis pierde precisión si se utilizan espacios amplios, ya que el tamaño de las imágenes es reducido; por el contrario, en espacios medios o reducidos su

fiabilidad es suficiente. La reconstrucción 3D de las coordenadas obtenidas a partir de dos o más cámaras estacionarias es un proceso simple.

- ◆ **Cámaras móviles.** El movimiento es registrado mediante la persecución del gesto mediante la rotación o balanceo de la cámara en dirección a la ejecución del gesto deportivo, permitiendo el análisis en espacios amplios. La reconstrucción 3D de las coordenadas conlleva complejos y laboriosos procesos en los cuales hay que tener en cuenta múltiples puntos de referencia externos que no siempre pueden estar disponibles en filmaciones realizadas en el ámbito competitivo.

En esta tesis nos centraremos en el desarrollo de un sistema de registro indirecto, utilizando cámaras estáticas, basado en soporte de vídeo como tecnología de filmación que no requiere medidas de campo para la reconstrucción de las coordenadas espaciales.

### 2.4.1. Análisis comparado entre el vídeo y la cinematografía

Puesto que el vídeo y la cinematografía son los sistemas básicos, analizaremos de forma comparativa en este apartado las características comunes y diferenciadoras de ambas tecnologías de registro fotogramétrico del movimiento. Se analizará la calibración del tiempo, la velocidad de muestreo, la resolución y la calidad de la imagen, las características de la óptica utilizada, las tecnologías de gestión informatizada de las imágenes, la duplicación y portabilidad de las imágenes, la sincronización, la duración, los sistemas de referencia de digitalización, la inmediatez de los resultados, la iluminación, la gestión de la imagen en el sistema de proyección, el coste económico y la exactitud de la reconstrucción de coordenadas 3D.

#### ◆ *Calibración del tiempo*

Uno de los factores críticos en el análisis biomecánico que utilice técnicas fotogramétricas, reside en que el intervalo de tiempo transcurrido entre los fotogramas cinematográficos o imágenes de vídeo debe ser determinado de forma precisa.

**CINEM:** La gran diferencia entre el vídeo y la cinematografía consiste en que la cinematografía no dispone de una velocidad fija (Winter, 1990), lo que implica una dificultad a la hora de calibrar el tiempo transcurrido entre los fotogramas. En este sentido son muchas las opiniones de autores comentando esta dificultad. Así por ejemplo Vera et al. (1988) opinan que,

en general, las cámaras cinematográficas no suelen respetar las frecuencias nominales de filmación, lo que conlleva una imprecisión en la calibración del tiempo transcurrido entre fotogramas. Tal y como plantean Zernicke y Gregor (1979), en cinematografía de alta velocidad no es conveniente fiarse plenamente de la frecuencia nominal indicada por los controles externos destinados a ese fin, ya que las cámaras suelen filmar siempre por encima o por debajo de la frecuencia indicada. Por ejemplo, una cámara establecida a 100 fotogramas/segundo puede realmente estar trabajando a 98 f/s o a 101 f/s (Zernicke y Gregor, 1979). Kwon (1991) y Plagenhoef (1971) comentan que la inexactitud de la velocidad nominal de las cámaras cinematográficas de alta velocidad hace imprescindible la utilización de metodologías variadas para la obtención del tiempo transcurrido entre fotogramas. Miller y Nelson (1973) indican que el dial o marcador de las cámaras cinematográficas que señala la frecuencia seleccionada de fotogramas/segundo, no es un valor que pueda ser considerado suficientemente preciso para análisis cuantitativos. El origen del problema está en que la velocidad de las cámaras puede verse influida por factores tales como la humedad, temperatura, grado de tensión de la película, etc. Así mismo estos mismos autores afirman que el grado de error puede oscilar en un intervalo de  $\pm 10$  fotogramas alrededor de la velocidad nominal seleccionada. La solución a este problema se facilita gracias a la utilización de temporizadores internos o mediante la filmación simultánea al gesto deportivo de un reloj (véase el comentario acerca de la sincronización).

**VIDEO:** La gran ventaja del vídeo estriba en que su velocidad es constante, lo cual quiere decir que la calibración del tiempo transcurrido entre las imágenes no precisa de ninguna tecnología o metodología específicamente desarrollada al respecto, como sucede en cinematografía. Esto permite simplificar la gestión de las imágenes filmadas. En Europa la frecuencia es de 50 Hz y en los EEUU es 60 Hz.

◆ *Velocidad de muestreo*

Con el concepto de velocidad de muestreo estamos definiendo el número de imágenes o fotogramas obtenidos por unidad de tiempo (segundo) que tenga el sistema tecnológico elegido.

**CINEM:** Aporta altas velocidades de muestreo, existiendo actualmente en el mercado



cámaras de hasta 20.000 fotogramas/segundo (f/s), aunque velocidades de 500 f/s pueden ser consideradas como más que estimables y suficientes para el análisis de gestos realizados por el cuerpo humano. Las cámaras cinematográficas de alta velocidad pueden ser clasificadas dentro de los siguientes tipos: cámaras de registro intermitente (consiguen hasta 1000 f/s, son muy fiables), cámaras de prisma rotatorio (obtienen entre 10.000-32.000 f/s), cámaras de tambor rotatorio (hasta 100.000 f/s), cámaras de espejo rotatorio (son muy fiables por obtener velocidades constantes), y cámaras convertidoras de imagen. Las cámaras cinematográficas requieren algún tiempo para obtener la velocidad de muestreo seleccionada, ya que deben romper su inercia inicial, de ahí que se deba comenzar la filmación de los eventos con cierta antelación que permita acelerar la cámara hasta la velocidad deseada.

**VIDEO:** La velocidad de muestreo es baja, en Norteamérica la velocidad es de 60 Hz, en Europa es de 50 Hz, ello implica que la mayor parte de los magnetoscopios domésticos en Europa ofrecen 25 o 50 imágenes por segundo. Los formatos semiprofesionales y profesionales de vídeo proporcionan 50 f/s. Existe tecnología de vídeo profesional de alta velocidad que puede proporcionar hasta 500 Hz. Según Holzapfel (1981) desde hace más de 20 años la tecnología del vídeo de alta velocidad está en uso, pero su prohibitivo precio la ha hecho inalcanzable para la mayor parte de los investigadores en Biomecánica Deportiva.

### ◆ *Resolución y calidad de imagen*

La resolución de la imagen nos indica la cantidad de puntos, pixels, gránulos o líneas requeridos para definirla, de forma tal que la relación entre resolución y calidad es directa (mayor resolución implica mayor calidad). Otro aspecto relacionado con la calidad de la imagen reside en la correcta manipulación de las lentes por parte del usuario de la cámara.

**CINEM:** Poseen una alta resolución de las imágenes ya que la calidad es la de la fotografía. El proceso de filmación con cámaras cinematográficas implica la intervención de una multitud de factores contaminantes que pueden alterar significativamente la calidad de la imagen obtenida de ahí que su utilización sea compleja. Entre estos factores se pueden indicar la luz ambiental, la sensibilidad de la película, el tiempo de obturación, la apertura del obturador, la velocidad del gesto a filmar, etc. El operador de

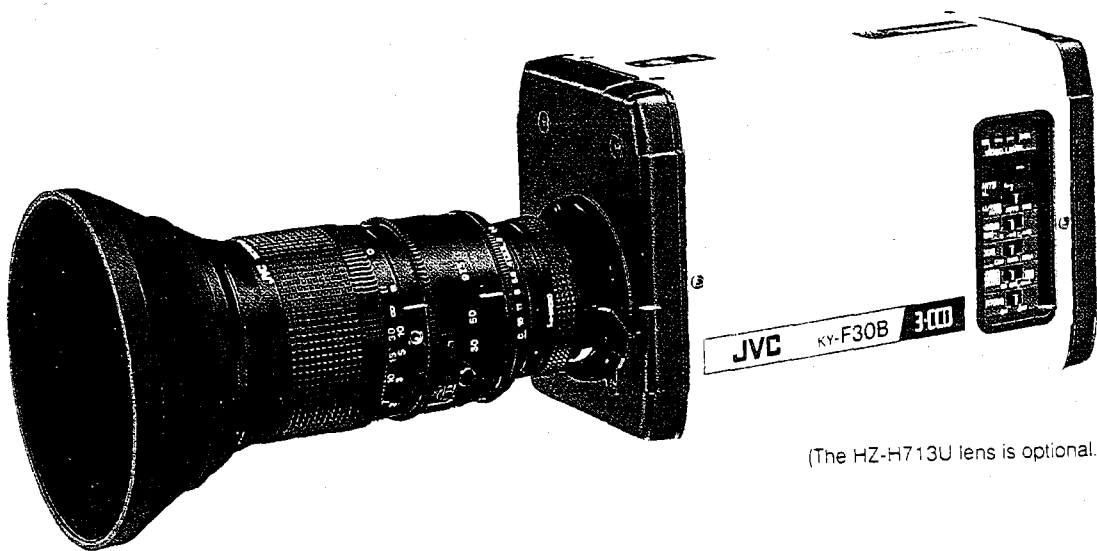
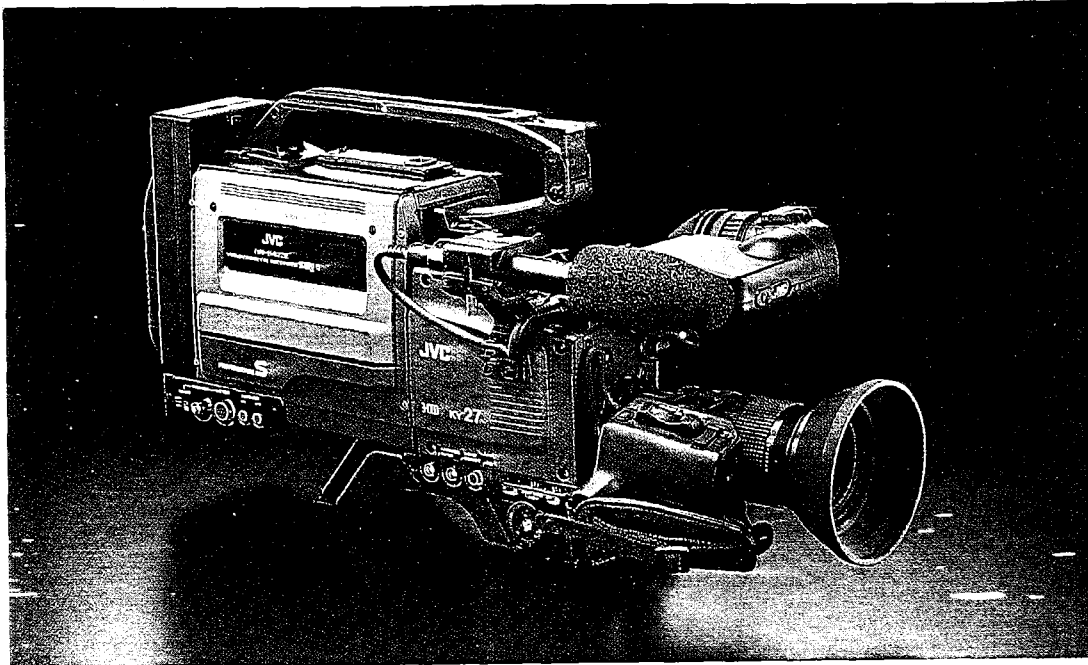
una cámara cinematográfica debe ser un auténtico experto y aún así el éxito no está asegurado en un cien por cien tal como nuestra experiencia nos aconseja. En cuanto a la resolución, existen cámaras cinematográficas que utilizan películas de 8mm, 16mm, 35mm y 70mm. Las dos últimas son excesivamente caras y muy poco habituales, las de 8mm suelen ser en ocasiones algo pequeñas para estudios precisos, las más habituales son las de 16mm (la mayor parte de las de alta velocidad son de este tipo).

**VIDEO:** Baja resolución de las imágenes, al menos en los formatos de vídeo doméstico (VHS, Beta, Super8), los cuales suelen expresar su resolución en un número de líneas horizontales que oscila por encima de las 240. En un segundo nivel de calidad se encuentra el formato Hi8 y el Super-VHS, que proporcionan una alternativa asequible entre los formatos domésticos y los profesionales, con un precio y una resolución intermedios (más de 400 líneas). Existen formatos de vídeo profesionales tales como el Betacam o el Umatic de Sony que proporcionan una resolución con niveles de calidad equivalente a la cinematografía (de 500 a 700 líneas). En la figura 2.14 se exponen dos tipos de cámaras profesionales, una grabadora y otra no. Entre otras características ventajosas del vídeo está el que el investigador puede controlar la calidad de la imagen durante la misma sesión de grabación, pudiéndose prevenir los errores asociados a la exposición in situ. La principal desventaja consiste en el tamaño del pixel del formato vídeo doméstico, el cual limita la resolución y la calidad de la imagen grabada, afectando a la exactitud de los valores de las coordenadas (Angulo y Dapena, 1992).

◆ *Ópticas*

**CINEM:** Habitualmente la cinematografía utiliza mejores ópticas que el vídeo doméstico, con las consiguientes ventajas en cuanto a la calidad de la imagen obtenida y a la eliminación de deformaciones producidas por lentes mal construidas.

**VIDEO:** El vídeo doméstico frecuentemente utiliza peores ópticas que la cinematografía, excepto los sistemas semiprofesionales y profesionales cuya calidad es similar. El ajuste de las lentes es automático, no se requieren especiales conocimientos de fotografía.



**Figura 2.14.** Cámara de vídeo grabadora (superior) y no grabadora (inferior).

◆ *Tecnologías de gestión informatizada de las imágenes*

Es importante para el investigador que la imagen filmada pueda ser introducida en el ordenador para su gestión, tratamiento y almacenamiento lo que facilita el análisis desde el punto de vista biomecánico.

**CINEM:** Las imágenes son almacenadas en un soporte físico (película fotográfica), lo que conlleva una gran dificultad en la portabilidad de las mismas al ordenador, puesto que para ello se debería recurrir a la utilización de escáneres o bien a su almacenamiento en formato magneto-óptico como el CDROM. Estas dos alternativas son costosas tanto en lo económico como en el tiempo de proceso.

**VIDEO:** Las imágenes son almacenadas en un soporte analógico de fácil portabilidad al ordenador con un simple convertidor analógico/digital. Para ello se pueden utilizar tarjetas captadoras de señal vídeo en ordenador cuyos precios son muy asequibles actualmente.

◆ *Duplicidad, portabilidad*

**CINEM:** La película cinematográfica puede ser duplicada pero su costo económico es elevado. Por otro lado, la portabilidad de la película se ve limitada debido al elevado precio de los proyectores de película.

**VIDEO:** La duplicidad de las cintas de vídeo es extremadamente simple y económico, además el reducido precio de los magnetoscopios permite que sean múltiples los investigadores que puedan disponer de la misma filmación sin problemas de compatibilidad. Los últimos magnetoscopios permiten la entrada de fuentes VHS o S-VHS, lo cual incrementa la reproducción de diversos formatos. La gran facilidad en cuanto a la conversión entre diferentes tipos de formatos de vídeo posibilita la portabilidad de sus imágenes.

◆ *Sincronización*

Zernicke y Gregor (1979) comentan que la utilización de dispositivos marcadores de tiempo es imprescindible, no sólo para la calibración del tiempo transcurrido entre fotograma y fotograma, sino también para el análisis temporal del evento y la sincronización de varias cámaras. Estos dispositivos pueden ser de dos tipos: externos (grandes relojes analógicos o digitales, a ser posible deberían ser de tipo circular ya

que tienen la ventaja de ser visibles desde cualquier posición o bien utilizar algún espejo para que sea visible por dos cámaras) e internos (generadores de pulsos que producen en los bordes de la película/cinta, marcas a intervalos de tiempo predefinidos).

**CINEM:** Algunos cámaras incorporan un sistema de grabación de eventos sobre la película que ayuda posteriormente en las tareas de sincronización. Existen sistemas que permiten iniciar la filmación de ambas cámaras de forma sincronizada, de tal forma que sólo se requiere un único operador en el proceso de filmación. El inconveniente es que, a pesar de todo, se necesita otro operador en la denominada cámara esclava (secundaria) para detectar si el proceso de sincronismo puede fallar, o sea necesario el recambio del rollo de película, o bien por mera seguridad de la cámara.

**VIDEO:** Algunas cámaras profesionales incorporan un sistema de grabación de eventos sobre el vídeo que ayuda posteriormente en las tareas de sincronización (Peak Performance, 1994).

#### ◆ *Duración*

**CINEM:** Dependiendo de cual sea la frecuencia de muestreo, la duración podrá incrementarse o reducirse, pero siempre se deberá plantear como precaución que haya disponibles varios rollos de película de recambio cuya sustitución debe realizarse de forma cuidadosa. Estas sustituciones de película no pueden impedir que la cámara se desplace, siendo necesaria su recalibración posicional.

**VIDEO:** Larga duración de la cinta de hasta 4 horas consecutivas a 50 Hz. El recambio de las cintas agotadas por otras nuevas es un proceso simple que no implica la modificación de la posición de la cámara.

#### ◆ *Sistemas de referencia de digitalización*

Para el proceso de digitalización es imprescindible la definición de un sistema de referencia inercial y/o un sistema de referencia de digitalización para cuya definición pueden ser o no ser requeridas algunas intervenciones durante el proceso de filmación.

**CINEM:** En la mayor parte de los proyectores de película se requieren referencias que permanezcan fijas durante la ejecución de los eventos (al menos dos) ya que el sistema de proyección cinematográfico suele producir desplazamientos anómalos de la imagen con respecto al dispositivo de

referencia del digitalizador cuando se rebobina en avance o retroceso la película en el proyector. Estas referencias deben colocarse cerca del espacio abarcado en el campo visual de la imagen filmada.

**VIDEO:** No se requieren referencias que permanezcan fijas durante la ejecución de los eventos ya que el sistema de proyección de vídeo no produce desplazamientos anómalos de la imagen con respecto al sistema de referencia utilizado durante el proceso de digitalización.

◆ *Inmediatez de los resultados*

La velocidad de transferencia, captura y gestión de la información visual registrada en la filmación es un factor que determinará la posibilidad de obtener los resultados en un tiempo prudencialmente corto, que facilite la administración de una efectiva retroalimentación (feedback).

**CINEM:** No inmediatez de los resultados, la película debe revelarse habitualmente en algún laboratorio fotográfico especializado ajeno al laboratorio de análisis biomecánico.

**VIDEO:** Las imágenes están disponibles inmediatamente, se puede iniciar el análisis tras la finalización de la filmación.

◆ *Iluminación*

**CINEM:** La utilización de filmaciones en interiores conlleva problemas de iluminación cuando la frecuencia de muestreo es elevada. La sensibilidad de la película utilizada dependerá de las condiciones de luminosidad existentes, habitualmente se utilizan las de 400 ASA. No todas las cámaras cinematográficas utilizan sensores que enfocan y ajustan automáticamente el campo de visión de la cámara teniendo en cuenta la luz y la distancia focal, modificando el brillo y contraste automáticamente.

**VIDEO:** Habitualmente las cámaras de vídeo utilizan sensores que enfocan y ajustan automáticamente el campo de visión de la cámara teniendo en cuenta la luz y la distancia focal, así mismo modifican el brillo y contraste de modo automático. Otra gran ventaja es la posibilidad de visualización instantánea de la imagen obtenida, permitiendo de esta forma la regulación in situ de los parámetros focales de la cámara. Las cámaras de vídeo a utilizar deben disponer de shutter para una correcta filmación de movimientos realizados a velocidades medias y altas.

◆ *Gestión de la imagen en el sistema de proyección*

**CINEM:** Habitualmente se utilizan proyectores de película que se gestionan gracias a controladores que permiten el avance y retroceso paso a paso, o en grandes intervalos, de los fotogramas. Estos sistemas suelen incorporar un marcador que indica el número de fotograma en el cual se encuentra desplazada la película.

**VIDEO:** Los magnetoscopios válidos para el análisis biomecánico deben permitir una alta precisión de parada de imagen, con preciso avance y retroceso imagen a imagen, así como una buena capacidad de búsqueda rápida. Salvo los sistemas semiprofesionales y profesionales (véase figura 2.15), los magnetoscopios domésticos no incluyen la posibilidad de indicar el número de imagen reproducida, aunque sí facilitan el tiempo aproximado transcurrido en segundos, aunque no en centésimas.



Figura 2.15. Magnetoscopio S-VHS profesional JVC (50 imágenes por segundo).

◆ *Coste económico*

**CINEM:** La tecnología cinematográfica de alta velocidad suele tener un precio algo elevado para las pretensiones de investigadores con pocos recursos económicos. A nivel de material fungible, el revelado y positivado de las

películas de color suelen ser de elevado precio, de ahí que frecuentemente se utilicen películas en blanco y negro que no suelen positivarse para reducir el coste del relevado.

**VIDEO:** Tanto cámaras, como magnetoscopios y coste de las cintas, suelen estar a precios al alcance de cualquier investigador, aunque los sistemas profesionales de alta resolución incrementan los costes hasta precios similares o superiores a los de la cinematografía de alta velocidad.

◆ *Exactitud de la reconstrucción de coordenadas 3D*

El algoritmo de la transformación lineal directa (DLT) es el más utilizado para la reconstrucción espacial (3D) de las coordenadas digitalizadas, viéndose afectado el grado de exactitud de este algoritmo por el tipo tecnología que se utilice. Kennedy et al. (1989) realizaron estudios comparativos entre la exactitud de técnicas cinematográficas y las de vídeo, comprobando que no había diferencias significativas entre la exactitud de ambas técnicas siempre y cuando el análisis se ciña a un volumen espacial de unos 2 m de diámetro que es el tamaño del objeto de control DLT que utilizaron (el error medio en la reconstrucción 3D fue de 4.8 mm para cinematografía, y de 5.8 mm para vídeo). Estudios comparativos entre la exactitud de técnicas cinematográficas y de vídeo realizados por Angulo y Dapena (1992) demostraron que no hay diferencias significativas entre la exactitud de ambas técnicas siempre y cuando el análisis se ciña a un volumen espacial de unos 2.4 m de diámetro que es el tamaño del objeto de control DLT utilizado en el estudio. En este estudio se obtenían diferencias significativas cuando se trataba de reconstruir puntos externos al objeto de control en un espacio amplio de unos 8 m, sin embargo dentro del objeto de control ambas técnicas proporcionaban exactitudes similares.

Podríamos concluir este análisis comparativo con una serie de conclusiones planteadas con respecto al futuro tecnológico que se vislumbra en el ámbito de la Biomecánica Deportiva. En este sentido Angulo y Dapena (1992) comentan que la tendencia actual es a la utilización de tecnologías basadas en vídeo en sustitución del cine. Vera et al. (1987) indican que si la fotografía está en desuso y la cinematografía de alta velocidad es la más utilizada actualmente, no cabe duda que el futuro próximo será de las técnicas de vídeo. Tanto la fotografía como la cinematografía requieren de un proceso manual de introducción de las coordenadas en el ordenador precisando un operador que maneje un digitalizador. La utilización del vídeo abre la posibilidad de realizar análisis semiautomatizados o totalmente automatizados en intervalos cortos de tiempo que reducen el intervalo



transcurrido desde la filmación hasta la presentación de resultados. Esta ventaja unida al incremento en la calidad de la imagen, la reducción de precios de los sistemas de formato profesional y el incremento de velocidad de muestreo, proporcionan un futuro prometedor al vídeo.

En este sentido esta tesis desarrolla todo un sistema principalmente pensado para el análisis fotogramétrico 3D basado en filmaciones realizadas con vídeo, sin obviar la alternativa del análisis de datos digitalizados a partir de cinematografía de alta velocidad.

#### 2.4.2. Parámetros ópticos de las cámaras

La correcta utilización de un sistema de análisis fotogramétrico, ya sea basado en la utilización del vídeo o la cinematografía, plantea la necesidad de conocer perfectamente los parámetros ópticos de las cámaras utilizadas, lo cual redundará en un incremento de la calidad de las imágenes obtenidas. Estos parámetros son analizados a continuación.

##### ◆ *Factor F (F stop) y Factor T (T stop)*

El factor F indica la relación de apertura de la lente, es determinado por el grado de apertura del diafragma y su longitud focal (expresión E-2.1, figura 2.16.a). Este valor es utilizado para determinar la profundidad de campo. El factor F es un valor teórico, pero en realidad la cantidad de luz que las lentes permiten pasar es un valor algo más reducido que el factor F. Esto es debido a las reflexiones y absorciones producidas en la superficie y en el interior de la lente. El parámetro indicado por el factor T indica cual es el tipo de pérdida. El factor T es utilizado para determinar la exposición.

E-2.1

$$F = \frac{f}{D}$$

donde *F* es el factor F, *f* es la distancia focal de la lente y *D* es el diámetro de la lente.

##### ◆ *Relación entre tiempo de exposición y velocidad del objeto*

En la filmación de objetos móviles es esencial la obtención de imágenes nítidas sin manchas. El tiempo de exposición debe regularse en función de cual sea la velocidad del móvil, tal y como se refleja en la expresión E-2.2, y figura 2.16.b.

## E-2.2

$$T = \frac{d}{V \cdot M} \qquad M = \frac{f}{L}$$

donde  $T$  es el tiempo de exposición,  $d$  puede ser 0.025 para cámaras de 16 mm ó 0.05 para cámaras de 35 mm,  $V$  es la velocidad del móvil,  $f$  es la distancia focal de la lente y  $L$  es la distancia focal al móvil.

◆ *Relación entre tiempo de exposición y velocidad de la cámara*

El tiempo de exposición de una cámara debe ser determinado en función de su velocidad de muestreo (f/s) y el ángulo de apertura del obturador (expresión E-2.3).

## E-2.3

$$T = \frac{1}{R} \cdot \frac{\phi}{360}$$

donde  $T$  es el tiempo de exposición en segundos,  $R$  es la velocidad de la cámara en f/s y  $\phi$  es el ángulo de apertura del obturador en grados.

◆ *Relación entre longitud focal de la lente y distancia del objeto*

Conocida la distancia focal de la lente y la distancia existente desde la lente al móvil, se puede determinar el tamaño del área de análisis y el ángulo de visión tal y como se expresa en la figura 2.16.c.

◆ *Profundidad de campo*

El objeto filmado normalmente es tridimensional (tiene profundidad), pero la filmación es realizada de forma tal que sólo se enfoca un plano paralelo a la superficie de la lente, desenfocándose todo lo que no esté contenido en ese plano. Sin embargo, del análisis de la filmación obtenida podemos percibir que determinadas posiciones próximas a ese plano permanecen correctamente enfocadas, denominándose campo de profundidad a la magnitud de profundidad que aparentemente está enfocada. El campo de profundidad está determinado por la apertura del diafragma, distancia focal de la lente y distancia focal del objeto. Una reducida apertura de diafragma implica una mayor profundidad de campo y una gran apertura implica una menor profundidad de campo.

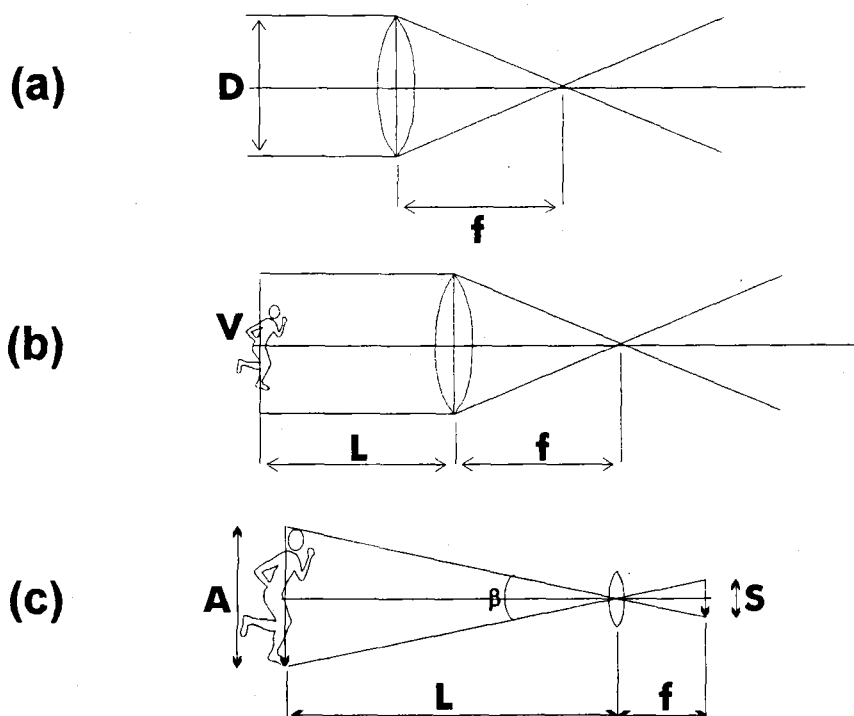


Figura 2.16. Parámetros ópticos de la cámara relevantes para obtener una correcta filmación.

◆ *Medidores de exposición (fotómetros)*

Es conveniente utilizar sistemas que permitan obtener las condiciones de luminosidad existentes en la escena de filmación, ya sea a nivel de luz incidente como luz reflejada.

### 2.4.3. Ubicación de cámaras

La correcta ubicación de las cámaras, como mínimo dos en sistemas de análisis 3D, es fundamental para la precisión de los datos espaciales, de ahí que tengan que tenerse en cuenta una serie de criterios en cuanto a la ubicación de las mismas:

- ◆ Se debe posibilitar el visionado del máximo número de puntos tanto del objeto de referencia como del cuerpo humano o móviles objeto de estudio.
- ◆ Según Plagenhoef (1971) la ubicación de cámara debe ser lo más lejana posible con respecto al sujeto para impedir el efecto de deformación producido cuando se filma

muy cerca del lugar donde se realiza el gesto. Esta maximización de la distancia entre el objeto y la cámara debe usarse de forma combinada con la utilización de lentes aproximadoras (teleobjetivos) tal y como indican Thalmann y Thalmann (1990), de esta forma el error causado por la perspectiva es parcialmente corregido. Una cámara muy próxima al objeto a filmar produce distorsiones en la imagen obtenida, tal es el caso de una fotografía de un edificio utilizando un gran angular (en la imagen obtenida, las líneas que definen las aristas verticales del edificio están curvadas por la deformación de la perspectiva). El origen de este problema de deformación reside en que la parte del objeto que está más cerca de la cámara incrementa su tamaño de forma significativa (Zernicke y Gregor, 1979).

- ◆ Evitar posiciones que puedan verse interferidas por el desplazamiento de móviles que corten el eje óptico (público, otros competidores, etc).
- ◆ Colocar las cámaras en posiciones estables y rígidas que no den lugar a modificación posterior de la orientación por el desplazamiento o deformación de la base de apoyo.
- ◆ Tener en cuenta los criterios y recomendaciones para un perfecto funcionamiento del algoritmo DLT. Los trabajos de Wood y Marshall (1986) ponen de manifiesto la incidencia de la posición de las cámaras sobre la fiabilidad del algoritmo DLT, obteniendo como conclusión final que éste no era un factor crítico aunque la situación óptima debería estar en un rango comprendido entre  $1/3$  y  $2/1$ , considerando el numerador como la distancia entre la cámara y el objeto de referencia y el denominador como la distancia entre las dos cámaras. Otra recomendación era la búsqueda de angulaciones próximas a  $90^\circ$  entre ambos ejes ópticos. Según Ariel (1994) el ángulo óptimo de orientación de las 2 cámaras es obtenido cuando el eje de visión de las cámaras es ortogonal ( $90^\circ$ ), pero es posible utilizar otras angulaciones que incluso se aproximen a los  $30^\circ$ .
- ◆ Centrar el eje óptico de las cámaras en el centro del volumen espacial en donde se desarrollará la actividad a registrar.
- ◆ Evitar que fuentes luminosas potentes (sol, focos, etc), estén colocadas frente a las cámaras, posicionar las cámaras en dirección opuesta a dichas fuentes luminosas.
- ◆ Buscar aquellas posiciones en las que se obtengan imágenes nítidas donde el contraste entre el móvil y el fondo sea elevado. A este respecto es recomendable buscar fondos de colores opuestos al color del móvil, fondos completamente estáticos, fondos de color uniforme. Enfocar un evento atlético de forma que el público se vea reflejado en el fondo de la imagen puede producir posteriores problemas en la etapa de digitalización ya que el público habitualmente impide con su movimiento y diversidad de colorido la obtención de imágenes nítidas.

- ◆ El sujeto de estudio debería utilizar la menor cantidad de ropa posible para así facilitar la detección durante la fase de digitalización. La ropa ajustada es altamente recomendable así como la recogida del cabello en situaciones en las que su longitud sea considerable. El color de la ropa debe contrastar con el fondo del campo de visión a filmar.
- ◆ Siendo posible se deberían utilizar marcadores epidérmicos como referencia aproximada de la localización de los centros de rotación articulares o puntos anatómicos utilizados en el modelo humano. Estos marcadores deben ofrecer un alto contraste con respecto a la piel humana.

### 2.4.4. Frecuencia de muestreo

El número de imágenes/fotogramas obtenidos por unidad de tiempo (f/s) es lo que se considera como frecuencia de muestreo en sistemas de análisis fotogramétrico. Debido a que los sistemas tecnológicos permiten en mayor o menor grado la modificación de la frecuencia de muestreo, el investigador puede seleccionar diferentes velocidades de filmación en función de las características del movimiento a analizar. En la calibración de la frecuencia de filmación se debe tener en cuenta la máxima velocidad adquirida por el gesto a lo largo de su ejecución.

Según Plagenhoef (1971) movimientos lentos como natación requieren 25 f/s, gestos más veloces como saque de tenis y el golpeo de beisbol un mínimo 64 f/s y gestos aún más veloces al menos 80 f/s como el impacto en la pelota de golf. En definitiva la cámara a utilizar debe ser capaz de permitir establecer de forma variable la frecuencia de muestreo y el tiempo de exposición en cada fotograma.

Según Winter (1990) probablemente la mayor parte de los estudios puedan desarrollarse en vídeo (50 f/s) excepto aquéllos en que se requieran altas velocidades tales como gestos balísticos (impactos sobre móviles de reducido peso).

McDonald y Dapena (1991) realizaron análisis del movimiento implicado en la carrera de vallas de atletismo a una velocidad de filmación de 50 f/s. Yeaton (1994) realizó en la Olimpiada de Barcelona 1992 el análisis de movimientos aéreos tras salida de anillas en gimnasia artística, empleando frecuencias de 50 f/s. Mero et al. (1994) utilizaron en la misma Olimpiada cámaras de vídeo operando a 100 f/s para el análisis del lanzamiento de jabalina. Angulo-Kinzler et al. (1994) para el análisis del salto con pértiga realizado en la

citada Olimpiada de Barcelona utilizaron cámaras de vídeo S-VHS a 50 f/s.

#### **2.4.5. Planillas de control de la filmación**

La filmación no sólo comprende el registro de las imágenes ejecutadas por los participantes en el evento deportivo a analizar, sino que también consta de otros procesos secundarios pero imprescindibles para evitar posteriores confusiones y problemas en el análisis computerizado. Estos procesos incluyen todo lo referente al registro y obtención de parámetros no reflejados directamente en la filmación, tales como consideraciones acerca de las condiciones ambientales del entorno en donde se realiza la filmación, parámetros que definan la ubicación y características de registro de las cámaras utilizadas, eventos filmados, etc.

En el manual de referencia del sistema Kwon3D (Kwon, 1991) se encuentran una serie de planillas/formularios muy útiles para la toma de los datos necesarios en la fase de filmación de un movimiento. En base a ellas y a la experiencia que en este ámbito se tiene en el laboratorio de Biomecánica de la Facultad de Ciencias de la Actividad Física y el Deporte de la Universidad de Granada, se han desarrollado unas planillas que consideramos óptimas para el control y registro de parámetros durante la filmación (véanse las figuras 2.17 y 2.18).

**CIBORG v.2.0.** planilla "CARACTERISTICAS FILMACION, EVENTOS"

INVESTIGADOR: \_\_\_\_\_ NOMBRE DEL FICHERO: \_\_\_\_\_  
 FECHA: \_\_\_\_\_ GESTO DE ESTUDIO: \_\_\_\_\_  
 NOMBRE del SUJETO: \_\_\_\_\_ MASA: \_\_\_\_\_ TALLA: \_\_\_\_\_  
 EDAD: \_\_\_\_\_ MARCA OBTENIDA (m, s, etc): \_\_\_\_\_ PUESTO OBTENIDO: \_\_\_\_\_  
 COMENTARIOS: \_\_\_\_\_

	cámara 1	cámara 2	cámara 3	cámara 4
velocidad filmación (f/s)				
vídeo/cinematografía				
marca/modelo				
velocidad obturación				
shutter				
identificador cámara				
número de fotogramas				
ubicación				
campo de visión				
evento 1				
evento 2				
evento 3				
evento 4				
evento 5				
evento 6				
evento 7				
evento 8				

Figura 2.17. Formulario para definir las características de la filmación y los eventos.

**CIBORG v.2.0.** planilla de "SECUENCIA FILMACION" (Hoja N°     )

INVESTIGADOR: \_\_\_\_\_ NOMBRE DEL FICHERO: \_\_\_\_\_

FECHA: \_\_\_\_\_ GESTO DE ESTUDIO: \_\_\_\_\_

NUMERO DE CAMARAS: \_\_\_\_\_

COMENTARIOS ACERCA DE CONDICIONES AMBIENTALES (P, T, Humedad, Sol):  
\_\_\_\_\_COMENTARIOS: \_\_\_\_\_  
\_\_\_\_\_

No.	Nombre	Equipo	Nº.dorsal	Marca	Comentarios (ropaje, etc)
1					
2					
3					
4					
5					
6					
7					
8					
9					
10					
11					
12					
13					
14					
15					
16					
17					
18					
19					
20					
21					
22					
23					
24					
25					
26					
27					
28					
29					
30					

**Figura 2.18.** Formulario de anotación de la secuencia de filmación.



## 2.5. DIGITALIZACION

El proceso de computerización de los datos se inicia con la fase de digitalización, fase mediante la cual son detectadas y almacenadas en el ordenador las coordenadas planas de los puntos corporales utilizados para definir el modelo y parámetros inerciales humanos. Este proceso de localización de puntos debe realizarse sólo en aquellas imágenes que vayan a considerarse dentro del análisis biomecánico del gesto filmado. Así mismo, si la metodología utilizada es 3D, deberán digitalizarse las imágenes obtenidas en cada una de las diversas cámaras utilizadas (como mínimo dos). Debido a que el análisis cuantitativo se basa en los datos proporcionados en esta fase de digitalización, es esencial que los puntos sean seleccionados y detectados de forma cuidadosa y fiable.

La digitalización es la fase del proceso de computerización que requiere más tiempo, de ahí que tal y como plantea Plagenhoef (1971) lo ideal sería disponer de equipos de filmación que facilitaran el uso inmediato de la película obtenida para permitir su inmediata digitalización. De esta forma la obtención de los resultados del análisis reduciría el intervalo de tiempo transcurrido desde la filmación hasta la administración de la información al entrenador y/o deportista. En el caso de que la filmación haya sido obtenida con formato vídeo esta premisa puede ser puesta en práctica de forma válida, pero no cuando las imágenes han sido obtenidas en formato cinematográfico ya que es preciso revelar las películas.

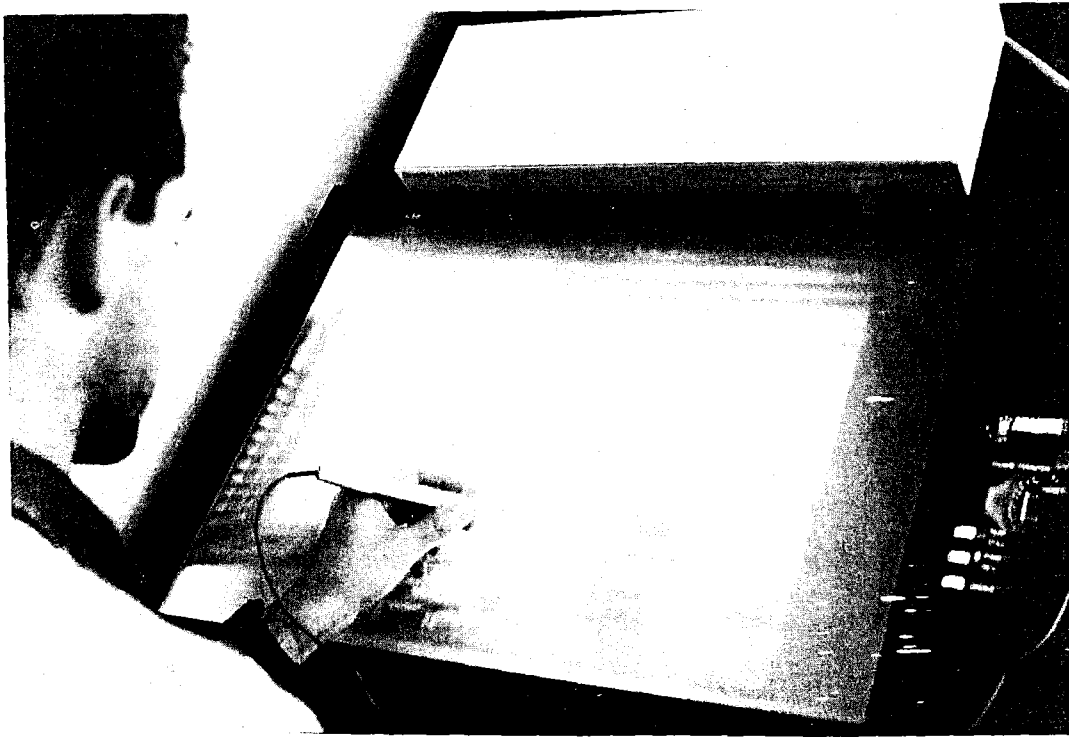
El resultado final del proceso de digitalización es la obtención de las coordenadas planas (2D) de los puntos anatómicos que definen los segmentos humanos y posibles implementos utilizados durante la realización del evento deportivo. A partir de estas localizaciones 2D pueden ser reconstruidas las coordenadas espaciales (3D) de los citados puntos.

A continuación se describirán los dos tipos de digitalización existentes: automática y manual (Ariel, 1994). En este sentido se desarrollarán ampliamente las características de la digitalización manual analizando las tecnologías utilizadas, se definirán los sistemas de referencia de digitalización, los marcadores activos o pasivos de posible empleo, la metodología de detección de puntos anatómicos usada en la digitalización manual, concluyendo con un análisis acerca de la precisión de los sistemas de digitalización y su incidencia en la posterior reconstrucción 3D de las coordenadas.

### 2.5.1. Digitalización automática y manual

Desde el punto de vista de la problemática sobre la posible implicación humana en el proceso de digitalización, podríamos indicar la existencia de dos sistemas con tecnología muy diferenciada. En unos la intervención directa del hombre en el proceso de detección no es tan importante, dando lugar a sistemas automatizados de digitalización. Por otro lado están los sistemas que requieren la ayuda de un operador de un sistema de digitalización que facilite la detección de los puntos utilizando sus dotes como observador.

- a. La **digitalización manual** desarrollada bajo el control y ayuda de un operador del sistema de digitalización para el cual es imprescindible la utilización simultánea de un ordenador. Este proceso de participación manual permite al usuario del sistema participar en el proceso de digitalización, proporcionando la oportunidad de chequear errores, perfeccionando la detección de los centros articulares (figura 2.19). Según Ariel (1994), este proceso manual raramente ralentiza el proceso, sino que puede ser en determinados casos un método eficaz y rápido. En este sentido un operador entrenado con algunos razonables conocimientos de anatomía y un consistente patrón de digitalización, puede producir rápidamente imágenes digitalizadas de alta calidad.
- b. La **digitalización automática** puede ser realizada siempre y cuando se utilicen marcadores dérmicos que tengan un gran contraste de visibilidad o bien que incorporen algún sistema activo de emisión de parámetros electrónicos tal y como se comentó en la introducción. El sistema puede rastrear automáticamente el desplazamiento de los marcadores, aunque dependiendo de cual sea la tecnología utilizada, en algunos casos, se necesita que el sistema inicie la detección automática a partir de la digitalización manual de los primeros fotogramas (2 o 3). En la digitalización manual, la conversión manual de los datos cinematográficos o videográficos en datos cuantitativos es una tarea laboriosa (Woltring y Huiskes, 1990), particularmente cuando los análisis son 3D y se utilizan múltiples cámaras, ya que deberán digitalizarse todas las imágenes obtenidas en cada una de las diversas cámaras utilizadas. La gran utilidad de los sistemas semiautomáticos está en que facilitan la detección de los marcadores corporales. En caso de que el marcador se oscurezca o aparezca confuso, el operador debe intervenir ayudando a la localización.



*Figura 2.19. Digitalización manual en un sistema de análisis cinematográfico (mesa digitalizadora del Dpto. de Ed.Física y Deportiva de la Universidad de Granada).*

En la actualidad, la digitalización automática basada en filmaciones, sólo puede realizarse a partir de imágenes de vídeo (Winter, 1990), ya que este soporte permite la gestión de la imagen dentro del mismo ordenador. Por el contrario, no se han desarrollado sistemas de digitalización automática basados en cinematografía debido a los problemas existentes para introducir la imagen dentro del ordenador.

Todos los sistemas de análisis biomecánicos analizados en el capítulo de introducción (Ariel, Kwon y Peak) incluyen módulos de digitalización manual, permitiendo sólo dos de ellos la digitalización automática (Ariel y Peak). El sistema de Ariel (1994), a pesar de permitir la digitalización tanto automática como manual, recomienda que se utilice la manual.

En esta tesis doctoral se ha desarrollado la digitalización manual ya que es la alternativa más habitual y útil en el ámbito de la Biomecánica Deportiva. Las dificultades inherentes en la utilización de marcadores epidérmicos en deportistas que ejecutan el gesto en competición, impide que sea posible la utilización de la digitalización automática. En estas situaciones competitivas difícilmente pueden ubicarse tecnologías de captación directa

que permitan eliminar la digitalización manual.

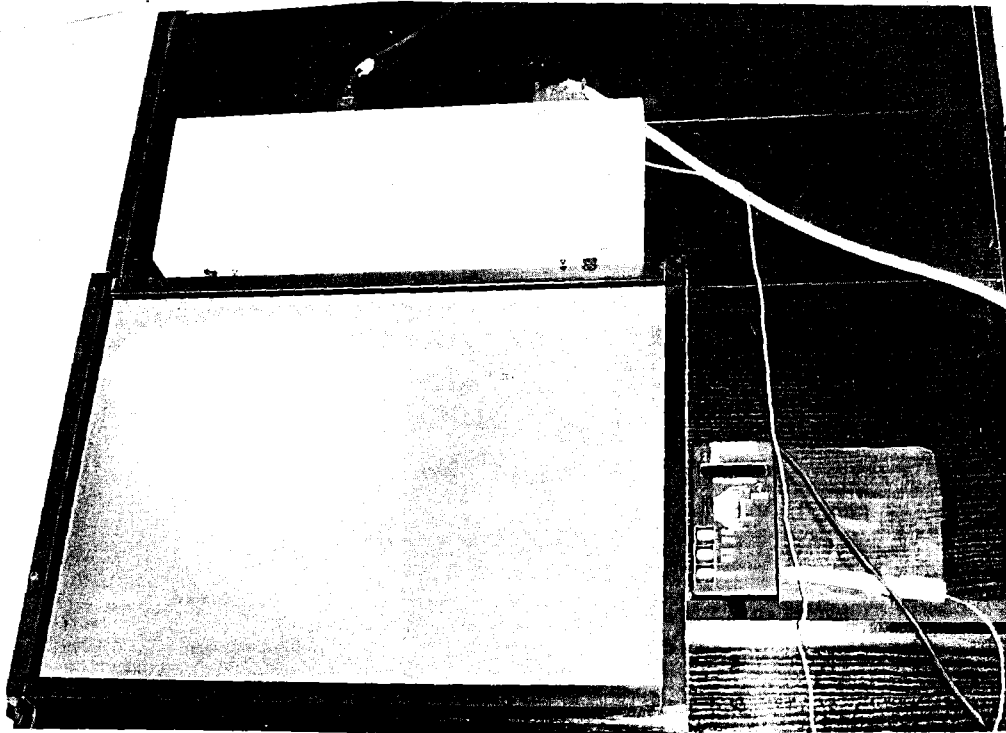
### 2.5.2. Tecnología requerida para la digitalización manual

La imagen filmada con vídeo o cinematografía es digitalizada mediante la utilización de diversos tipos de tecnologías que permiten obtener y almacenar la información 2D de las coordenadas digitalizadas en el ordenador. Estas tecnologías se clasifican en dos grupos dependiendo de cual sea el tipo de proyector utilizado para visualizar la imagen:

- a. **Dispositivos externos** tales como tabletas digitalizadoras o digitalizadores sónicos (figura 2.20) que, conectados por algún puerto del ordenador, captan las coordenadas de los puntos mediante algún dispositivo electrónico de localización manual como un lápiz sensorizado o un marcador similar a un ratón informático. Las imágenes de cinematografía suelen utilizar esta tecnología, aunque el vídeo también puede gestionarse de esta forma. El grado de precisión de estos sistemas dependerá de la resolución del digitalizador o tableta digitalizadora utilizada. Estos dispositivos externos requieren que la imagen sea proyectada sobre una mesa digitalizadora. Estas mesas suelen proyectar la imagen bien desde arriba (McDonald y Dapena, 1991; ISEF de Roma), o desde abajo (Gutiérrez, 1990; IBV), utilizándose en este caso sistemas de espejos que reflejan la imagen sobre una superficie plana sobre la cual se encuentra el dispositivo marcador (figura 2.21).
- b. **Dispositivos internos** que permiten gestionar la imagen dentro de la pantalla del ordenador mediante la introducción de la imagen en el mismo ordenador gracias a una tarjeta capturadora de señal vídeo (figura 2.22), realizándose la localización manual con un software que utilice el ratón informático como dispositivo marcador. Para la digitalización de las imágenes de vídeo se suele utilizar esta tecnología.
  - b.1. Las tarjetas menos sofisticadas permiten la introducción de la señal vídeo dentro del ordenador simultaneándolas con un software especialmente diseñado, o sea, no se captura la imagen sino que se superpone con el software. Estas tarjetas habitualmente gestionan el avance y retroceso de los fotogramas a partir del propio magnetoscopio, aunque existen magnetoscopios especialmente diseñados que permiten su gestión vía

ordenador mediante una conexión por el puerto paralelo. La gran ventaja de estas tarjetas es que la calidad de la imagen solo está limitada por la calidad del formato de la cinta de vídeo utilizado (VHS, S-VHS, etc). Un sistema de este tipo ha sido desarrollado para la digitalización de imágenes de vídeo en esta tesis doctoral (figura 2.23 y figura 2.24).

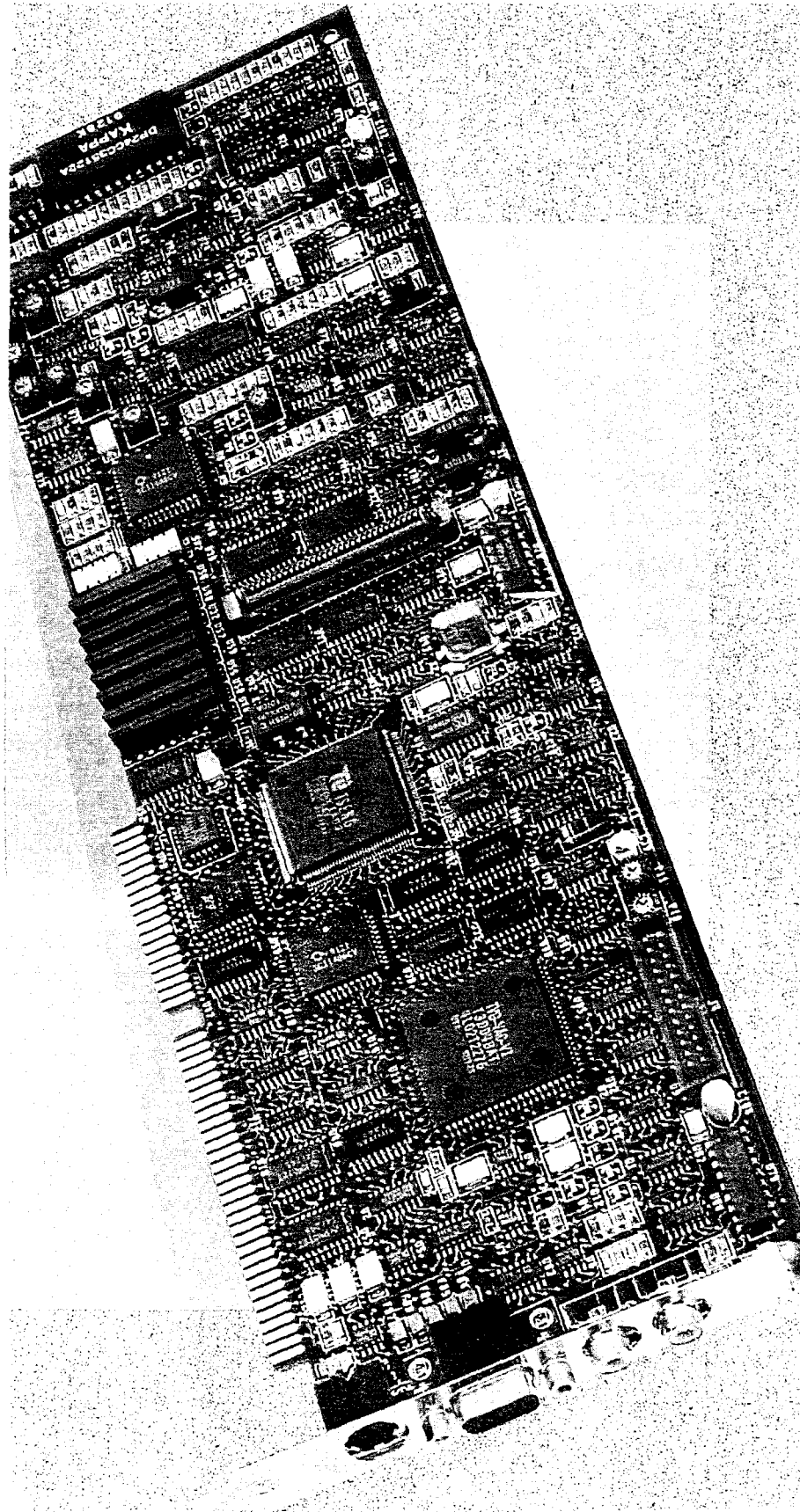
- b.2. Los últimos avances en tarjetas de vídeo permiten la captura de secuencias de vídeo que pueden ser almacenadas en disco duro en formato de animación (AVI o QuickTime), el cual puede ser gestionado por software especialmente diseñado, o bien deducir de ellas los fotogramas correspondientes en formatos estándares (GIF, TIFF, PCX, etc). De esta forma la gestión del avance y retroceso de los fotogramas puede ser realizada vía software, con la ventaja de que éste podría permitir escalar las imágenes (zoom) facilitándose la detección de los puntos anatómicos. El inconveniente de estas tarjetas está en la gran cantidad de espacio físico en disco duro requerido para el almacenamiento de imágenes reales, aún más cuando se utilizan resoluciones elevadas y el tiempo de filmación es amplio. Este soporte tecnológico es utilizado por el sistema Ariel (1994), el cual obtiene la imagen de vídeo almacenándola en el ordenador con una tarjeta capturadora, realizando la gestión de la secuenciación de los fotogramas gracias a un software que permite redimensionar y escalar, ajustar el color y brillo, eliminar porciones no necesarias de la imagen, en definitiva la imagen almacenada puede alterarse permitiendo la posibilidad de mejorar el proceso de detección del punto anatómico.
- b3. Existe una tercera alternativa de dispositivo interno basada en el almacenamiento de la imagen (cinematográfica o videográfica) en un CDROM que permitiría gestionar las imágenes dentro del ordenador tal y como se realiza en la tecnología comentada anteriormente. La gran utilidad de este sistema está en la posibilidad de digitalizar imágenes cinematográficas dentro del ordenador. Es preciso tener algún dispositivo que permita realizar la conversión de la película al formato digital del CDROM, existiendo en este sentido empresas comerciales que prestan este tipo de servicios.



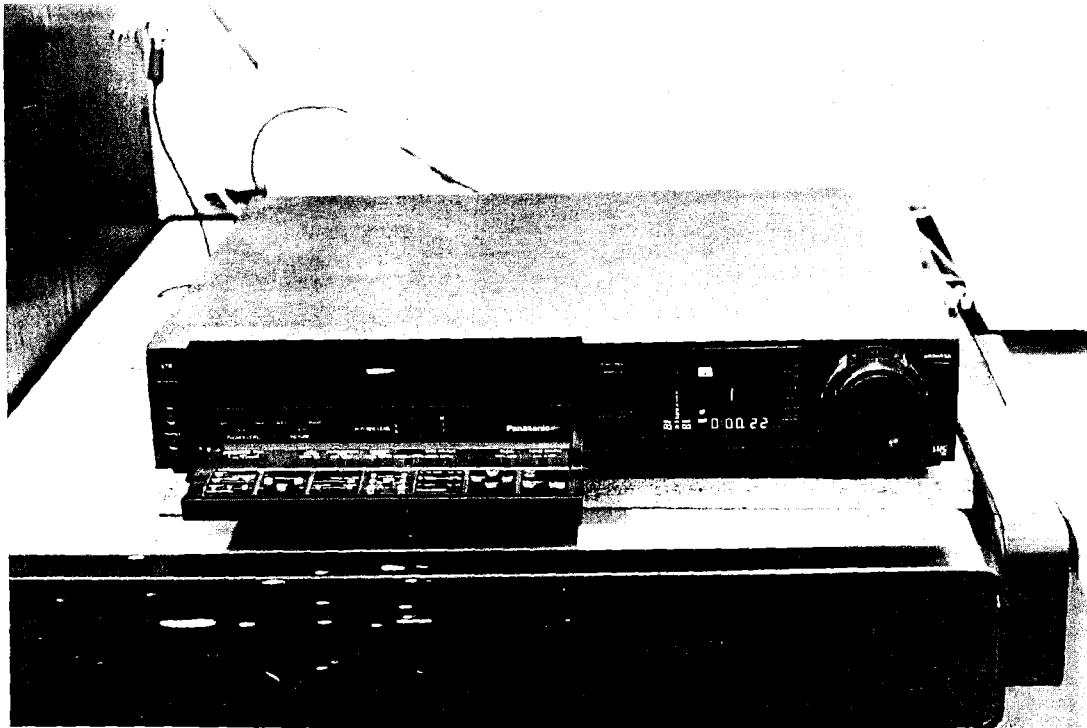
*Figura 2.20. Digitalizador sónico SAC-GP7 adaptado a un sistema cinematográfico.*



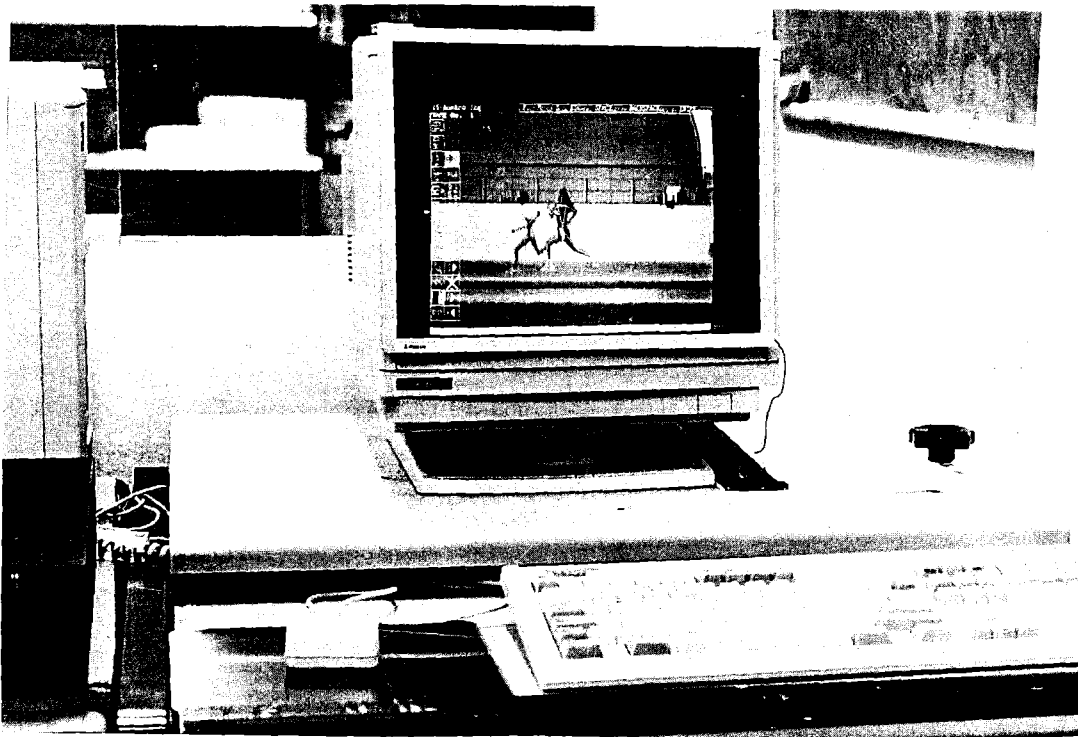
*Figura 2.21. Mesa digitalizadora utilizada en el laboratorio de biomecánica de la Universidad de Granada.*



*Figura 2.22. Tarjeta capturadora de señal de vídeo TARGA.*



*Figura 2.23. Magnetoscopio VHS Panasonic (50 imágenes por segundo).*



*Figura 2.24. Software de digitalización CIBORG v.2.0 basado en la superposición de la imagen con un programa de digitalización mediante ratón.*



A nivel de digitalización, la gran ventaja de los dispositivos internos sobre los externos reside en que la imagen obtenida con los primeros puede ser superpuesta con los puntos anatómicos que van detectándose, de forma tal que el operario del sistema de digitalización puede percibir sus errores de apreciación comparando la imagen de vídeo con las líneas obtenidas a partir de la conexión de los puntos que forman los segmentos. Los sistemas externos basados en tabletas digitalizadoras o digitalizadores sónicos, pueden obtener la imagen alámbrica de los segmentos en una pantalla de ordenador colocada cerca de la mesa digitalizadora, pero esa imagen no está superpuesta sobre la imagen fotográfica, lo que reduce la posibilidad de detección de los errores de apreciación realizados. Simultanear la imagen filmada con la estructura alámbrica digitalizada es un criterio muy importante que puede incrementar la precisión de la digitalización manual ya que permite al operador del sistema la corrección y redigitalización de puntos y/o fotogramas durante la misma sesión o en sesiones diferentes.

### 2.5.3. Sistema de referencia de digitalización

Como se ha comentado la digitalización permite obtener coordenadas planas (2D) de las imágenes para lo cual es necesario definir un sistema de referencia que ubique el origen de coordenadas en alguna localización determinada de la imagen. Este sistema de referencia se le denomina sistema de referencia de digitalización. Las filmaciones realizadas con cámaras estacionarias facilitan el proceso de obtención de este sistema de referencia ya que fácilmente puede deducirse de algún punto estático ubicado en el campo de visión.

El sistema de proyección de la imagen utilizado puede afectar y desplazar de forma anómala el sistema de referencia de digitalización, tal y como sucede en los proyectores de película cinematográfica pero no en los sistemas basados en tarjetas capturadoras de vídeo. Los proyectores cinematográficos no proyectan de forma estable los fotogramas sobre el campo activo del digitalizador, sino que suelen generar ligeros desplazamientos de la imagen con respecto a la ubicación del digitalizador o tableta digitalizadora utilizada cuando se avanza/retrocede los fotogramas. Para evitar estas deficiencias se deben utilizar referencias visuales incluidas en la película filmada (Plagenhoef, 1971). Las referencias visuales deben ser estáticas, es decir que no modifiquen su posición durante la filmación de los eventos deportivos, de esta forma podrán utilizarse para definir sistemas de referencia de digitalización. Estos puntos (como mínimo 2 o 3), deben ser digitalizados en todos y cada uno de los fotogramas además de los puntos anatómicos que conforman la

estructura del modelo humano (figura 2.25.b).

Los problemas de desplazamiento de la imagen proyectada sobre el campo activo del digitalizador existentes en la utilización de proyectores de película cinematográfica no ocurren en vídeo. La estabilidad de la imagen introducida en el monitor del ordenador mediante la utilización de una tarjeta convertidora/capturadora de señal vídeo suele ser constante ya que el campo activo coincide con la propia imagen, de ahí que no haya desplazamientos de las imágenes. Para la determinación del origen de coordenadas del sistema de referencia inercial a utilizar en un sistema de vídeo, suele utilizarse habitualmente la esquina inferior izquierda de la pantalla. Por este motivo en las filmaciones de vídeo no es requerida la ubicación de puntos fijos durante toda la filmación de los eventos sobre el campo de visión de las cámaras, lo que reduce el número de puntos a ser digitalizados, ya que sólo se digitalizarán los puntos anatómicos corporales (figura 2.25.a).

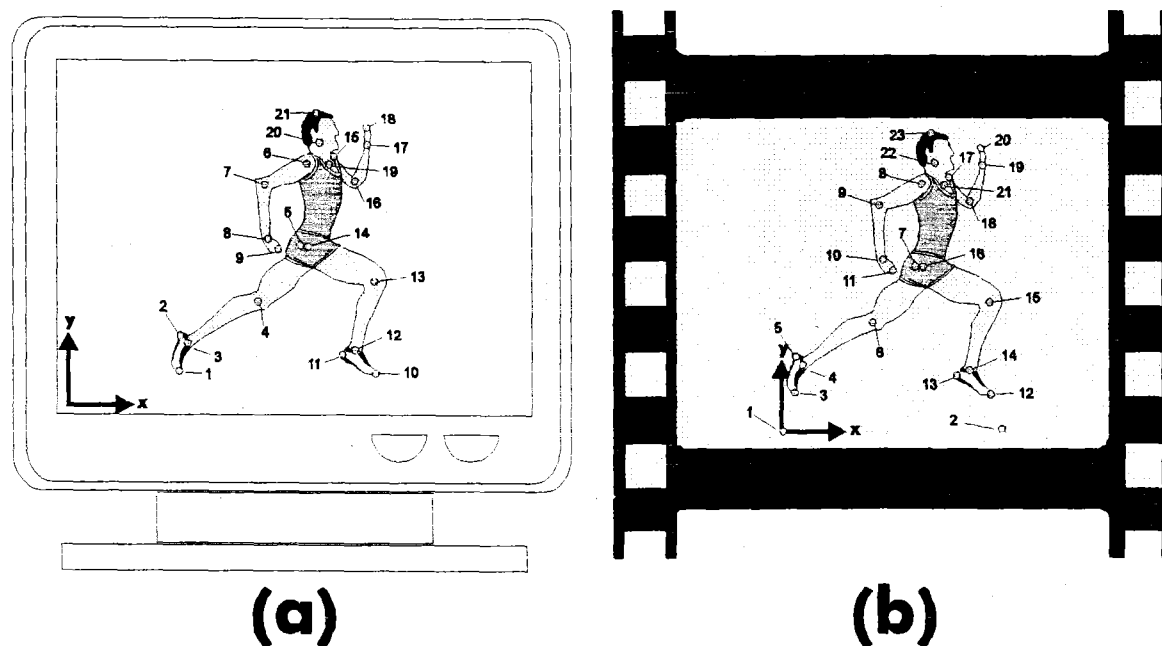
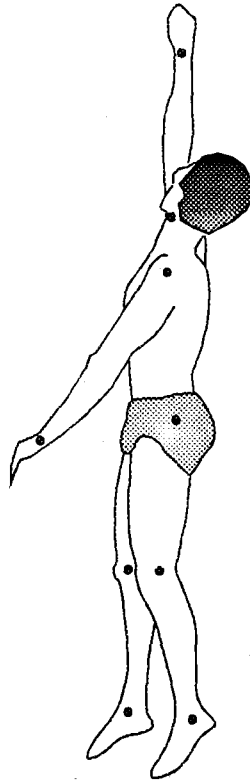


Figura 2.25. Puntos a digitalizar en un sistema de vídeo (a) y cinematográfico (b).

#### 2.5.4. Marcadores epidérmicos

Son muchos los autores que abogan por la utilización de diversos tipos de marcadores sobre el cuerpo del deportista que faciliten la detección de los puntos anatómicos durante el proceso de digitalización manual (Miller y Nelson, 1973). En este sentido Woltring y

Huiskes (1990) indican que el uso de marcadores epidérmicos facilita la detección de puntos comunes en ambas cámaras cuando se realizan estudios 3D (figura 2.26).



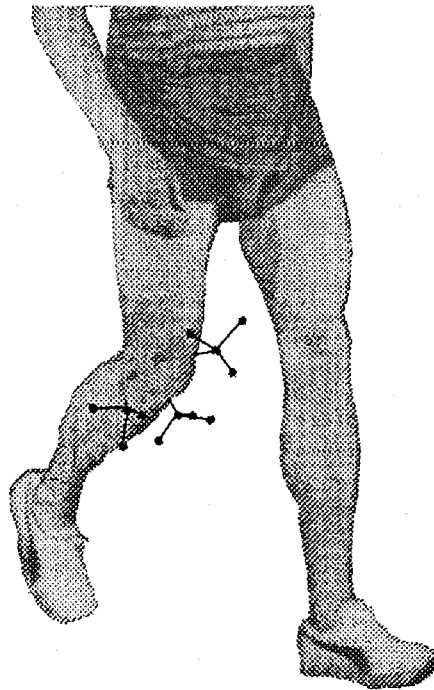
**Figura 2.26.** Salto vertical con ubicación de marcadores epidérmicos.

Dependiendo de la naturaleza del sistema de medida, estos marcadores podrán ser pasivos (no tienen propiedades emisoras, es el caso de reflectores brillantes, marcas de pintura sobre la piel, adhesivos, etc) o activos (tienen propiedades emisoras, por ejemplo "leds" de luces infrarrojas, ultrasonidos, etc). Deberán exhibir características únicas que les diferencien entre sí, permitiendo la detección automática en espacio y tiempo. Si los marcadores no pueden ser identificados por hardware (teniendo en cuenta parámetros de forma, color, tiempo, frecuencia), se requerirá la utilización de algoritmos vía software de reconocimiento e incluso de la interacción humana para su detección. Los marcadores activos proporcionan información diferenciada, motivo por el cual no crean problemas de confusión, al contrario que los marcadores pasivos cuya identificación puede ser más laboriosa.

La utilización de marcadores epidérmicos está sujeta a errores debido a que se desplazan de su posición por el movimiento de la piel y de los tejidos blandos (Lafortune et al, 1992). Esto impide que la ubicación de marcadores aporte información fiable de

puntos superficiales, debiendo impedir el movimiento relativo entre los marcadores y los huesos que son siempre la referencia a utilizar. Luego, en general, no es recomendable la utilización de marcadores epidérmicos, a no ser que sean ubicados en las diáfisis óseas de huesos largos y no cerca de centros articulares. Los marcadores de tipo epidérmico son útiles cuando los gestos filmados se realizan en un plano principal de movimiento (por ejemplo un salto), siendo problemática su localización cuando los gestos implican diversos planos ya que los marcadores desaparecen del campo de visión del observador (por ejemplo un lanzamiento de martillo).

La utilización de marcadores fijados mediante clavijas intracorticales es una posibilidad fiable para impedir el movimiento relativo de los mismos (figura 2.27). Su empleo se ve limitado a condiciones de laboratorio ya que ofrecen ciertos problemas debido a la invasión y elevado stress que puede afectar a la ejecución normal del movimiento del sujeto experimental, así como al riesgo de infección (Lafortune et al, 1992).



**Figura 2.27.** Utilización de marcadores fijados mediante clavijas intracorticales (adaptado de LaFortune, et al., 1992)

Los métodos no invasivos como los marcadores adosados a la piel o la utilización de conexiones exoesqueléticas, son cuestionables debido a que la marca sobre la piel depende

de la suposición de que el movimiento de la piel que está cubriendo los huesos es idéntico al movimiento de éstos; la técnica de conexión exoesquelética supone pues que hay una perfecta rigidez en el enlace entre conexión y hueso. En ambas situaciones estos planteamientos son cuestionables, de ahí que en el ámbito de la Biomecánica Deportiva, cuando las filmaciones son realizadas en competición, no se utilicen marcadores y se recurra a la propia capacidad deductiva del operador del sistema de digitalización para detectar la localización exacta de los puntos anatómicos. Es necesario para ello que el operador tenga una alta experiencia y conocimiento de la anatomía humana.

Si los puntos anatómicos que definen el modelo humano son centros de rotación articulares, la utilización de marcadores epidérmicos sólo se puede considerar útil como una referencia aproximada pero no como una localización real.

### 2.5.5. Metodología de detección

El proceso de detección de los puntos anatómicos, teniendo en cuenta cual debería ser el orden secuencial de introducción, puede realizarse de dos formas diferentes:

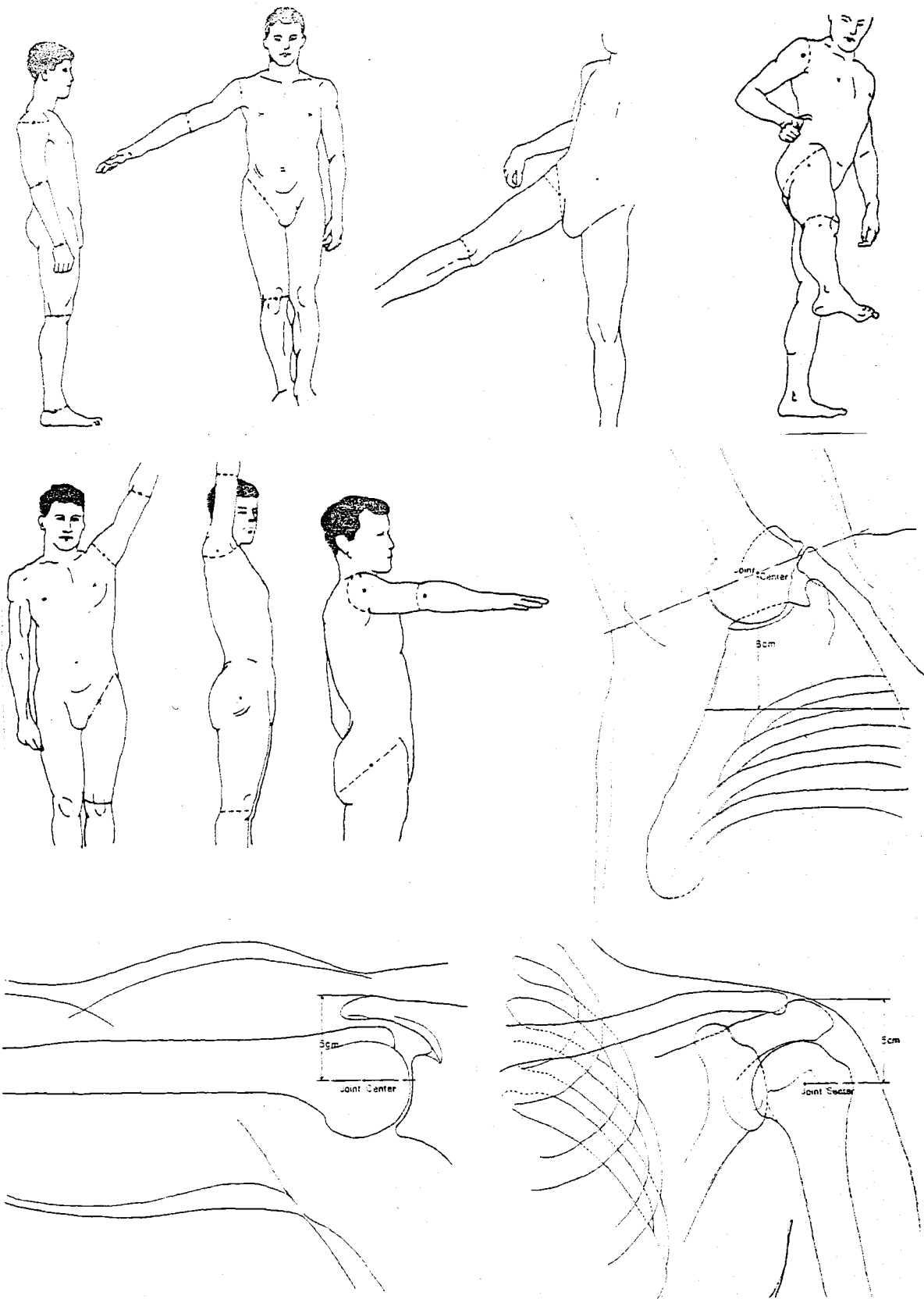
- ◆ Se digitalizan en un orden secuencial preestablecido todos los puntos anatómicos del fotograma en cuestión (habitualmente 21), repitiéndose este proceso con el resto de fotogramas. Este es el método más habitual en Biomecánica (McDonald y Dapena, 1991; Ariel, 1994) siendo el adoptado en esta tesis doctoral.
- ◆ Se digitaliza la trayectoria descrita por cada punto anatómico en todos los fotogramas, repitiéndose este proceso con el resto. La utilización de este método no es habitual en Biomecánica Deportiva.

Puesto que la digitalización manual es un proceso que requiere la participación de un operador encargado de deducir las localizaciones de los puntos anatómicos, debe realizarse con precisión para impedir la aparición de errores. Pretender que esta fase del proceso de análisis se realice con una excesiva velocidad, puede implicar una pérdida de precisión en la detección, luego un buen operador no es aquél que menos tiempo invierta, sino el que detecte los puntos con criterios objetivos. Autores como Winter (1990) extraen de su experiencia en el campo de la digitalización observaciones como las siguientes: un operador experimentado puede digitalizar una media de 15 pares de coordenadas por minuto, de esta forma un evento deportivo de 3 segundos de duración, filmado a 50 f/s, digitalizando 5 marcadores en cada fotograma, puede ser procesado en unos 50 min.

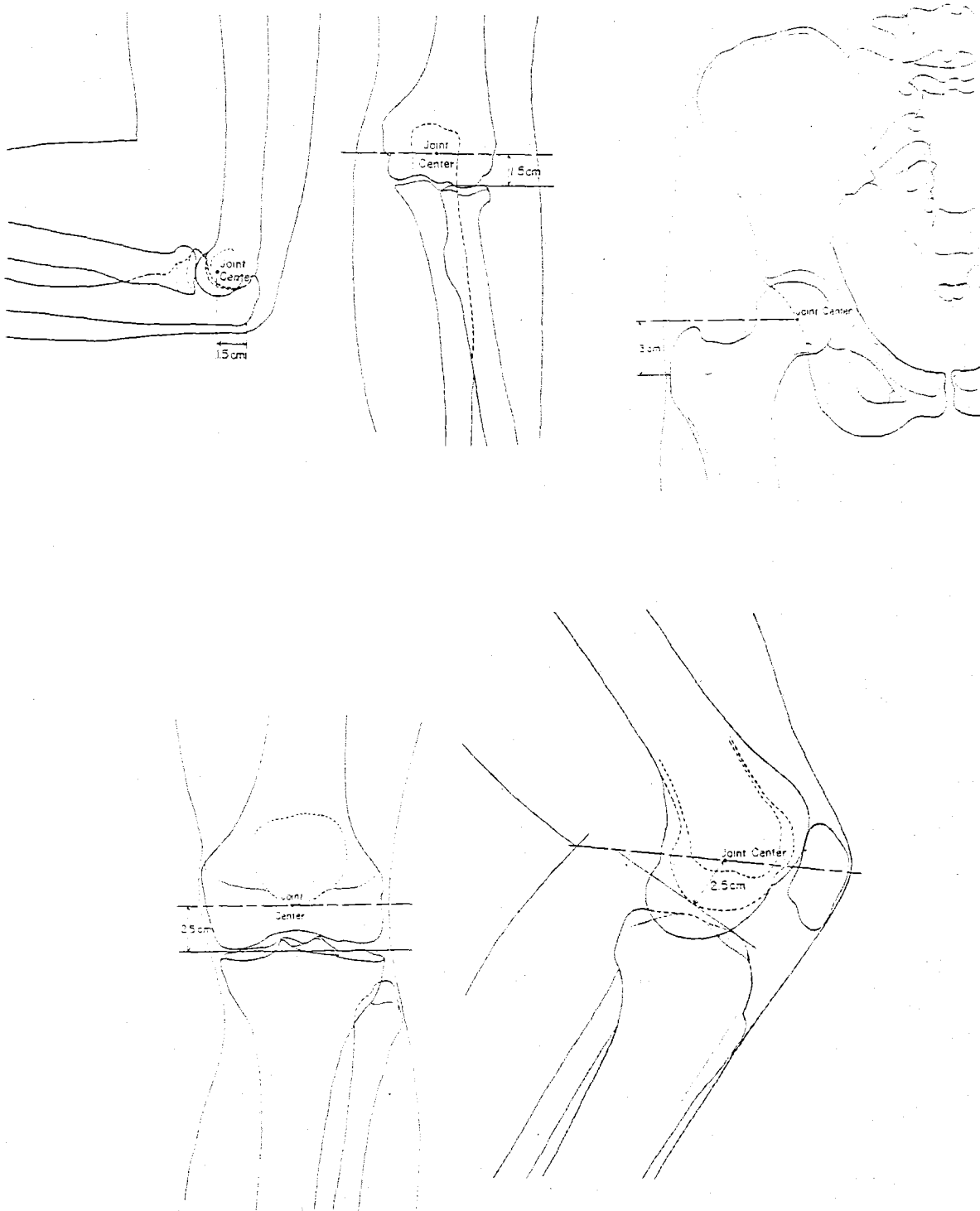
Según Plagenhoef (1971), la determinación de los puntos anatómicos durante la digitalización manual introduce un error subjetivo que tiene una alta dependencia respecto al conocimiento de la anatomía humana por parte del operador del sistema de digitalización. En las figuras 2.28 y 2.29 se exponen las recomendaciones que propone Plagenhoef (1971) para ayudar a determinar precisamente los centros de rotación articulares cuando son éstos los puntos que hay que digitalizar.

La experiencia obtenida en el laboratorio de biomecánica de la Universidad de Granada, nos ha permitido deducir una serie de principios que pueden facilitar la detección correcta, incrementando así la precisión del proceso de digitalización. Estas recomendaciones sólo serán válidas siempre que se utilicen modelos humanos basados en localizaciones de centros de rotación articulares, tal y como sucede habitualmente en el ámbito de la Biomecánica Deportiva, desechándose modelos de segmentos basados en puntos epidérmicos. Estos principios sólo son útiles cuando se digitalizan imágenes de vídeo introducidas en el ordenador mediante tarjetas capturadoras, ya que en estos casos se puede simultanear la imagen filmada con el modelo alámbrico digitalizado. Dichos principios son los siguientes:

- a. Estudiar la filmación previamente a su digitalización, observando a velocidad normal y ralentizada la secuencia de movimiento.
- b. Durante la visualización previa, se deberían marcar o anotar aquellas fases del gesto durante las cuales determinados puntos anatómicos desaparecen del campo de visión al quedar ocultos por otros segmentos. En estos casos, se estudiará la trayectoria teórica que debería describir ese punto durante el intervalo de tiempo en el que permanece oculto, deduciéndose los puntos de máximo y mínimo recorrido vertical y horizontal. Estas anotaciones serán utilizadas durante la posterior digitalización.
- c. Deducir los planos que permiten segmentar el cuerpo humano tal y como se plantea en las figuras 2.28 y 2.29.
- d. Buscar los puntos intermedios a partir de los planos anteriores.
- e. Los puntos digitalizados deben ser considerados como centros geométricos de esferas cuyo contorno teórico debe coincidir con los límites de la articulación a localizar. Sería muy importante que el software de digitalización permita utilizar un puntero de ratón de tipo circular para facilitar este proceso deductivo.
- f. Si el software de digitalización lo permite, deberían dibujarse sobre la imagen las líneas que unen cada uno de los dos puntos que definen los segmentos. En este caso, el observador debe pretender obtener líneas que dividan a los segmentos en dos mitades equivalentes en cuanto a su sección.



**Figura 2.28.** Localización de centros de rotación (adaptado de Plagenhoef, 1971).



**Figura 2.29.** Localización de centros de rotación (adaptado de Plagenhoef, 1971).



Un operador del sistema de digitalización en período de iniciación, no se puede ver involucrado en la digitalización de movimientos complejos (Plagenhoef, 1971), por lo tanto debe realizarse un proceso de entrenamiento/aprendizaje del observador para obtener una fiabilidad en su digitalización. En la figura 2.30 se presenta una clasificación del movimiento en orden progresivo de dificultad de análisis, utilizada para el entrenamiento del observador, que ha sido adaptada de Plagenhoef (1971).

### 2.5.6. Precisión de la fase de digitalización

La precisión de la fase de digitalización tiene una relación directa con la calidad de la imagen. La calidad de la imagen obtenida con sistemas cinematográficos es superior a la obtenida con vídeos de formato doméstico (VHS, Beta, Super8), pero similar a los formatos de vídeo profesional (S-VHS, Betacam y Umatic). En este sentido la calidad de la imagen determinará el grado de precisión obtenido para la detección de los puntos anatómicos a digitalizar, de ahí la ventaja inicial de la cinematografía con respecto al vídeo doméstico. Esta teórica mayor precisión, en la práctica se ve limitada, ya que los sistemas de digitalización cinematográficos no permiten la superposición de la imagen filmada con la estructura alámbrica de puntos y segmentos digitalizados, con lo cual el operador no puede comprobar *in situ* la calidad de su detección. Los sistemas tecnológicos basados en tarjetas capturadoras de vídeo sí permiten esa posibilidad, incrementando su precisión ya que favorecen la corrección de la digitalización. De esta forma se compensa la menor calidad del vídeo con respecto a la cinematografía.

Otro de los aspectos que incide sobre la precisión de la digitalización es la resolución del sistema de captación. En el caso de los digitalizadores sónicos o tabletas digitalizadoras la resolución es indicada mediante el índice numérico que relaciona el tamaño del área activa (en milímetros) con respecto al número de puntos que puede detectar (en puntos o pixels). Si se digitaliza vídeo mediante tarjetas capturadoras que gestionan la imagen en el ordenador, la resolución estará determinada por el modo de pantalla gráfica utilizada (VGA: 640x480, SVGA: 800x600, 1024x768, 1280x1024), siendo estos modos dependientes del tipo de tarjeta y del formato de vídeo (VHS, S-VHS, Betacam, etc). Según Angulo y Dapena (1992), la resolución del vídeo debe darse en una relación del tipo: área espacial abarcada horizontalmente con respecto al número de pixels del monitor. Por ejemplo: 3.5 m de la realidad son abarcados por 640 pixels (3500 mm de espacio horizontal / 640 columnas de pixels). El tamaño del monitor en donde digitalizar es también un factor que afecta y que debe ser indicado; en una pantalla de 14 pulgadas es

aproximadamente de 280 mm x 200 mm.

Según Winter (1990) el error humano envuelto en la digitalización es aleatorio y relativamente pequeño; en este sentido, para una cámara ubicada a 4 metros del sujeto filmado, el error aleatorio obtenido por Winter (1990) durante la digitalización oscila entre 1-1.5 mm.

Para comprobar el grado de precisión del sistema de digitalización es preciso analizar los resultados obtenidos tras la reconstrucción 3D de las coordenadas (después del DLT), comparando puntos o distancias conocidas en 3D con los puntos y distancias obtenidos tras la reconstrucción 3D. Para ello se puede utilizar el objeto de referencia, necesario para el DLT, como base para la obtención de puntos y longitudes conocidos. Esta metodología ha sido utilizada por diversos autores. En ella el error de reconstrucción debe indicarse en forma absoluta, comparando las distancias espaciales, y/o en forma relativa, con respecto a los ejes  $x, y, z$ .

McDonald y Dapena (1991) digitalizaron el objeto de control DLT obteniendo sus coordenadas espaciales gracias al DLT, analizando para ello 8, 7 y 6 distancias entre puntos extremos del objeto de referencia. La posición de los puntos de control fueron obtenidos de la filmación con un error 3D absoluto de  $0.012 \pm 0.005$  m. Según estos autores los errores encontrados son de escasa influencia por su reducido valor y, probablemente, son errores aleatorios debidos al proceso de digitalización o bien a la incorrecta construcción del objeto de control DLT.

Utilizando metodologías similares han sido elaborados diversos estudios (Angulo y Dapena, 1992) para comparar el grado de precisión de técnicas basadas en imágenes obtenidas de vídeo y cinematografía. En el estudio de Angulo y Dapena (1992) se analizaron sistemas de digitalización de vídeo y cinematografía, utilizándose un modo gráfico en formato VGA estándar (640x480) para la digitalización de vídeo. Las conclusiones fueron las siguientes:

- ◆ El grado de precisión de ambos sistemas es similar siempre y cuando el espacio horizontal abarcado sea reducido. Este sería el caso de una imagen de 3.5 m reales abarcados por 640 pixels (3500 mm de espacio horizontal / 640 columnas de pixels). El problema surge cuando esta relación se incrementa, o sea, 8 m reales abarcados por la misma cantidad de pixels (640), puesto que en ese caso la ratio pierde precisión ya que un pixel abarcará un espacio real mayor, perdiéndose

precisión en la digitalización. En situaciones en las que se abarquen espacios amplios la precisión en vídeo se reduce. Este planteamiento de Angulo y Dapena es cierto cuando se utilicen modos gráficos de VGA, pero en el caso de modos de SVGA (800x600, 1024x768, 1280x1024) la precisión de la digitalización en vídeo se ve incrementada hasta niveles similares o superiores a la cinematografía.

- ◆ Según Angulo y Dapena (1992) la diferencia entre el vídeo y el cine no estriba en el tamaño de la imagen ya que en su estudio obtuvieron similares resultados tras digitalizar la misma imagen en cine con 2 tamaños diferentes, uno igual al tamaño del vídeo y otro el doble. Luego el tamaño de la imagen no es significativo.
- ◆ Según se desprende de los resultados de este estudio, no está claro si las diferencias entre el vídeo y la cinematografía estriban en la peor resolución de las imágenes de vídeo, en la cantidad de distorsión producida por la utilización de ópticas diferentes en las lentes (peores las de vídeo) o bien por otros factores no determinados.

Como conclusión podemos indicar que las diferencias entre el vídeo y la cinematografía, en cuanto a la precisión de ambos sistemas en la digitalización, residen en que, habitualmente, se utilizan vídeos de formatos no profesionales y el software de digitalización no permite modos SVGA. Si ambos factores se potencian, el vídeo se coloca al mismo nivel que la cinematografía en lo referente a la resolución. A esto hay que añadir la ventaja adicional de que el vídeo, gracias a software especialmente diseñado, puede detectar de forma más precisa los puntos anatómicos tal y como se vio en el apartado 2.5.5.

En esta tesis doctoral se aporta un sistema de digitalización basado en imágenes de vídeo que son digitalizadas mediante un software especialmente diseñado que permite superponer la imagen filmada con el programa (figura.()). La tarjeta utilizada permite capturar señal de vídeo doméstico en modo VGA y el magnetoscopio obtiene 50 f/s en formato VHS.

## **CIBORG v.2.0.** *progresión de ejercicios para el* **"ENTRENAMIENTO del DIGITALIZADOR"**

1.	<p>Análisis de posiciones estáticas.</p> <p>a. posición anatómica (visión Lateral, Frontal, Superior). - maniquí con marcadores visibles. - fotos del cuerpo humano en posición anatómica.</p> <p>b. posiciones estáticas variadas (visiones Lat,Fro,Sup). - estatuas. - de pie con apertura de brazos. - sentado. - tierra inclinada.</p>
2.	<p>Rotaciones de cuerpos rígidos simples.</p> <p>a. péndulo. b. flexión de codo. c. extensión de rodilla.</p>
3.	<p>Movimientos simétricos en el mismo plano de la cámara</p> <p>a. Movimientos de 2 segmentos - molinos con 1 brazo (visión Lat). - molinos con 2 brazos (visión Lat).</p> <p>b. movimientos corporales completos. - giro gigante en barra fija (visión Lat). - salto vertical desde parado (visión Lat).</p>
4.	<p>Movimientos simétricos realizados en planos diferentes al de la cámara.</p> <p>a. rotación sobre el eje longitudinal corporal en posición anatómica. b. elevación y descenso de un brazo a 45° del ángulo de la cámara. c. sentadilla completa arriba y abajo (movimiento de rodillas no se realiza en el plano). d. salida de natación (movimiento de brazos no se realiza en el plano). e. salto horizontal a pies juntos desde parado.</p>
5.	<p>Movimientos asimétricos realizados en el mismo plano de la cámara.</p> <p>a. marcha humana analizando el lado corporal visible. b. marcha humana analizando el lado corporal oculto. c. bicicleta estática.</p>
6.	<p>Movimientos asimétricos realizados en planos diferentes al de la cámara.</p> <p>a. movimientos manteniendo un punto fijo a lo largo de la ejecución. (golpeo de fútbol manteniendo en el suelo la pierna de apoyo).</p> <p>b. movimientos manteniendo dos puntos fijos a lo largo de la ejecución. (saque de tenis de voleibol con ambos pies apoyados en el suelo, swing de golf).</p> <p>c. movimientos con un punto fijo perteneciente a algún implemento deportivo (salto con pértiga).</p>
7.	<p>Movimientos que impliquen el análisis de segmentos no rígidos</p> <p>a. flexión dorso/ventral, inflexión lateral y rotación de tronco. b. golpeo de cabeza en fútbol, movimientos faciales. c. golpeo de balón con el pie d. movilidad de manos. e. flexión en barra fija con un único agarre.</p>
8.	<p>Movimientos complejos de tipo batístico.</p> <p>a. lanzamiento de jabalina. b. remo. c. remate de voleibol.</p>
9.	<p>Movimientos complejos, constantes alteraciones en trayectorias de los puntos anatómicos, sin tendencias definidas.</p> <p>a. salto de altura estilo fosbury. b. salto de longitud con técnica de 3y1/2. c. pituetas aéreas de gimnasia deportiva. d. movimientos en ataque con defensa individual en baloncesto (fintas, cambios de dirección, implemento, carrera, salto, lanzamiento, etc...).</p>
10.	<p>Movimientos en fluidos, o en condiciones de mala calidad de la imagen.</p> <p>a. desplazamientos submarinos en natación. b. películas con escala muy reducida. c. películas con mala calidad de imagen, foco mal ajustado.</p>

**Figura 2.30.** *Progresión de ejercicios para el entrenamiento del digitalizador.*

## 2.6. *FUNCIONES MATEMATICAS PARA LA REDUCCION DEL ERROR EN EL SISTEMA*

Las coordenadas obtenidas en el proceso de digitalización contienen una serie de errores en su localización, ya sea por problemas asociados a la tecnología detectora utilizada o bien por la participación humana en el proceso deductivo de localización. Es preciso pues la utilización de algún algoritmo que permita suavizar, minimizar y, si es posible, eliminar esos errores asociados a las coordenadas.

El proceso de reducción del error se basa en la obtención de una serie de funciones matemáticas cuyo comportamiento dinámico y trayectoria dependerá del grado de suavizado deseado por el investigador. Habitualmente las funciones obtenidas no sólo son utilizadas para minimizar los errores. Según Hatze (1990) la utilización de técnicas basadas en la obtención de funciones matemáticas sobre las trayectorias descritas por los puntos corporales tiene una triple utilidad: a) suavizar y minimizar posibles errores de apreciación en la determinación de los puntos anatómicos, b) la posibilidad de interpolar, y c) la utilización de derivadas sobre dichas funciones con el propósito de obtener los parámetros cinemáticos.

En este capítulo nos centraremos en su utilidad para la reducción del error sobre las coordenadas digitalizadas, así como la descripción de las técnicas más habituales empleadas en el ámbito de la Biomecánica Deportiva. En posteriores capítulos se profundizará sobre la utilización de estas funciones para procesos en los que se requiera interpolar, o bien sea necesario utilizar las derivadas del desplazamiento.

En la figura 2.31 se expone un ejemplo de suavizado realizado sobre la trayectoria de un punto anatómico que ha sido digitalizado mediante técnicas fotogramétricas. En la figura 2.31.a se refleja la trayectoria original de los puntos digitalizados afectados por diversos tipos de errores, sobre la cual se realiza un proceso de suavizado expresado en la figura 2.31.b, gracias a la utilización de una función matemática.

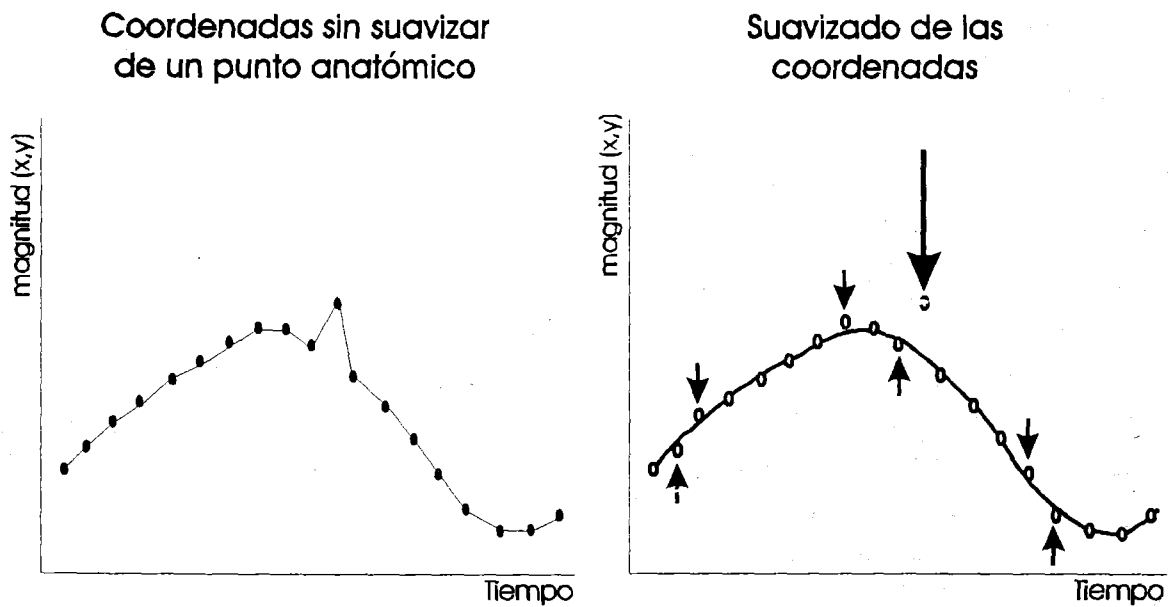


Figura 2.31. Proceso de suavizado de errores aplicado sobre una muestra de puntos.

### 2.6.1. Tipos de errores

Según Hatze (1990), en la medición biomecánica y el entorno computerizado en el que se desarrolla se pueden identificar dos tipos de errores: errores de medida y errores computacionales. A su vez los errores de medida pueden ser sistemáticos o aleatorios.

#### a. Errores de Medida

- a.1. **Errores de medida sistemáticos.** Introducen tendencias artificiales dentro de la secuencia de datos, de ahí que sean difíciles de detectar y de eliminar. Un ejemplo de error sistemático es aquél que se produce por las distintas formas de apreciación de los marcadores corporales por parte de diferentes operadores de digitalización en análisis fotogramétricos (figura 2.32.a). Otro ejemplo son los movimientos y desviaciones de los marcadores dérmicos con respecto a las referencias anatómicas (figura 2.32.b). Estos errores son realmente difíciles de detectar, debido a que las oscilaciones que producen se encuentran dentro del rango de frecuencia que podríamos considerar como correcto. Un grupo

importante de errores sistemáticos en Biomecánica es el asociado con la distorsión de la imagen producida por el tipo de lentes utilizadas así como los sistemas de proyección. Estos últimos pueden ser controlados mediante la introducción de algoritmos de corrección incorporados vía software en el proceso de calibración de las cámaras.

a.2. **Errores de medida aleatorios.** Constituyen el segundo tipo de errores que contamina la señal registrada. Se suelen considerar como errores que se suman a la señal, saliéndose del rango de frecuencia que se podría considerar como normal; se estiman como ruidos que no tienen correlación con la señal que le rodea (figura 2.32.c). Habitualmente son fáciles de detectar, incluso visualmente. Así mismo pueden eliminarse mediante múltiples tipos de algoritmos.

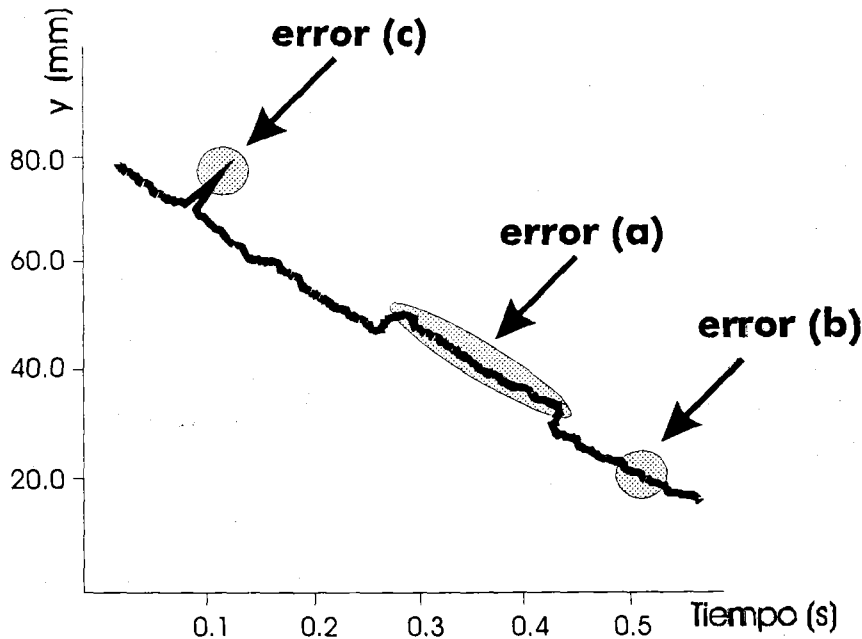
b. **Errores Computacionales**

Son generados principalmente por problemas de conversión (analógico a digital, decimal a binario, etc), por problemas de truncado o redondeo de cifras numéricas decimales, o por aproximaciones algorítmicas en los procesos internos de cálculo del microprocesador. Los famosos errores de programación ("bugs") en los chips y en el código compilado del software utilizado, generan errores computacionales.

En todo proceso de análisis de datos será necesario detectar, como requisito previo, los diferentes tipos de errores y proporcionar la solución para cada uno de ellos. Esto requiere un conocimiento de la estructura física del sistema que genera y almacena los datos a procesar. En muchos casos el problema reside en el componente subjetivo que puede conllevar estos procesos de inspección/detección. Según Hatze (1990) sólo los investigadores experimentados podrán desarrollar y manipular correctamente estos procesos. Aún así, algunos tipos de errores sistemáticos, especialmente aquellos que permanecen dentro de un rango de baja frecuencia, permanecerán indetectados o será imposible su eliminación.

El primer paso a seguir para llevar a cabo el control de errores será minimizar el error sistemático producido en la fase de digitalización por el operador del sistema detector. Para ello es conveniente que todo el proceso de digitalización sea realizado por una misma persona que establezca su criterio y lo mantenga a lo largo de todo el proceso (Vera et al.,

1988). La tarea de digitalización debe realizarse estableciendo siempre unos criterios fijos tales como: forma de sentarse, modo de desplazar y manipular el dispositivo marcador, orientación de la cabeza, no modificar criterios a mitad de un evento, no dejar eventos incompletos para próximas sesiones de digitalización, etc.



**Figura 2.32.** Ejemplo de diversos tipos de errores en una curva obtenida en un proceso de digitalización manual. El error (a) es un error sistemático debido posiblemente a un cambio en el criterio de apreciación del operador durante la digitalización. El error (b) es un error sistemático producido por la imprecisión en la detección del punto corporal digitalizado. El error (c) es un error aleatorio.

Así mismo sería conveniente implementar algoritmos sencillos que aseguren la detección de errores basándose en la invariabilidad de la distancia entre marcadores conectados en segmentos, indicando al operador del sistema de digitalización la necesidad de redigitalizar uno o más marcadores (Vera et al., 1988), siendo esto posible cuando los resultados directos de la digitalización fuesen coordenadas espaciales. En el capítulo cuarto se ofrece una alternativa que permite realizar este tipo de suavizado teniendo en cuenta el criterio de la invariabilidad de las longitudes de los segmentos rígidos.

### 2.6.2. Tipos de algoritmos de suavizado

Habitualmente el procedimiento seguido por la mayor parte de los autores del ámbito de la Biomecánica consiste en obtener la ecuación de una función matemática que expresa



el desplazamiento lineal (en m, cm o mm) con respecto al tiempo (McDonald y Dapena, 1991). Otra alternativa poco habitual es la de expresar el desplazamiento angular (radianes, grados) con respecto al tiempo, tal y como realiza Yeadon (1990). Esta segunda alternativa es útil para el análisis de modelos humanos en los cuales sólo se van a analizar parámetros angulares. La correcta utilización de estos algoritmos se basará siempre en un análisis estadístico de los datos. Si la secuencia de datos inicial no es exacta, será imposible poder corregirla satisfactoriamente.

Existen multitud de algoritmos que pueden utilizarse para obtener la ecuación de la función matemática que define la trayectoria de un punto anatómico. Inicialmente era muy frecuente la utilización de regresiones polinomiales (McLaughlin et al., 1977), actualmente los autores utilizan diversos tipos de splines, series de Fourier y filtros digitales.

Las regresiones polinomiales son algoritmos claramente inferiores a los splines ya que las ondulaciones producidas en una parte de la curva pueden afectar incorrectamente al resto de la curva (McLaughlin et al., 1977). Además, las regresiones polinomiales son poco sensibles a las variaciones bruscas de los datos en una curva con una tendencia clara y uniforme. Las funciones polinomiales fueron utilizadas ampliamente por Plagenhoef (1968), aunque según Zernicke et al. (1976) los splines cúbicos proporcionan mejores estimaciones de las derivadas que las funciones polinomiales.

Dentro de la gran amalgama utilizada actualmente para la obtención de algoritmos de filtrado, principalmente destacan los splines (con sus diferentes versiones) y las series de Fourier (Hatze, 1990). Ambos tipos de algoritmos asumen que los datos se encuentran equidistantes, tal sería el caso al obtener la trayectoria de cualquier marcador corporal a lo largo de intervalos de tiempo iguales.

- ◆ Las series de Fourier se basan en la utilización de un filtro de paso-bajo para eliminar los armónicos mayores de una determinada frecuencia de corte correspondientes al ruido aleatorio de la señal.
- ◆ Una función spline se define como una curva formada por trozos de polinomios definidos entre una serie de puntos conocidos que determinan la tendencia de la citada curva. Dentro de los splines se encuentran los cúbicos, quinto grado, y existen recientes versiones de grado superior al cinco.

En el caso de los splines cúbicos hay que reseñar que su segunda derivada es cero en los extremos del intervalo, de ahí su escasa utilidad, siendo éste un problema también

inherente en las series de Fourier. Según Woltring (1985) una posible solución para evitar los problemas implícitos en la segunda derivada cuando se utilizan splines cúbicos y series de Fourier, sería ampliando los límites de los extremos del intervalo lo suficiente como para evitar que los problemas en los extremos afecten a los datos significativos. O sea, si se van a utilizar splines cúbicos o series de Fourier hay que digitalizar más fotogramas de los previstos antes y después del intervalo principal, desechándose los parámetros cinemáticos de velocidades y aceleraciones obtenidos en los primeros y últimos fotogramas. Esta también fue la solución dada por Gutiérrez (1990) en la utilización de splines Cúbicos para el suavizado del error.

Según Wood y Jennings (1979) los splines de quinto grado proporcionan mejores derivadas en los extremos de la función que los splines cúbicos y las series de Fourier. Los splines de quinto grado permiten el ajuste de forma dinámica, según cual sea el rango de error de los datos. En los splines de quinto grado su tercera derivada es cero en los extremos finales, lo cual genera aceptables resultados en la segunda derivada de los mismos. Aunque son preferibles los splines de quinto grado, éstos tienen el inconveniente de utilizar más tiempo en el cálculo, problema que no es importante debido a la potencia de los actuales ordenadores PC-compatibles. Según Woltring (1985) el algoritmo de Fourier desarrollado por Hatze (1981) es 8 veces más rápido que el algoritmo de splines de quinto grado desarrollado por Utreras (1981).

Por otro lado, los splines pueden crear ajustes que, en caso necesario, permiten obtener curvas que pasan por todos los datos originales sin eliminar ninguno de ellos, lo cual permite no suavizar pero sí interpolar (McLaughlin et al., 1977).

Las series de Fourier han sido utilizadas por Anderssen y Bloomfield (1974), Hatze (1981). Los splines cúbicos los ha utilizado Reinsch (1967), Gutiérrez (1990). Los splines de quinto grado (quintic splines) los diseñaron para su aplicación en el ámbito de la Biomecánica Wood y Jennings (1979), siendo expandidos y utilizados por autores como Woltring (1985), Yeadon (1990), McDonald y Dapena (1991). Woltring (1986) y el Instituto Biomecánico de Valencia (IBV) utilizan splines de grado variable.

Analizando los sistemas comerciales actualmente existentes en el mercado, vemos que el sistema APAS de Ariel (1994) permite al usuario elegir entre diversos tipos de funciones: splines cúbicos, filtros digitales, funciones polinomiales, splines de 5º grado y series de Fourier. El APAS puede realizar el suavizado de forma automática o manual (el usuario controla la cantidad de suavizado aplicado a cada centro articular). El sistema

de análisis KWON3D (Kwon, 1991) utiliza suavizado de errores mediante diversos tipos de filtros digitales tales como el filtro de paso bajo Butterworth, determinación de frecuencias de corte, etc.

En esta tesis doctoral se ha desarrollado un módulo de suavizado basado en un algoritmo de spline de quinto grado ya que según los estudios previos parecen los más adecuados para reducir el error y derivar las funciones de las trayectorias para el cálculo de variables.

### 2.6.3. Estimación del grado de suavizado a aplicar

La situación actual de los algoritmos de suavizado de los desplazamientos humanos obtenidos a partir de filmaciones, contiene ciertos problemas sin resolver, especialmente en lo relativo al procedimiento ideal que debe utilizarse. La mayor parte de los métodos existentes requieren, en alguna medida, que el usuario tome decisiones subjetivas acerca del factor de suavizado a aplicar, la frecuencia de corte, el rango de la muestra, el ajuste óptimo, etc. A pesar de que algunos métodos han sido elaborados para sistematizar, automatizar y optimizar las decisiones requeridas, la validación de los citados métodos no ha sido obtenida experimentalmente en todos los casos (Atwater, 1981). En algunos se han obtenido ciertos criterios aceptados, pero sólo para esos casos. Al existir tantos tipos diferentes de desplazamientos, es casi improbable la existencia de una única y perfecta técnica para todos ellos; en este sentido se deberán utilizar diversas técnicas para diferentes parámetros del movimiento humano si queremos obtener resultados correctos.

Tal y como propone Yeadon (1990) el error de estimación del suavizado debería ser obtenido a partir de estudios que obtengan la desviación de los datos conseguidos a partir de la digitalización repetida de los mismos. La media ( $\bar{x}$ ), varianza y desviación típica (DT) puede darnos a conocer el posible error existente permitiéndonos estimar el parámetro de suavizado a aplicar. En particular Yeadon realiza el siguiente proceso: digitalizar dos veces, obteniéndose 4 posibles estimaciones de la localización de cada centro articular, sobre estas 4 estimaciones se ajusta un spline de quinto grado utilizándose una estimación de error basada en la varianza de las 4 estimaciones. Simultáneamente a la realización de suavizado Yeadon aprovecha para interpolar a 100 f/s.

A la hora de procesar el objeto control de referencia, necesario para la utilización del algoritmo del DLT, debería ser digitalizado varias veces para minimizar el posible error.

Los splines de quinto grado permiten el ajuste de forma dinámica favoreciendo la obtención de diversos tipos de curvas dependiendo de un parámetro habitualmente denominado como factor de suavizado (smooth factor), el cual deberá ajustarse a tenor del comportamiento y rango de error de los datos. El error puede proceder del proceso de digitalización cuando determinados centros articulares no son visibles en la filmación. Cada centro articular requiere de un ajuste del spline diferente ya que cada uno tiene comportamientos variados. La estimación del error individual de cada centro articular debe obtenerse de la filmación mediante la realización de repetidas digitalizaciones del mismo gesto (Yeadon, 1990).

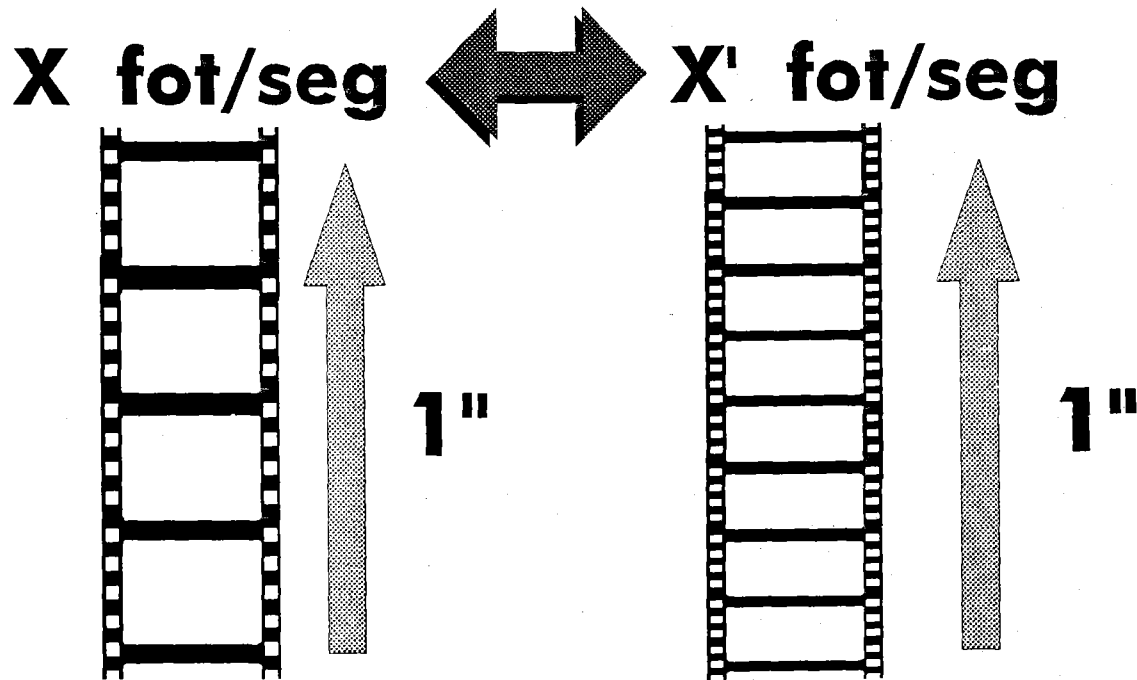
Hay autores que prefieren obtener un factor de suavizado estándar, el cual, una vez determinado, será aplicado sobre todos los puntos anatómicos; éste es el caso de las investigaciones desarrolladas por Dapena. McDonald y Dapena (1991) utilizaron funciones splines de quinto grado para suavizar cada valor de coordenadas espaciales ( $x,y,z$ ) con respecto al tiempo, en cada marcador corporal. Para determinar el valor más apropiado del factor de suavizado, se obtiene la velocidad lineal del CG utilizando diversos valores del mismo. A partir de ahí, se busca el valor del factor de suavizado que reduzca el nivel de ruido significativamente sin introducir una desviación/sesgo sistemática generada cuando se suaviza en exceso. El mejor compromiso obtenido es aplicado a todos los puntos anatómicos y direcciones  $x,y,z$  en el spline de quinto grado, o sea se aplica el mismo factor de suavizado sobre todos los puntos.

En esta tesis doctoral se ha optado por permitir la posibilidad de modificar el grado de suavizado según las necesidades del investigador, aunque se puede optar por definir un valor estándar para aplicar sobre todos los puntos.

## **2.7. INTERPOLACION TEMPORAL DE LAS IMAGENES**

La interpolación es un procedimiento matemático utilizado para evaluar o deducir un valor intermedio de una variable en función de otra, en nuestro caso permite deducir a partir de una función matemática un número de parámetros con una frecuencia determinada. Habitualmente se usa para obtener posiciones de puntos anatómicos en intervalos de tiempo que no coinciden con la frecuencia de muestreo obtenida de la cámara. En algunas ocasiones, la frecuencia de muestreo utilizada en el proceso de filmación no es suficiente, o sea, el número de fotogramas/imágenes obtenidas por segundo no es suficientemente elevado para el análisis del gesto, siendo necesario obtener

información de imágenes que no se captaron durante la filmación. De esta forma un vídeo digitalizado a 50 f/s puede, mediante la utilización de este procedimiento, convertirse en 100 f/s, 500 f/s, 1000 f/s, etc (véase la figura 2.33).



**Figura 2.33.** Esquema de un proceso de interpolación.

Esto es posible mediante el empleo de los algoritmos utilizados para el suavizado de las coordenadas, obteniéndose a partir de ellos una función matemática que permitirá deducir las posiciones en función del tiempo. Los splines son los algoritmos más usados para la interpolación, ya que pueden obtenerse funciones spline que recorran todos los puntos digitalizados sin generar ningún suavizado. Para la interpolación es suficiente con la utilización de splines cúbicos tal y como realiza el sistema KWON3D (Kwon, 1991), aunque otros autores utilizan splines de quinto grado.

La interpolación puede ser necesaria por dos razones:

- ◆ Para obtener en el mismo intervalo de tiempo digitalizado, información de un número mayor de posiciones. En este sentido se suele interpolar habitualmente a 100 f/s.
- ◆ En estudios 3D basados en la utilización de dos o más cámaras, es preciso para la reconstrucción de coordenadas mediante el DLT que las cámaras estén

sincronizadas. En esos casos la frecuencia de muestreo de las filmaciones y el tiempo de inicio deben coincidir, en caso contrario deberá procederse a interpolar a una frecuencia superior que permita obtener posiciones comunes a partir de las cuales el proceso de sincronización pueda ser llevado a cabo de forma precisa. Esto suele suceder cuando las cámaras no están sincronizadas, o bien cuando la frecuencia de muestreo de ambas cámaras sea diferente (cámaras a diferente velocidad).

McDonald y Dapena (1991) utilizan funciones splines de quinto grado ya que los instantes de exposición no suelen coincidir habitualmente en ambas cámaras, realizando la interpolación para obtener valores en los fotogramas requeridos en el intervalo deseado para permitir la sincronización al rango que el investigador requiera. Los splines utilizados por estos autores no suavizan, sólo interpolan.

Uno de los grandes problemas de la cinematografía de alta velocidad está en la dificultad existente para determinar el intervalo de tiempo transcurrido entre fotograma y fotograma (Yeadon, 1990). Para controlar el intervalo de tiempo es preciso que, durante el proceso de digitalización, el usuario del sistema obtenga y asigne a cada fotograma el tiempo transcurrido en esa posición. Para ello se puede recurrir a varios métodos:

- ◆ Si se utiliza un temporizador interno en la cámara, deberán medirse las distancias existentes entre las marcas reflejadas en el borde del rollo de película cinematográfica; de esta forma se determinará el tiempo. Este proceso será realizado en todos los fotogramas.
- ◆ Miller y Nelson (1973), así como Yeadon (1990), proponen la utilización de dispositivos que indiquen el tiempo en centésimas o milésimas de segundo, los cuales deberán estar ubicados en el campo de visión de las dos cámaras para ser filmados durante la ejecución de los eventos deportivos.

En ambos casos, tras obtener el tiempo transcurrido, deberá realizarse un ajuste de los datos digitalizados con una interpolación que permita obtener intervalos de tiempos constantes entre los fotogramas. De esta forma se reduce el posible error debido a la imprecisión en el tiempo de las cámaras cinematográficas de alta velocidad. Yeadon realiza procesos similares, incluso con frecuencias de muestreo reducidas (64 f/s).

En sistemas basados en digitalización de vídeo, ya sean a 25 o 50 f/s, no existen

problemas de determinación del intervalo de tiempo transcurrido entre imagen e imagen, ya que la velocidad es constante. En estos casos la utilidad de la interpolación es sólo para obtener una frecuencia de muestreo superior a la digitalizada.

¿Es cuestionable la utilización de la interpolación para obtener posiciones no obtenidas en filmaciones de velocidad reducida? Esta pregunta se plantea cuando se digitaliza vídeo a 50 f/s, siendo interpolado posteriormente a 100 o más f/s. Para resolver esta cuestión es preciso analizar cuales son los movimientos que puede ejecutar el cuerpo humano. Salvo en casos como el vuelo de determinados insectos, el movimiento de los párpados o la pupila humanos, los movimientos balísticos segmentarios humanos, debido a determinadas limitaciones musculares y mecánicas, no pueden realizar cambios bruscos de velocidad y trayectoria en intervalos de tiempo reducidos. La frecuencia de un vídeo a 50 f/s obtiene imágenes con 0.02 segundos de intervalo entre dos imágenes consecutivas, considerándose este intervalo como adecuado en movimientos del cuerpo humano ya que es poco probable que nuestros segmentos en movimientos balísticos puedan realizar cambios de dirección en menos de ese tiempo. Esto quiere decir que interpolar secuencias de movimiento filmadas a 50 f/s, generaría posiciones fiables. Las palancas corporales humanas han evolucionado a lo largo de la historia permitiendo la ejecución de movimientos balísticos, en los cuales, si la velocidad es muy elevada, prácticamente es imposible que se produzcan cambios de dirección bruscos en intervalos de tiempo muy reducidos (menos de 0.02 s). Por otro lado, si se realizan movimientos ejecutados a baja velocidad, se podrían generar múltiples cambios de dirección, pero al ser un movimiento lento, se reflejará en cámaras de vídeo a 50 f/s.

## 2.8. *SINCRONIZACION TEMPORAL DE LAS IMAGENES*

Para la reconstrucción de las coordenadas espaciales mediante la utilización del algoritmo DLT, es necesario que se obtenga la digitalización del mismo evento con, al menos, dos cámaras, obteniéndose las coordenadas planas (2D) en ambas filmaciones de los puntos anatómicos, de tal forma que haya una coincidencia temporal entre las posiciones digitalizadas. Esto quiere decir que antes de procesar el DLT se debe proceder a sincronizar los parámetros con respecto al tiempo (véase la figura 2.34).

Para llevar a cabo el proceso de sincronización se debe partir de datos que tengan la misma frecuencia temporal, siendo ésta la razón por la cual sea imprescindible que durante el proceso de interpolación se utilice la misma frecuencia para ambas filmaciones. A partir





absolutamente fiables en este sentido que resuelvan satisfactoriamente y de forma precisa la sincronización de cámaras cinematográficas. Esto es debido a que las cámaras cinematográficas sincronizadas mecánica o electrónicamente inician la filmación sincronizadamente, pero es imposible que la frecuencia de muestreo de dos cámaras sea la misma por las razones que se comentaron en el capítulo dedicado a la filmación.

- ◆ **Sincronización analítica.** Los datos originales deben ajustarse mediante algoritmos matemáticos para interpolarse a intervalos temporales idénticos. La utilización de un spline que ajuste la relación tiempo/desplazamiento de los datos puede permitir tanto el suavizado de éstos como la interpolación necesaria para la sincronización temporal.

La sincronización analítica es la más habitual en el ámbito de la Biomecánica Deportiva, pudiendo llevarse a cabo mediante dos metodologías:

- ◆ Detección de eventos visuales mediante el análisis de posiciones relevantes que puedan ser detectadas fácilmente en ambas filmaciones.
- ◆ La utilización de un dispositivo visible en ambas cámaras, como por ejemplo un reloj con frecuencia en milisegundos, puede permitir la sincronización. La exactitud de estas técnicas es de  $\pm 0.5$  ms (Yeadon, 1990). Existen otros tipos de dispositivos basados en la utilización de una luz controlada por un temporizador que la enciende a intervalos predefinidos.

En el caso de que se utilicen eventos visuales, la precisión del sistema de sincronización se incrementará cuanto mayor sea el número de los utilizados para la sincronización. Tras la detección de diversos eventos comunes en ambas filmaciones, se debe proceder a ciertas técnicas que utilicen una regresión lineal para ajustar la sincronización entre los mismos. Este es uno de los métodos de sincronización más habitual en Biomecánica cuando no se pueden utilizar dispositivos de detección temporal (McDonald y Dapena, 1991).

En cada gesto debe encontrarse la correspondencia entre ambas filmaciones, para lo que se pueden localizar eventos comunes visibles en ambas filmaciones, como por ejemplo inicio y fin de fases de apoyo en el suelo con los pies, angulaciones máximas o mínimas obtenidas en la articulación de la rodilla, instantes de impacto o golpeo sobre implementos deportivos, etc. Esta detección puede realizarse mediante la observación directa de las

filmaciones, aunque si la frecuencia de la filmación es reducida (como en el caso del vídeo) esta observación puede realizarse sobre las posiciones corporales obtenidas tras la interpolación.

Un ejemplo de metodología analítica de sincronización es la llevada a cabo por Dapena (1978) en un estudio de salto de altura, en el cual se detectaron diversos eventos visuales como son los inicios y fin de la fase de apoyo realizados por los saltadores de altura en los últimos apoyos de la carrera. Posteriormente los instantes temporales en los cuales se marcan los eventos de sincronización se ajustarán a una regresión lineal a partir de la cual se obtiene la sincronización. Para ello es preciso haber calibrado previamente la velocidad de las cámaras, utilizando para ello bien un reloj en el campo de visión de ambas cámaras, o una luz controlada por un temporizador que la enciende a intervalos constantes.

## **2.9. RECONSTRUCCION TRIDIMENSIONAL DE COORDENADAS**

Algunas de las técnicas utilizadas para la obtención de las coordenadas espaciales (3D) incluyen técnicas en las que las cámaras tienen que estar en puntos conocidos donde sus ejes ópticos tienen que cruzarse o cortarse. Otras técnicas están basadas en la ubicación más o menos flexible de las cámaras. Entre estas últimas se encuentran las propuestas y desarrolladas inicialmente por Abdel-Aziz y Karara (1971) las cuales utilizan el algoritmo de la transformación lineal directa (DLT).

Las técnicas basadas en la colocación de cámaras en posiciones conocidas permiten reconstruir las coordenadas 3D a partir de la determinación del ángulo del eje óptico de cada una de las cámaras utilizadas, para lo cual se requieren complejos métodos de calibración.

Existen métodos que no requieren dos cámaras para la obtención de coordenadas 3D, como es el caso del método propuesto por Barton y Barton (1992). Estos autores proponen una técnica de reconstrucción 3D basada en la utilización de una sola cámara, en la cual la obtención de la coordenada de profundidad se realiza mediante un algoritmo que requiere el previo conocimiento de las longitudes de los segmentos corporales. Esta pseudovisión 3D detecta el tamaño de los segmentos proyectados en la imagen y lo compara con su longitud real. Esta comparación permite detectar si el segmento filmado está alejado o está rotado/inclinado, requiriendo para ello que un operario experto del sistema tome esa decisión que no es costosa en tiempo según Barton y Barton (1992). Para

el correcto funcionamiento de este sistema se necesita digitalizar previamente la figura de referencia, o sea, una posición anatómica corporal del sujeto que posteriormente ejecutará el gesto a filmar.

Cabe señalar que el método basado en el algoritmo DLT es un método más, dentro de los que actualmente se utilizan para la reconstrucción de coordenadas 3D obtenidas a partir de dos o más imágenes planas filmadas simultáneamente. Sin embargo, este algoritmo es con diferencia el más extendido en el ámbito biomecánico ya que es relativamente simple, permite una gran flexibilidad en la ubicación de las cámaras y ofrece una aceptable precisión en sus resultados (Chen et al., 1994). De ahí que en este capítulo se profundizará fundamentalmente en las características y formas de utilización de este algoritmo, el cual permite obtener coordenadas 3D de cualquier punto que haya sido fotografiado/filmado en el mismo instante por dos o más cámaras, con la única condición de que, al menos, seis puntos conocidos de antemano estén ubicados en el volumen a analizar y sean visibles.

Este método desarrollado inicialmente por Abdel-Aziz y Karara (1971), ha sido utilizado y analizado por autores como Miller et al. (1980), Wood y Marshall (1986), Kennedy et al. (1989), McDonald y Dapena (1991), Challis y Kerwin (1992), Angulo y Dapena (1992), Yeadon (1994), etc.

◆ **Ventajas del DLT:**

- Los ejes ópticos de las cámaras no necesitan interseccionarse.
- Las posiciones de las cámaras son arbitrarias y no necesitan ser medidas.
- Sólo se requieren 2 imágenes de los objetos.
- Se pueden adaptar cámaras adicionales.

◆ **Inconvenientes del DLT:**

- Un número mínimo de 6 puntos de control (puntos con localizaciones espaciales conocidas) deben ser distribuidos dentro del espacio donde se desarrolle la actividad motivo de estudio.

Las técnicas básicas de aplicación del DLT se basan en la utilización de cámaras que deben permanecer estáticas durante todo el proceso de filmación, durante el cual se registrará tanto el movimiento del deportista como el objeto de control. Según Yu, Koh y Hay (1993), la desventaja del DLT tradicional, utilizando cámaras estacionarias, está en que limita el análisis a volúmenes espaciales no muy amplios. Una alternativa, aunque poco fiable, consistiría en establecer un campo de visión de las cámaras muy extenso, lo que conllevaría una gran dificultad en la detección tanto de los puntos anatómicos

corporales como de los del objeto de control. Actualmente se están desarrollando alternativas basadas en el DLT que utilizan cámaras en movimiento ("panning and tilting cameras"). Estas alternativas permiten que el objetivo de la cámara esté focalizado en el móvil a analizar, persiguiéndole a lo largo de su desplazamiento; de esta forma el tamaño del volumen a analizar es reducido y se facilita la detección de los marcadores. Entre las técnicas basadas en el DLT con cámaras móviles se encuentran dos tipos:

- a. Dapena (1978) y Yeadon (1989) han utilizado técnicas para el análisis del salto de altura y de esquí respectivamente. Estas necesitan un gran número de puntos de control conocidos dentro del campo de visión de cada cámara, que deben permanecer fijos durante la ejecución del evento deportivo y ser calibrados previamente. Este método necesita una gran cantidad de tiempo en la calibración de estos puntos, teniendo el inconveniente de que deben permanecer fijos durante el evento.
- b. Yu, Koh y Hay (1993) proponen otro tipo de técnicas que no requieren mediciones en el lugar donde se realiza el gesto para la calibración de las cámaras. Estas técnicas han sido utilizadas para el análisis del salto de longitud y el triple salto. La determinación de la orientación de las cámaras es obtenida gracias a unos marcadores ubicados a lo largo del pasillo de saltos.

### 2.9.1. Base matemática del algoritmo DLT

El DLT es una técnica utilizada para graduar cámaras y posteriormente reconstruir puntos obtenidos con dos o más cámaras en un espacio tridimensional (Challis y Kerwin, 1992), debiendo calibrarse éstas de forma precisa. En la técnica DLT, los parámetros internos y la orientación de las cámaras son representadas por 11 coeficientes, los cuales definen la transformación lineal entre las coordenadas tridimensionales del espacio y las imágenes planas bidimensionales (Chen et al., 1994). Para determinar esos coeficientes se precisa un proceso de calibración que requiere la colocación de unos puntos de control ubicados en posiciones precisas y conocidas. Según Wood y Marshall (1986) con ocho puntos distribuidos en el espacio adecuadamente sería suficiente. Esta estructura de puntos espaciales conocidos se le conoce habitualmente como objeto control o sistema de referencia DLT.

La estructura del objeto control se sitúa dentro del espacio donde se realizará el gesto, siendo filmado con las dos cámaras, tras lo cual se retira pasándose a filmar el gesto

deportivo en el lugar donde estaba ubicado el objeto control. Las dos imágenes obtenidas son digitalizadas, obteniéndose las coordenadas 2D en ambas filmaciones. Las desconocidas coordenadas 3D de los puntos son obtenidas a partir de la resolución de un sistema de ecuaciones definido por las expresiones E-2.4.a y E-2.4.b.

E-2.4

$$a) \quad x + \delta x + \theta x = \frac{L_1 X + L_2 Y + L_3 Z + L_4}{L_9 X + L_{10} Y + L_{11} Z + 1}$$

$$b) \quad y + \delta y + \theta y = \frac{L_5 X + L_6 Y + L_7 Z + L_8}{L_9 X + L_{10} Y + L_{11} Z + 1}$$

donde  $L_1, L_2, L_3, \dots, L_{11}$ , son los parámetros que definen la posición y orientación de la cámara, así como los factores de corrección a tener en cuenta debidos a la deformación producida por la distorsión de las lentes. Habitualmente se les denomina como los "coeficientes de la calibración DLT".  $x, y$  son las coordenadas digitalizadas de un punto.  $X, Y, Z$  son las coord. 3D del punto digitalizado.  $\delta x, \delta y$  son los errores sistemáticos asociados en  $x$  e  $y$  debidos a la distorsión de las lentes.  $\theta x, \theta y$  son los errores aleatorios en  $x$  e  $y$  introducidos durante el proceso de digitalización.

Los coeficientes de calibración son específicos de las cámaras, siendo necesario para determinarlos tener al menos 6 puntos de control en el campo de visión de las mismas, lo cual nos proporcionaría un sistema de 12 ecuaciones. La utilización de un número mayor de puntos permite minimizar los errores, asegurando una mayor precisión en la reconstrucción de puntos 3D.

Los errores aleatorios producidos en el proceso de digitalización ( $\theta x, \theta y$ ) son minimizados/suavizados a partir de la utilización de un número superior a 6 puntos de control. Cuanto mayor sea el número de puntos utilizados menor será ese posible error (Wood y Marshall, 1986; Kwon, 1991; Challis y Kerwin, 1992) siempre y cuando estén distribuidos de forma uniforme a lo largo del espacio donde se desarrollará el gesto motivo de análisis. En la práctica real, la utilización de una gran cantidad de puntos dificulta la tarea de detección cuando han de ser digitalizados, incrementándose el coste en tiempo de procesamiento. Igualmente, la construcción y calibración de objetos compuestos por numerosos puntos de control es muy laboriosa. Challis y Kerwin (1992) indican que tras la utilización de dos objetos de control que abarcan el mismo volumen, uno con 11 y otro con 51 puntos control, el segundo obtiene una precisión en la reconstrucción 3D del doble

con respecto al primer objeto (a mayor número de puntos menor error aleatorio).

Los errores sistemáticos producidos por la distorsión de las lentes ( $\delta x, \delta y$ ) pueden ser debidos a dos tipos de distorsiones: radial y tangencial. Ambas deformaciones pueden alterar el sistema de ecuaciones; por tal motivo algunos autores (Marzan y Karara, 1975; Ghosh, 1979) han propuesto aumentar el número de parámetros de 11 a 16, permitiendo la corrección para las distorsiones de lentes radial y tangencial. Los estudios de Challis y Kerwin (1992) demuestran que el grado de precisión conseguido por la utilización de estos algoritmos reporta un aumento en la precisión de 0.1 mm. Este aumento en la precisión es considerado como poco importante, motivo por el cual la utilización de estos algoritmos en el DLT no es utilizado por muchos autores.

Para evaluar la consistencia del error aleatorio producido en el proceso de digitalización, se debe utilizar el método de mediciones repetidas, que consiste en digitalizar el mismo objeto de control numerosas veces, analizando el error estándar de desviación a partir de la obtención del parámetro estadístico denominado como "RMS error" (root mean square error, véase expresión E-2.5).

E-2.5

$$RMS_{error} = \sqrt{\frac{\sum (\text{errores residuales}^2)}{N-1}}$$

donde  $N$  es el número de puntos.

La orientación del objeto control define el sistema de referencia a partir del cual serán reconstruidas las coordenadas 3D; por ello la forma en que se ubique determinará el origen y la dirección de los ejes de coordenadas. Dependiendo de cual sea el objeto de estudio del investigador, el objeto control se colocará orientado hacia los ejes que requiera el tipo de análisis a desarrollar. Así por ejemplo, en el salto de longitud y triple salto el objeto suele ubicarse de forma que su eje  $x$  coincida con el desplazamiento sobre el pasillo de saltos y en salto de altura de forma paralela o perpendicular al listón. Con el objetivo de facilitar el análisis de los datos, McDonald y Dapena (1991) invierten el eje  $x$  cuando se filma a sujetos zurdos, con el propósito de facilitar la interpretación de los datos en los análisis comparados entre sujetos zurdos y diestros (manual o podal).

Los parámetros necesarios para la utilización del algoritmo DLT podrían resumirse en

los reflejados en la figura 2.35: las posiciones del objeto de control y del cuerpo humano digitalizadas con sendas cámaras y las coordenadas 3D reales del objeto control. Estas últimas deben ser obtenidas mediante algún sistema de calibración fiable que permita conseguir las de forma precisa (teodolito, estación total de análisis topográfico, digitalizador tridimensional, etc).

En esta tesis doctoral, para calcular las constantes DLT, se ha utilizado el algoritmo de la transformación lineal directa (DLT) junto a un ajuste por el método de mínimos cuadrados que reduce el error de digitalización de los puntos del objeto de referencia (Tortosa, 1987).

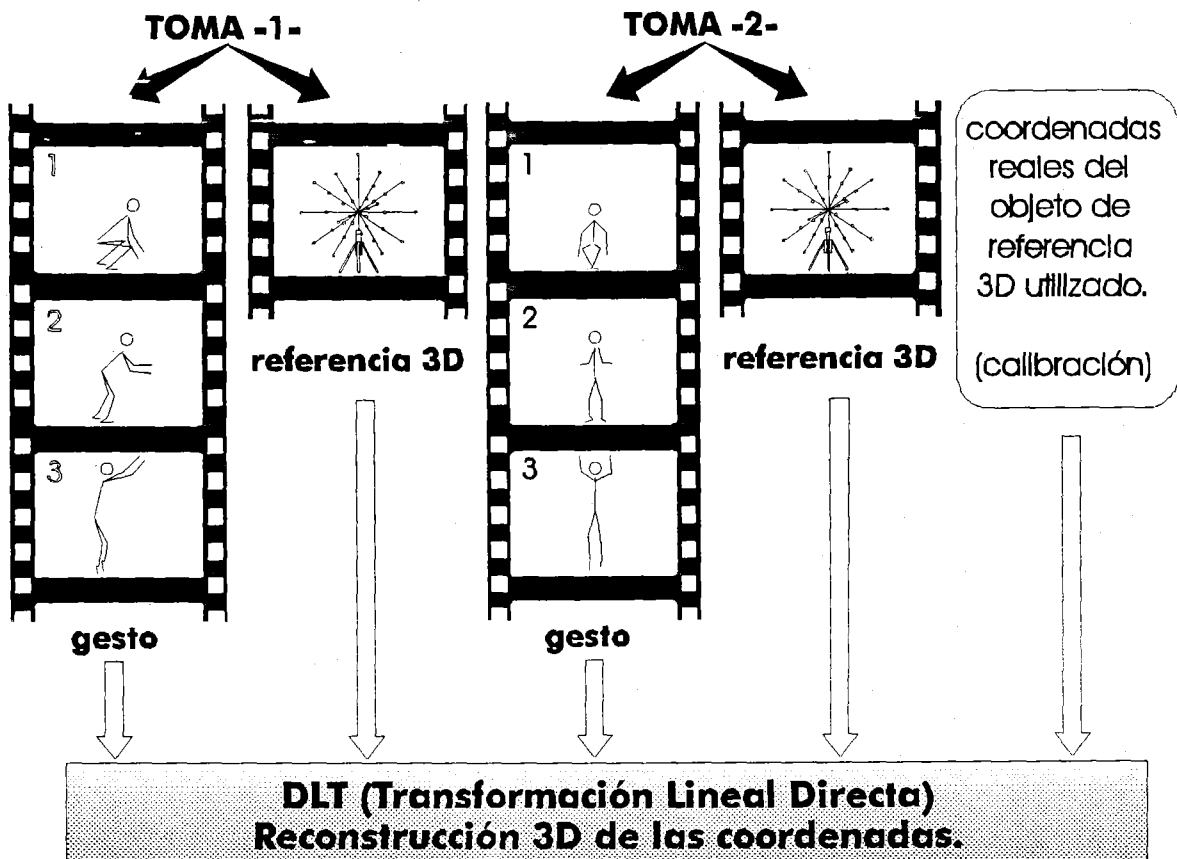


Figura 2.35. Esquema de la información requerida para la utilización del DLT.

### 2.9.2. Características del objeto de referencia para la conversión espacial de las imágenes

Gran parte de los errores producidos en la aplicación de este algoritmo se basan en la incorrecta construcción, calibración y digitalización del objeto control. Para evitar estos

errores procedentes del objeto control de referencia que permite la obtención de las constantes DLT, debe tener las siguientes características: rígido, ligero para el transporte pero lo suficientemente pesado para facilitar la rigidez, modular, desarmable para facilitar su transporte, forma geométrica que permita una fácil detección de los puntos que lo definen, etc.

Los puntos deben ser bien visibles, debiendo utilizar la cámara para ello un teleobjetivo que permita obtener la máxima aproximación de los mismos. Por otro lado, el problema de detección de estos puntos durante la digitalización, podría minimizarse buscándose un contraste entre los puntos y el fondo de la imagen. La superposición de puntos de control muy próximos podría evitarse con una modificación de la orientación, ya sea del objeto de control o bien de la cámara.

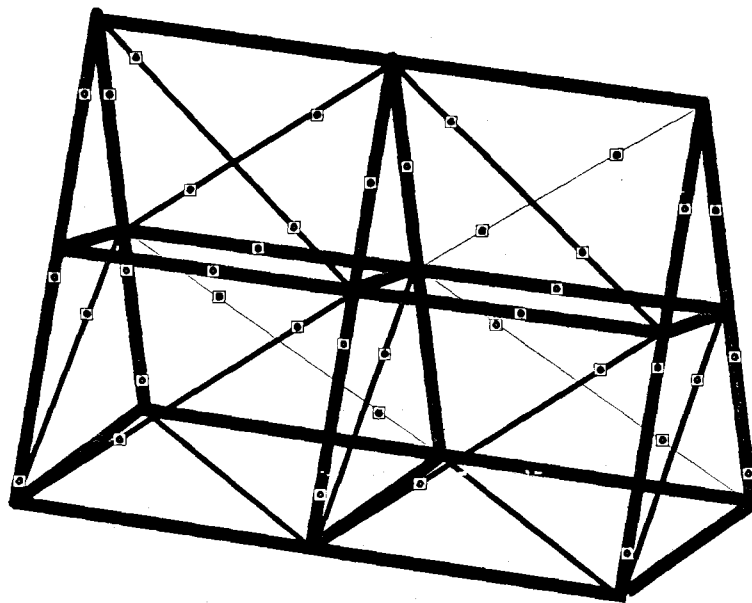
Una de las cuestiones que ha preocupado a numerosos investigadores en Biomecánica es la forma geométrica ideal y el número de puntos óptimo que debe tener un objeto de control para que el grado de precisión obtenido en la reconstrucción 3D sea el máximo posible. Muchos han sido los autores que han profundizado en estos aspectos, para lo cual se han construido diversos tipos de objetos, se han utilizado variadas configuraciones en cuanto al número de puntos y a la forma de ubicarlos dentro del volumen, así como la precisión obtenida de forma comparada entre filmaciones obtenidas con vídeo y cinematografía.

La valoración de la precisión de estas técnicas puede ser realizada mediante el análisis comparativo de longitudes conocidas (Van Gheluwe, 1978; Woltring, 1980), mientras que otras se basan en la utilización de puntos conocidos (Wood y Marshall, 1986; Hatze, 1988). Durante el proceso de valoración de la precisión de la reconstrucción, el conjunto de puntos utilizados para analizar la precisión han sido, a menudo, los mismos que para determinar los coeficientes de calibración del objeto de control DLT. Challis y Kerwin (1992) no consideran muy correcta la utilización de los puntos del objeto para la calibración, recomendando la utilización de otros como, por ejemplo, los obtenidos tras rotar el objeto de referencia.

La comparación entre estos diversos estudios es compleja y difícil, debido a las diferencias en el tipo de objeto construido, número de puntos utilizado, forma de ubicarlos en el espacio, método de análisis empleado para obtener la precisión, sistema de digitalización elegido, etc. De ahí que sea preferible realizar una descripción individualizada de cada estudio:



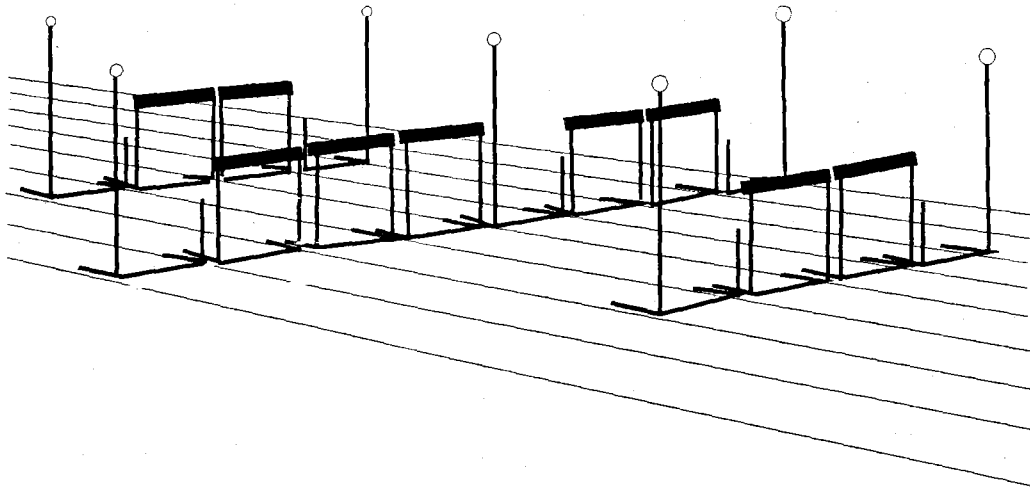
- ◆ *Van Gheluwe* (1978) utilizó 21 puntos de control distribuidos en 3 varillas perpendiculares que interseccionaban en un punto común (cruz tridimensional). Esta construcción fue denominada como "árbol de navidad".
- ◆ *Walton* (1981) emplea una estructura fijada al techo de una habitación.
- ◆ *Wood y Marshall* (1986) comentan que la distribución del objeto de control debe abarcar todo el espacio de la actividad motivo de análisis, ya que la técnica DLT presenta problemas a la hora de reconstruir puntos ubicados fuera del espacio abarcado por el objeto control. La estructura del objeto de referencia debe ser lo suficientemente rígida como para que la posición de los puntos no varíe durante la filmación. Con ocho puntos distribuidos en el espacio adecuadamente sería suficiente. Utilizaron una estructura en forma de cuña con puntales diagonales sobre la cual situaron 43 puntos de control (figura 2.36).



**Figura 2.36.** Objeto de control utilizado por *Wood y Marshall* (1986).

- ◆ *Hatze* (1988) utilizó un rectángulo tridimensional con 2 puntales delante y detrás, y 30 puntos de control en total.
- ◆ *McDonald y Dapena* (1991) en un estudio realizado sobre corredores de vallas utilizan un objeto control de 64 puntos con un volumen de 150 m<sup>3</sup> para determinar

las coordenadas espaciales en un espacio amplio. La construcción del objeto fue mediante vallas emplazadas a partir de referencias marcadas en una pista de atletismo para lo cual se tuvo en cuenta la ubicación reglamentaria de las vallas. Sobre algunas vallas se colocaron varillas con unas bolas de referencia de 51 mm de diámetro (figura 2.37). Estos autores descartan los puntos del objeto control que no son visibles en la filmación.



**Figura 2.37.** Objeto de control utilizado por McDonald y Dapena (1991).

- ◆ *Challis y Kerwin (1992)* valoran la precisión de la técnica DLT, así como la influencia de la distribución de los puntos de control sobre la precisión obtenida. Entre sus conclusiones destacan que es preferible la utilización de puntos control distribuidos alrededor de la parte exterior del espacio motivo de análisis, que puntos situados en la parte interior. O sea, los puntos interiores parecen no incrementar la precisión en el DLT. Utilizan un objeto formado por 50 esferas distribuidas sobre un cubo en el cual hay introducido una forma radial tipo árbol de navidad (figura 2.38). Estos autores comparan el grado de precisión obtenido con diferentes formas de objetos de control, partiendo para ello de una figura básica que contiene los 50 puntos (figura 2.38.f), a partir de la cual realizan simplificaciones (figuras 2.38.a,b,c,d,e).
- ◆ *Angulo y Dapena (1992)* analizan el diseño radial del objeto de control que habitualmente utiliza Dapena, basado en una idea original de Thomas McLaughlin.

Consiste en 17 varillas huecas de acero que se insertan de forma radial en un poliedro central de acero. Cada varilla tiene 4 pelotas de ping-pong (37 mm de diámetro) separadas a intervalos de 0.3 m. El diámetro abarcado por la esfera definida por las pelotas más distales es de 2.4 m. El poliedro se inserta en un trípode estándar fotográfico. En este caso se define un fotograma de referencia ortogonal  $R_0$  utilizando como origen el centro del poliedro y los vectores de dirección  $X_0, Y_0, Z_0$  que coinciden aproximadamente con las varillas 6, 8 y 1 respectivamente. Este diseño es idéntico al utilizado por Hay (Yu et al., 1993).

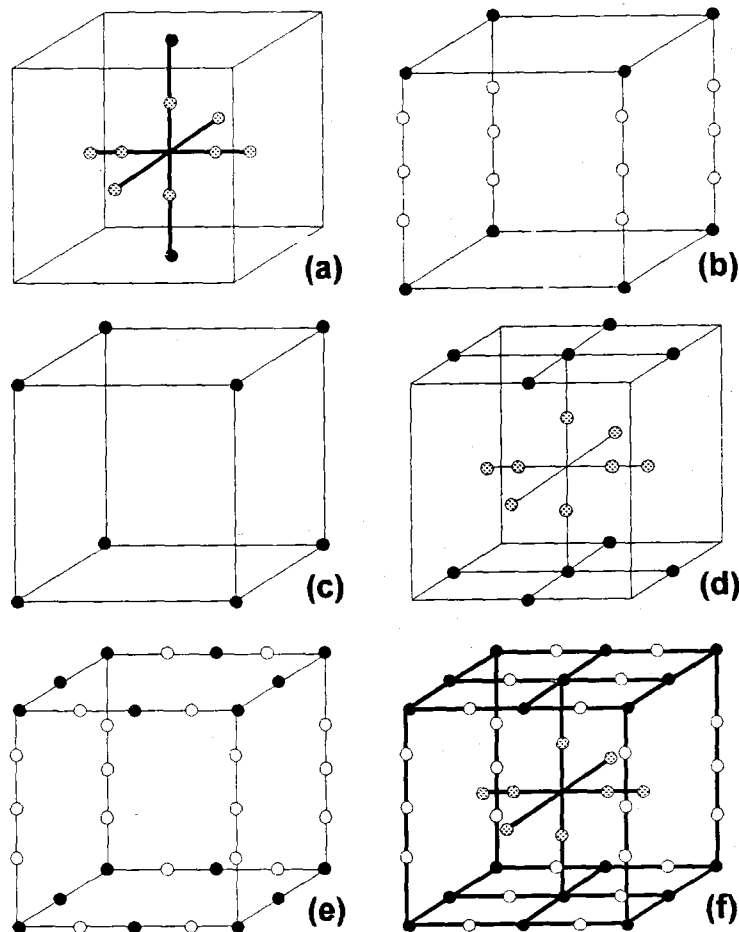
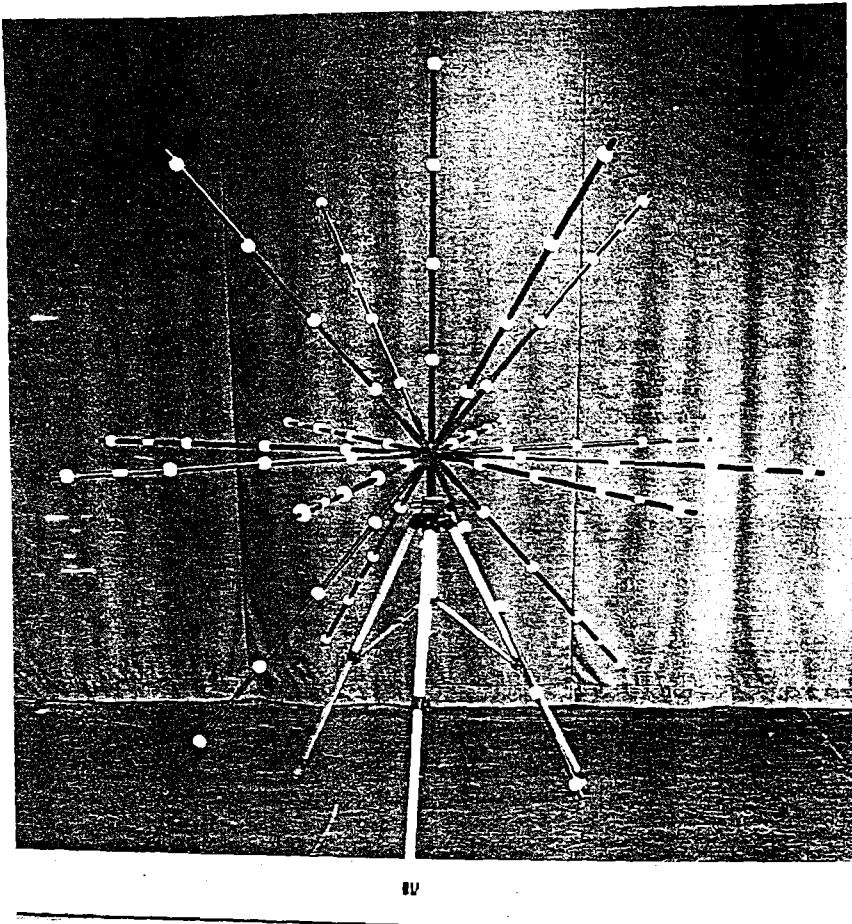


Figura 2.38. Diversos tipos de configuraciones de objeto de control utilizado por Challis y Kerwin (1992).

- ◆ Yu et al. (1993) utilizaron un objeto de control de tipo radial muy similar al utilizado en los estudios de Dapena. Consta de 17 varillas negras en cada una de las cuales hay 4 pelotas de ping-pong blancas (37.5 mm de diámetro), haciendo un total de 68 puntos de control distribuidos en la periferia y el interior de una esfera de 2.44 m de diámetro (figura 2.39). Se digitalizan un número variable de puntos

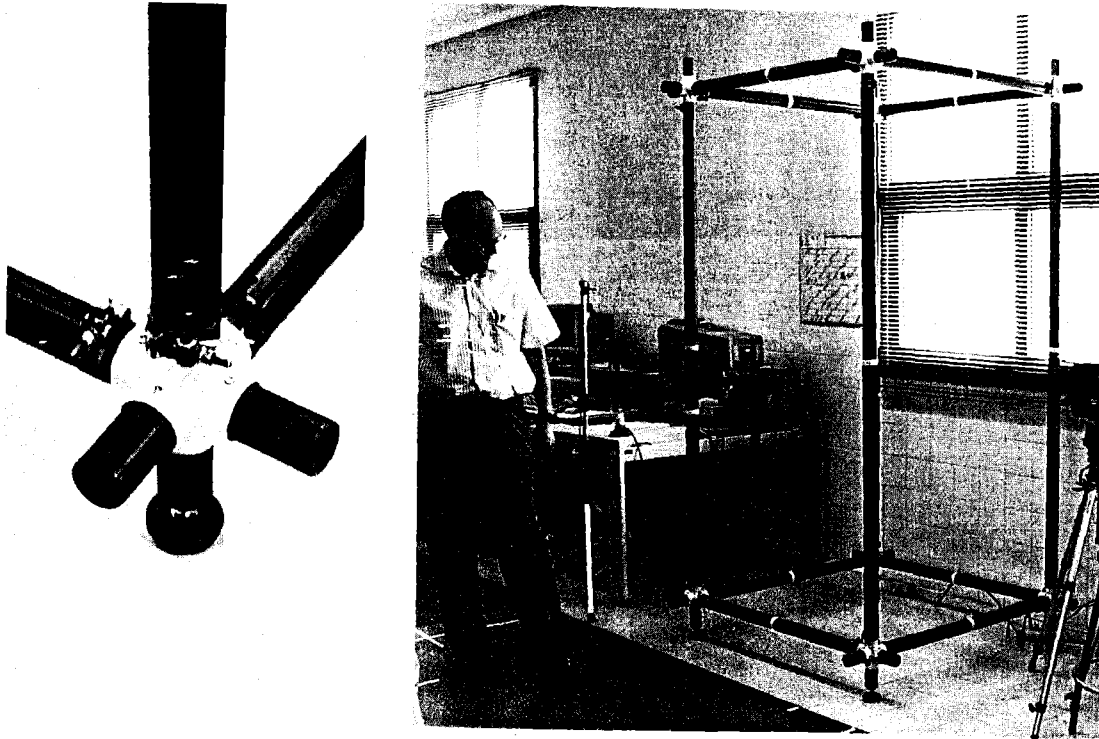
que oscila entre 54-68, digitalizándose sólo los visibles en la filmación.



**Figura 2.39.** Objeto de control utilizado por Yu et al. (1993).

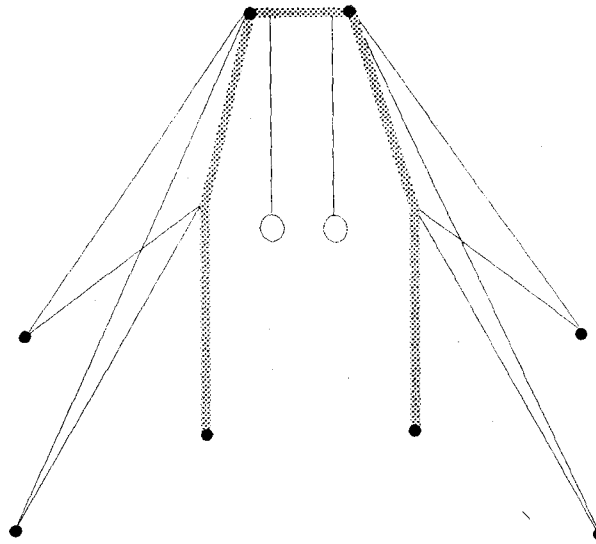
- ◆ *Chen et al.* (1994) probaron 30 configuraciones diferentes en cinco agrupaciones de distintos puntos de control. Sus resultados mostraron que la exactitud se incrementa a medida que el número de puntos de control se incrementa de 8 a 24. También comprobaron que la mejor exactitud se consigue con puntos distribuidos a lo largo de todo el espacio de control. Utilizaron un objeto control de un tamaño de 2.10x1.35x1.00 m.
- ◆ En el *ISEF Statale de Roma*, Italia (1994), se utiliza una columna soportada por un trípode de 4-5 m. de altura sobre la que se encuentran 8 puntos de referencia. Varias de estas columnas son colocadas sobre el espacio a analizar, siendo necesaria la calibración in situ cada vez que éstas sean ubicadas en una nueva posición empleando para ello una estación total de calibración topográfica.

- ◆ *Instituto Biomecánico de Valencia, IBV (Navarro, 1994)*. Utiliza una estructura de paralelepípedo formada por 8 puntos de referencia en los vértices (figura 2.40). Esta estructura desmontable y modular, está formada por 12 tubos de aluminio de 50 mm de diámetro y 8 crucetas. Cada cruceta permite el acoplamiento de hasta 6 barras mediante ajustes deslizantes y abrazaderas de cierre rápido.



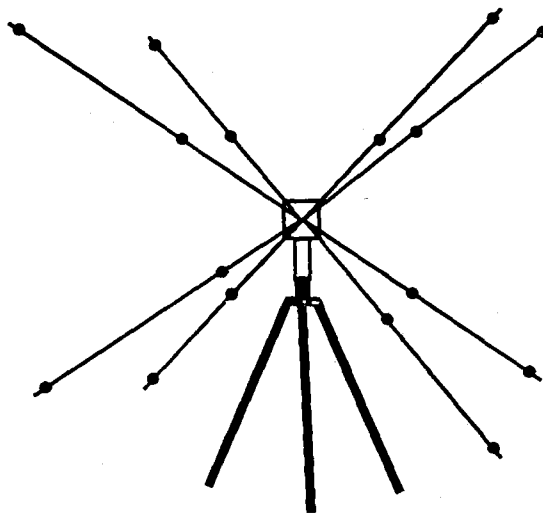
**Figura 2.40.** Objeto control utilizado por el Instituto Biomecánico de Valencia (1994).

- ◆ *Yeadon (1994)* para un estudio dedicado al análisis del movimiento gimnástico utiliza la estructura metálica sobre la cual se encuentran las anillas de gimnasia deportiva para estudiar los movimientos aéreos del gimnasta cuando realiza la salida del aparato de anillas. El objeto de control es definido mediante 8 puntos, 6 en el suelo y 2 en la parte superior (figura 2.41).
- ◆ *Sistema Peak Performance, versión 5 (1994)*. Este sistema comercial emplea un objeto de control formado por una estructura radial formada por 8 varillas con un total de 16 puntos de referencia distribuidos en el contorno y en el interior (figura 2.42).

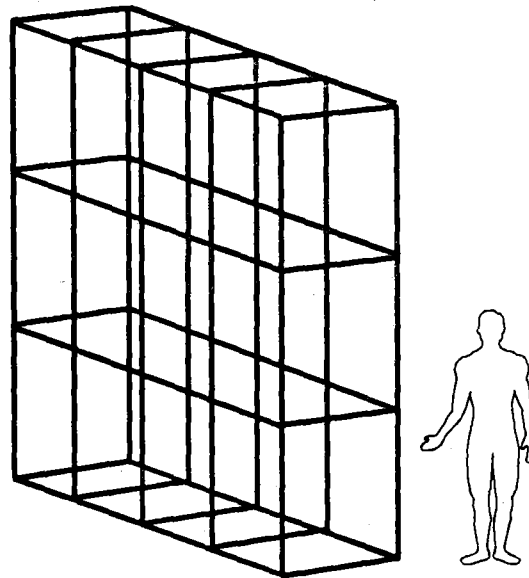


*Figura 2.41. Objeto de control utilizado por Yeadon (1994) ocasionalmente.*

- ◆ *Movimientos gimnásticos realizados en la Olimpiada de Barcelona (1992). Se utilizó una estructura de prisma rectangular de elevadas dimensiones la cual se encontraba segmentada en cubos superpuestos unos sobre otros, abarcando un área aproximada de 3x4x1 m (figura 2.43).*



*Figura 2.42. Objeto de control utilizado por el Peak Performance v.5 (1994).*



*Figura 2.43. Objeto de control utilizado en la Olimpiada de Barcelona 92 para el análisis biomecánico de movimientos gimnásticos.*

### 2.9.3. Precisión comparada del vídeo y la cinematografía

Kennedy et al. (1989) han estudiado comparativamente las técnicas cinematográficas y de vídeo, analizando la exactitud de ambas tecnologías a partir de la reconstrucción realizada con el algoritmo DLT. Han comprobado que no hay diferencias significativas entre la exactitud de ambas técnicas, siempre que el análisis se ciña a un volumen espacial de unos 2 m de diámetro que es el tamaño del objeto de control DLT utilizado (el error medio en la reconstrucción 3D fue de 4.8 mm para cinematografía, y de 5.8 mm para vídeo).

Otro estudio similar realizado por Angulo y Dapena (1992) obtuvo resultados similares a los de Kennedy et al. (1989). Angulo y Dapena no consiguieron diferencias significativas al comparar la exactitud de ambas técnicas (vídeo y cinematografía) en el caso de que el análisis se realizara en un volumen espacial de unos 2.4 m de diámetro que es el tamaño del objeto de control DLT utilizado por estos autores. En cambio observaron la existencia de diferencias significativas cuando se trataba de reconstruir puntos externos al objeto de control en un espacio amplio de unos 8 m. Sin embargo dentro del objeto de control ambas técnicas proporcionaban exactitudes similares.

Como se comentó en el capítulo dedicado a la digitalización, la precisión de la

reconstrucción 3D de las coordenadas a partir de la utilización del DLT en imágenes digitalizadas mediante vídeo, puede verse limitada al analizar espacios amplios, ya que la relación "metros reales/pixels de pantalla" se ve perjudicada cuando se incrementa el espacio filmado y se mantiene constante el modo gráfico de la pantalla. Esta es la situación planteada por Angulo y Dapena (1992), en la cual la resolución utilizada era sólo del modo VGA (640x480). La utilización de modos gráficos de alta resolución SVGA (800x600, 1024x768, 1280x1024) puede eliminar este problema.

## **2.10. GENERACION DE RESULTADOS**

Una vez obtenidas las coordenadas espaciales (3D) de los puntos anatómicos del modelo humano, se habrá concluido la fase de tratamiento y procesado de las coordenadas, pasándose a la fase de generación de resultados con la que finaliza el análisis biomecánico. En esta última fase se realizan dos tipos de procesos: obtención de parámetros numéricos y/o parámetros gráficos. Ambos son la base de los informes finales en los cuales el investigador expone sus resultados y deduce conclusiones.

### **2.10.1. Obtención de parámetros numéricos**

Mediante las técnicas fotogramétricas podemos obtener múltiples variables entre las que podríamos citar las siguientes:

- ◆ Tiempos.
- ◆ Trayectorias.
- ◆ Posiciones.
- ◆ Centro de gravedad (CG) utilizando los parámetros inerciales del modelo humano seleccionado por el investigador.
- ◆ Desplazamientos:
  - Lineales.
  - Angulares (goniometría).
- ◆ Velocidades y Aceleraciones:
  - Medias, instantáneas (tangenciales).
  - Lineales, angulares.
  - Articulaciones, segmentos, centro de gravedad, implementos.
  - Componentes de velocidades.



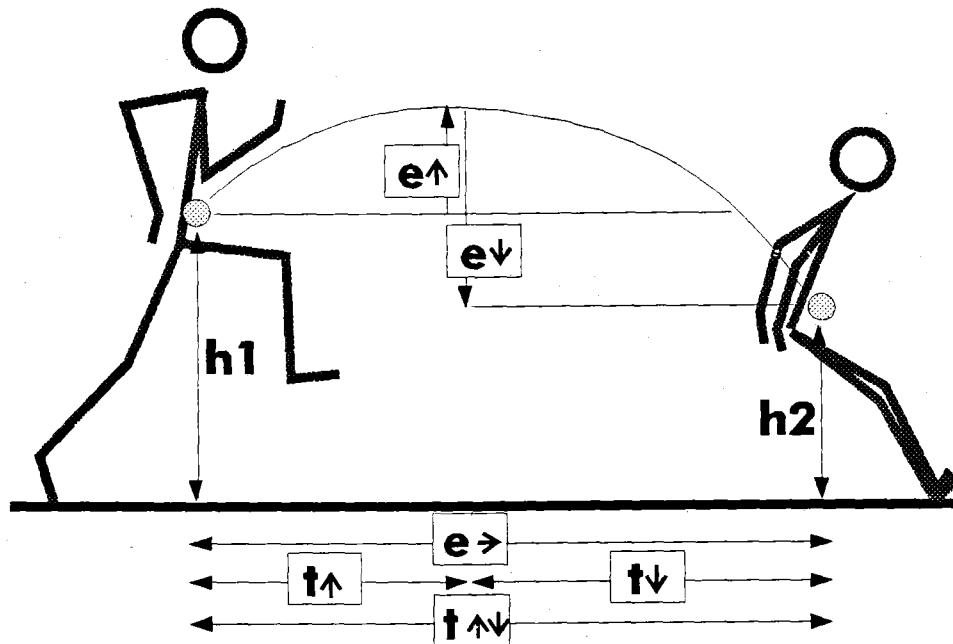
- Componentes de aceleraciones.
- ◆ Momentos de Fuerza.
- ◆ Momentos de Inercia.
- ◆ Momentos Angulares.
- ◆ Parámetros energéticos:
  - Energía cinética.
  - Energía potencial.
  - Energía mecánica total.

Cada estudio conlleva el análisis de diferentes tipos de variables consideradas como relevantes para la comprensión del gesto analizado; para ello habrá que seleccionar las variables más significativas, desechando las que no lo sean. El primer paso a realizar deberá iniciarse siempre con el análisis de investigaciones similares existentes en la bibliografía de nuestro ámbito de estudio, a partir de las cuales se podrán obtener los parámetros más destacados analizados por otros autores. En segundo lugar se deberán seleccionar las variables, teniendo en cuenta los siguientes criterios:

- a. Seleccionar la parte del gesto que realmente nos interesa, desechando lo innecesario para un análisis posterior, lo que permitirá eliminar fotogramas poco interesantes.
- b. Seleccionar la velocidad de filmación más adecuada según la velocidad del gesto. Los gestos balísticos requerirán una alta velocidad de filmación (100 o más fotogramas por segundo), necesitando otro tipo de gestos rangos de filmación claramente inferiores (25 f/s).
- c. Realizar un estudio temporal del gesto, dividirlo en fases que nos permitan un análisis estructurado y ordenado. Por ejemplo, en un remate de voleibol se podrían establecer las siguientes fases: carrera, batida, fase aérea preparatoria del golpeo, fase aérea de golpeo (cadena cinética) y continuación. Para ello se deben definir perfectamente cuales son los eventos que definen el inicio y/o fin de las fases (McDonald y Dapena, 1991).
- d. Seleccionar las variables en función de:
  - \* Obtener las características antropométricas. Al tratarse generalmente de estudios intrasujeto es preciso detallar perfectamente las características de la muestra (principalmente el peso, la talla, la edad y el sexo).

- \* Realizar un análisis temporal con criterios conocidos, lo que implica determinar adecuadamente la duración de las fases en las cuales se ha descompuesto el gesto.
- \* Analizar las trayectorias relacionadas con las distancias.
- \* Determinar las posiciones significativas mediante los ángulos y/o distancias, controlando sólo los que sean significativos.
- \* Controlar las velocidades relacionadas con posiciones significativas.
- \* Analizar temporalmente los picos de la cadena cinética.
- \* Si el gesto tiene una predominancia de la cualidad de velocidad, será imprescindible seleccionar variables de tipo instantáneo. Si la cualidad resistencia es la predominante, se deberán seleccionar principalmente parámetros energéticos y velocidades medias. Si el desplazamiento es lineal, se utilizarán parámetros de cinemática lineal y si el desplazamiento es de rotación, los parámetros de cinemática angular serán esenciales.
- \* Facilitar los análisis en estudios comparativos. Los valores de longitudes y distancias deben ser expresados en valores absolutos y relativos con respecto a la talla de cada atleta.

En la figura 2.44 se expone un ejemplo de cuales pueden ser las variables que deberían obtenerse para el análisis de la fases aérea de un salto de longitud.



**Figura 2.44.** Variables seleccionadas para el análisis de la fase aérea de un salto.

Habitualmente, el análisis del desplazamiento con respecto al tiempo de un movimiento no proporciona información suficiente para describir toda la actividad ejecutada, de ahí que los datos relativos al desplazamiento deban ser tratados matemáticamente para determinar las respectivas funciones de velocidad y aceleración. El conocimiento de la velocidad y la aceleración proporciona más información descriptiva de los movimientos, por lo que su obtención es crucial (McLaughlin et al., 1977). Para ello han de obtenerse las funciones matemáticas que definen el desplazamiento con respecto al tiempo, a partir de las cuales se obtendrá la velocidad, y la aceleración. Tal y como se refleja en el apartado relativo a los algoritmos de reducción del error existentes, los splines de quinto grado son la mejor alternativa existente ya que no presentan problemas en la estimación de la primera ni segunda derivada. El uso de funciones matemáticas para estimar la velocidad y la aceleración puede utilizarse no sólo en parámetros lineales ( $v, a$ ) sino también en angulares ( $\dot{\omega}, \alpha$ ).

Hay autores como McDonald y Dapena (1991) que utilizan subrutinas de paquetes matemáticos comerciales para ajustar la componente vertical dependiente del tiempo, a una parábola cuya segunda derivada es de  $-9.81 \text{ m/s}^2$ , sobre la componente vertical del CG en la fase aérea. A partir de esta ecuación se obtiene la componente vertical del CG al inicio y fin de fase aérea, las alturas del CG en dichas fases así como la máxima altura.

En el campo de la simulación es muy importante el cálculo del momento angular, ya que al obviarse el efecto de la resistencia aerodinámica el movimiento de rotación humano en fase aérea es gobernado por la conservación del citado momento angular. Según Yeadon (1990), en el cálculo del momento angular en el cuerpo humano, la mayor parte de los errores obtenidos proceden del proceso de digitalización. Los errores en la localización de los centros articulares son arrastrados cuando se obtienen los ángulos de desplazamiento angular y son magnificados al obtener la primera derivada de éstos, necesaria para obtener la velocidad angular requerida para el cálculo del momento angular.

Los parámetros numéricos obtenidos habitualmente son expresados en formato numérico presentándose en tablas, o bien son exportados a programas estadísticos en donde se realizará el estudio de los parámetros deseados (estadística descriptiva, inferencial, correlacional, no paramétrica, etc). Es importante que los sistemas de análisis biomecánico permitan opciones de diseño propio que realicen el análisis estadístico o que permitan exportar los datos numéricos en un formato fácilmente legible por software especialmente diseñado para la gestión estadística. La tercera alternativa en cuanto a la forma de presentar los parámetros numéricos consiste en utilizar representaciones gráficas tales como curvas

2D, curvas 3D, curvas acumuladas, gráficos de tarta, gráficos de columnas, nubes de puntos, etc.

### 2.10.2. Obtención de parámetros gráficos

La representación gráfica es el último paso en que concluye frecuentemente todo proceso de análisis del movimiento. Desde un punto de vista genérico dicha representación gráfica puede ser realizada de tres formas:

- ◆ **Gráficas de parámetros numéricos** de tipo cinemático, dinámico y energético.
- ◆ **Representaciones 3D/2D de la estructura del móvil analizado** (cuerpo humano, implementos, etc).
  - Visiones desde diferentes puntos de vista en los estudios 3D.
  - Fotoseriaciones/animaciones a tiempo real o a tiempo ralentizado.
  - Visionado estático de posiciones significativas para nuestro estudio.
  - Incrementar/decrementar la escala de la representación gráfica con vistas a la visualización de detalles importantes.
  - Visualización de trayectorias.
  - Visualización de implementos.
  - Visualización de segmentos seleccionados, eliminando los irrelevantes.
  - Visualización del centro de gravedad obtenido con el modelo inercial definido previamente.
  - Visualización simultánea del mismo gesto ejecutado por diferentes sujetos.
  - Otras posibilidades.
- ◆ **Análisis simultáneo de curvas gráficas de parámetros numéricos y de las posiciones de la estructura del móvil.** Según Kwon (1991), la sincronización y visualización simultánea de ambos parámetros es una característica muy útil ya que permite correlacionar las posiciones y comportamientos dinámicos corporales con los parámetros numéricos obtenidos.

En la figura 2.45 se plantean todos los elementos básicos implicados en la elaboración de la representación gráfica 3D del movimiento humano, desde los elementos que lo componen, el tipo de modelo humano a utilizar, las características espaciales de la visión,

los parámetros que definen el mundo virtual en el cual se encuentra el observador y los elementos físicos existentes, hasta finalizar con los formatos en los que puede obtenerse la representación gráfica.

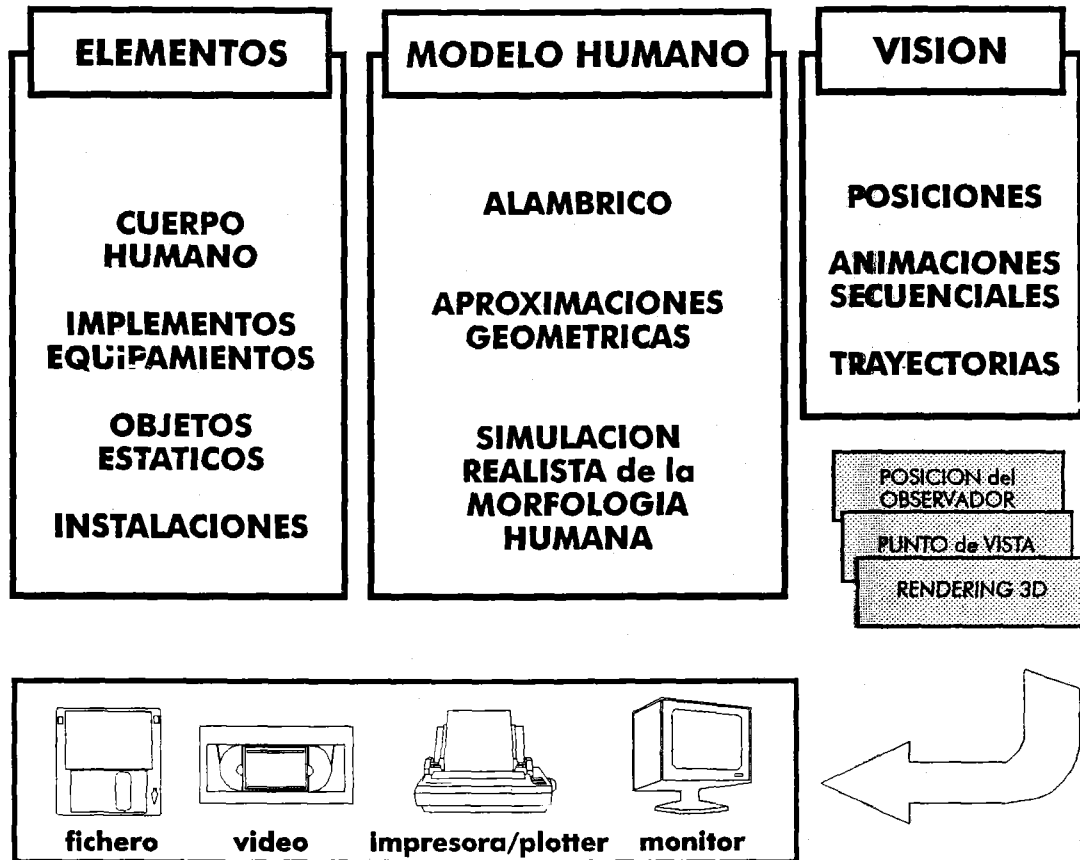


Figura 2.45. Elementos básicos para la representación gráfica 3D del cuerpo humano.

Desde el punto de vista biomecánico, la representación gráfica del cuerpo humano tradicionalmente se ha basado en la utilización de la denominada figura alámbrica mediante bastones ("stick figure"). Esta figura es obtenida al trazar simples líneas que conectan los centros articulares (habitualmente entre 18 y 21 puntos son utilizados), adoptando una forma esquemática del esqueleto humano (mono, maniquí, endoesqueleto). Esta forma simplificada de modelar gráficamente el cuerpo humano tiene una serie de ventajas e inconvenientes:

◆ *Ventajas de la representación alámbrica del cuerpo humano:*

- El tiempo requerido para generar esta representación es muy reducido, lo que permite crear programas que presenten la animación de la fotoseriación

obtenida, incluso a mayor velocidad que a tiempo real.

- Simplificar la figura del cuerpo humano a una representación alámbrica, permite deducir parámetros que serían indetectables cuando se visualiza la figura humana real. Por ejemplo, las angulaciones de las articulaciones son observadas de una forma más eficaz mediante representaciones alámbricas.
- La figura alámbrica evita la confusión producida cuando han de dibujarse múltiples posiciones en intervalos de espacio muy próximos.

◆ *Inconvenientes de la representación alámbrica del cuerpo humano:*

- Se pierde el sentido de la profundidad, de tal forma que, en algunos casos, cuando el cuerpo está colocado frontalmente, es imposible detectar si está orientado de frente o de espaldas al observador.
- La exacta orientación de los segmentos no puede ser deducida, ya que no se puede visualizar la rotación de los segmentos a lo largo de su eje longitudinal.
- Analizando aspectos puramente estéticos estas representaciones son muy pobres, dando la sensación de robotización del movimiento humano.
- La utilización de visiones cenitales (superiores) son poco claras, generando muchos problemas cuando se usan estas visiones en el análisis.

Sobre este modelo básico se han desarrollado otros modelos más o menos complejos, basados en la utilización de figuras geométricas tales como troncos de cono, paralelepípedos, elipses, etc. Estos modelos suelen ser pseudosimulaciones de la morfología corporal que no profundizan plenamente en los problemas que plantea la representación gráfica 3D de un cuerpo que simule, de forma realista, la morfología humana. En el cuarto capítulo se profundizará y desarrollarán los aspectos relacionados con la representación realista del cuerpo humano.

El desarrollo de soportes lógicos basados en estructuras de tipo alámbrico que no requieren algoritmos de acabado (rendering) ha permitido el desarrollo de paquetes gráficos para la gestión de animaciones bastantes versátiles. La mayor parte de los sistemas comerciales existentes para el análisis biomecánico deportivo aportan software de este tipo (Peak Performance v.5, Kwon3D, APAS). Yeadon (1990) comenta el gran interés que tiene la utilización de esta clase de programas de representación gráfica 3D para proporcionar puntos de vista que no son directamente disponibles en la realidad, proporcionando una mejor apreciación de los cambios de orientación y posición corporales ejecutados durante el movimiento.

El sistema APAS de Ariel permite la visualización de figuras alámbricas en 3D con diferentes formatos: posiciones corporales, animaciones de movimiento, rotaciones tridimensionales, escalado, análisis comparado de varias posiciones, sincronización de cálculos cinemáticos/cinéticos de la figura humana, exportación en color a ficheros, impresión de cálculos cinemáticos/cinéticos, exportación a ficheros legibles por bases de datos/hojas de cálculo.

Soto y Gutiérrez (1992a, 1992b), han desarrollado programas especialmente enfocados para la gestión y presentación de animaciones del cuerpo humano de tipo alámbrico cuya última versión ha sido incluida en esta tesis doctoral.

### 2.10.3. Generación de informes

Los resultados numéricos y gráficos del estudio realizado son la base a partir de la cual el investigador generará el informe científico. La utilidad más significativa que aporta la tecnología informática, reside en permitir el almacenamiento de los resultados del informe científico (en disco duro, disquete, streamer, etc), de forma tal que pueda accederse a ellos en cualquier momento, permitiendo la copia, duplicación y transporte de la información. El informe, habitualmente, utiliza el papel como formato de exposición, por ello el sistema de análisis debe permitir la posibilidad de imprimir los resultados vía impresora o plotter. Otra alternativa estará en facilitar la exportación de los resultados a otros programas comerciales especialmente diseñados para ello como procesadores de texto, hojas de cálculo, programas estadísticos, bases de datos, programas de presentaciones, etc. Una de las grandes perspectivas futuras en la generación de informes está en la utilización de los soportes multimedia como formato de presentación de los resultados. En este sentido el vídeo puede ser una herramienta muy eficaz ya que permite aunar imagen y sonido de modo simultáneo.

La mayor parte de los sistemas comerciales analizados (Ariel, Kwon3D, Peak5) permiten que los ficheros de resultados obtenidos, puedan ser exportados a formatos interpretados fácilmente por otros programas. Por ejemplo, el APAS de Ariel permite la exportación de ficheros a bases de datos y hojas de cálculo.

### **3. DESARROLLO Y APLICACION DEL SISTEMA (CIBORG)**



---

### 3. DESARROLLO Y APLICACION DEL SISTEMA (CIBORG)

---

Tras analizar en el capítulo anterior las bases generales sobre las que debe construirse un sistema de análisis biomecánico, en este capítulo se detallarán las características del sistema desarrollado en esta tesis doctoral, así como su aplicación práctica en el análisis de un gesto deportivo como es el lanzamiento de martillo. El sistema de análisis fotogramétrico *CIBORG* integra todas las opciones básicas necesarias para realizar un análisis cinemático desde el punto de vista biomecánico, mediante la utilización de técnicas fotogramétricas indirectas.

El desarrollo del sistema objeto de esta tesis ha sido realizado en el trabajo auspiciado por una beca de postgrado del Programa Sectorial de Formación del Personal Docente e Investigador (FPI) de la Comunidad Autónoma de Andalucía, en el área de conocimiento: Lenguajes y Sistemas Informáticos. El proyecto se denominaba: "*Desarrollo de un sistema informático para la sincronización de técnicas cinematográficas tridimensionales con registros directos computarizados. Su aplicación en el ámbito deportivo.*"

El estudio aplicado ha sido realizado en el marco de un proyecto financiado por la Comisión Interministerial de Ciencia y Tecnología (I+D) Ref.DEP91-0680 bajo el título: "Análisis y seguimiento Biomecánico de los lanzadores de martillo preseleccionados para la Olimpiada de Barcelona 92".

Siguiendo la estructura secuencial expuesta en el capítulo 2, en primer lugar se seleccionará el gesto, posteriormente, se definirá el modelo humano y parámetros inerciales. La filmación se realizará mediante técnicas de vídeo, la cual será digitalizada gracias a una tarjeta capturadora. Splines de quinto grado serán utilizados para realizar el suavizado e interpolación. Tras sincronizar las dos filmaciones se realizará la reconstrucción tridimensional de las coordenadas mediante el algoritmo de la transformación lineal directa (DLT). Una vez obtenidas las coordenadas espaciales, es posible obtener parámetros numéricos de tipo cinemático y dinámico, así como representaciones gráficas de estos parámetros numéricos y estadística descriptiva. Un módulo de animación gráfica de modelos alámbricos permite obtener las representaciones gráficas más relevantes para el estudio realizado. Para concluir, se detallará la estructura de archivos obtenidos durante todo el proceso secuencial.

En general debemos exponer que este sistema es gestionado desde una plataforma de ordenador PC-compatible de altas prestaciones en cuanto a velocidad de cálculo y

representación gráfica (486 DX2 66 Mhz). Para ello se ha utilizado un ordenador con un microprocesador 80486, 8 MB de RAM, 420 MB de disco duro, tarjeta aceleradora gráfica SVGA ATI-Wonder, controladora de disco con caché de 4 MB, monitor de 14 pulgadas SVGA, ratón óptico, etc, aunque este sistema está diseñado para que pueda ser utilizado de forma satisfactoria en soportes físicos compatibles PC de prestaciones más reducidas tales como un 286 con 1 MB de RAM y disco duro de 20 MB.

El software ha sido desarrollado para su ejecución en MSDOS, aunque perfectamente puede ser ejecutado en una ventana DOS dentro del entorno Windows 3.1 o el sistema operativo OS/2. Para el desarrollo del soporte lógico se han empleado los lenguajes C y TurboBasic con los compiladores Borland C++ v.3.1 & Applications Framework (Borland International Inc., 1991, 92), y TurboBasic v.1.0 (Borland International Inc., 1987).

Se precisa como mínimo 1 MB de espacio libre en disco duro para la instalación de los ficheros ejecutables del sistema de análisis *CIBORG*. Para la utilización del sistema en estudios aplicados, se requiere un espacio adicional de, al menos, 2 MB para la creación y gestión de los datos. El programa no utiliza memoria expandida ni extendida, siendo necesario al menos 640 KB de RAM para su funcionamiento. Para su utilización en el módulo de digitalización, debe estar presente e instalado un controlador (driver) de ratón.

El sistema ha sido diseñado para permitir un fácil manejo, se ha tenido la preocupación de que no sea necesario tener un especial conocimiento de informática. Para su uso se ha utilizado un entorno de ventanas desplegadas, en el cual cada ítem de menú es acompañado por breves comentarios que especifican su función. Para facilitar la tarea de digitalización se ha desarrollado un software que permite localizar los puntos del modelo humano mediante la utilización del ratón, lo que favorece este proceso. Pensando en el constante proceso de renovación en el que estos sistemas se encuentran envueltos, las diversas rutinas de este sistema han sido desarrolladas en módulos diferenciados (digitalización, suavizado, algoritmos de cálculo, etc), lo cual facilita su futura sustitución y/o perfeccionamiento.

Se han utilizado diversos tipos de ficheros de configuración con el propósito de permitir la flexibilización y adaptación del sistema según las necesidades de cada investigación. Estos ficheros posibilitan la modificación del modelo inercial humano a utilizar, la forma de representar gráficamente los segmentos, el tipo de tarjeta capturadora de vídeo, etc.

### 3.1. SELECCION DEL GESTO

El sistema desarrollado ha sido aplicado de forma práctica para permitir el análisis de un gesto deportivo, seleccionando para ello un lanzamiento de martillo ejecutado por un atleta ruso (CEI) de élite internacional, medalla de plata en la Olimpiada de Barcelona 1992, y poseedor de la mejor marca mundial del citado año. El atleta Andrei Astapkovich fue filmado en un control realizado durante la concentración realizada por la Real Federación Española de Atletismo en Abril de 1992, donde se dieron cita algunos lanzadores de élite rusos con los mejores españoles. Los parámetros antropométricos de Andrei Astapkovich están expresados en la tabla 3.1.

Se filmaron seis lanzamientos, analizándose posteriormente el lanzamiento en el que se obtuvo la mayor distancia, así como una buena valoración técnica por parte del seleccionador español de lanzamiento de martillo.

**Tabla 3.1.** Parámetros del lanzador Andrei Astapkovich.

Talla (m)	1.91
Peso (kg)	120
Marca en la temporada (m)	84.26 *
Lanzamiento analizado (m)	100.67 (con el martillo de 6 kg)

\* : mejor marca mundial de 1992.

### 3.2. SELECCION DE LOS PARAMETROS INERCIALES DEL MODELO HUMANO

Tal y como señala Kwon (1991), la utilización de un único modelo puede restringir el ámbito de aplicación del sistema de análisis, de ahí que sea imprescindible permitir que el investigador pueda seleccionar el tipo de modelo según las necesidades específicas de cada investigación. El sistema de análisis *CIBORG* permite que el investigador elija el tipo de modelo, así como los parámetros inerciales de los segmentos utilizados. Para ello existe un fichero de configuración fácilmente modificable denominado *INERTIAL.DAT*. En él se

encuentran definidos los parámetros inerciales de 4 tipos de modelos humanos:

1. Modelo de Zatsiorsky adaptado por de Leva (1994), para una muestra de sexo masculino.
2. Modelo de Zatsiorsky adaptado por de Leva (1994), para una muestra de sexo femenino.
3. Modelo de Clauser et al (1969).
4. Modelo de Clauser adaptado por Hinrichs (1990).

Este fichero puede ser modificado con cualquier editor o procesador de texto, siempre y cuando el resultado final sea un fichero en formato ASCII. Su estructura es una secuencia de cadenas alfanuméricas y datos numéricos (figura 3.1), en la cual las cuatro primeras líneas son meramente informativas. Las cadenas alfanuméricas van indicadas entre dobles comillas y su contenido puede modificarse ya que no es significativo. La 5ª línea está formada por una cadena y un número que indica el modelo que debe utilizarse; en principio existen cuatro modelos, pero esta base de datos puede ampliarse o reducirse.

Cada modelo es definido inicialmente por dos líneas, siendo la primera una cadena alfanumérica descriptiva cuyo contenido no es significativo (1-), la segunda indica el número de segmentos que componen el modelo (1-0). A continuación se encuentran tantas líneas como segmentos se hayan indicado previamente (desde 1-1 hasta 1-14), teniendo en cuenta que los segmentos pares deberán duplicarse (pies, brazos, antebrazos, etc). En cada una de ellas existe una cadena inicial descriptiva, dos números que indican el punto proximal y distal del segmento, el vector posición del CG indicado en relación a uno y la masa del segmento indicada igualmente con respecto a uno. La numeración de los puntos proximal y distal tiene en cuenta cual es el orden utilizado para digitalizar los puntos anatómicos. En el caso de que se requiera el punto intermedio entre ambas caderas (pt.intercadera), se utilizará la numeración de 50, este punto será calculado a partir de los puntos número 5 y 14.

```

1 "PARAMETROS INERCIALES del MODELO HUMANO utilizado en CIBORG v.2.0."
2 "Nomenclatura utilizada:"
3 "nombre_segmento, pt.proximal, pt.distal, vector_CG, peso"
4 "punto nº 50: punto intermedio entre ambas caderas (pt.5 y pt.14)"
5 "-----> UTILIZAR EL MODELO NUMERO -----> ", 1
1- "-----> MODELO 1 : Zatsiorsky adaptado por de Leva, HOMBRES (1994)"
1-0 "número de segmentos :", 14
1-1 "Pie_D", 2, 1, 0.4415, 0.0137
1-2 "Pie_I", 11,10, 0.4415, 0.0137
1-3 "PantD", 4, 3, 0.4554, 0.0433
1-4 "PantI", 13,12, 0.4554, 0.0433
1-5 "MusID", 5, 4, 0.4241, 0.1417
1-6 "MusII", 14,13, 0.4241, 0.1417
1-7 "BrazD", 6, 7, 0.4981, 0.0271
1-8 "BrazI", 15,16, 0.4981, 0.0271
1-9 "AnteD", 7, 8, 0.4515, 0.0162
1-10 "Antel", 16,17, 0.4515, 0.0162
1-11 "ManoD", 8, 9, 0.7872, 0.0061
1-12 "ManoI", 17,18, 0.7872, 0.0061
1-13 "Tronc", 19,50, 0.4378, 0.4346
1-14 "Cabez", 20,21, 0.4027, 0.0694
2- "-----> MODELO 2 : Zatsiorsky adaptado por de Leva, MUJERES (1994)"
2-0 "número de segmentos :", 14
2-1 "Pie_D", 2, 1, 0.4014, 0.0129
2-2 "Pie_I", 11,10, 0.4014, 0.0129
2-3 "PantD", 4, 3, 0.4538, 0.0481
2-4 "PantI", 13,12, 0.4538, 0.0481
2-5 "MusID", 5, 4, 0.4313, 0.1478
2-6 "MusII", 14,13, 0.4313, 0.1478
2-7 "BrazD", 6, 7, 0.4884, 0.0255
2-8 "BrazI", 15,16, 0.4884, 0.0255
2-9 "AnteD", 7, 8, 0.4500, 0.0138
2-10 "Antel", 16,17, 0.4500, 0.0138
2-11 "ManoD", 8, 9, 0.7449, 0.0056
2-12 "ManoI", 17,18, 0.7449, 0.0056
2-13 "Tronc", 19,50, 0.4081, 0.4257
2-14 "Cabez", 20,21, 0.4107, 0.0668

```

**Figura 3.1.** Listado del fichero *INERTIAL.DAT* en el cual se observa la cabecera y los dos primeros modelos humanos definidos para configurar el modelo de parámetros inerciales a utilizar en el sistema *CIBORG*.

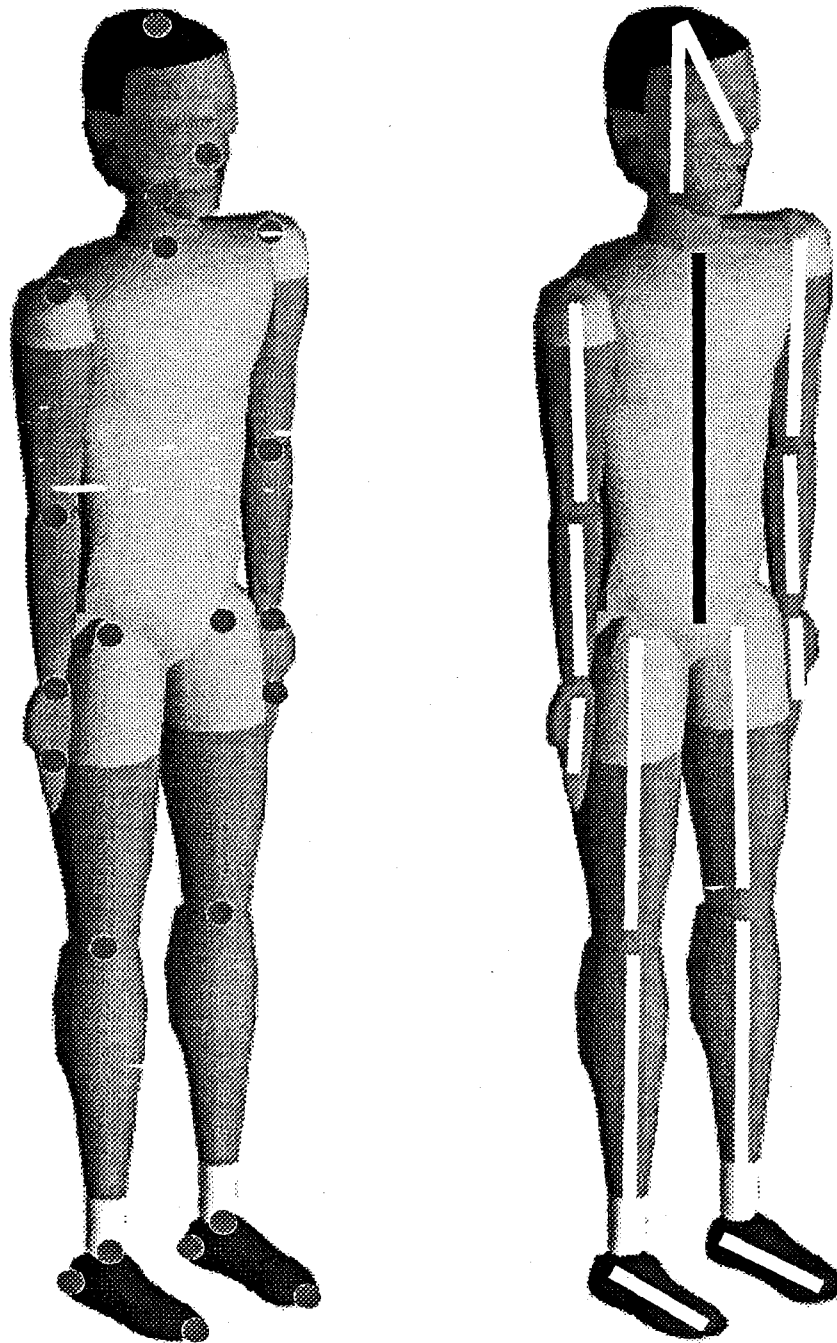
El modelo humano diseñado para el análisis del lanzamiento de martillo está definido por 14 segmentos para lo cual se requieren 22 puntos (figura 3.2). Este modelo utiliza los parámetros inerciales aportados por de Leva (1994), de ahí que se hayan establecido los segmentos y localizaciones puntuales definidas por este autor. En la tabla 3.2 se describen los puntos y la terminología utilizada, así como la forma de detectar su posición espacial. Los segmentos se encuentran descritos en la tabla 3.3. La mayor parte de los puntos se corresponden con puntos internos correspondientes a centros de rotación articulares.

La obtención del punto intercadera suele deducirse de forma indirecta a partir de la obtención de un punto intermedio equidistante entre las dos articulaciones coxofemorales digitalizadas; de hecho, los diversos autores del ámbito de la Biomecánica Deportiva tampoco suelen digitalizarlo.

El punto de la nariz es una localización puntual de la cual se puede prescindir para el análisis cuantitativo del gesto, ya que no es utilizado para la obtención de algún parámetro inercial relevante. Su única utilidad reside en que permite deducir la orientación del segmento cabeza para la obtención de modelos de representación gráfica que simulen de forma realista la morfología humana, tal y como se verá en el capítulo cuarto.

El análisis aplicado del lanzamiento de martillo ha requerido que, a los 22 puntos básicos que conforman la estructura de 14 segmentos del modelo humano, haya que añadirle un 23º punto correspondiente al centro geométrico de la cabeza del martillo, ya que el implemento deportivo también ha sido analizado. De esta forma el sistema formado por el lanzador más el martillo es definido por 23 puntos y 15 segmentos, de los cuales 14 corresponden a los segmentos humanos y el 15º al implemento. La utilización de este segmento adicional sobre el sistema plantea la necesidad de modificar los parámetros inerciales del modelo definido en el fichero *INERTIAL.DAT*, para lo cual se deberán ajustar las relaciones masa segmentaria.

El tronco no se ha segmentado en unidades más reducidas por diversas razones. En primer lugar por la complejidad existente en la detección de los puntos necesarios para su segmentación, lo cual dificultaría el proceso de digitalización. En segundo lugar, por la no disponibilidad de parámetros inerciales de los segmentos tórax, abdomen y pelvis, ya que éstos no son aportados por de Leva (1994), dicho autor sólo aporta datos del tronco considerándolo como un único segmento. En tercer lugar, y como razón más importante, segmentar el tronco es una alternativa, pero no la única que permite perfeccionar el modelado posterior del tronco.



*Fig. 3.2. Modelo humano básico de 14 segmentos y 22 puntos anatómicos.*

**Tabla 3.2.** Terminología utilizada para definir los puntos anatómicos que conforman los segmentos humanos.

nombre	descripción
◆ Pt. VERTEX	Cúpula del cráneo.
◆ Pt. GONION MEDIO	Intersección maxilar y el cuello, punto intermedio entre ambos gonion.
◆ Pt. NARIZ	Extremo distal de la nariz.
◆ Pt. SUPRAESTERNALE	Punto anatómico situado en el medio del plano sagital y frontal, dentro del tronco, al nivel más bajo de la muesca de la yugular en el esternón; está a la misma altura que el hueco supraesternal pero no es él.
◆ Art. CADERA	Centro geométrico de la cabeza femoral (es considerado como el centro de rotación).
◆ Pt. CADERA MEDIA	Punto intermedio entre los dos centros articulares de las caderas, también se le denomina como INTERCADERA. este punto no se digitaliza, sino que se deduce de las dos caderas.
◆ Art. RODILLA	Punto intermedio entre el epicóndilo lateral y medio del fémur (es considerado como el centro de rotación).
◆ Art. TOBILLO	Punto intermedio entre el maléolo lateral y medio (es considerado como el centro de rotación).
◆ Pt. TALON	Parte más posterior del calcáneo, no confundir con la parte más inferior del calcáneo.
◆ PUNTA DEL PIE	Extremo distal más alejado (punta del dedo más grande).
◆ Art. HOMBRO	Centro geométrico de la cabeza del húmero (es considerado como el centro de rotación).
◆ Art. CODO	Punto intermedio entre el epicóndilo lateral y medio del húmero (es considerado como el centro de rotación).
◆ Art. MUÑECA	Punto intermedio entre las partes más distales del cúbito y radio (es considerado como el centro de rotación).
◆ Pt. MANO	Articulación metacarpofalángica (nudillo) del 3º dedo.

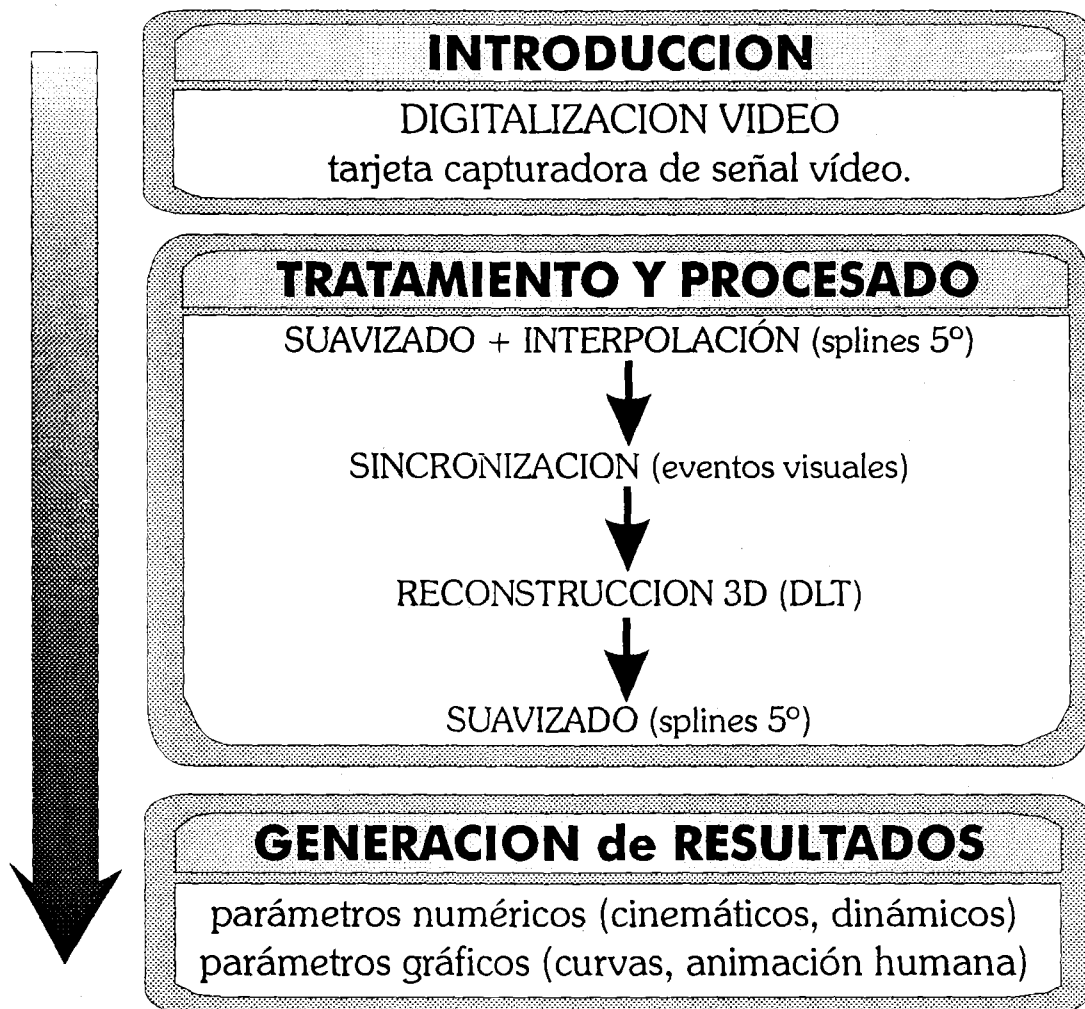
**Tabla 3.3.** Segmentos utilizados para definir el modelo humano básico.

PIE (2)	definido por la punta del pie y el talón.
PIERNA (2)	definido por el tobillo y rodilla.
MUSLO (2)	definido por la rodilla y la cadera.
BRAZO (2)	definido por el hombro y el codo.
ANTEBRAZO (2)	definido por el codo y la muñeca.
MANO (2)	definido por la muñeca y la apófisis estiloides del 3º dedo.
TRONCO (1)	definido por el pt. intercadera y el supraesternale.
CABEZA cráneo+cuello (1)	definido por el gonion medio y vertex.



### 3.3. CARACTERISTICAS GENERALES DEL PROCESO DE COMPUTERIZACION

En la figura 3.3 se expresan las fases secuenciales del proceso de computerización adoptado en esta tesis, habiendo sido implementado en el sistema de análisis *CIBORG*. El objetivo principal ha sido desarrollar una metodología aplicada a la utilización de imágenes captadas con vídeo aunque, excepto el proceso de digitalización, el resto de técnicas desarrolladas pueden ser utilizadas con datos registrados con otras tecnologías como la cinematografía.



**Fig. 3.3.** Fases secuenciales del proceso de captación y computerización de los datos adoptado para el análisis del lanzamiento de martillo.

La fase inicial de introducción de coordenadas se realiza mediante la utilización de una tarjeta capturadora de señal de vídeo que gestiona la imagen dentro del ordenador, detectándose la ubicación de los marcadores con la ayuda del ratón. Las siguientes fases de tratamiento y procesado de las coordenadas no presentan grandes diferencias con respecto a otros sistemas desarrollados por otros autores y sistemas comerciales; hay algoritmos de interpolación (splines de quinto grado), sincronización (mediante eventos visuales), reconstrucción 3D (DLT) y de reducción del error (splines 5º grado). La gran diferencia estriba en la posibilidad de que el investigador seleccione donde realizar el suavizado, permitiéndole la opción de filtrar las coordenadas antes y/o después de pasar por el algoritmo DLT.

En el análisis del lanzamiento de martillo se ha optado por utilizar los algoritmos de reducción del error de digitalización antes del DLT, habiéndose suavizado de esta forma las coordenadas digitalizadas de los puntos anatómicos antes de obtener las coordenadas espaciales.

La mayor parte de los módulos que componen el sistema necesitan utilizar la representación gráfica del modelo humano y/o móvil analizado. Esto quiere decir que debe establecerse en el sistema una base de datos que indique como realizar esta representación gráfica mediante un criterio fijo segmentario. El sistema desarrollado utiliza la representación gráfica del modelo humano en la portada inicial del interface de usuario, en el módulo de digitalización, en la sincronización, en la reconstrucción de las coordenadas espaciales (DLT), y en el módulo específico de animación gráfica. Para ello se utiliza un fichero de configuración denominado *CFG.DAT*, el cual indica como deben realizarse las operaciones de dibujo. Este fichero puede ser modificado fácilmente con un editor y/o procesador de textos siempre y cuando se exporte a formato ASCII.

El fichero *CFG.DAT* tiene una estructura secuencial de líneas (figura 3.4), en cada una de las cuales se definen hasta un máximo de 30 puntos que componen el sistema a analizar. Deben definirse todos los puntos, a pesar de que no siempre se utilicen todos. Por ejemplo, si un estudio sólo requiere 10 puntos, las 10 primeras líneas serán modificadas según el tipo de representación deseado por el investigador, dejándose el resto de líneas (desde la 11 hasta la 30) inalterables. Cada línea expresa en una cadena alfanumérica cual es el punto anatómico a digitalizar, seguidamente se indican dos cifras numéricas, la primera indica como debe dibujarse el punto anatómico y la segunda el color a utilizar en la operación de dibujo a realizar con ese punto. Se puede optar por diferentes formas de dibujar un punto: pintar un punto (0), una línea desde el punto previo hasta éste (1),

dibujar un pequeño círculo (2), utilizar combinaciones de las opciones anteriores (3) o bien una línea desde un punto a definir (71n, donde n es el punto desde donde unir). El índice de color es expresado utilizando una paleta de 16 colores desde el 0 hasta el 15 (0: negro, 1: azul, 2: rojo, 3: verde, 4: marrón, 5: magenta, 6: celeste, 7: gris claro, 8: gris oscuro, 9: magenta claro, 10: azul claro, 11: rojo claro, 12: verde claro, 13: celeste claro, 14: amarillo, y 15: blanco).

```
"1-punta pie der", 0, 10
"2-talon der", 1, 10
"3-tobillo der", 7101, 10
"4-rodilla der", 1, 10
"5-cadera der", 1, 10
"6-hombro der", 1, 10
"7-codo der", 1, 10
"8-muñeca der", 1, 10
"9-mano der", 1, 10
"10-punta pie izq", 0, 15
"11-talon izq", 1, 15
"12-tobillo izq", 7110, 15
"13-rodilla izq", 1, 15
"14-cadera izq", 7105, 15
"15-hombro izq", 7106, 15
"16-codo izq", 1, 15
"17-muñeca izq", 1, 15
"18-mano izq", 1, 15
"19-supraesternale", 0, 7
"20-maxilar", 1, 7
"21-vertex", 1, 7
"22-nariz", 7120, 7
"23-martillo", 3, 7
"24-punto", 2, 14
"25-punto", 2, 14
"26-punto", 2, 14
"27-punto", 2, 14
"28-punto", 2, 14
"29-punto", 2, 14
"30-punto", 2, 14
```

**Figura 3.4.** Listado del fichero *CFG.DAT* adaptado para el lanzamiento de martillo.

#### 3.4. *FILMACION*

El sistema desarrollado está basado en la utilización del algoritmo DLT para la reconstrucción espacial de las coordenadas, de ahí que durante la filmación no sean requeridas medidas de campo (las cámaras pueden colocarse en cualquier posición sin necesidad de que sea calibrada). Por otro lado, el tipo de posicionamiento de las cámaras es estático, siendo ubicadas sobre trípodes cuya posición permanece inmóvil durante la fase de filmación o toma de datos.

Al ser estudios 3D se requieren como mínimo dos cámaras, dos trípodes y un sistema de referencia para la calibración espacial. Para la filmación realizada en el análisis del lanzamiento de martillo se han utilizado dos cámaras de vídeo Sony V-200. Una de ellas ubicada a una distancia de 20 m del centro de simetría del círculo de lanzamiento y con una orientación de  $52^\circ$  con respecto a la dirección teórica de lanzamiento. La segunda cámara fue colocada a 31 m del centro de simetría del círculo de lanzamiento y con una orientación de  $45^\circ$  con respecto a la dirección teórica de lanzamiento y  $85^\circ$  con respecto a la primera cámara. La filmación se ha registrado en un sistema VHS.

El ajuste de las ópticas y los parámetros de las cámaras se ha realizado de forma automática por las propias cámaras, ajustándose el obturador en función de la velocidad del gesto filmado. No se ha utilizado ningún sistema de sincronización de las cámaras basado en dispositivos físicos, ya sean internos o externos, ya que ésta ha sido realizada a posteriori mediante metodologías de detección de eventos comunes en ambas películas.

Durante la filmación se utilizaron las planillas detalladas en las figuras 2.17 y 2.18 para el registro de todos los eventos considerados como importantes en el posterior análisis de las imágenes filmadas.

#### 3.5. *DIGITALIZACION*

El proceso de computerización de los datos se inicia con la fase de digitalización. En el sistema de análisis desarrollado se realiza mediante la detección manual de las coordenadas de los puntos corporales utilizados para definir el modelo y parámetros inerciales humanos, para lo que se requiere la participación de un operador especializado y entrenado adecuadamente.

El tipo de dispositivo utilizado es de tipo interno, consistiendo en una tarjeta capturadora de señal de vídeo que permite introducir la imagen, reproducida por un magnetoscopio, dentro del monitor del ordenador. El magnetoscopio empleado ha sido un Panasonic VHS (figura 2.23) mediante el cual se obtienen 50 f/s. La tarjeta capturadora ha sido una VideoBlaster de Creative Lab.

El módulo de digitalización permite la introducción de la señal vídeo dentro del ordenador simultaneándolas con el software de digitalización especialmente diseñado para facilitar la detección de puntos anatómicos humanos (véase la figura 2.24). Para simultanear el software con la imagen de vídeo, el programa debe instalar unos controladores (drivers) específicamente desarrollados para la tarjeta VideoBlaster, los cuales son inicializados en unos ficheros de configuración denominados *VIDEOON.BAT* y *VIDEOOFF.BAT*. El primero de ellos activa y el segundo desactiva la imagen de vídeo. Estos ficheros han sido diseñados especialmente para que puedan ser modificados, con el propósito de permitir la utilización de otras tarjetas capturadoras, siempre que se establezca el color negro como matiz de color de superposición. La utilización de esta tarjeta permite superponer el software pero no capturar la imagen.

La gestión del avance y retroceso de los fotogramas es realizada mediante los controles disponibles en el magnetoscopio. Debido a que estos controles no son siempre precisos en la gestión de las imágenes, fotograma a fotograma, se ha introducido un código de tiempos digital en centésimas de segundo sobre la cinta VHS donde se encuentra registrada la filmación. De esta forma se visualiza el fotograma sobre el cual se está realizando el proceso de captación de coordenadas, así como el tiempo transcurrido, de forma simultánea a la digitalización. Este código de tiempo se sitúa en la parte superior derecha o izquierda de la imagen.

La digitalización es realizada desplazando el cursor dentro de la pantalla mediante la utilización del ratón y/o el teclado, siendo este último muy útil para desplazamientos en espacios muy reducidos que requieran una alta precisión en la localización de los puntos. Durante el proceso de detección, el programa introduce sobre la imagen de vídeo el resultado obtenido mediante el dibujo de los puntos y segmentos en superposición de la imagen original, lo cual facilita la labor del operador del sistema de digitalización en determinar de forma más precisa los puntos.

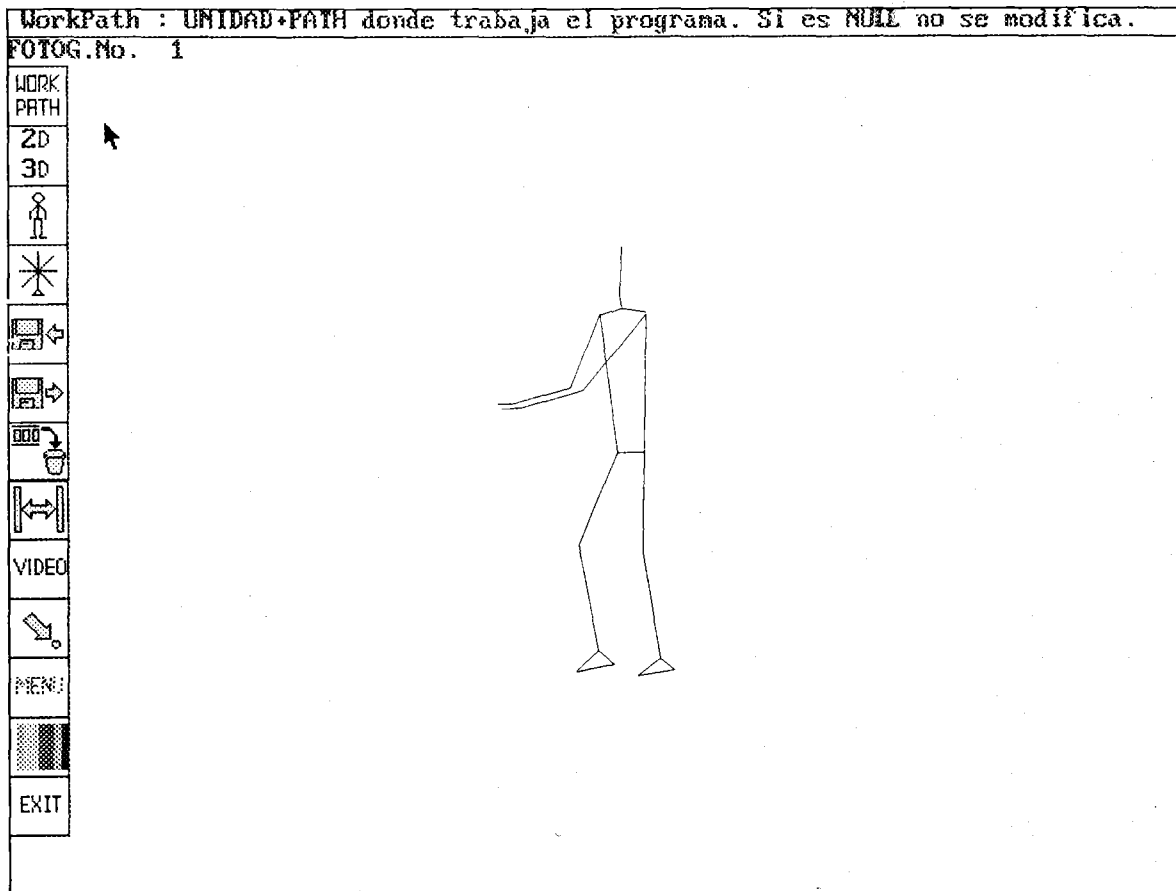
Los fotogramas digitalizados pueden ser retocados de forma reiterada hasta conseguir la precisión deseada; de esta forma el resultado de modificar el criterio de detección es

reflejado de forma instantánea sobre la pantalla. Una característica importante del programa de digitalización reside en que, cuando se inicia la detección de los puntos en un nuevo fotograma, el cursor se desplaza automáticamente hacia la posición en la cual se encontraba el punto anatómico en el anterior fotograma. El análisis de la posición previa permite precisar correctamente la trayectoria y el desplazamiento realizado por el punto. Esta característica es extremadamente útil en aquellos casos en los que se digitalizan puntos que permanecen estáticos durante ciertos intervalos de tiempo, o bien cuando algún punto realiza un desplazamiento durante el cual está oculto por otros segmentos o su visualización se ve obstaculizada.

Este software de digitalización es altamente versátil, permitiendo modificar el tipo de opciones utilizadas para la digitalización en función del criterio del operador del sistema. Entre algunas características destacan las siguientes:

- ◆ Permite utilizar diferentes tipos de dibujo de la estructura alámbrica del modelo humano (líneas, puntos, líneas y puntos, configurable por el operador).
- ◆ Posibilita modificar el color utilizado en las diversas herramientas del programa tales como el cursor de digitalización, el dibujo alámbrico del modelo humano digitalizado, el interface de usuario (menús, cuadros de diálogo, botones, etc). Lo anterior permite seleccionar el tipo de color que genere mejores contrastes con la imagen de vídeo superpuesta, facilitando la digitalización.
- ◆ El número de puntos a digitalizar en cada fotograma puede modificarse, desde un mínimo de 1 punto/fotograma hasta un máximo de 30 puntos/fotograma.
- ◆ Una vez finalizada la digitalización se puede avanzar y retroceder para visualizar la animación digitalizada, permitiendo su modificación en caso necesario.
- ◆ El programa de digitalización permite, no sólo la digitalización del cuerpo humano, sino también la posibilidad de digitalizar el sistema de referencia necesario para la obtención de las constantes DLT.
- ◆ Los resultados de una sesión de digitalización son almacenados para el posterior tratamiento de las coordenadas planas obtenidas. Estas pueden ser recuperadas en sesiones posteriores, permitiendo la realización de nuevas modificaciones.
- ◆ El diseño del interface ha sido minimizado de tal forma que afecte lo menos posible sobre la imagen de vídeo plasmada bajo él. Para ello se ha utilizado una estructura de iconos en forma de botón con figuras simbólicas de la función realizada por éstos (figura 3.5). En la cabecera de la pantalla se visualiza información que facilita la comprensión de las opciones resaltadas y/o seleccionadas.

- ◆ La forma del cursor utilizado para digitalizar puede ser elegida entre una variedad de estilos (flechas, dianas circulares y cruces). Suele ser recomendable la utilización del cursor con forma de diana transparente, ya que al ser su contorno circular, permite facilitar la detección de centros de rotación articulares cuando éstos son considerados como centros geométricos de esferas.



**Figura 3.5.** Pantalla del programa de digitalización de imágenes de video del sistema CIBORG.

El gesto ejecutado por el lanzador de martillo Astapkovich, ha sido digitalizado por un operador entrenado que ha utilizado específicamente este software de digitalización. Las coordenadas de los puntos que definen el modelo humano han sido introducidas secuencialmente digitalizando todos los puntos que conforman la imagen antes de pasar al siguiente fotograma. El orden de detección establecido para la digitalización de los puntos ha sido el siguiente: 1) punta del pie derecho, 2) talón derecho, 3) tobillo derecho, 4) rodilla derecha, 5) cadera derecha, 6) hombro derecho, 7) codo derecho, 8) muñeca derecha, 9) mano derecha, 10) punta del pie izquierdo, 11) talón izquierdo, 12) tobillo

izquierdo, 13) rodilla izquierda, 14) cadera izquierda, 15) hombro izquierdo, 16) codo izquierdo, 17) muñeca izquierda, 18) mano izquierda, 19) supraesternal, 20) gonion medio, 21) vertex, 22) nariz, y 23) cabeza del martillo.

#### 3.6. REDUCCION DEL ERROR E INTERPOLACION TEMPORAL

La función matemática utilizada para la reducción de los errores implícitos en el análisis se basa en el algoritmo de splines de quinto grado. Para ello se ha utilizado como base el código de programa informático desarrollado inicialmente por L.Jennings (Universidad de Western Australia), sucesivamente adaptado por K.Vaughan (Universidad de Iowa) y J.Dapena y G.Lunt (Universidad de Massachusetts, 1989). Las últimas adaptaciones en las que nos hemos basado son las desarrolladas por Gutiérrez et al. (1991), siendo adaptadas al sistema *CIBORG* tras ciertas modificaciones realizadas en lenguaje C y TurboBasic.

El procedimiento utilizado consiste en obtener la ecuación de una función matemática que expresa el desplazamiento lineal con respecto al tiempo, siendo usado este procedimiento sobre todos los puntos anatómicos que definen el modelo humano digitalizado. Cada coordenada debe ser procesada por separado, en primer lugar la coordenada X y en segundo la coordenada Y, ambas con respecto al tiempo.

Los splines de quinto grado permiten el ajuste de forma dinámica, favoreciendo la obtención de diversos tipos de curvas dependiendo de un parámetro habitualmente denominado como factor de suavizado (SM ó SV), el cual deberá ajustarse a tenor del comportamiento y rango de error de los datos. Este factor es un parámetro numérico cuyo valor oscila entre 0 y 1, de forma tal que, valores próximos a 1 producen curvas que suavizan la trayectoria, y valores próximos a 0 describen trayectorias próximas a las coordenadas digitalizadas. En ocasiones, dependiendo del tipo de trayectoria, valores muy próximos a 1 pueden producir comportamientos anómalos cuyo efecto no es el de suavizar sino el de generar errores. La utilización de un valor 0 obtiene un spline que pasa exactamente por todos los puntos digitalizados, de forma tal que, no suavizará, pero sí permitirá interpolar. El módulo desarrollado en el sistema *CIBORG* permite ajustar el valor del factor de suavizado de tres formas:

- a. Utilizar un valor estándar considerado como ideal, el cual será aplicado sobre todos los puntos anatómicos. Para la obtención de este valor se debería realizar



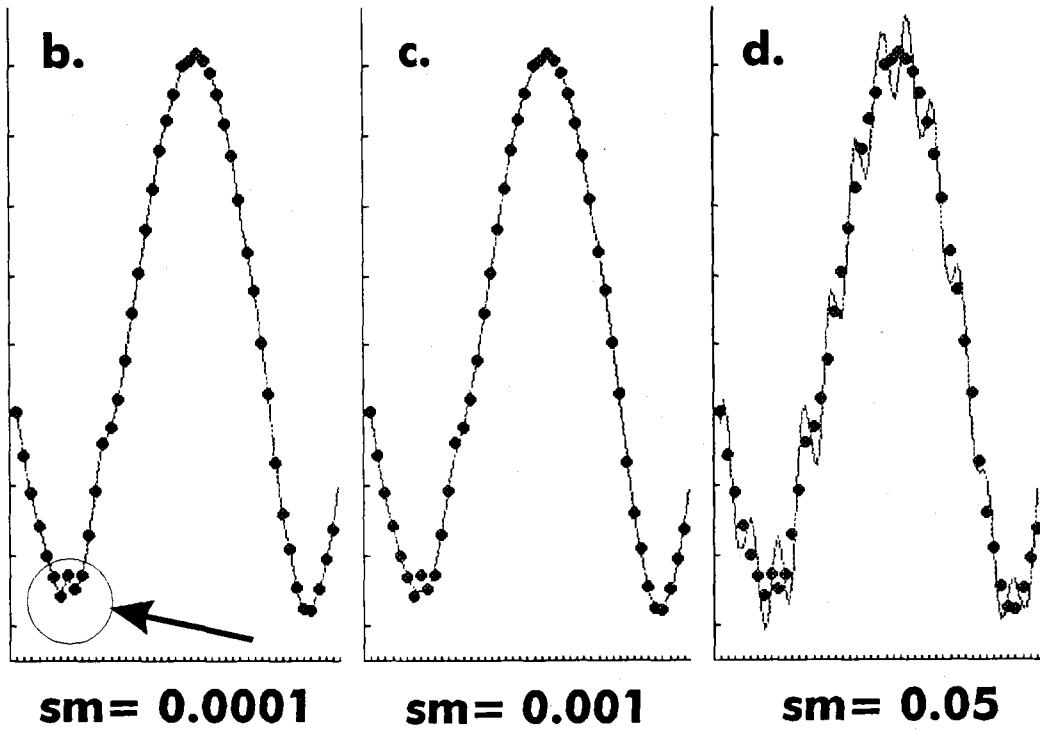
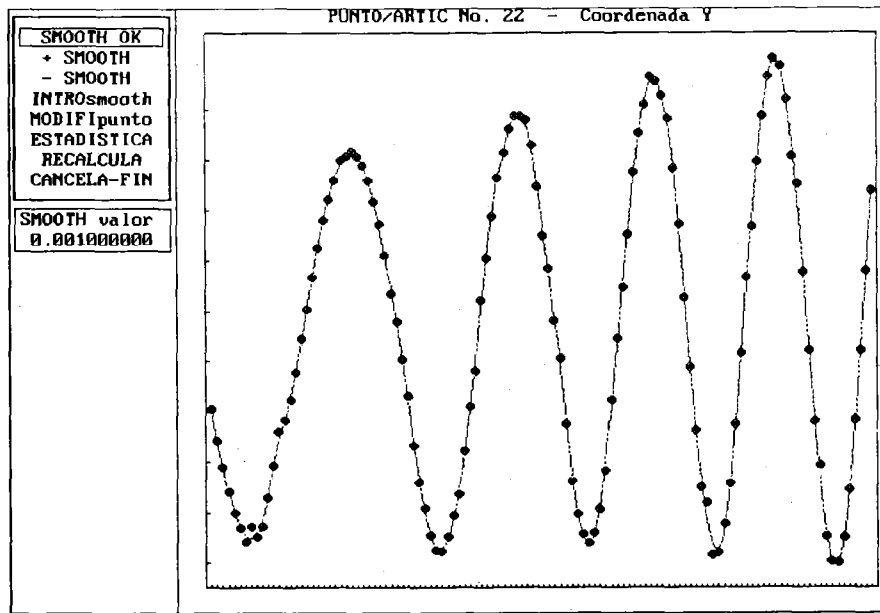
un estudio comparativo de varias digitalizaciones del mismo gesto deportivo, a partir del cual se puede obtener el grado de desviación y error producido por el operador del sistema de digitalización. Esta opción es denominada en el sistema *CIBORG* como suavizado automático.

- b. Emplear valores diferentes para cada punto anatómico, de forma que el operador del sistema pueda seleccionar valores distintos para puntos diferentes. Esta opción es denominada en el sistema *CIBORG* como suavizado manual.
- c. Utilizar un método mixto que permita seleccionar puntos sobre los cuales se utilice un suavizado automático y otros con manual.

En el análisis del lanzamiento de martillo se ha empleado el suavizado manual, para lo cual se han obtenido distintos grados de suavizado sobre cada punto, seleccionándose el más adecuado según el criterio del operador del sistema. El suavizado manual permite chequear e interactuar constantemente el factor de suavizado, permitiendo la adaptación del spline a los diferentes tipos de trayectorias implicadas en los puntos que conforman el modelo del lanzador de martillo.

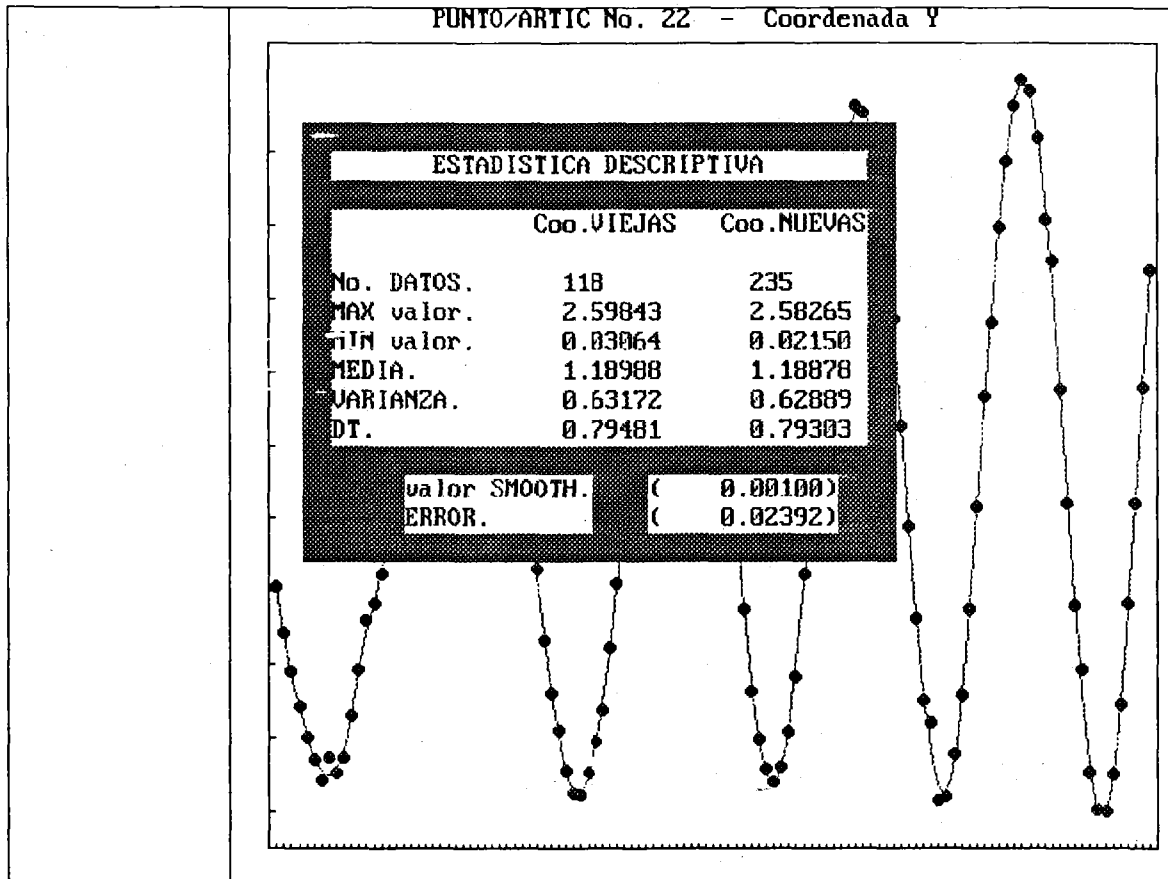
En la figura 3.6.a se expone toda la trayectoria digitalizada de la coordenada *Y* de la cabeza del martillo (punto número 23), en la cual se observan los puntos digitalizados (puntos negros gruesos), y el spline obtenido (línea). En las figuras 3.6.b,c,d se exponen diversos tipos de factor de suavizado (SM) aplicados, así como el efecto generado sobre la trayectoria del spline. En la figura 3.6.b se ha utilizado un valor de  $SM = 0.001$  cuyo resultado no resuelve determinados errores aleatorios. En la figura 3.6.c, con un valor de  $SM = 0.001$ , se obtiene un spline que se considera reduce el error aleatorio. En la figura 3.6.d se observa que valores de SM elevados (0.05) producen comportamientos anómalos no deseables.

**a.**



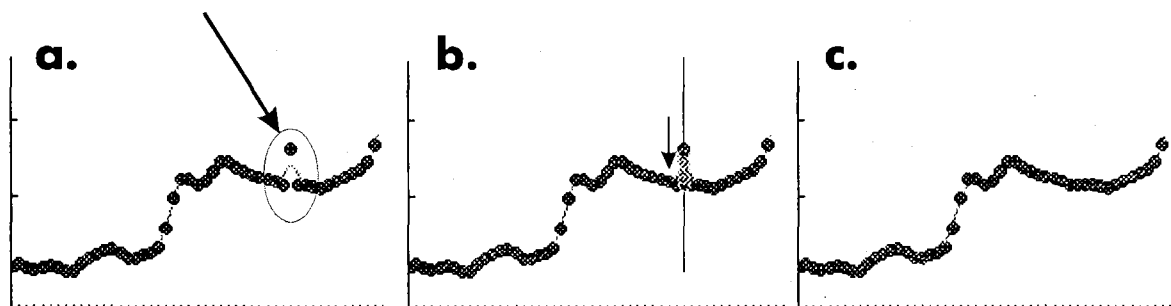
**Figura 3.6.** Spline de quinto grado obtenido con la trayectoria de la coordenada Y de la cabeza del martillo, a) trayectoria completa, b,c,d) comportamiento con un SM diferente.

Para facilitar la detección del factor de suavizado más idóneo a utilizar en cada punto, se ha incluido una opción que permite obtener una estadística descriptiva que compara los valores de las coordenadas digitalizadas y las coordenadas suavizadas obtenidas tras aplicar el spline con el factor de suavizado deseado (figura 3.7).



**Figura 3.7.** Parámetros estadísticos obtenidos tras la aplicación de un factor de suavizado de 0.001 sobre la coordenada Y de la cabeza del martillo.

En determinados casos, el algoritmo del spline de quinto grado, no siempre permite la correcta reducción de determinados errores aleatorios que tienen una acusada desviación con respecto a la tendencia normal de la curva (véase figura 3.8.a). En estos casos el empleo de valores suavizado muy elevados, no permite resolver adecuadamente este problema. Sería necesario digitalizar de nuevo el citado punto, o bien, tal como se ha implementado en el sistema *CIBORG*, modificar manualmente la posición de esta coordenada (figura 3.8.b), obteniéndose una nueva curva (figura 3.8.c). Esta opción sólo debe utilizarse en casos en los cuales sea manifiesto que el comportamiento del punto es anómalo.



**Figura 3.8.** *Modificación de un error aleatorio de comportamiento excesivamente anómalo.*

El proceso de interpolación se realiza mediante la utilización de una función spline de quinto grado. En el análisis del lanzamiento de martillo, debido a que la frecuencia de muestreo de las cámaras de vídeo era de 50 f/s, se ha optado por interpolar a 100 f/s en las dos filmaciones digitalizadas. Esta frecuencia de muestreo de 100 f/s es considerada como suficiente, ya que permite la obtención de posiciones temporales significativas para permitir la posterior sincronización.

### 3.7. SINCRONIZACION TEMPORAL

Previamente a la reconstrucción de las coordenada espaciales, las coordenadas del modelo humano deben sincronizarse temporalmente. En aquellos casos en los que se haya iniciado el proceso de digitalización de ambas filmaciones, comenzando en el mismo evento, no será necesaria la sincronización, aunque es recomendable que se chequee realmente el sincronismo. En caso contrario, deberán sincronizarse ambas filmaciones; para ello el sistema utiliza un módulo basado en la detección de eventos fácilmente deducibles de forma visual. Es imprescindible para la correcta utilización de este módulo que, previamente, se hayan interpolado las coordenadas, estableciéndose un intervalo constante del tiempo transcurrido entre una y otra imagen.

El módulo de sincronización del sistema permite visualizar simultáneamente las dos filmaciones que han sido previamente digitalizadas, suavizadas e interpoladas utilizando una representación gráfica del modelo humano desde ambos puntos de vista. El operador del sistema puede desplazar ambas secuencias gráficas, buscando eventos visuales comunes en las mismas. En el caso de que exista un evento muy claro, podría ser utilizado de forma única para la sincronización, pero es recomendable que se utilicen un número amplio de

eventos para así minimizar el posible error de sincronismo producido en la incorrecta detección temporal de alguno de ellos.

Una vez detectada la diferencia de fotogramas entre ambas filmaciones, se eliminarán las imágenes de los extremos del intervalo que no tengan correspondencia, dando como resultado final dos secuencias con idéntico número de imágenes y sincronizadas en el tiempo.

La representación gráfica de las imágenes de ambas visiones, es realizada mediante la visualización de 3 fotogramas de cada filmación, los cuales pueden ser desplazados de forma secuencial en ambos sentidos. Sobre cada fotograma se plasma en línea gruesa la posición en cuestión y en línea más suave la siguiente posición consecutiva, lo que facilita la detección de los cambios de posición (figura 3.9).

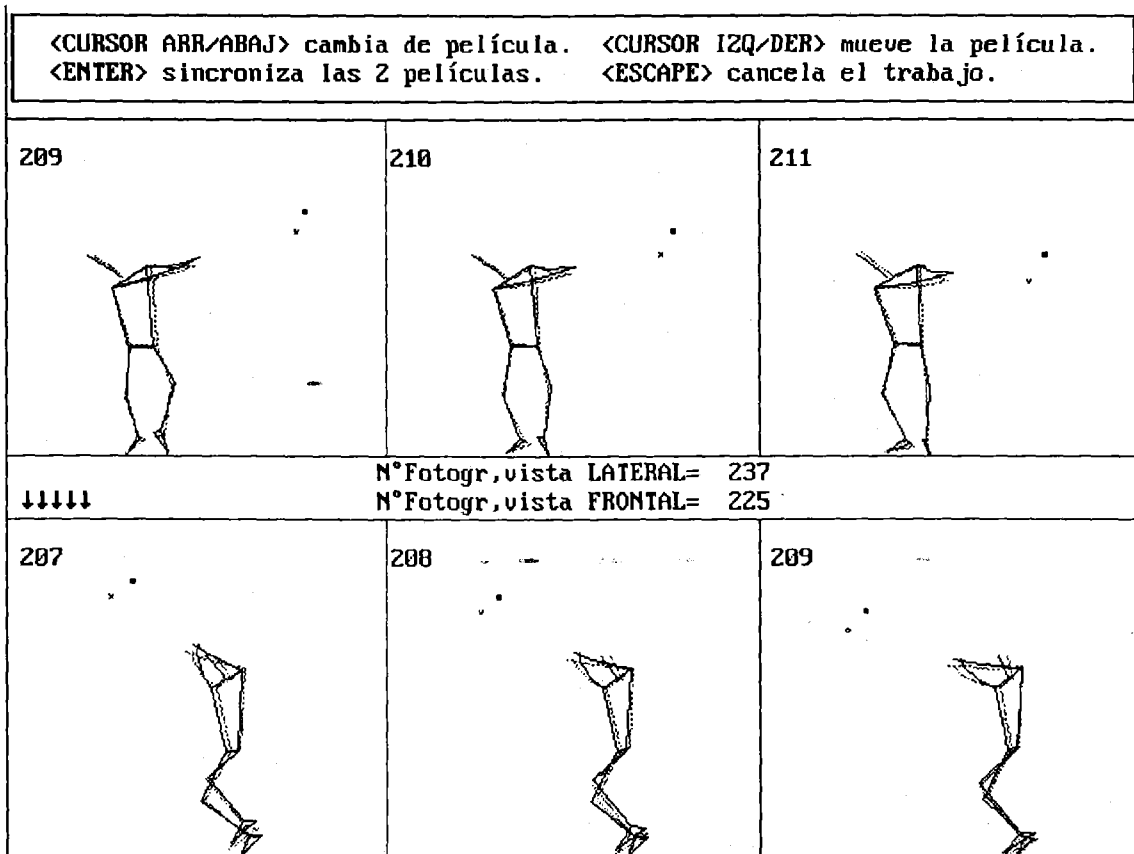


Figura 3.9. Módulo de sincronización basado en la detección de eventos visuales.

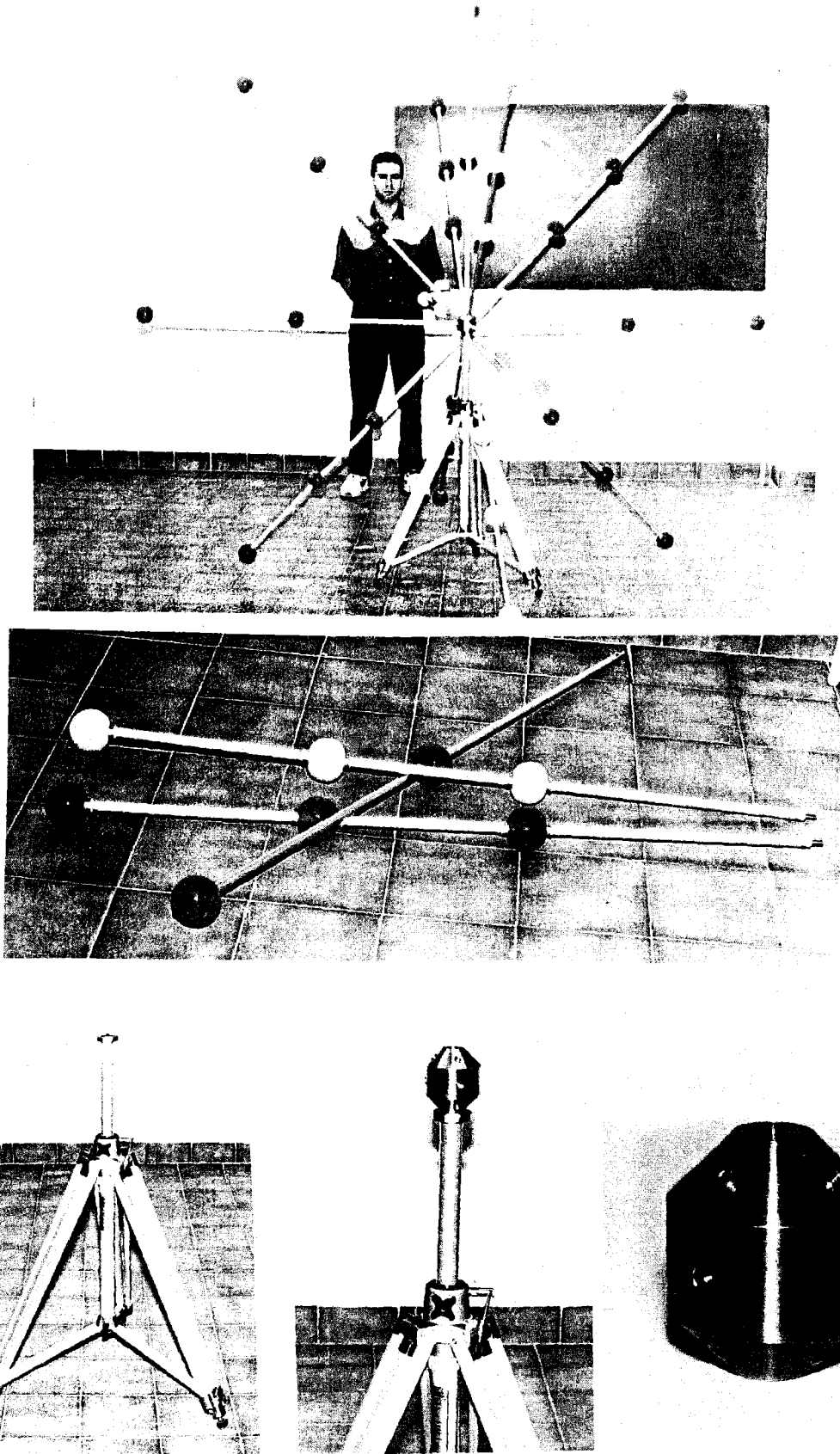
Para el análisis del lanzamiento de martillo se han utilizado diversos eventos visuales, especialmente las posiciones que definen el inicio y fin de la fase de apoyo de la pierna derecha del lanzador, más otro evento como es el instante en que el martillo abandona el contacto con sus manos; en total se han utilizado 9 eventos (4 fases de apoyo, y el final del lanzamiento). La diferencia temporal deducida a partir de la detección de cada evento ha sido anotada, obteniéndose el valor medio de las diferencias a partir de la utilización de los 9 eventos.

#### 3.8. RECONSTRUCCION TRIDIMENSIONAL DE COORDENADAS

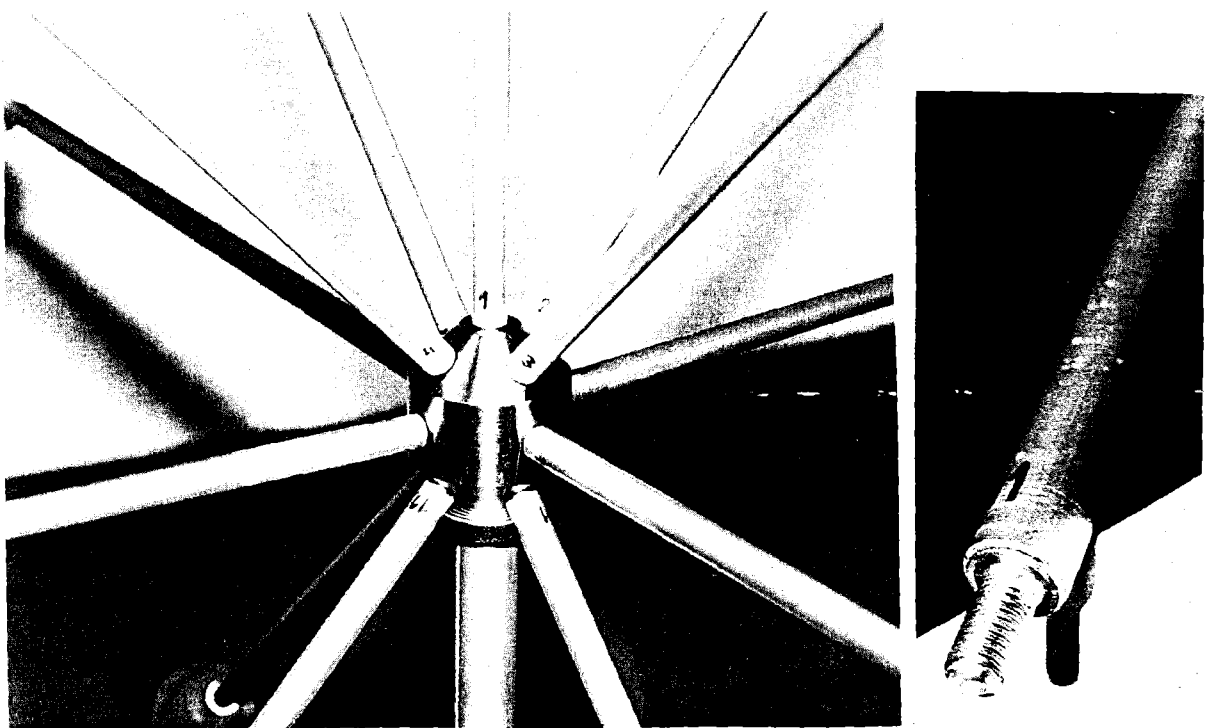
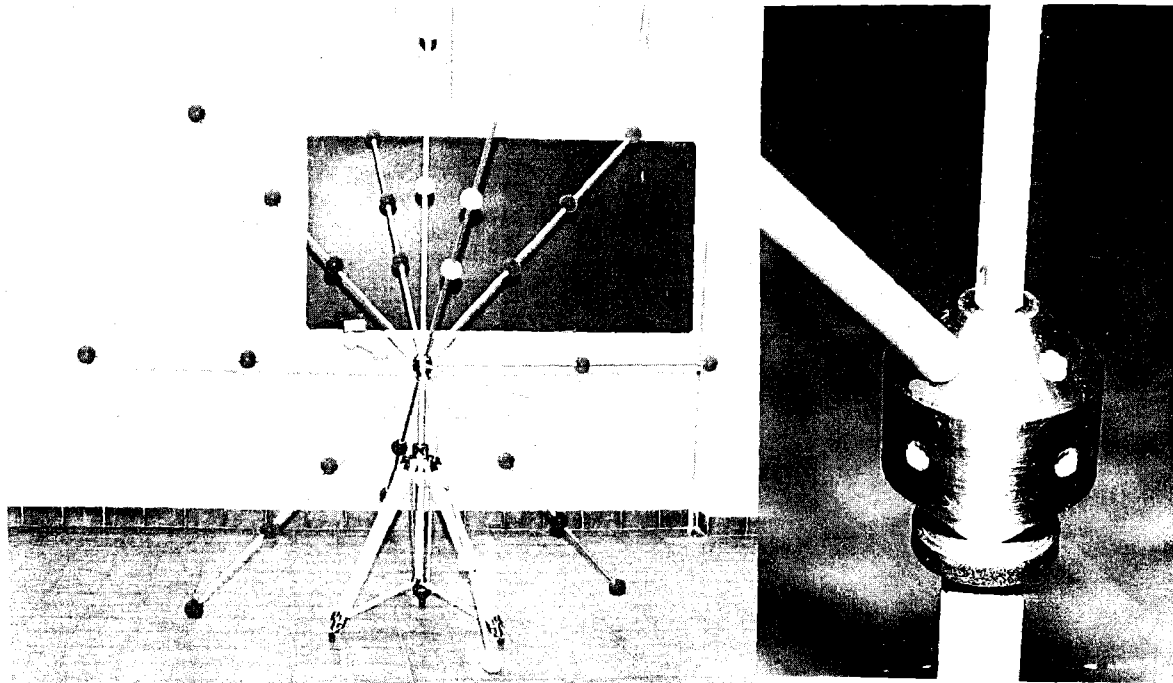
La reconstrucción espacial (3D) de las coordenadas es realizada mediante el algoritmo de la transformación lineal directa (DLT), para lo cual es imprescindible que previamente se haya digitalizado el gesto y un objeto de referencia desde dos puntos de vista, después de que el gesto esté sincronizado temporalmente y se conozcan las coordenadas espaciales reales del objeto de referencia.

El programa utilizado para el algoritmo DLT está basado en un desarrollo realizado por Tortosa (1987), en el cual utiliza el algoritmo de la transformación lineal directa junto a un ajuste por el método de mínimos cuadrados que reduce el error de digitalización de los puntos del objeto de referencia para calcular las constantes DLT.

El objeto de referencia utilizado para la obtención de las constantes DLT está basado en la estructura radial planteada por Dapena (1978) y utilizada por otros autores como Hay (Yu et al., 1993). Consiste en 13 varillas huecas de aluminio en color metalizado que se insertan de forma radial en un poliedro central de acero macizo. El poliedro se inserta sobre un trípode que contiene un sistema de equilibrado basado en una burbuja de aire sobre una cámara de agua que permite posicionar verticalmente el objeto. Cada varilla (1.25 m de longitud) tiene dos o tres esferas de goma (85 mm de diámetro) de colores vivos (rojo, amarillo y azul), distribuidas en intervalos proporcionales a la distancia de la varilla y al número de esferas. Las varillas son emplazadas en el poliedro central mediante un sistema de rosca, al igual que el poliedro sobre el trípode. El sistema radial contiene 34 esferas distribuidas dentro de un volumen esférico cuyo diámetro máximo es de 2.50 m. En las figuras 3.10 y 3.11 se exponen algunos detalles de la estructura del sistema de referencia diseñado.



*Figura 3.10. Detalles del sistema de referencia radial utilizado para el análisis.*



*Figura 3.11. Detalles del sistema de referencia radial utilizado para el análisis.*

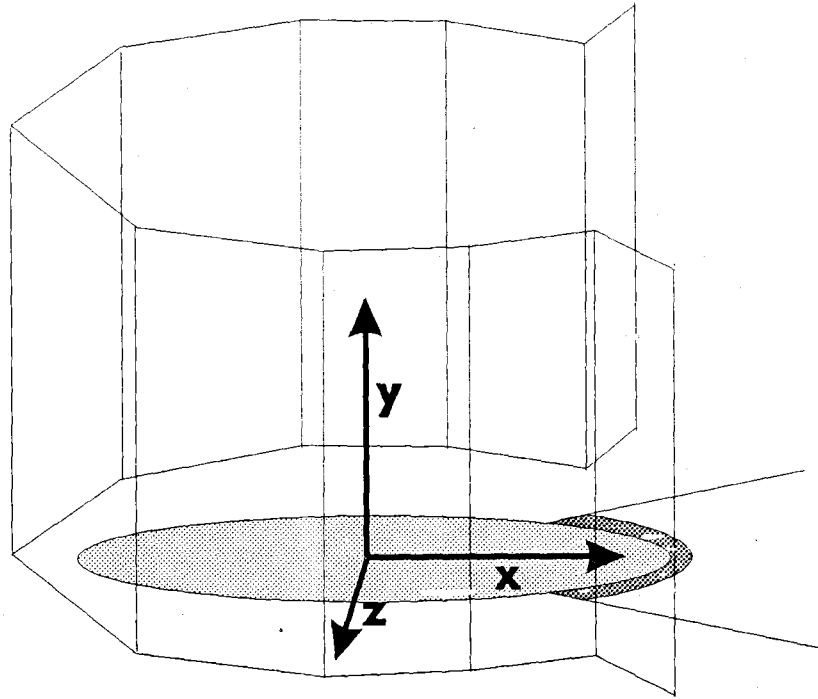


La calibración de este sistema ha sido realizada mediante una estación total topográfica Sokkisha Set 3C-G basada en rayo infrarrojo cuya precisión en la medida de distancias es de  $3 \text{ mm} \pm 3 \text{ ppm}$  (partes por millón), y su precisión en la medida angular  $10''$ . Gracias a su capacidad de registro automático de puntos e importación de datos directamente a ordenador, fueron obtenidas las coordenadas espaciales (3D) de los 34 puntos del objeto de referencia. La rigidez y estabilidad del sistema de referencia fue comprobada mediante la realización de dos calibraciones del mismo objeto; para ello se realizó una calibración inicial, a continuación se montó de nuevo el objeto de referencia, realizándose una segunda calibración. La diferencia máxima obtenida en ambas calibraciones fue de 0.01 m, siendo la diferencia media de 0.003 m y la desviación típica de  $\pm 0.002 \text{ m}$ , posiblemente debido al tamaño de las esferas, aunque dicho tamaño es aconsejable para facilitar su localización.

Las coordenadas del objeto de referencia son introducidas y almacenadas en un módulo especialmente diseñado para este menester dentro del sistema para su posterior utilización en todos los estudios que utilicen este sistema de referencia.

La orientación del objeto control define el sistema de referencia a partir del cual serán reconstruidas las coordenadas 3D, en este caso, la forma en la que se ubique, determinará el origen y la dirección de los ejes de coordenadas. En este sentido, tal y como se ha calibrado el sistema de referencia, se ha definido un sistema en el cual sus ejes coinciden con la orientación de las varillas 1, 6 y 7 y cuyo origen se encuentra ubicado en la esfera nº 23.

En el estudio del lanzamiento de martillo, el objeto de referencia fue colocado previa y posteriormente a la realización del gesto; de esta forma se previene algún hipotético desplazamiento de alguna de las cámaras durante la filmación. Se orientó el sistema de referencia de forma tal que el eje X coincidiese con la dirección teórica del lanzamiento, el eje Z perpendicular y horizontal a la dirección teórica del lanzamiento, y el eje Y perpendicular a la superficie del suelo (figura 3.12).



*Figura 3.12. Orientación del sistema de referencia en el análisis del lanzamiento de martillo.*

### 3.9. GENERACION DE RESULTADOS

El sistema de análisis *CIBORG* permite obtener múltiples tipos de parámetros, ya sea sobre el CG del sistema como sobre cada uno de los puntos y segmentos del modelo humano. Los parámetros numéricos obtenidos en el sistema de análisis son los siguientes:

- ◆ Tiempos.
- ◆ Trayectorias.
- ◆ Posiciones de puntos del modelo humano.
- ◆ Centro de gravedad (CG) utilizando los parámetros inerciales del modelo humano seleccionado por el investigador.
- ◆ Desplazamientos:
  - Lineales.
  - Angulares:
    - . Desplazamiento angular de segmentos individuales.
    - . Desplazamiento angular entre pares de segmentos.

◆ Velocidades y aceleraciones:

- Instantáneas (tangenciales).
- Lineales, angulares.
- Articulaciones, centro de gravedad, implementos.
- Componentes de velocidades ( $V_x$ ,  $V_y$ ,  $V_z$ ).

Los parámetros numéricos obtenidos son expresados de forma individual para cada una de las imágenes de que consta el gesto digitalizado. Un spline de quinto grado es obtenido a partir de la curva de datos numéricos (figura 3.13), pudiendo ser utilizado para derivar la función matemática, obteniéndose la velocidad y/o aceleración. Otra utilidad del spline es suavizar la curva (figura 3.14); para ello el investigador puede seleccionar el factor de suavizado a utilizar. El cálculo obtenido es visualizado de forma gráfica y numérica, aportándose una estadística descriptiva del comportamiento de los datos numéricos (figura 3.15.a), la cual se plasma sobre la gráfica (figura 3.16.b). Los parámetros obtenidos son representados en el eje de ordenadas, correspondiendo a las abscisas la variable tiempo. El eje de las ordenadas puede ser escalado para así facilitar el análisis de la gráfica, incrementando o reduciendo su valor a conveniencia del investigador (figura 3.16).

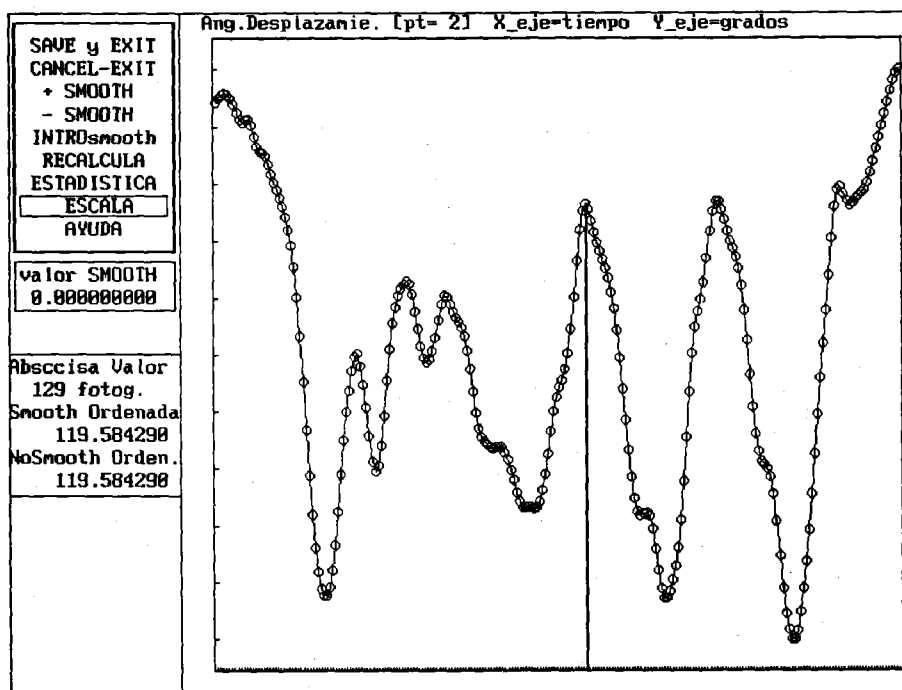


Figura 3.13. Curva obtenida del ángulo del muslo/pierna derecha.

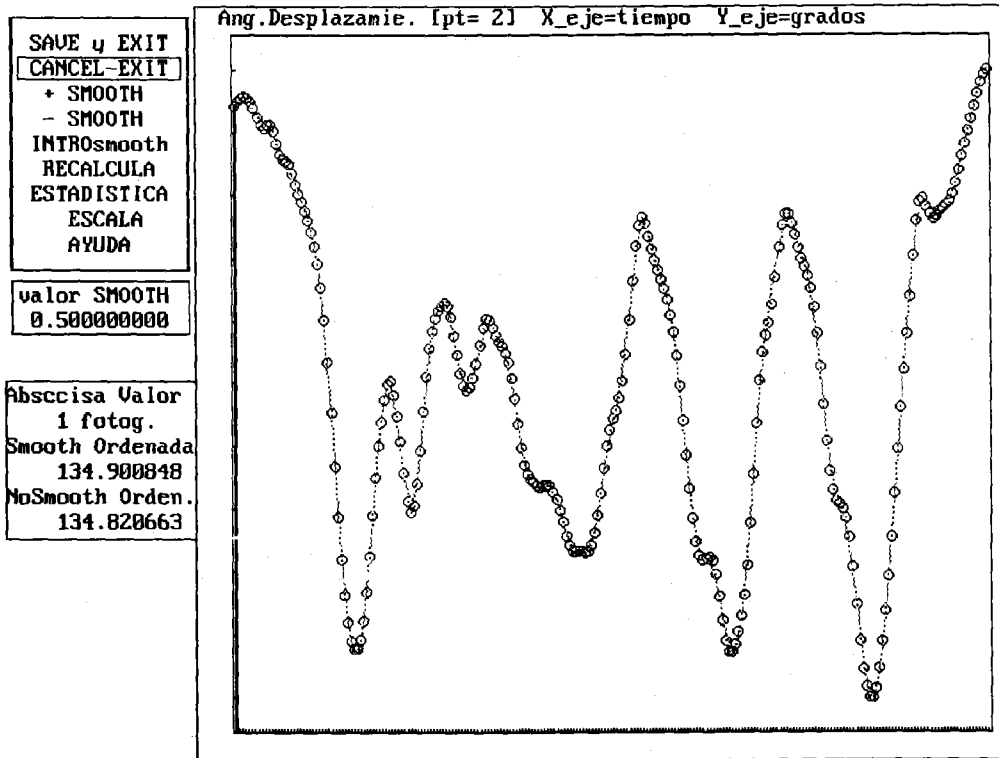


Figura 3.14. Suavizado del cálculo del ángulo del muslo/pierna derecha.

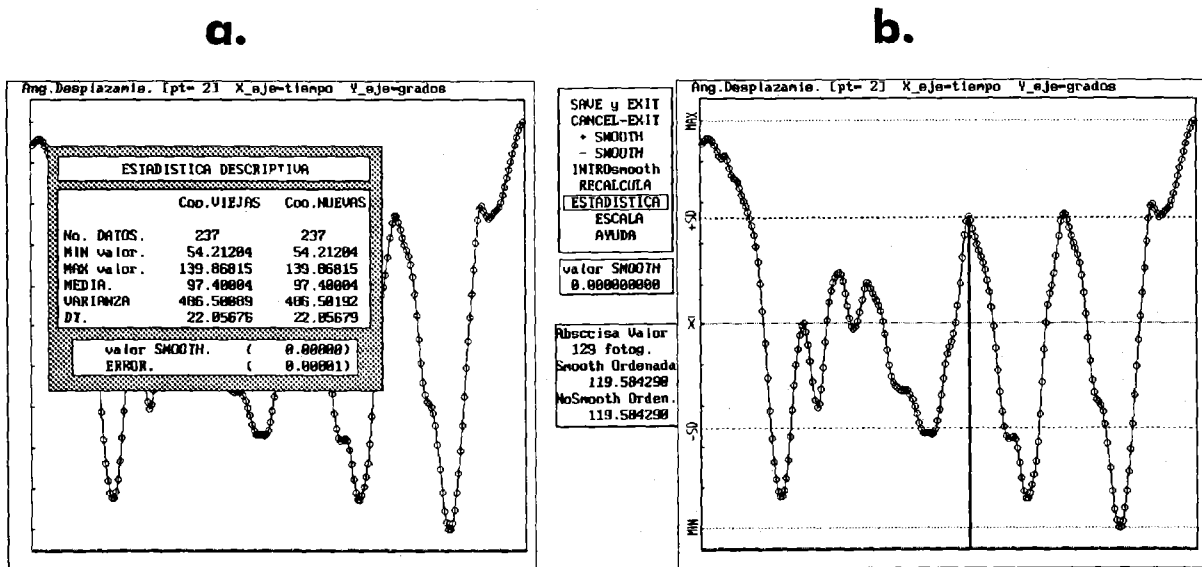


Figura 3.15. Estadística descriptiva obtenida del ángulo del muslo/pierna derecha.

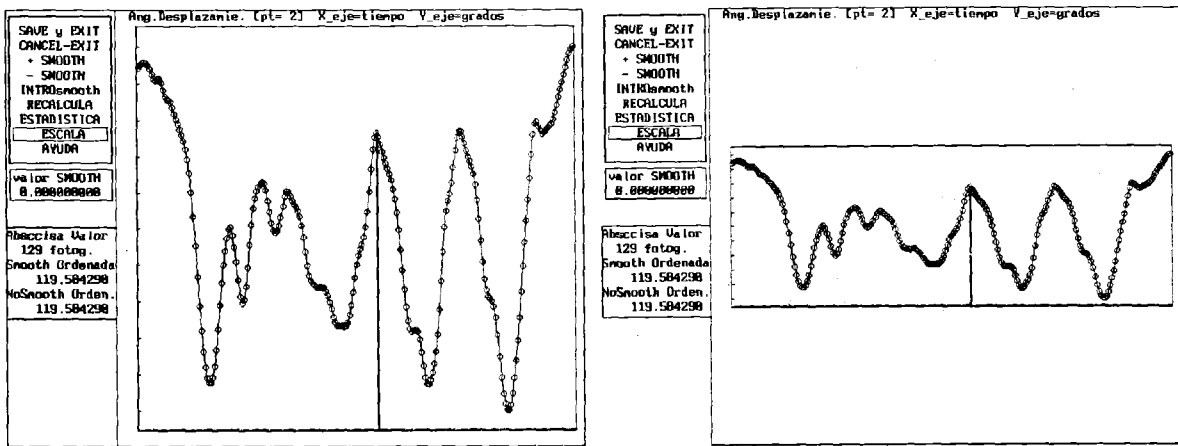


Figura 3.16. Modificación de la escala vertical en el módulo de cálculo.

Para el cálculo de los desplazamientos lineales se utiliza la expresión E-3.1 y para los desplazamientos angulares la expresión E-3.2. Para este último es necesario definir dos vectores de dirección (R,Q) los cuales pueden ser obtenidos de dos formas:

- ◆ *Desplazamiento angular de articulaciones.* Los vectores R y Q definen la orientación de segmentos contiguos, por lo cual el ángulo obtenido se corresponde con la goniometría del centro articular definido por ambos segmentos (ejemplo: los segmentos muslo y pierna definen el ángulo de la rodilla). El cálculo de los citados vectores se hace a partir de las coordenadas de los centros articulares proximal y distal que definen cada uno de los segmentos.
- ◆ *Desplazamiento angular segmentario.* Los vectores R y Q definen la orientación de un mismo segmento en dos instantes temporales diferentes (ejemplo: el ángulo formado por el segmento muslo en dos posiciones diferentes).

E-3.1.

$$e = \sqrt{(x_2 - x_1)^2 + (y_2 - y_1)^2 + (z_2 - z_1)^2}$$

donde e es el desplazamiento lineal entre la posición 1 y 2,  $x_1, x_2, y_1, y_2, z_1, z_2$  son las coordenadas espaciales de la posición 1 y 2.

$$\beta = \text{inv} \cos \frac{\vec{R} \cdot \vec{Q}}{|\vec{R}| |\vec{Q}|}$$

donde  $\beta$  es el ángulo definido por la posición de los vectores  $R, Q$ ,  $R \cdot Q$  es el producto escalar de ambos vectores y  $|R| \cdot |Q|$  es el producto de los módulos.

Estos parámetros numéricos pueden ser exportados a ficheros de texto secuenciales en formato ASCII, fácilmente legibles por cualquier procesador de texto, base de datos, hoja de cálculo o paquete estadístico. Así mismo pueden ser impresos desde el mismo sistema, mediante una opción especialmente diseñada que permite tabular correctamente el parámetro numérico obtenido en una impresora modelo Epson.

A nivel gráfico, se ha desarrollado un potente software, denominado *GRAFO*, que permite la creación y gestión de animaciones gráficas tridimensionales de modelos alámbricos simples. Permite la visualización del modelo humano e implementos adicionales con múltiples posibilidades entre las que se incluyen las siguientes:

- Visiones desde diferentes puntos de vista en los estudios 3D (figura 3.17).
- Utilización de cuatro tipos de modelos alámbricos: a) simple, b) troncos de cono, c) elipse y d) configuración realizada por el investigador (figura 3.18).
- Visionado estático de posiciones relevantes para el estudio.
- Incrementar/reducir la escala de la representación gráfica con vistas a la visualización de detalles significativos.
- Utilización de diferentes modos secuenciales, ya sea en avance o retroceso, entre los cuales se encuentran: secuencia normal, secuencia centrada, trayectorias (figura 3.19), posiciones seleccionadas (figura 3.20) y casilleros (figura 3.21).
- Visualización de implementos.
- Posibilidad de seleccionar los segmentos que van a ser visualizados, eliminando los irrelevantes.
- Visualización del centro de gravedad obtenido a partir del modelo inercial definido.
- Análisis simultáneo de curvas gráficas de parámetros numéricos y de las posiciones de la estructura del móvil.
- Construcción de la pantalla gráfica en donde se realizará la representación, formateándola según el deseo del investigador.
- Selección del intervalo de fotogramas a analizar.

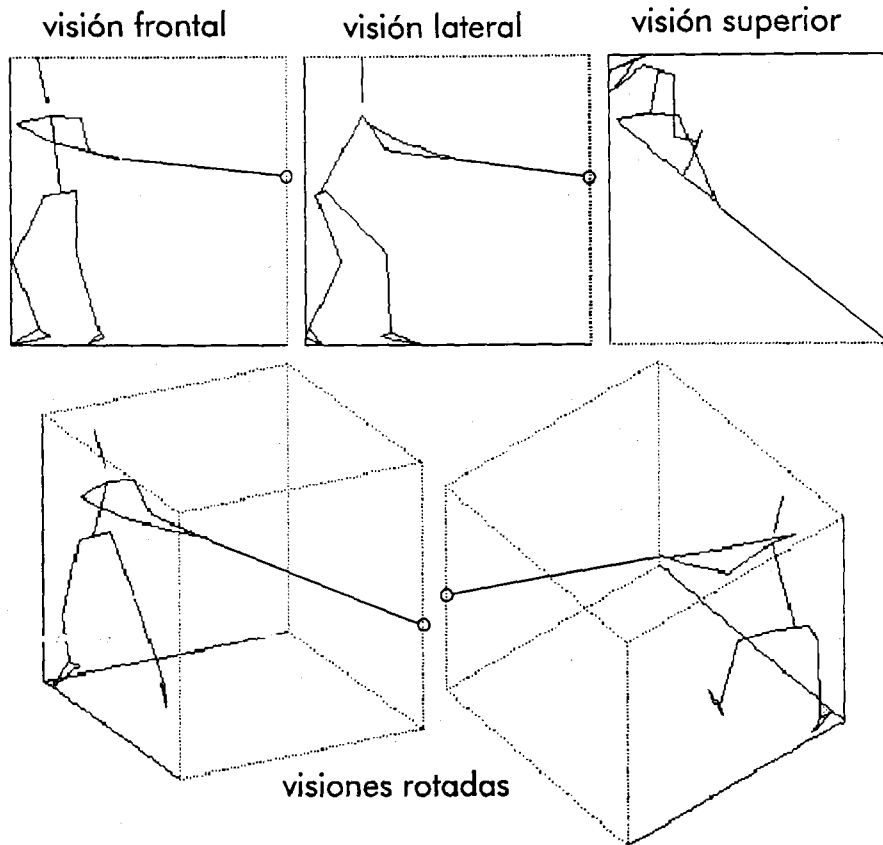


Figura 3.17. Visualización gráfica 3D de una posición desde diferentes puntos de vista.

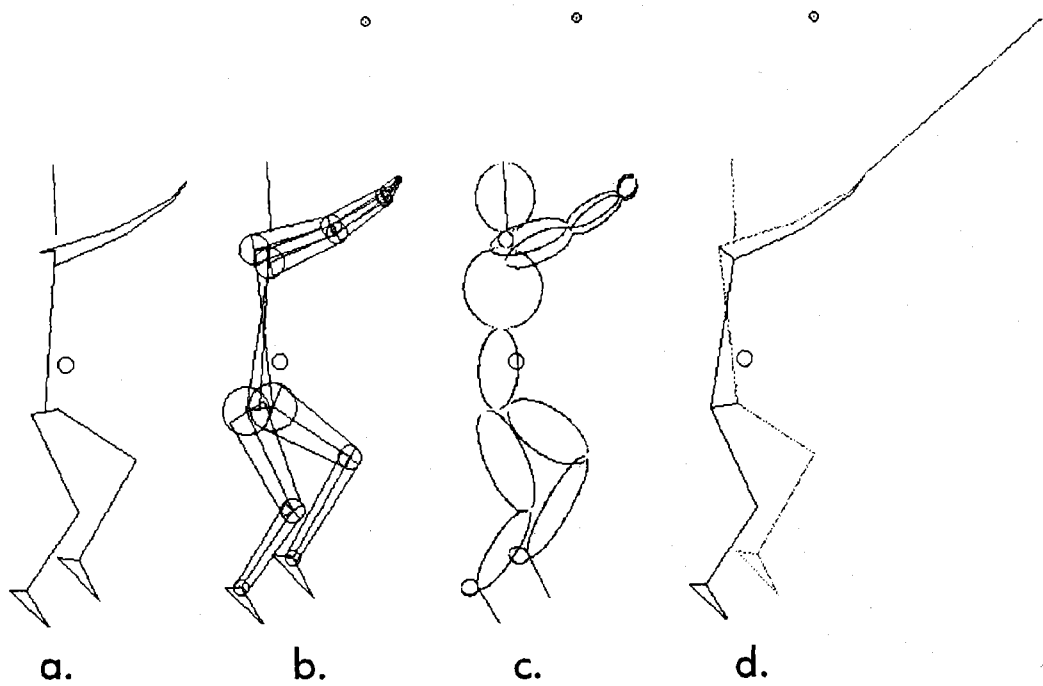
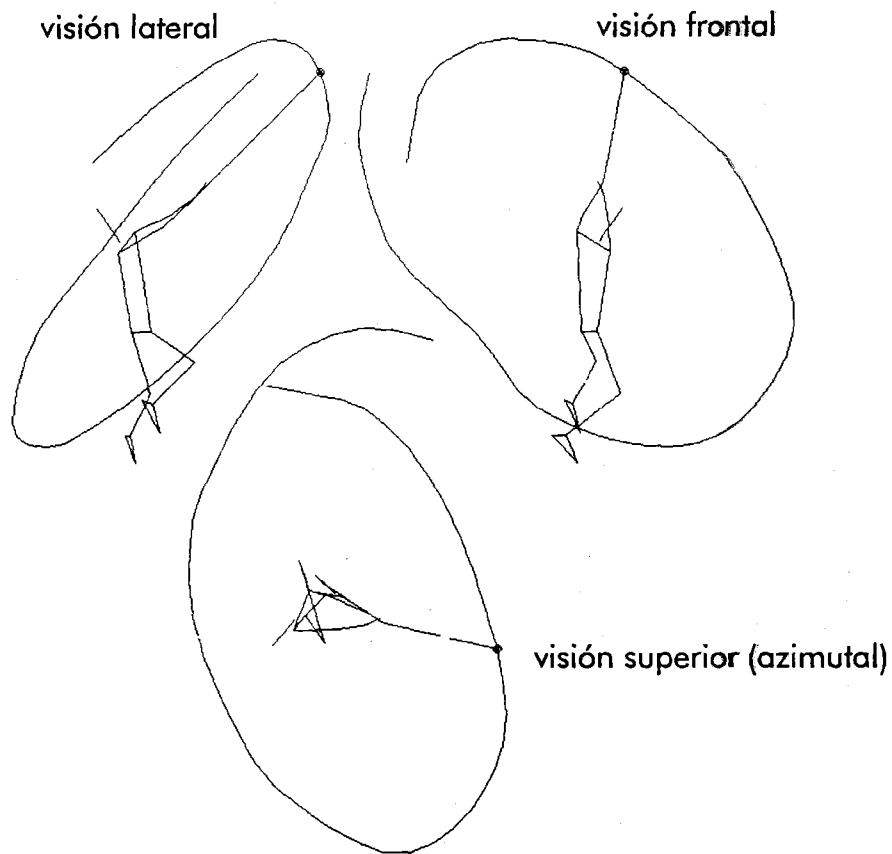
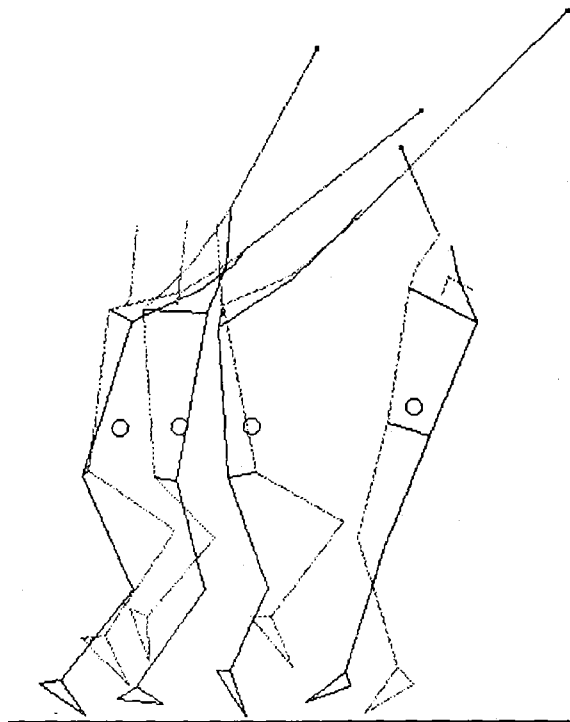


Figura 3.18. Modelos gráficos: a) simple, b) troncos de cono, c) elipses y d) configurable.

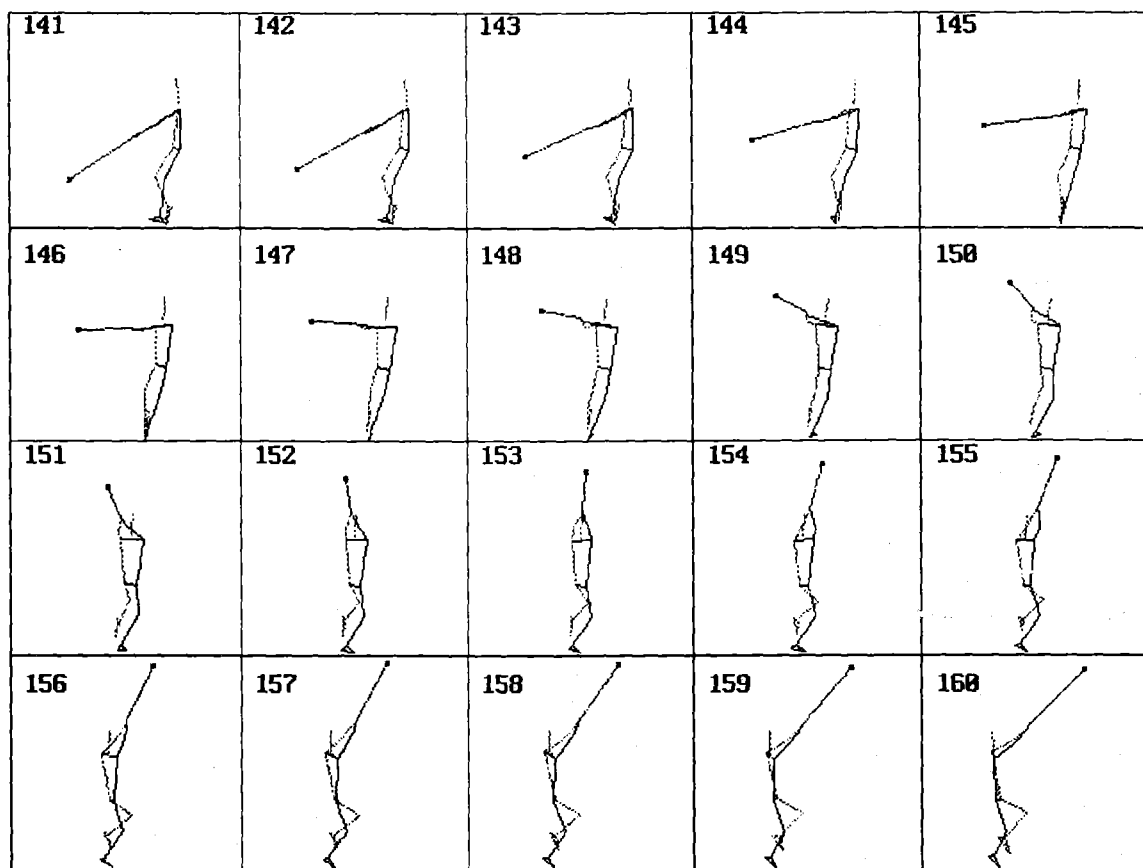


**Figura 3.19.** Representación gráfica de la trayectoria del martillo durante una vuelta.



**Figura 3.20.** Posiciones seleccionadas en la secuencia del lanzamiento de martillo.





**Figura 3.21.** Casillero de 20 fotogramas mostrando el movimiento del lanzador de martillo.

Algunos de los parámetros numéricos y gráficos más importantes obtenidos en el análisis del lanzamiento de martillo realizado por Astapkovich, son presentados en las figuras 3.22, 3.23, 3.24, 3.25, 3.26, 3.27, 3.28, 3.29, 3.30 y 3.31.



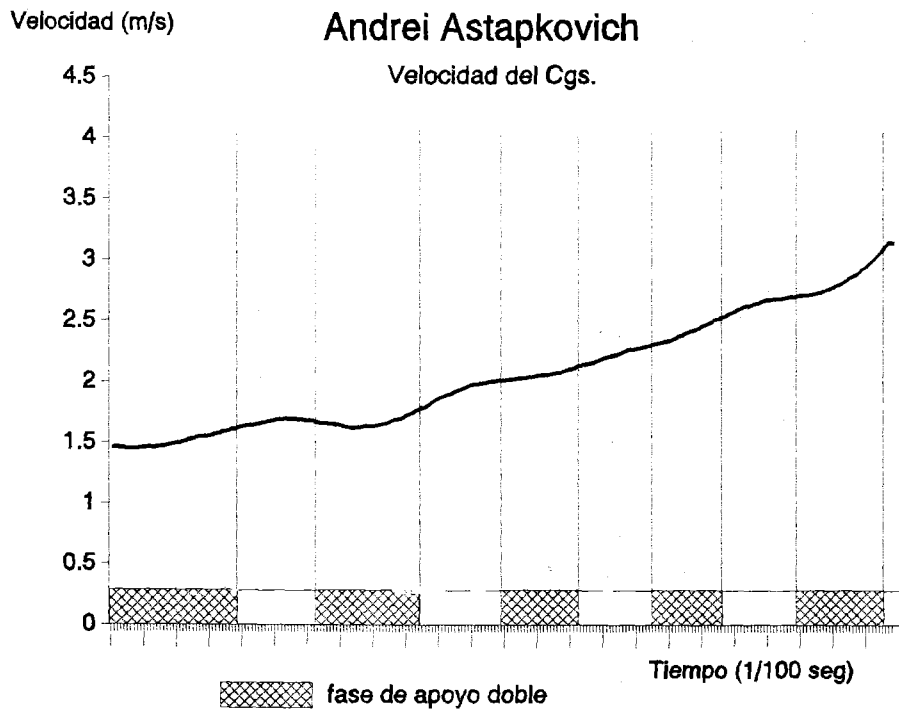


Figura 3.24. Velocidad del centro de gravedad del sistema lanzador + martillo.

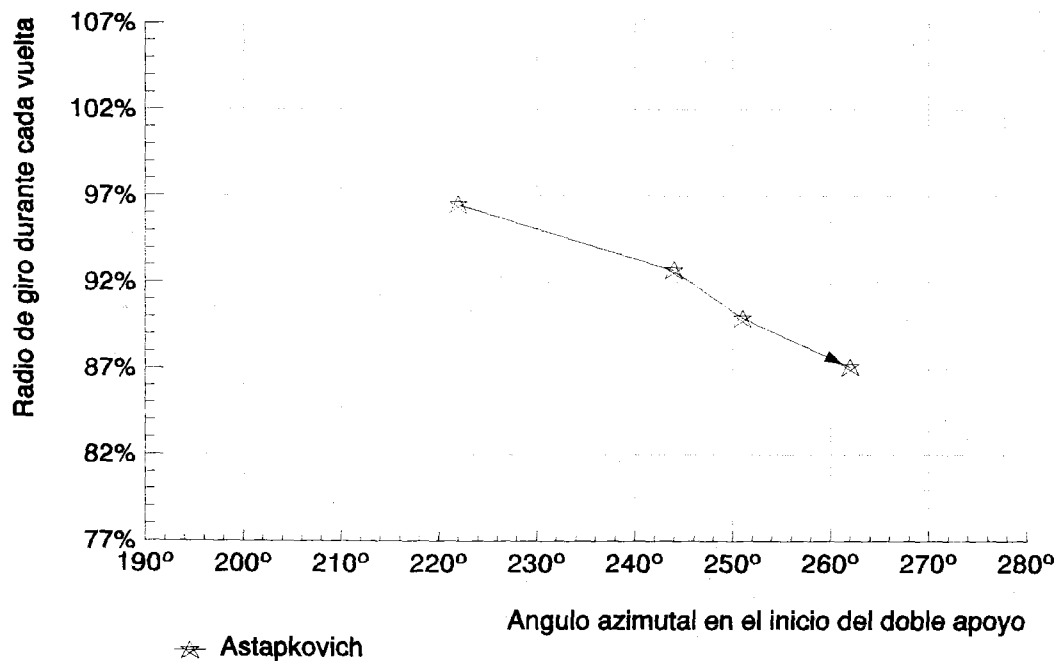
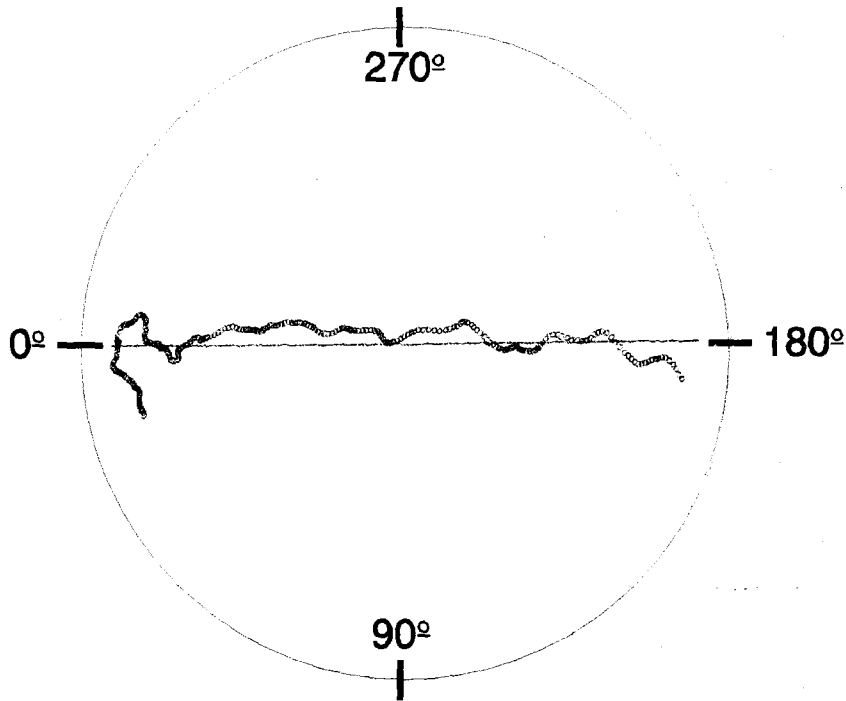
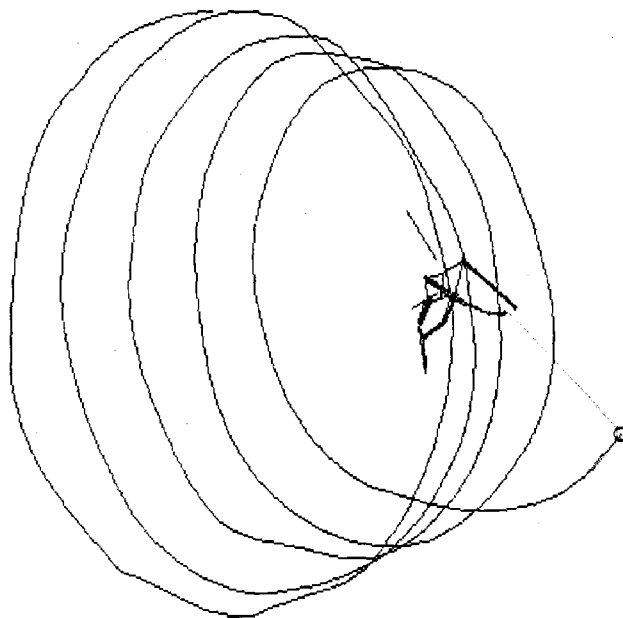


Figura 3.25. Angulos azimutales en el instante de tomar contacto con el suelo (inicio del doble apoyo) y el radio de giro, durante cada vuelta, expresado en porcentajes de la talla.

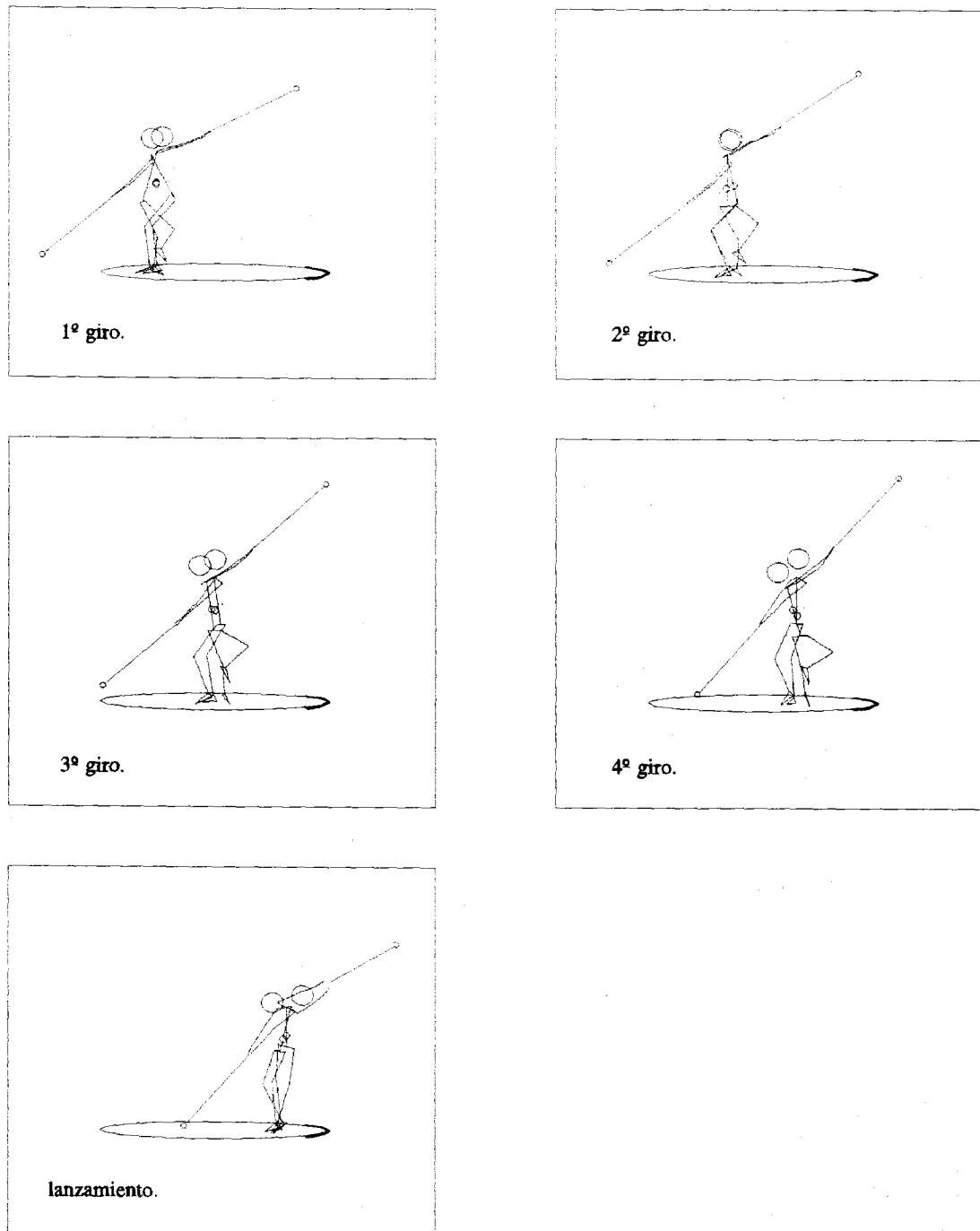


**Figura 3.26.** Desplazamiento del CG del lanzador más el martillo sobre un ángulo azimutal y la regresión lineal de su desplazamiento sobre el círculo de lanzamiento.



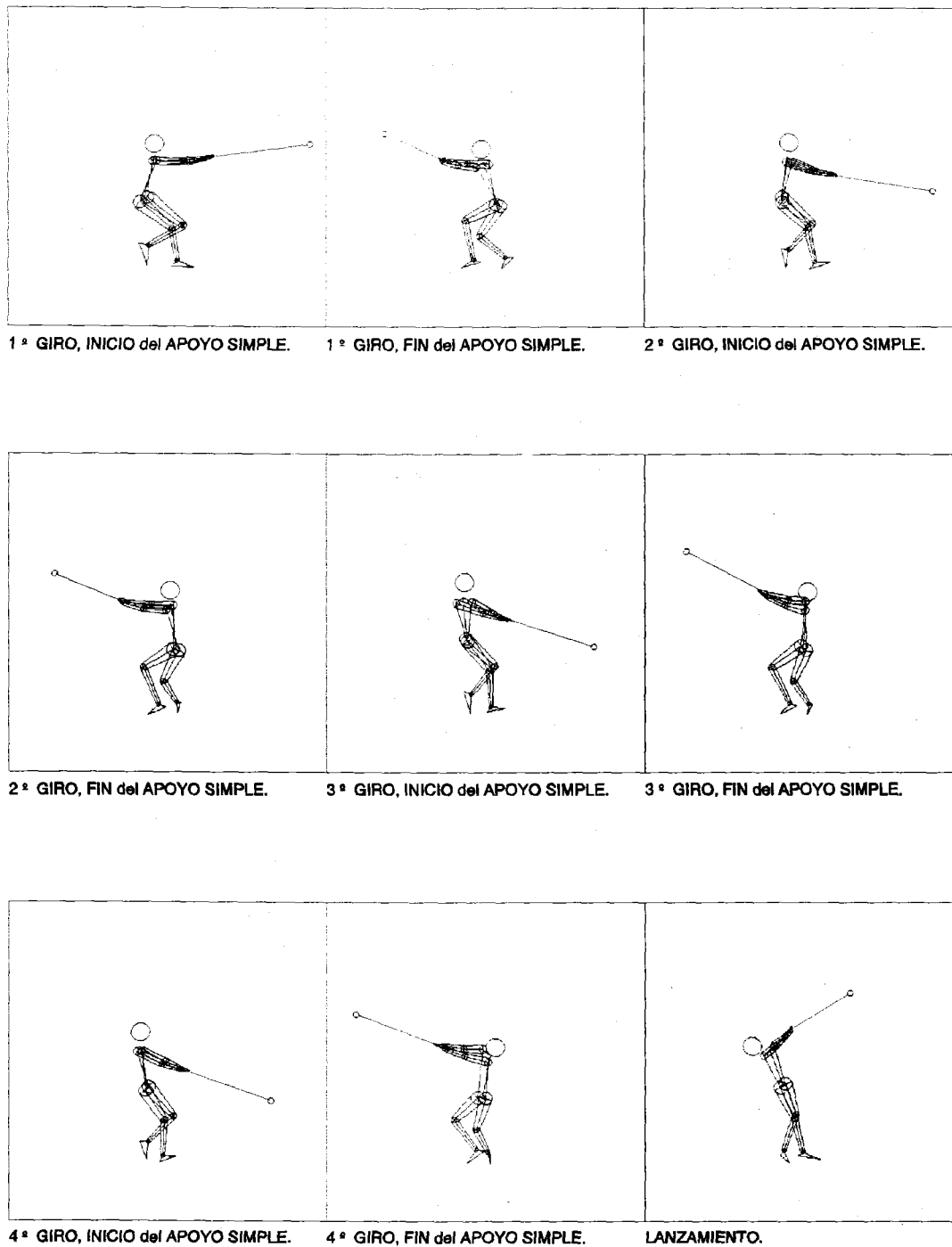
**Figura 3.27.** Visión azimutal de la trayectoria descrita por el martillo (Astapkovich).

### 3. Desarrollo y aplicación del sistema (CIBORG)



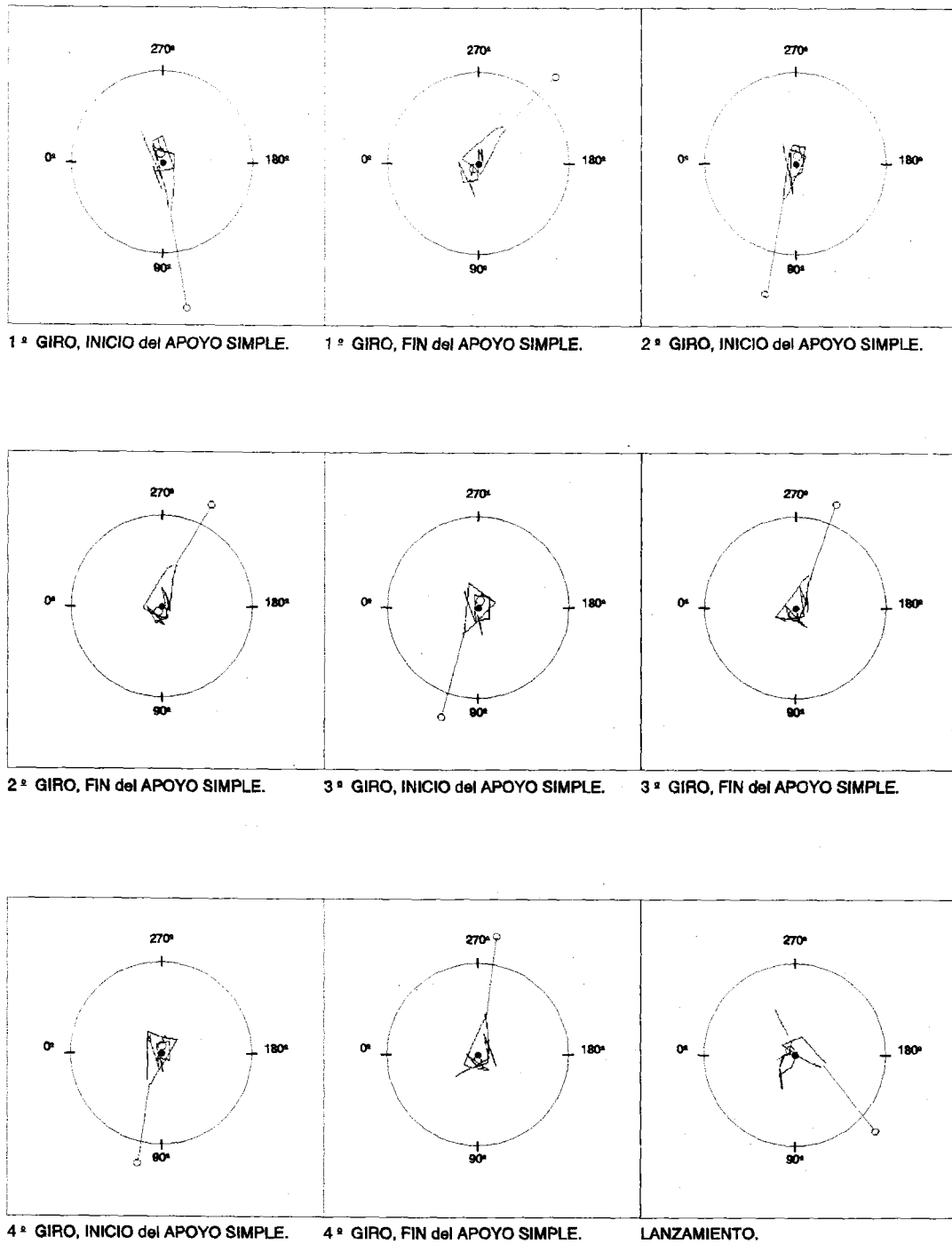
**Figura 3.28.** *Visión de los puntos alto y bajo del martillo durante la ejecución de cada giro.*

### 3. Desarrollo y aplicación del sistema (CIBORG)



**Figura 3.29.** *Visión frontal del inicio y fin del período de apoyo simple adoptado por el lanzador Astapkovich en cada giro y posición final de lanzamiento.*

### 3. Desarrollo y aplicación del sistema (CIBORG)



**Figura 3.30.** *Visión azimutal del inicio y fin del período de apoyo simple adoptado por Astapkovich en cada giro y final de lanzamiento.*

### 3.10. ESTRUCTURA DE ARCHIVOS

Las coordenadas de los puntos anatómicos digitalizados, experimentan a lo largo del proceso secuencial de la fase de computerización una sucesión de transformaciones hasta obtener las definitivas coordenadas espaciales (3D). Durante este proceso interno de gestión informatizada de las coordenadas éstas son almacenadas en diversos tipos de ficheros, dependiendo del módulo del programa que las haya procesado.

Durante el proceso de análisis de un evento deportivo, siempre se utilizará un nombre descriptivo de no más de 7 caracteres alfanuméricos para designarlo. Este nombre será utilizado por el sistema *CIBORG* en la estructura de archivos que contienen las coordenadas digitalizadas, las coordenadas suavizadas e interpoladas, las coordenadas sincronizadas y las definitivas coordenadas espaciales. Para diferenciar entre unos archivos y otros, el sistema utiliza diferentes tipos de extensiones y códigos que anteceden o preceden al nombre descriptivo. Estos son los siguientes:

- ◆ Extensión *LAT*: Es un fichero de coordenadas correspondientes a la filmación denominada como lateral.
- ◆ Extensión *FRO*: Es un fichero de coordenadas correspondientes a la filmación denominada como frontal.
- ◆ código *X*: Indica que el archivo contiene coordenadas horizontales X.
- ◆ código *Y*: Indica que el archivo contiene coordenadas verticales Y.
- ◆ código *!*: Indica que el archivo contiene unos parámetros numéricos que son imprescindibles para definir las características del evento digitalizado.

A continuación se describirán esos archivos, analizando su estructura y contenido, tomando como ejemplo un evento definido por el nombre descriptivo "*MARTILO*" ya que el gesto analizado es un lanzamiento de martillo.

- ◆ *Ficheros de coordenadas digitalizadas:*

Xmartilo.LAT	Xmartilo.FRO
Ymartilo.LAT	Ymartilo.FRO
!martilo.LAT	!martilo.FRO



◆ *Ficheros de coordenadas suavizadas e interpoladas:*

martiloX.LAT	martiloX.FRO
martiloY.LAT	martiloY.FRO
martilo!.LAT	martilo!.FRO

◆ *Ficheros de coordenadas sincronizadas:*

Xmartilo.L-S	Xmartilo.F-S
Ymartilo.L-S	Ymartilo.F-S
!martilo.L-S	!martilo.F-S

◆ *Ficheros de coordenadas espaciales definitivas (3D):*

martilo.C3D

Todos los archivos que llevan el código "!" contienen información descriptiva acerca de tres parámetros numéricos; el primero indica el número de fotogramas, el segundo el número de puntos digitalizados en cada fotograma y el tercero el intervalo de tiempo en segundos entre un fotograma y otro. Se le suele denominar *fichero estudio* o *fichero cabecera*.

Los archivos de coordenadas X o Y, son de tipo secuencial; contienen las coordenadas de los puntos anatómicos en el mismo orden en que se digitalizaron. Esto quiere decir que las coordenadas son almacenadas fotograma a fotograma y, dentro de cada fotograma, se indican los puntos en el mismo orden en el que se digitalizaron. Se les suele denominar *ficheros de coordenadas*.

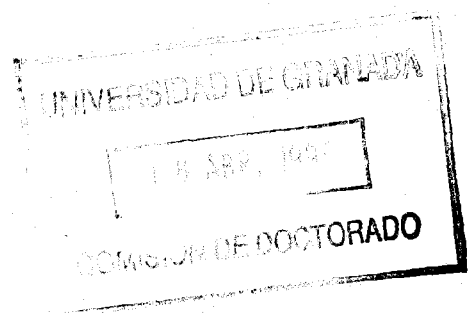
El fichero que contiene las coordenadas 3D tiene una estructura algo diferente a los anteriores debido a que integra en sí toda la información necesaria: el número de fotogramas, el de puntos, el intervalo de tiempo y las coordenadas x,y,z. Su estructura también es secuencial conteniendo la primera línea los mismos parámetros numéricos del *fichero estudio*. A continuación se encuentran las coordenadas espaciales de todos los puntos, imagen a imagen, mostrando secuencialmente las coordenadas X,Y,Z. En la figura 3.32 se detalla la estructura del fichero *martilo.C3D*, que se corresponde con las coordenadas espaciales obtenidas del lanzamiento analizado de Astapkovich.

Estos ficheros pueden ser exportados fácilmente a cualquier otro tipo de programas comerciales tales como bases de datos, hojas de cálculo, procesadores de texto, programas estadísticos, etc.

Nº de fotogr.	Nº de puntos	Intervalo de tiempo	coord.X	coord.Y	coord.Z	
237,	22,	0.01				
.7183935046195984,			4.741126749E002,		.6130493879318237	← pie derecho
.8214663863182068,			1.5189036496E003,		.8705433011054993	← talón derecho
.7955911755561829,			2.2591426952E002,		.7975585460662842	← tobillo derecha
.6516185402870178,			.5044628381729126,		.8204671740531921	← rodilla derecha
.6565042734146118,			.8879674077033997,		1.205756664276123	← cadera derecha
.6873278021812439,			1.311941146850586,		.9559155702590942	← hombro derecho
.7285094857215881,			1.122448444366455,		.8332808017730713	← codo derecho
.8514020442962646,			1.081996321678162,		.5720161199569702	← muñeca derecha
.9195730686187744,			1.072121381759644,		.4148607552051544	← mano derecha
.2641585171222687,			4.795937908E002,		1.224790692329407	← pie izquierdo
.500731885433197,			7.485651811E004,		1.32351541519165	← talón izquierdo
.4295229017734528,			5.6050240996E002,		1.303560972213745	← tobillo izquierdo
.2769383788108826,			.4574317038059235,		1.104662895202637	← rodilla izquierda
.4645731449127197,			.8474979996681213,		1.256471514701843	← cadera izquierda
.313595324754715,			1.277301788330078,		.9381172060966492	← hombro izquierdo
.506799578666687,			1.173916459083557,		.7523728013038635	← codo izquierdo
.7844380140304565,			1.101184129714966,		.5387985706329346	← muñeca izquierda
.9084634184837341,			1.081610083580017,		.4496965408325195	← mano izquierda
.5065603256225586,			1.332174897193909,		.96528559923172	← supraesternal
.4926440119743347,			1.416130304336548,		.9661784768104553	← gonion medio
.4326239824295044,			1.679645776748657,		.9691241979598999	← vertex
1.933906674385071,			.8141196370124817,		.4076577126979828	← cabeza del martillo
.7311664223670959,			5.152122628E002,		.6129288673400879	
.8309137225151062,			4.907145179E003,		.8679351806640625	
.7989580035209656,			1.6377877475E002,		.801909327507019	
.6449195146560669,			.5085678100585938,		.8380196690559387	
.6676286458969116,			.8879255652427673,		1.211760878562927	
.6675065755844116,			1.335935950279236,		.9662949442863464	
.7135305404663086,			1.129882335662842,		.8303264379501343	
.8122610449790955,			1.064328908920288,		.5721045732498169	
.8766710162162781,			1.035364866256714,		.4082050025463104	
.2603817880153656,			5.606227749E002,		1.22000512237549	
.4954709112644196,			1.117264477E002,		1.318128824234009	
.4289867579936981,			4.6965342018E002,		1.300655007362366	
.2788558304309845,			.4415143430233002,		1.11703085899353	
.4801336228847504,			.841000497341156,		1.28214967250824	
.3170115947723389,			1.268691301345825,		.9578579068183899	
.520670473575592,			1.146909117698669,		.7404060363769531	
.7548093199729919,			1.074331641197205,		.5264955759048462	
.8692260384559631,			1.047292947769165,		.4306827783584595	
.5000799298286438,			1.320454120635986,		.9780303239822388	
.4867890477180481,			1.402037620544434,		.9876243472099304	
.4305252432823181,			1.652491211891174,		.987716019153595	
1.865633726119995,			.7359427809715271,		.4876776039600372	

Figura 3.32. Listado del fichero MARTILO.C3D.

**4. REPRESENTACION GRAFICA  
TRIDIMENSIONAL MEDIANTE MODELOS  
HUMANOS QUE SIMULAN DE FORMA  
REALISTA LA MORFOLOGIA CORPORAL  
( MONO3D )**



---

#### 4. REPRESENTACION GRAFICA TRIDIMENSIONAL MEDIANTE MODELOS HUMANOS QUE SIMULAN DE FORMA REALISTA LA MORFOLOGIA CORPORAL (MONO3D)

---

En este cuarto capítulo se presentan las bases que permiten desarrollar un modelo gráfico tridimensional que simula de forma realista el cuerpo humano, así como la descripción de las características del modelo desarrollado en esta tesis.

En el ámbito de la Biomecánica Deportiva, la utilización de modelos humanos que simulen de forma realista la morfología humana, tiene dos campos de aplicación:

- ◆ *Desarrollar modelos matemáticos* que permitan obtener parámetros inerciales individualizados más precisos que los obtenidos a partir de la aplicación de ecuaciones de regresión. Estos métodos se basan en la simulación de la morfología humana mediante la utilización de formas geométricas capaces de ser descritas matemáticamente (Cappozzo y Berme, 1990).
- ◆ *Mejorar la representación gráfica* del cuerpo humano, con el propósito de ser utilizado en la elaboración de informes. Los modelos humanos realistas permiten superar los inconvenientes de los modelos basados en representaciones alámbricas mediante bastones, ya que:
  - Se percibe la profundidad, lo que permite diferenciar perfectamente la orientación real del cuerpo (posterior o frontal, superior o inferior, etc).
  - La orientación de los segmentos puede ser deducida, percibiéndose la rotación sobre su eje longitudinal.
  - A nivel estético los modelos realistas permiten obtener animaciones del movimiento humano que superan la sensación de robotización existente en los modelos alámbricos mediante bastones.
  - Las visiones cenitales (superiores) son clarificadoras, mientras que la superposición de líneas en la representación alámbrica la hace ilegible. Esto permite que visiones realistas sean más útiles para el análisis del movimiento humano.

En este capítulo se describe un módulo del sistema que pretende dar realismo a la figura humana, proporcionando una simulación de la morfología humana en cuanto al

contorno de los segmentos, perfeccionar el aspecto estético de la presentación de resultados, etc. Pero las principales novedades que se presentan en este capítulo son las siguientes: la inclusión de algoritmos que permiten obtener un modelo tridimensional de segmentos de longitudes fijas, el desarrollo de algoritmos de detección de angulaciones erróneas producidas por una digitalización incorrecta y la generación de un modelo de tronco no rígido que pretende dar alguna solución a la movilidad de hombros, caderas y flexión de tronco.

Este módulo, denominado *MONO3D*, ha sido especialmente desarrollado para el entorno gráfico Microsoft Windows versión 3.1 (figura 4.1).

La presentación de este modelo ha sido resuelta mediante la inclusión de algoritmos de acabado (rendering) que permiten la eliminación de facetas ocultas y sombreado. No se ha pretendido desarrollar un módulo gráfico que obtenga imágenes sintéticas 3D utilizando algoritmos de eliminación de superficies ocultas, sombras y focos de luz (rendering), de forma profesional, sino el conseguir unas rutinas de rendering rápidas y simples que nos permitan seleccionar las características de la imagen, la cual será exportada a un trazador de rayos profesional como es el POV (persistence of Vision Raytracer), o a un sistema de CAD como es el 3D-Studio.

Desde un punto de vista gráfico, este módulo proporciona los medios necesarios para el modelado de los segmentos realistas, escalado, rotación y ubicación de los mismos, implementándose algoritmos de rendering simples como alternativas rápidas sin tener que salir del módulo. Las facetas generadas podrán ser exportadas a programas profesionales que realizarán el pertinente rendering.

En cierto modo, este módulo está especialmente diseñado para ofrecer una valiosa ayuda en la creación de actores sintéticos, proporcionando como novedad el realismo de los movimientos, ya que no se hace una simulación, sino una copia exacta de la realidad plasmada en la filmación inicial obtenida.

La mayoría de las técnicas actuales de animación de actores sintéticos se basan en:

- ◆ La utilización de modelos matemáticos que simulan el movimiento de los actores y/o objetos móviles mediante la utilización de ecuaciones que indican la mecánica del movimiento expresada de forma numérica.

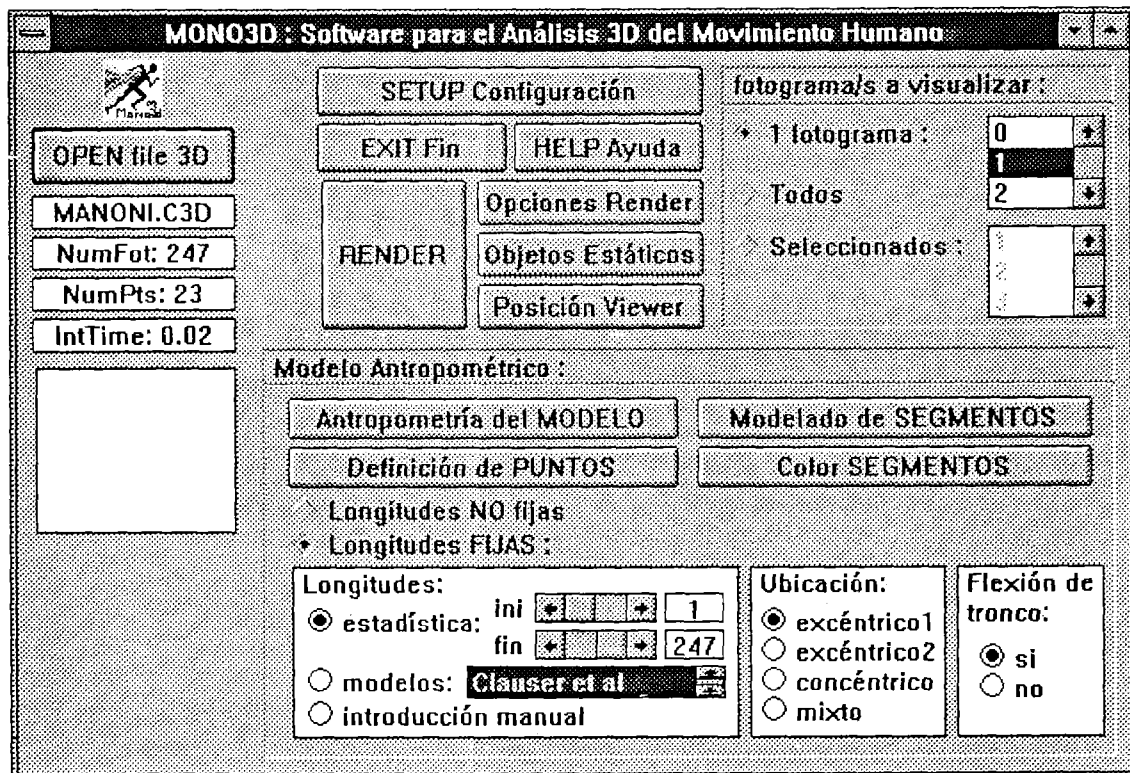
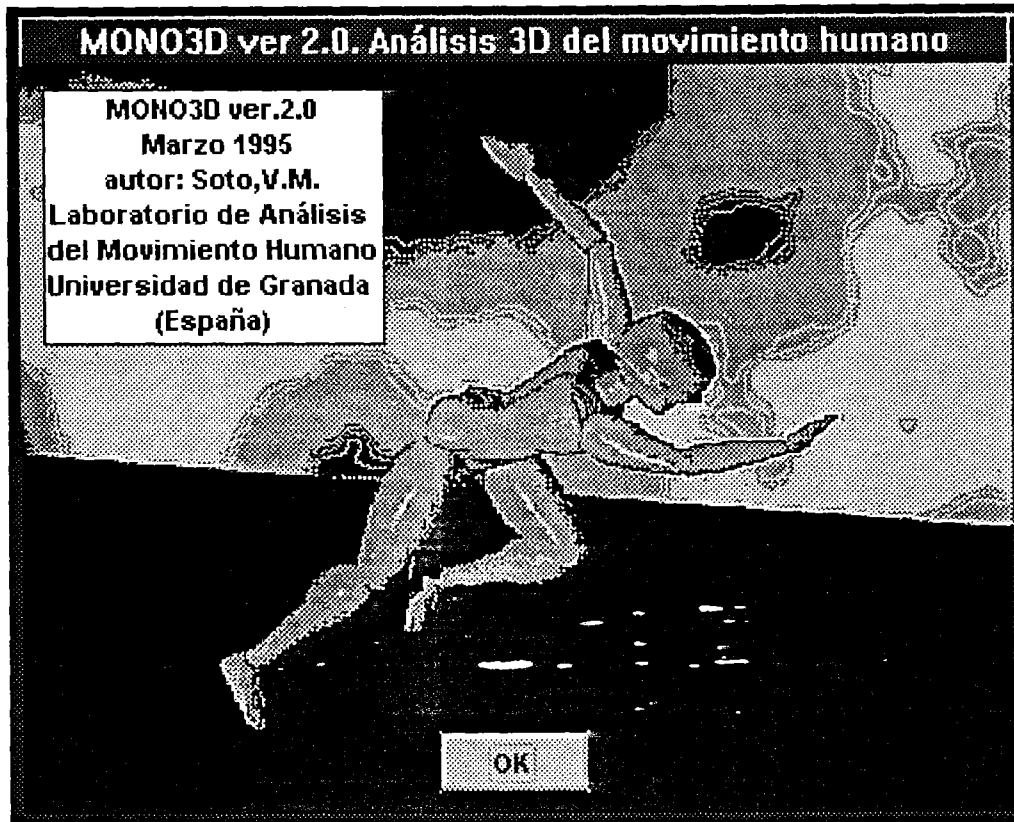


Figura 4.1. Portada inicial y ventana principal de opciones del sistema MONO3D.

- ◆ La manipulación de un modelo humano siguiendo los criterios subjetivos indicados por un operador. Sería algo así como manipular un maniquí con criterios de tipo artístico, pero sin ser una auténtica simulación del movimiento.

El resultado de utilizar cualquiera de las técnicas anteriores, es la obtención de animaciones del movimiento humano con sensación de robotización, no hay realismo en el movimiento. En la utilización de actores sintéticos, cuando se incrementa la complejidad de los movimientos, mayores son los problemas que se plantean para su simulación. Gestos simples, como caminar, han sido ampliamente estudiados desde el campo de la simulación mediante algoritmos matemáticos. Por el contrario habilidades algo más complejas como correr, saltar, lanzar, etc, plantean problemas aún no resueltos con los métodos tradicionales. En este sentido, la utilización de un sistema de análisis fotogramétrico para el estudio del movimiento humano desde un punto de vista biomecánico, puede suponer una herramienta ideal para la gestión de actores sintéticos. Los parámetros obtenidos a partir de estudios biomecánicos permiten la generación de animaciones completamente realistas ya que, no es una simulación lo que se obtiene, sino la realidad.

En estos últimos años, y con respecto al campo de la animación por ordenador utilizada en el cine, se están empezando a emplear sistemas de detección del movimiento similares a los utilizados en Biomecánica Deportiva. Valga como ejemplo el sistema desarrollado en la película Terminator II, en la cual se utilizaron sistemas fotogramétricos para la generación del movimiento de un actor sintético. Estas tecnologías pueden convertirse, en un futuro próximo, en la técnica más habitual en el mundo de los efectos especiales generados vía ordenador para el mundo cinematográfico.

#### **4.1. *MODELOS HUMANOS UTILIZADOS EN EL AMBITO BIOMECANICO***

Los parámetros inerciales del cuerpo humano pueden ser estimados mediante la utilización de modelos matemáticos que representen los segmentos corporales utilizando un número de sólidos geométricos (Yeadon, 1990). Autores diversos (Whitsett, 1963; Hanavan, 1964; Jensen, 1978, 1986, 1993 y 1994; Hatze, 1980; Yeadon, 1990; Safarty y Laidin, 1993; etc) han desarrollado modelos matemáticos aplicados al ámbito de la Biomecánica Deportiva que han supuesto los antecedentes necesarios para el desarrollo de los modelos que se presentan en esta tesis. En el capítulo 2 se expusieron los parámetros inerciales de los modelos que han desarrollado los anteriores autores, profundizándose en

este capítulo en las características morfológicas de la geometría sólida desarrollada por esos modelos, así como la de otros no especialmente diseñados para la obtención de parámetros inerciales.

### 4.1.1. Modelo de Hanavan (1964)

Hanavan, para la representación gráfica de los 15 segmentos corporales que representan el cuerpo humano, utilizó sólidos geométricos simples (elipsoides circulares, cilindros elípticos, esferas y frustrum) de densidad uniforme. Para la generación de este modelo se necesitaban 25 medidas antropométricas (véase la figura 2.5 y figura 4.2.a).

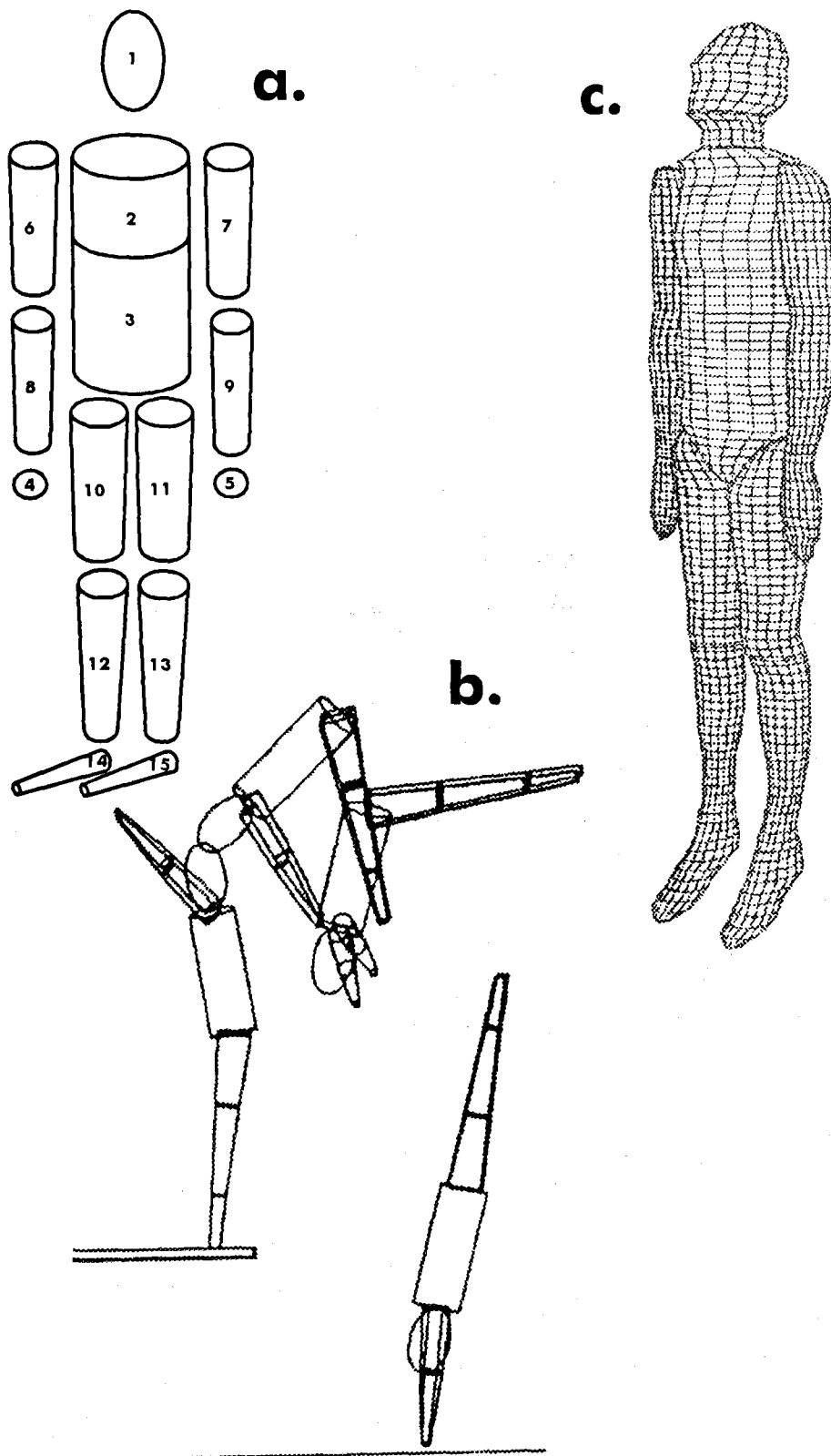
### 4.1.2. Modelo de Miller y Nelson (1973)

Doris I. Miller y Richard C. Nelson, en su libro "*Biomechanics of sport, a research approach*" (1973) presentan un modelo gráfico de segmentos consistente en cilindros, troncos de cono y elipses (figura 4.2.b).

### 4.1.3. Modelo de Jensen (1976, 1978, 1986)

Jensen utilizó 16 cuerpos con sección cilíndrica, cada uno de ellos segmentado en secciones de 2 cm de grosor. Las dimensiones de las elipses se obtenían a partir de la digitalización de visiones fotográficas del sujeto, desde un punto de vista lateral y frontal, a partir de las cuales se definían las secciones correspondientes de cada segmento (véase la figura 2.6 y 4.2.c). Según Yeadon (1990) la utilización de elipses como forma geométrica de la sección de los segmentos humanos, tiene el inconveniente de no simular correctamente el contorno corporal, ya que no todos los segmentos humanos tienen ese tipo de sección.





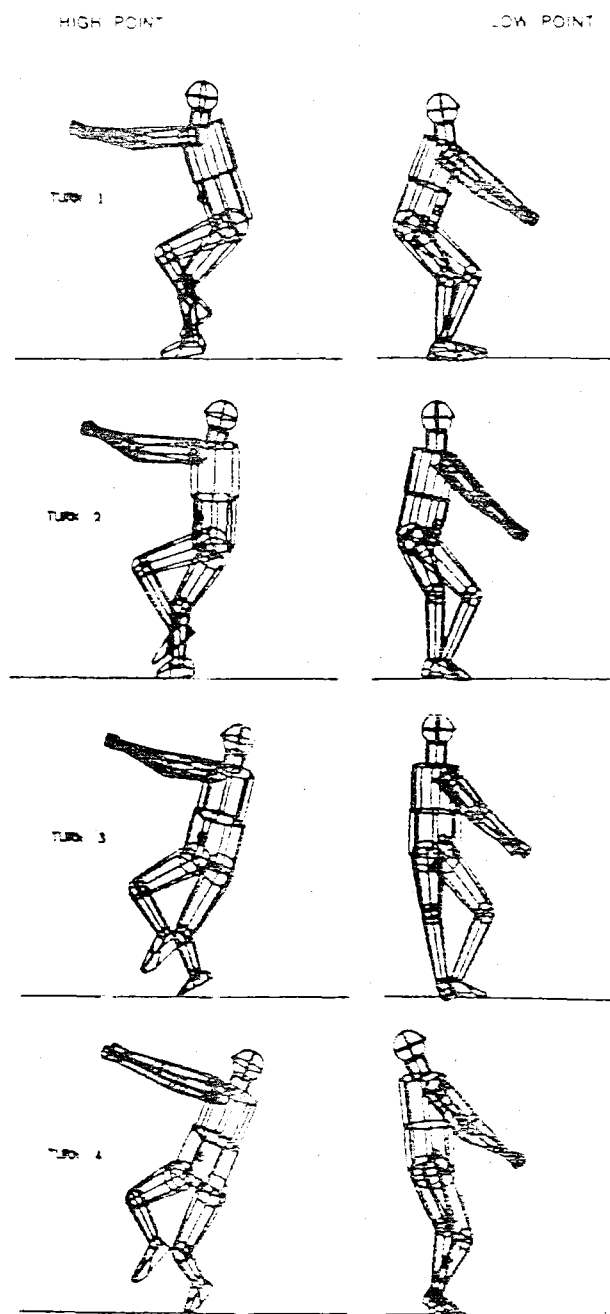
**Figura 4.2.** a) Modelo gráfico de Hanavan (1964), b) modelo gráfico de Miller y Nelson (1973) y c) modelo gráfico de Jensen (1986).

#### 4.1.4. Modelo de Hatze (1980)

Hatze ha propuesto el modelo que, al menos geoméricamente, parece el más completo con respecto al desarrollado por otros autores del ámbito de la Biomecánica. Consta de 17 segmentos y no asume el que haya simetrías segmentarias, lo que le permite obtener un modelo cuya morfología se aproxima bastante al individuo analizado, de ahí que los cálculos sean muy precisos. El precio de esta exactitud está en la elevada cantidad de información a obtener, requiriéndose 242 medidas antropométricas para la elaboración de este modelo.

#### 4.1.5. Modelo utilizado por Dapena (1989)

Este autor utiliza un modelo gráfico basado en cilindros, troncos de cono truncados y esferas (figura 4.3), representados de forma alámbrica sin algoritmos de rendering. Este modelo ha sido utilizado y adaptado por otros autores del ámbito de la Biomecánica Deportiva como Yu, Koh y Hay (1993) (figura 4.4). Inicialmente el tronco era modelado a partir de dos cilindros (tórax y abdomen), cuya única posibilidad de movimiento era la rotación sobre el eje longitudinal del tronco. Posteriormente el modelo fue perfeccionado al introducirse algoritmos de flexión dorso-ventral (figura 4.5).



**Figura 4.3.** Modelo gráfico utilizado por Dapena en el análisis de un lanzamiento de martillo (Dapena y Feltner, 1989)

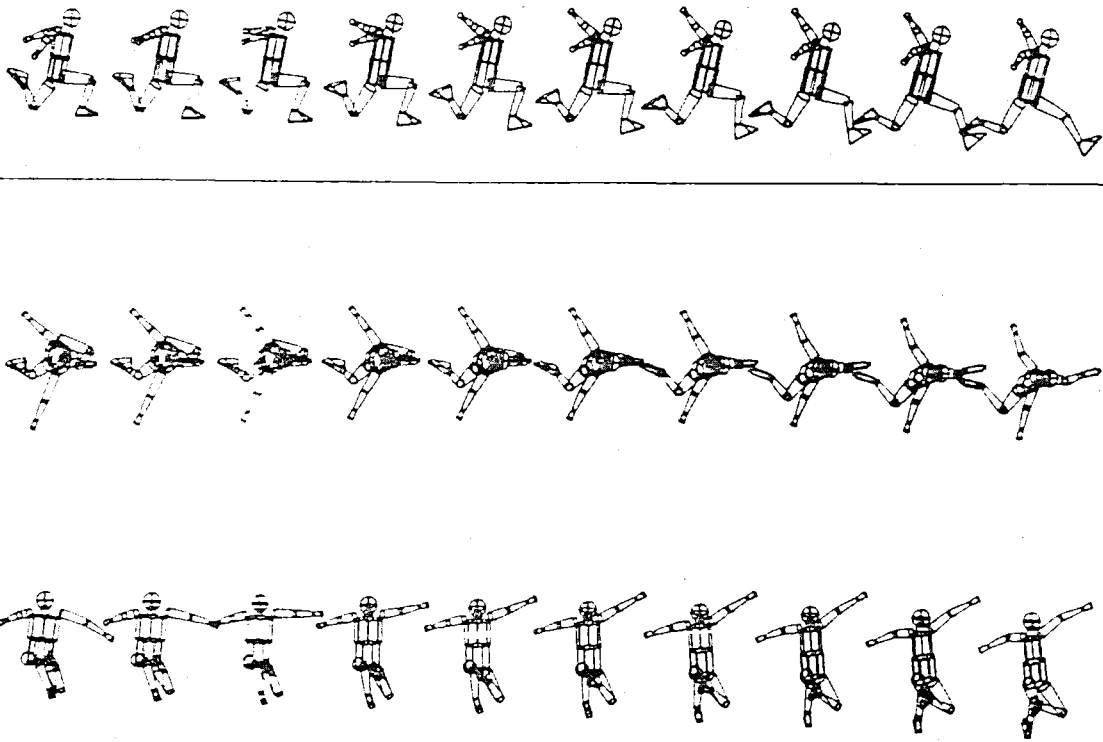


Figura 4.4. Modelo de Dapena adaptado por Yu, Koh y Hay (1993).

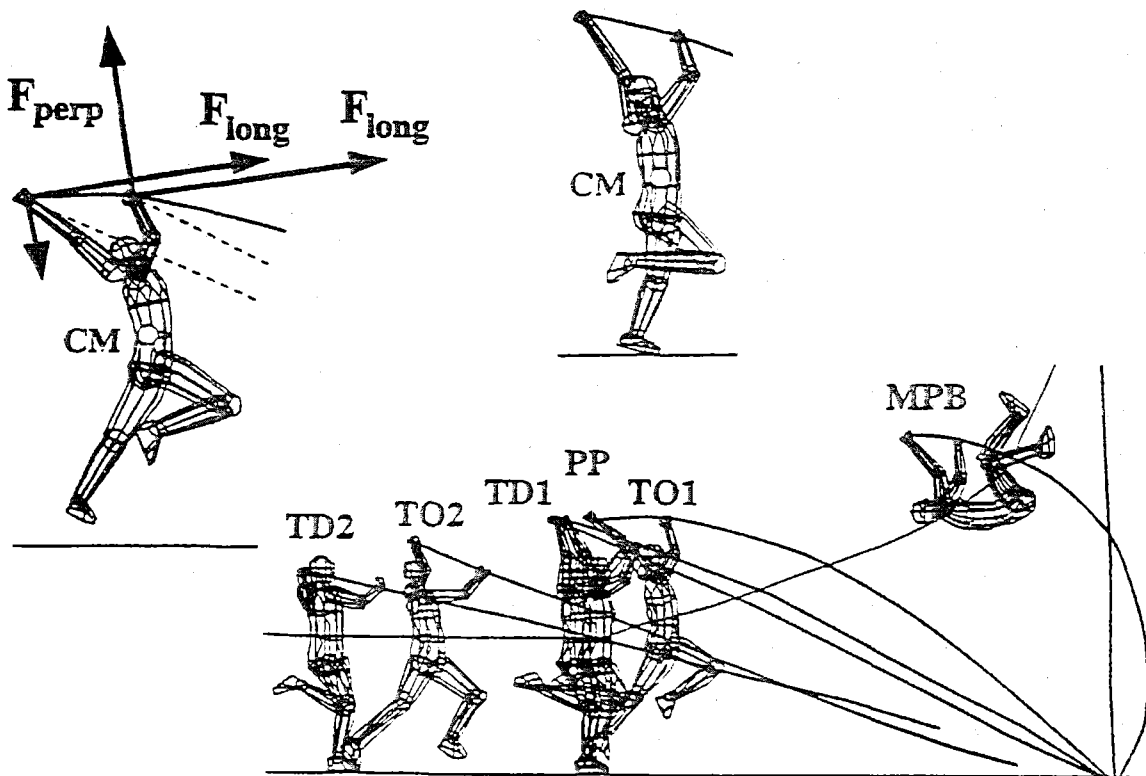
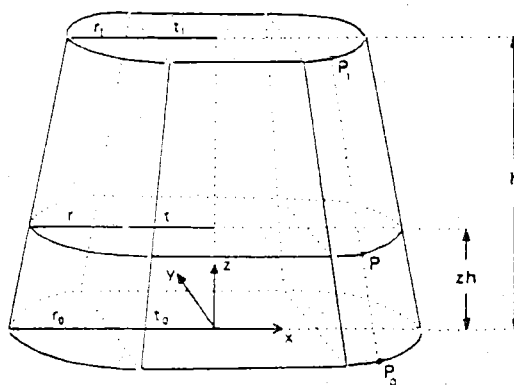


Figura 4.5. Modelo de Dapena que incorpora algoritmos de flexión dorso-ventral (Angulo-Kinzler et al., 1994).

#### 4.1.6. Modelo de Yeadon (1990)

Es un modelo de 11 segmentos en el que se asume que son cuerpos rígidos y que no hay movimiento alrededor de las articulaciones de cuello, muñecas y tobillos. Cada uno de estos 11 segmentos está modelado con otros subsegmentos, haciendo un total de 40 sólidos (figura 2.7). Se considera que todos los sólidos que componen cada extremidad tienen un eje longitudinal coincidente.

Los modelos de Whitsett (1963), Hanavan (1964), Jensen (1976) y Hatze (1980) utilizan elipses para modelar las secciones transversales de los segmentos, a diferencia de Yeadon que utiliza como figura geométrica un rectángulo con dos semicírculos adyacentes en sus extremos (*estadio*) debido a que considera que esta figura puede simular de forma más realista la morfología humana. Según Yeadon, la utilización de perímetros y profundidades para construir secciones de *estadio* (figura 4.6) es más conveniente para la modelización que usar sólo profundidades y longitudes para construir secciones de *elipse*, ya que se reduce el error en la estimación de la sección transversal de los segmentos. La sección de un estadio puede alterarse fácilmente adoptando la forma más similar a cualquiera de las diferentes secciones de los segmentos corporales, desde un brazo al tronco. A partir de unos u otros tipos de secciones, se modelan sólidos similares a conos truncados.

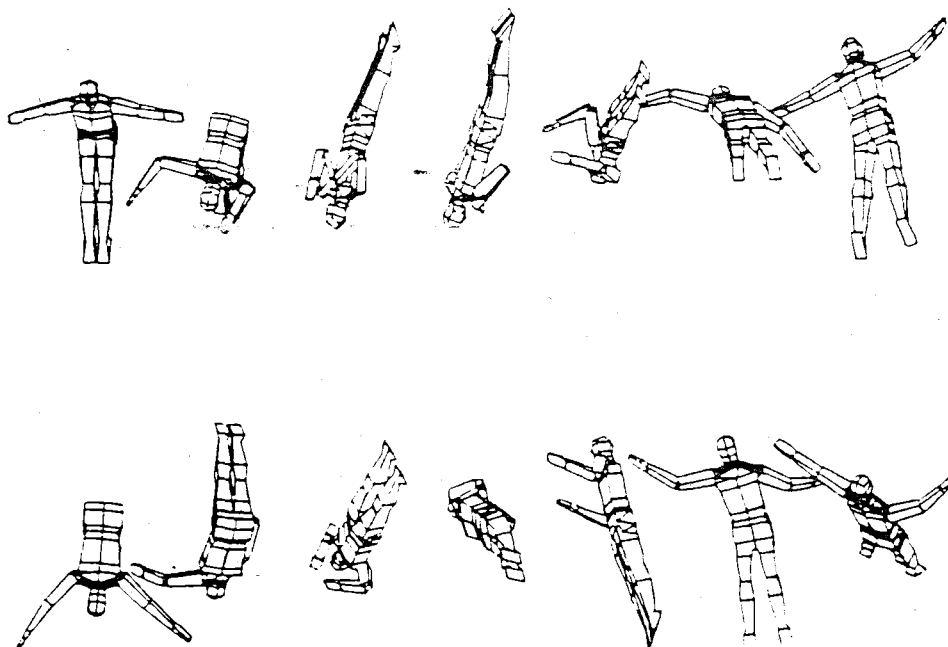


**Figura 4.6.** Volumen construido a partir de secciones de "estadio" (un rectángulo con dos semicírculos adyacentes en sus extremos) (Yeadon, 1990a).

El modelo de Yeadon precisa de 95 medidas (34 longitudes, 41 perímetros, 17 grosores y 3 profundidades), para lo cual se requiere entre 20-30 minutos de tiempo con el sujeto

experimental para tomar las medidas citadas, lo que supone un problema importante cuando los sujetos experimentales son deportistas de alto nivel que no suelen prestarse a estas manipulaciones.

Para la representación gráfica, Yeadon (1990) utiliza un modelo sintético denominado SAMMIE desarrollado anteriormente por Kingsley et al. (1981), el cual puede observarse en la figura 4.7.



**Figura 4.7.** Modelo SAMMIE (Kingsley et al, 1981) utilizado por Yeadon (1990a).

#### 4.1.7. Modelo de Thalmann y Thalmann (1990)

Estos dos autores desarrollan en su libro "*Synthetic actors*" (1990) toda una metodología para la construcción, modelado, animación y generación de películas de actores sintéticos. No es un trabajo con un enfoque aplicado a la Biomecánica, pero aporta algunas ideas interesantes para la modelización del cuerpo humano.

Modelan actores sintéticos 3D tras reconstruir las coordenadas espaciales de una malla poligonal de triángulos marcada sobre reproducciones en arcilla/plastilina de segmentos

humanos (figura 4.8). Recomiendan que el modelo a digitalizar sea construido de forma tal que se adopten posiciones similares a la posición anatómica, o sea, segmentos relajados y extendidos lo más posible, lo cual facilitará el modelado gráfico de los segmentos.



**Figura 4.8.** *Malla poligonal de triángulos marcada sobre una reproducción de arcilla/plastilina de un actor (Thalman y Thalman, 1990).*

La reconstrucción espacial se basa en la digitalización de los puntos que conforman la malla poligonal tras ser fotografiada desde dos posiciones conocidas. Los diferentes segmentos que conforman la anatomía humana son escalados hasta su tamaño correcto (figura 4.9) y los segmentos pares son duplicados. En los segmentos simétricos sólo se reconstruye una mitad, tras lo cual se genera la otra por duplicación. Para enfatizar los detalles, incrementan la densidad de las facetas en aquellas partes corporales en las cuales el detalle sea imprescindible debido a la complejidad de la topografía dérmica, evitando de esta forma la pérdida de detalles significativos.

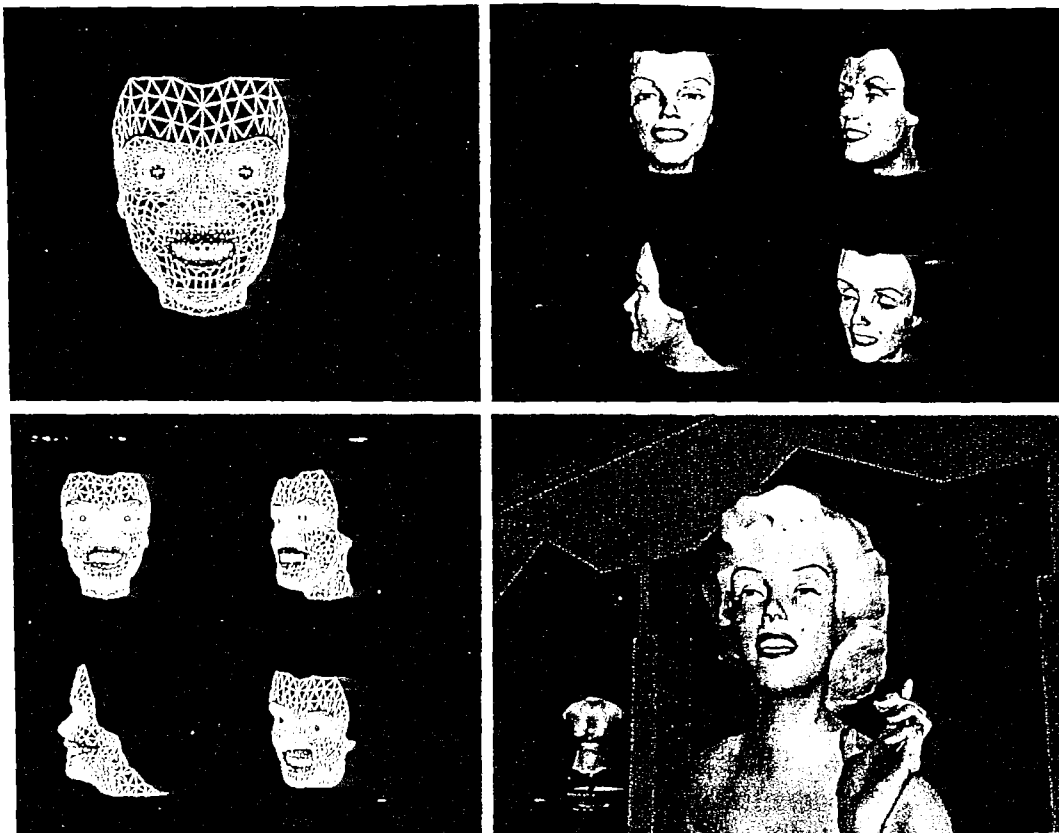
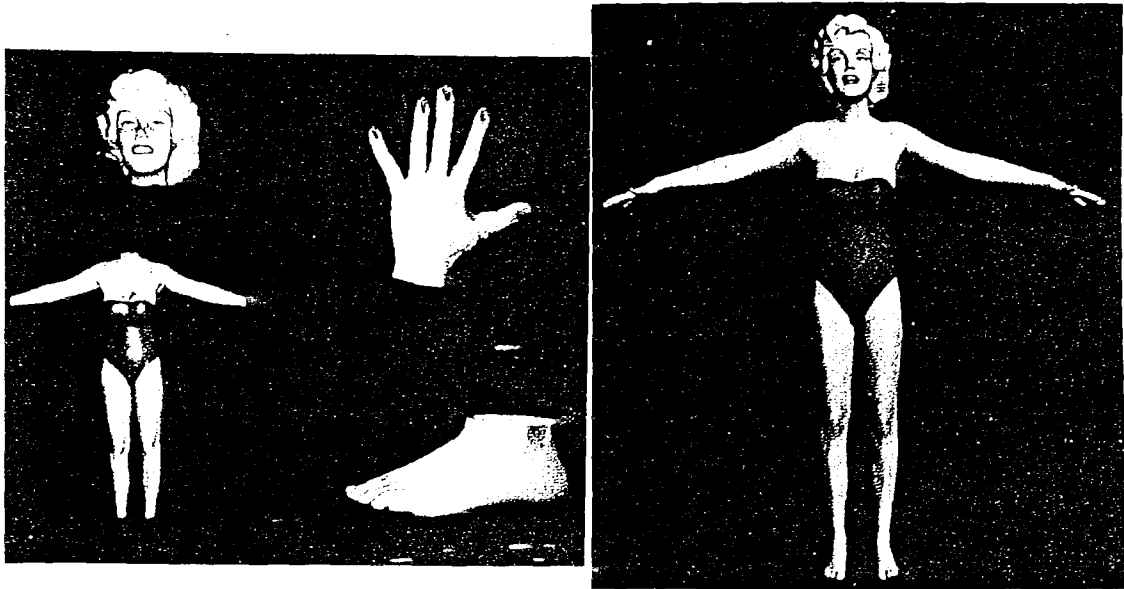


Figura 4.9. Modelado de actores sintéticos (Thalmann y Thalmann, 1990).



Utilizan técnicas de modelado basadas en la descripción de objetos utilizando mallas poligonales triangulares, obteniéndose una superficie 3D que envuelve todo el cuerpo como un tejido único. Esto resuelve el problema de los conflictos articulares ya que no se modelan segmentos diferenciados, sino que todo es como un guante que cubre el cuerpo.

Una vez generada la epidermis del modelo del cuerpo, éste es asociado a una estructura interna (endoesqueleto) similar a la figura alámbrica de bastones habitual en Biomecánica (figura 4.10). A partir de la orientación de los segmentos del esqueleto, el modelo se readapta siguiendo ese patrón. La animación del mismo se realiza a partir de la manipulación subjetiva, por parte de un operador, de esta estructura alámbrica que conforma el endoesqueleto del modelo humano (figura 4.11.a). Esta manipulación permite adaptar la epidermis a las angulaciones segmentarias definidas en el endoesqueleto, obteniéndose el movimiento del actor sintético (figura 4.11.b).

Mediante estas técnicas, se ha recreado el movimiento de actores sintéticos como *Humphrey Bogart* y *Marilyn Monroe*, así como un modelo más impersonal denominado *Englantine* (figura 4.12).

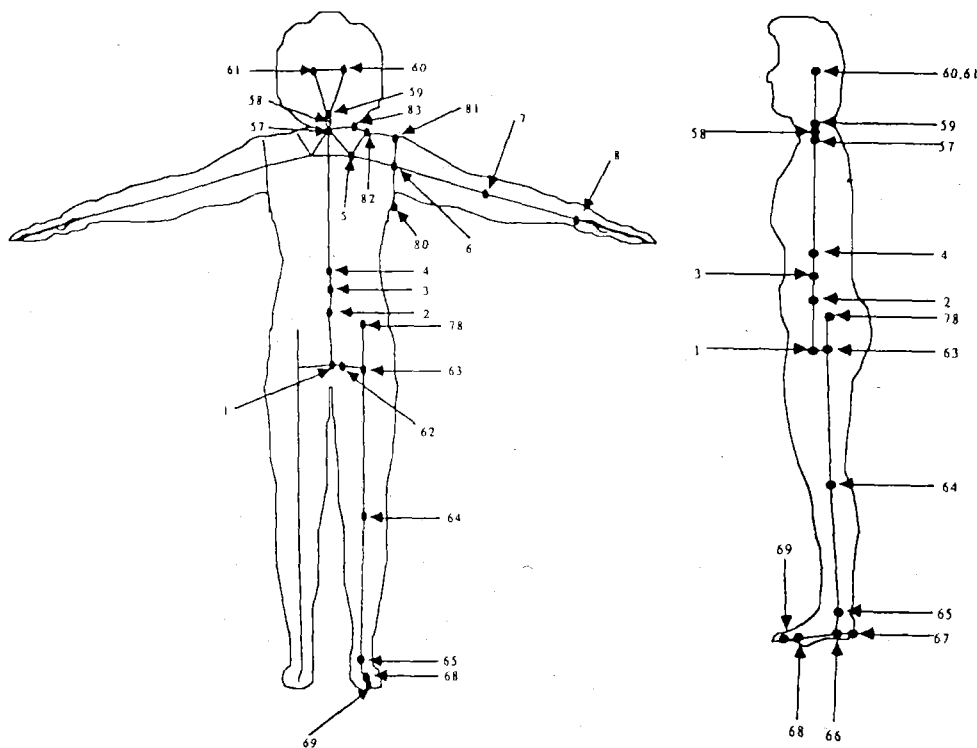


Figura 4.10. Estructura del endoesqueleto de Thalman y Thalman (1990).

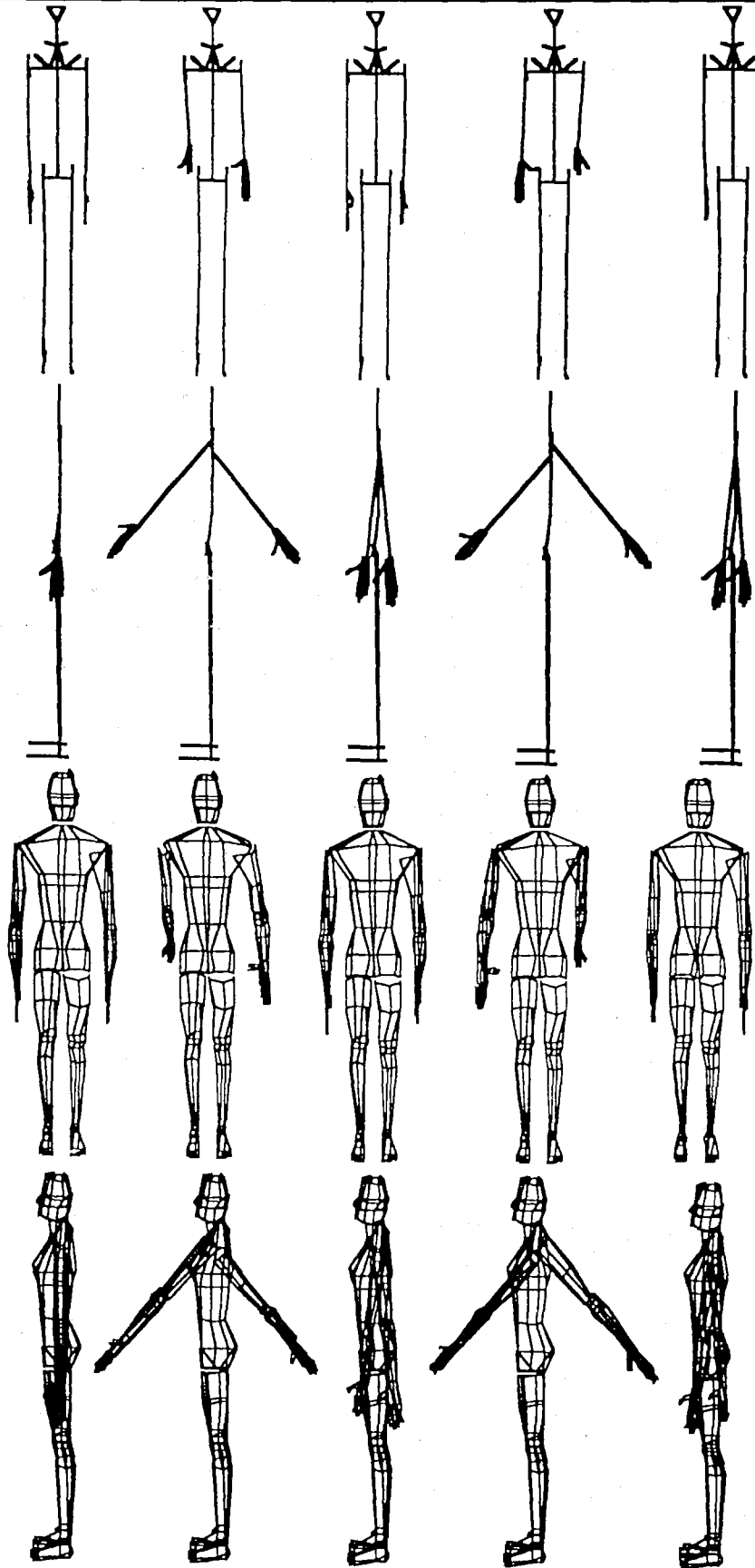
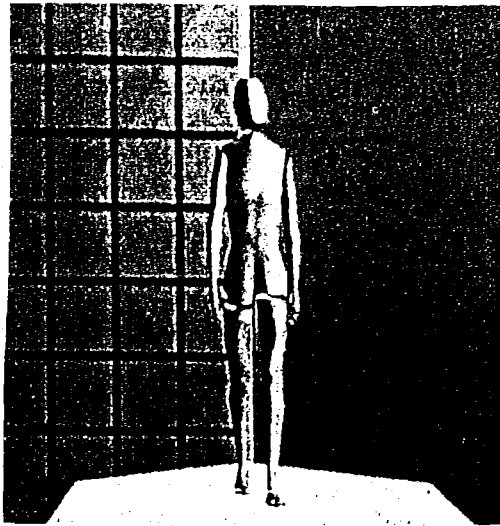


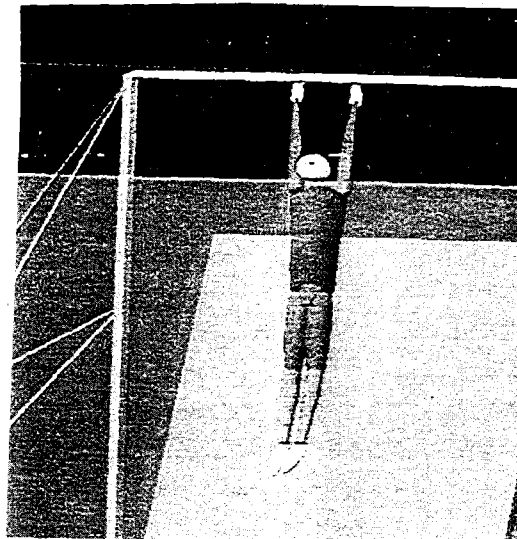
Figura 4.11. Animación del endoesqueleto (Thalman y Thalman, 1990).



*Figura 4.12. Modelo Englantine desarrollado por Thalman y Thalman (1990).*

#### 4.1.8. Modelo utilizado en el CAR de Sant Cugat (1994)

Fruto de la colaboración entre el CAR de Sant Cugat, el CEIT de San Sebastián, la Universidad de Indiana (EEUU) y la empresa Peak Performance, se ha desarrollado un modelo gráfico humano de morfología realista que incorpora algoritmos de rendering (figura 4.13).



*Figura 4.13. Modelo gráfico utilizado en el CAR de Sant Cugat.*

#### 4.1.9. Modelo de de Leva (1993)

De Leva indica que puede incrementarse significativamente la precisión en la obtención del centro de gravedad (CG) si se utilizaran modelos humanos que analicen el tronco, no como un segmento rígido, sino como un segmento articulado que permita la flexo-extensión. Este autor propone una flexión de tronco basada en un modelo matemático en el cual se flexiona siguiendo el patrón de una función elíptica. Para determinar el grado de flexión del tronco se requiere la digitalización de un punto definido como el centro de la línea media del tronco.

#### 4.1.10. Modelo de Revelles et al. (1993)

Este modelo constituye el antecedente del trabajo que se ha desarrollado en esta tesis, surgiendo gracias a las investigaciones que el Departamento de Educación Física y Deportiva ha desarrollado junto al Departamento de Lenguajes y Sistemas Informáticos de la Universidad de Granada. Se trata de un modelo gráfico 3D que simula de forma realista la morfología humana (Revelles et al., 1993) plasmado en la figura 4.14. Esta primera aproximación validó un modelo humano simple que no profundizaba en los problemas de ubicación y escalado segmentario, dejando sin resolver la problemática de modelar un tronco deformable. Introduce una estructura jerarquizada de uniones segmentarias tomando como base el segmento tronco.

Este modelo fue implementado en lenguaje C para una estación de trabajo (Hewlett Packard 9000 Series 700) utilizándose una biblioteca HP PHIGS que permitía realizar un modelo jerárquico de la estructura segmentaria. Uno de los problemas que conlleva la utilización de este software reside en la problemática relacionada con la exportación/importación de datos ya que la obtención de coordenadas 3D es realizada en una plataforma PC, el modelado gráfico y rendering en la estación de trabajo, y la presentación de resultados en un PC. Por otro lado, el elevado coste de una estación de trabajo, así como el creciente potencial de las últimas versiones de procesadores para plataformas PC, conllevan la necesidad de que todo el proceso debiera ser elaborado en plataforma PC tal y como se ha resuelto en esta tesis.

La experiencia obtenida con el desarrollo del modelo anterior generó nuevas ideas y recursos que han sido concretadas y plasmadas en esta tesis doctoral.

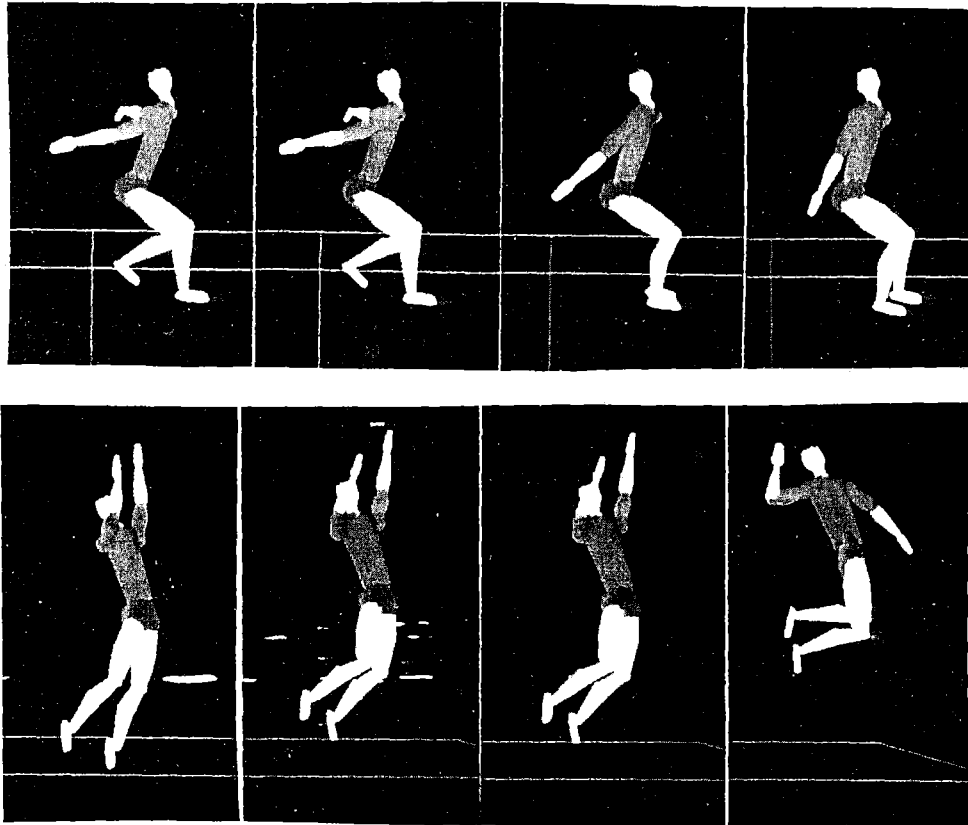


Figura 4.14. Modelo gráfico de Revelles et al. (1993).

#### 4.2. **CONCEPTOS Y ALGORITMOS BASICOS PARA LA REPRESENTACION GRAFICA TRIDIMENSIONAL**

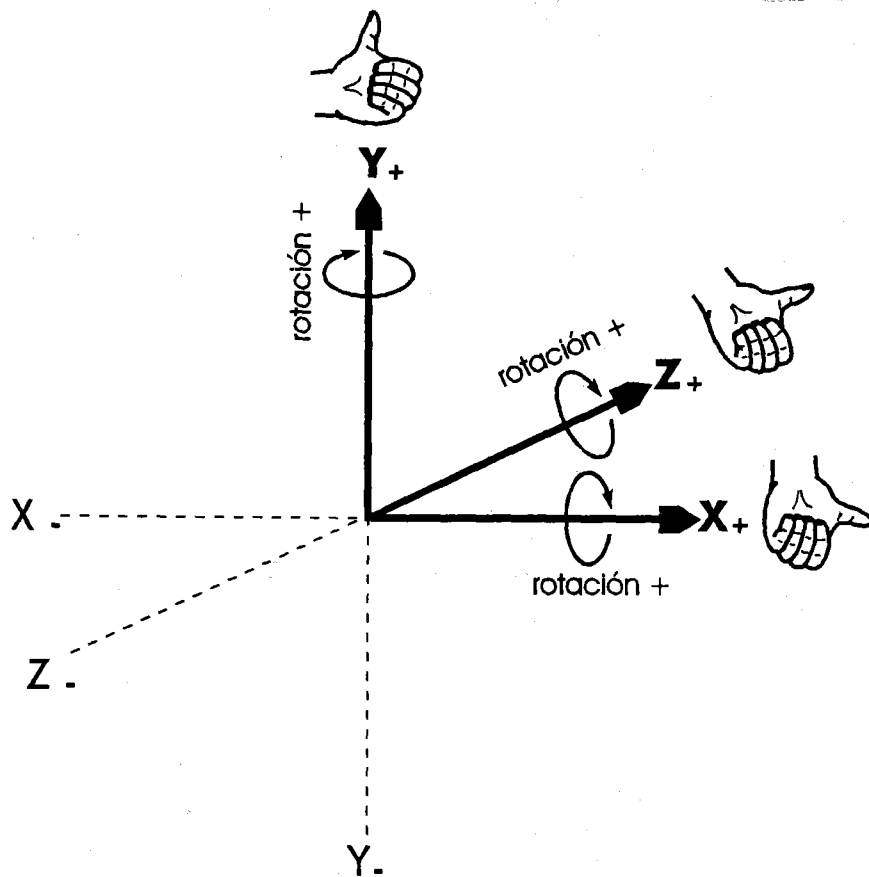
Según Berme et al. (1990), para poder definir la posición y rotación de cualquier cuerpo rígido en el espacio es imprescindible dominar la geometría tridimensional, calcular longitudes reales y proyectadas, obtener ángulos reales y proyectados, definir sistemas de referencia ortogonales, definir ángulos de rotación con respecto a los ejes citados y definir las matrices que permiten manipular los cuerpos (escalado, rotación y traslación). A lo anterior hay que añadir el conocimiento de los distintos tipos de coordenadas así como las transformaciones a las que se ven sometidas.

##### 4.2.1. **Sistemas de referencia**

Un programa de dibujo 3D utiliza coordenadas  $xyz$  para describir formas y entornos, debiendo usar para ello un sistema de referencia 3D que describa la localización del objeto

en el espacio. Los sistemas de referencia 3D consisten en tres ejes denominados  $x, y, z$ , los cuales son ortogonales entre sí (presentan angulaciones de  $90^\circ$ ). Existen dos convenciones utilizadas para definir un sistema de referencia 3D; el sistema de la mano izquierda y el de la derecha. Cada uno de ellos define diferentes notaciones para los tres ejes así como diferentes formas para definir las rotaciones alrededor de los mismos. En el sistema desarrollado en esta tesis se utiliza el de la mano izquierda, en donde la dimensión  $x$  describe las medidas de izquierda y derecha, la  $y$  arriba y abajo y la  $z$  cerca y lejos. El plano de la superficie de la tierra está definido por los ejes  $xz$ .

Para completar el sistema de referencia deben indicarse qué sentidos se consideran positivos y cuales negativos, así como definir las rotaciones alrededor de los 3 ejes. Estos aspectos están descritos de forma gráfica en la figura 4.15.



**Figura 4.15.** Sistema de referencia de la mano izquierda y definición del sentido de rotación positivo en cada uno de los ejes.

El producto vectorial de 2 vectores proporciona una solución para la obtención de vectores ortogonales al plano definido por ambos, permitiendo la definición de sistemas de referencia ortogonales (Berme, Cappozzo y Meglan, 1990).

Para la construcción de modelos basados en segmentos rígidos, se utilizan dos tipos de sistemas: sistema de referencia inercial y sistemas de referencia locales segmentarios.

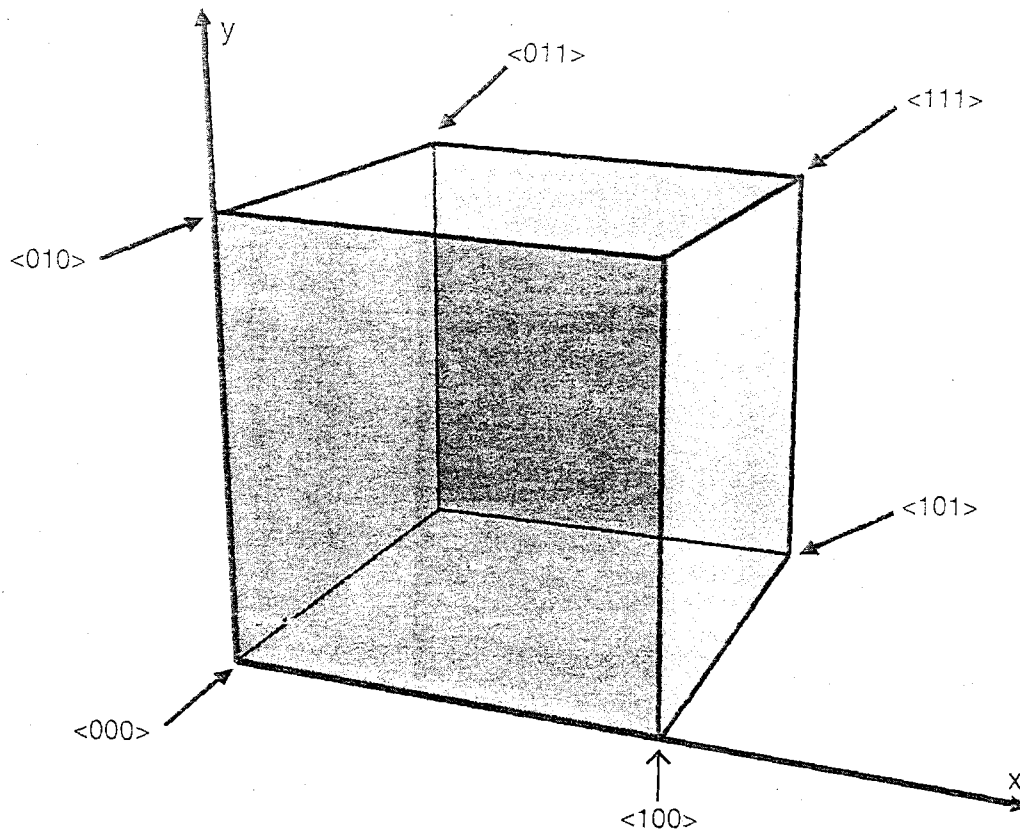
- ◆ *Sistema de referencia inercial (SRI)*. Es aquel en el que se cumple la primera ley de Newton. Se utiliza para definir la posición y orientación del cuerpo humano y posibles implementos deportivos empleados con respecto al espacio en que se desarrolla el gesto. Permite determinar cual es la posición de un atleta en una pista de atletismo con respecto a un punto fijo.

La superficie sobre la cual se desplaza el cuerpo humano (suelo) suele ser una referencia muy útil para definir un sistema de referencia inercial, o bien cualquier tipo de objeto estático. La determinación de los ejes  $x,y,z$  dependerá de cual haya sido la orientación del sistema de referencia utilizado para la obtención de los parámetros del DLT. Cualquier operación de escalado, rotación y traslación realizadas sobre el sistema de referencia inercial afectará de forma global al entorno 3D en donde se desarrolla el movimiento del cuerpo humano.

- ◆ *Sistemas de referencia locales (SRL)*. Son aquellos que están asociados al movimiento del propio cuerpo. Son necesarios para realizar operaciones de escalado, rotación y traslación que afectan de forma aislada a uno o varios segmentos. Se definen teniendo en cuenta posiciones segmentarias.

#### 4.2.2. Sistemas de coordenadas

Conceptualmente la generación de modelos 3D en un ordenador conlleva una serie de etapas, cada una de las cuales utiliza diferentes sistemas de coordenadas. La programación gráfica 3D se basa en las coordenadas  $xyz$  que se usan para describir una única posición en el espacio. Las coordenadas  $xyz$  que definen la posición de un objeto, inicialmente son descritas a partir de una posición base (figura 4.16). Con sucesivas transformaciones de las coordenadas iniciales se obtendrán otras nuevas que nos permiten mostrar ese objeto en la pantalla del ordenador. Este proceso secuencial de transformación de las coordenadas del objeto pasa por las siguientes fases:



**Figura 4.16.** Definición 3D de un cubo en un sistema de referencia de la mano izquierda.

- a. **Coordenadas del objeto o "coordenadas objeto"** (son coordenadas 3D). Definen la posición original del objeto en reposo, tal y como fue modelado. Estas coordenadas del objeto son la base de datos 3D de los objetos a utilizar.

Las *coordenadas objeto* de los segmentos corporales pueden ser obtenidas de dos formas, bien a partir de una base de datos previamente obtenida y almacenada, o a partir de la generación del objeto, utilizando técnicas de modelado CAD. El resultado siempre será la obtención de las coordenadas del segmento en una posición base.

- b. **Coordenadas Universales** (son coordenadas 3D). Describen la posición del objeto en un mundo o escena virtual 3D. Para ello se utiliza un sistema de referencia inercial a partir del cual la posición de los objetos es localizada. Estas coordenadas describen un mundo en el cual están ubicados los siguientes objetos:



- ◆ Segmentos corporales, implementos deportivos, objetos estáticos, el suelo, el horizonte o cielo.
- ◆ Focos de luz puntuales, luz ambiental, etc.
- ◆ Cámara.

Las *coordenadas objeto* de los segmentos son transformadas en coordenadas universales a partir de una secuencia basada en la realización de operaciones de escalado, rotación y traslación.

- c. **Coordenadas de la cámara** (son coordenadas 3D). Describen cómo aparecería el modelo para un observador ubicado en una posición determinada del mundo 3D. Este observador se comporta como una cámara que enfoca la parte del espacio definido por las coordenadas universales que le interesa observar, de ahí que se utilice de forma indistinta el concepto cámara u observador como sinónimos.

Según lo expuesto, es necesario definir algunos conceptos previos. La posición del observador sería el *punto de vista o posición de la cámara*, el lugar hacia donde la cámara dirige su atención sería el *punto de mira* y la *distancia de visualización* sería la distancia entre la *posición de la cámara* y el *punto de mira*. La posición de la cámara nos permitirá determinar qué superficies del modelo están ocultas a nuestra visión. Estos conceptos quedan reflejados en la figura 4.17.

- d. **Coordenadas normalizadas** (son coordenadas 2D). Si se colocara una lámina de cristal imaginaria entre el observador y el objeto a observar en dicho cristal, obtendríamos una imagen proyectada en 2D. O sea, la utilización de un plano sobre el cual se proyectaría la imagen nos permite obtener las coordenadas 2D del mundo 3D observado. Esta conversión de 3D a 2D es necesaria ya que el ordenador dibuja en un dispositivo físico que trabaja en 2D (la pantalla). En este sentido se debe de considerar que las coordenadas normalizadas están escaladas con relación al mundo 3D que se está usando.
- e. **Coordenadas de visualización o de pantalla**. Son las coordenadas planas (2D) utilizadas para dibujar en el monitor la imagen obtenida. Mientras que las coordenadas normalizadas no están escaladas con respecto a la pantalla, las coordenadas de pantalla sí lo están.

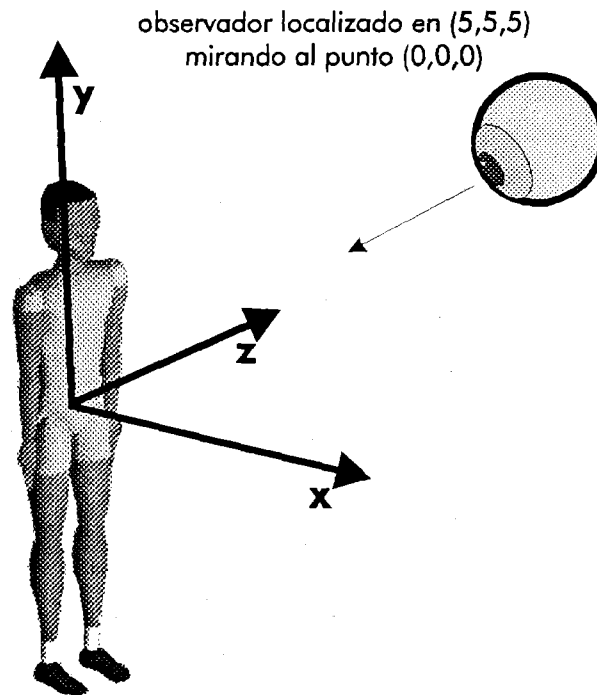


Figura 4.17. Localización de la cámara y del punto de vista en una escena 3D.

#### 4.2.3. Manipulación de modelos 3D

Los objetos utilizados para diseñar una escena, inicialmente están descritos en *coordenadas objeto*. Para ser utilizados sobre la escena, estas coordenadas deben ser manipuladas para obtener la posición adecuada antes de ser proyectadas sobre la pantalla del ordenador. Estas manipulaciones se les denomina también transformaciones de los objetos (Suero y Salvaghua, 1986). Las manipulaciones posibles son tres: a) escalado, b) rotación y c) traslación.

##### a. Escalado

La manipulación más sencilla que podemos hacer sobre un objeto es aumentar o disminuir su tamaño de forma uniforme o no uniforme, con un factor de escala dado. Para conseguirlo únicamente tenemos que multiplicar cada una de las coordenadas del modelo 3D por un factor de escala constante. El factor de escala no tiene por qué ser igual para todas las coordenadas;  $x$ ,  $y$ ,  $z$  pueden tener factores de escala distintos, con lo que conseguiríamos deformar el objeto.

## b. Rotación

Otra transformación muy usada consiste en girar el cuerpo un determinado ángulo, a través de uno de los tres ejes de coordenadas, con lo que conseguimos ver el objeto en distintas posiciones sin necesidad de cambiar el punto de vista. En un sistema de referencia 3D existen tres posibles rotaciones: caída, deriva y balanza. Utilizando la nomenclatura propuesta por Adams (1991), se describen a continuación estas rotaciones así como los ejes afectados y ángulos de rotación:

- ◆ Caída       ⇒ rotación alrededor del eje x. ( $\phi$  "fi", R1).
- ◆ Deriva      ⇒ rotación alrededor del eje y. ( $\psi$  "psi", R2).
- ◆ Balanza     ⇒ rotación alrededor del eje z. ( $\theta$  "theta", R3).

Tomando como sistema de referencia el cuerpo humano colocado en posición anatómica, la caída se correspondería con la rotación a través del eje transversal que produce el movimiento de mortal adelante (somersault) (figura 4.18.c), la deriva con la del eje longitudinal corporal (twist) (figura 4.18.a) y la balanza con la del anteroposterior (tilt) (figura 4.18.b).

La rotación de un cuerpo en el espacio 3D se implementa mejor a través de la multiplicación de matrices. En la expresión E-4.1 se exponen las matrices que definen las rotaciones.

La utilización única de cada una de estas matrices producirá rotaciones aisladas con respecto al eje deseado. Dado un punto  $(x,y,z)$ , si pretendemos rotarlo con un ángulo  $\theta$ , obtendremos una nueva localización que denominaremos como  $(xx,yy,zz)$ . Para ello han de utilizarse las siguientes fórmulas deducidas de las matrices de rotación expresadas en E-4.1.

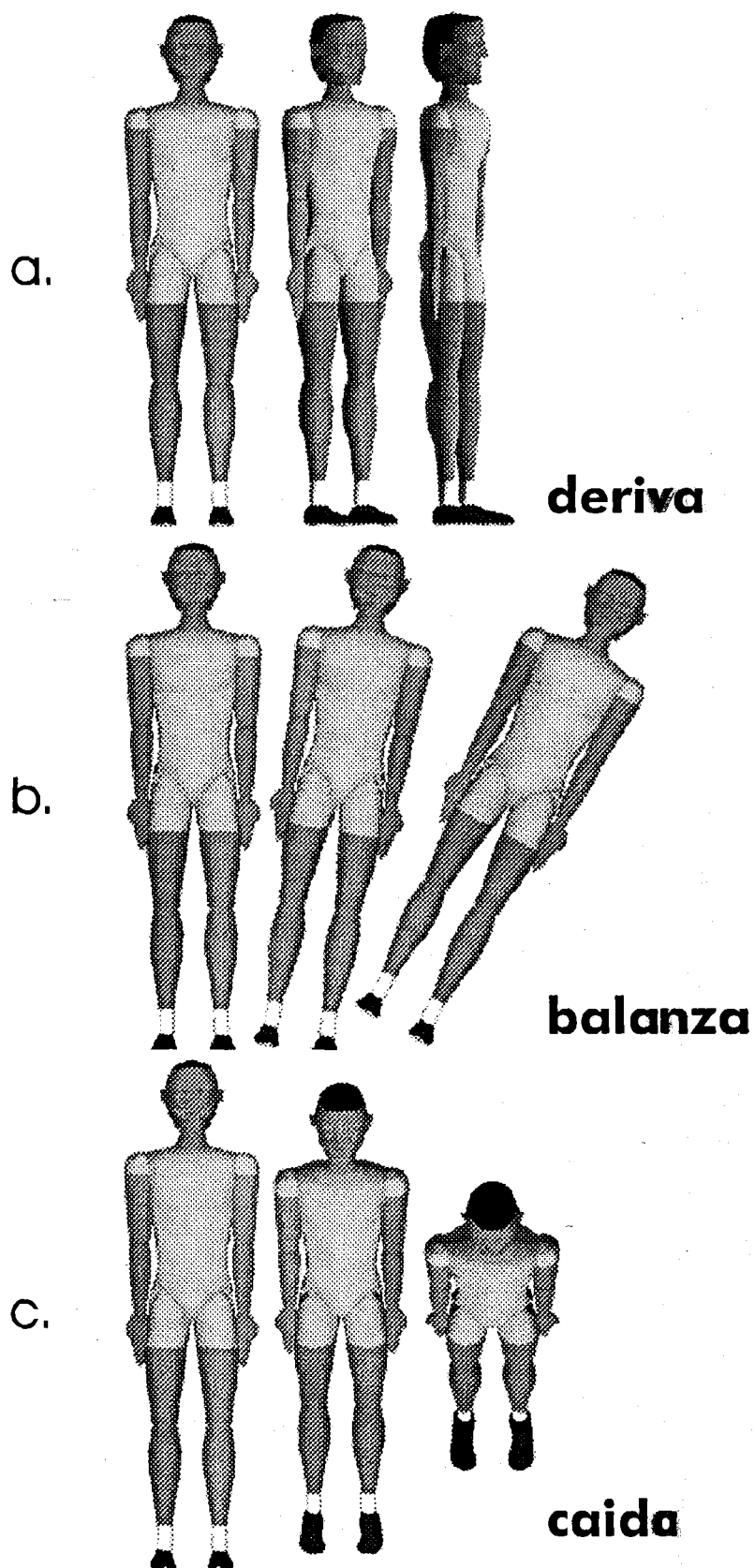


Figura 4.18. Descripción de las rotaciones de deriva, balanza y caída en el cuerpo humano.

<i>Matriz de rotación de Balanza (eje Z)</i>	$\begin{pmatrix} \cos(\beta) & \text{sen}(\beta) & 0 \\ -\text{sen}(\beta) & \cos(\beta) & 0 \\ 0 & 0 & 1 \end{pmatrix}$
<i>Matriz de rotación de Deriva (eje Y)</i>	$\begin{pmatrix} \cos(\beta) & 0 & -\text{sen}(\beta) \\ 0 & 1 & 0 \\ \text{sen}(\beta) & 0 & \cos(\beta) \end{pmatrix}$
<i>Matriz de rotación de Caída (eje X)</i>	$\begin{pmatrix} 1 & 0 & 0 \\ 0 & \cos(\beta) & \text{sen}(\beta) \\ 0 & -\text{sen}(\beta) & \cos(\beta) \end{pmatrix}$

- ◆ Giro alrededor del eje X (caída):  $xx = x;$   
 $yy = \cos(\theta)*y - \text{sen}(\theta)*z;$   
 $zz = \text{sen}(\theta)*y + \cos(\theta)*z;$
- ◆ Giro alrededor del eje Y (deriva):  $xx = \cos(\theta)*x + \text{sen}(\theta)*z;$   
 $yy = y;$   
 $zz = -\text{sen}(\theta)*x + \cos(\theta)*z;$
- ◆ Giro alrededor del eje Z (balanza):  $xx = \cos(\theta)*x - \text{sen}(\theta)*y;$   
 $yy = \text{sen}(\theta)*x + \cos(\theta)*y;$   
 $zz = z;$

### c. Traslación

La tercera manipulación llevada a cabo sobre una figura puede ser la traslación. El modelo puede trasladarse (moverse) a lo largo de los 3 ejes del sistema de referencia 3D, basta con sumarle o restarle cualquier valor a las coordenadas xyz de un punto para trasladarlo.

## 4.2.4. Orden de transformación

El orden secuencial de las transformaciones realizadas sobre los objetos que componen una escena, afecta de forma diferente al resultado obtenido (figura 4.19). Establecer un orden incorrecto produce resultados inesperados. En general, se puede considerar más conveniente cambiar el tamaño (escalar) o girar antes de trasladar (Wells y Young, 1994).

El orden adecuado para la correcta ubicación de un cuerpo en el espacio sería:

- 1º Escalado: el modelo adquirirá el tamaño deseado.
- 2º Rotación: adoptará la posición correcta en su orientación espacial.
- 3º Traslación: se moverá hasta su posición definitiva en la escena.

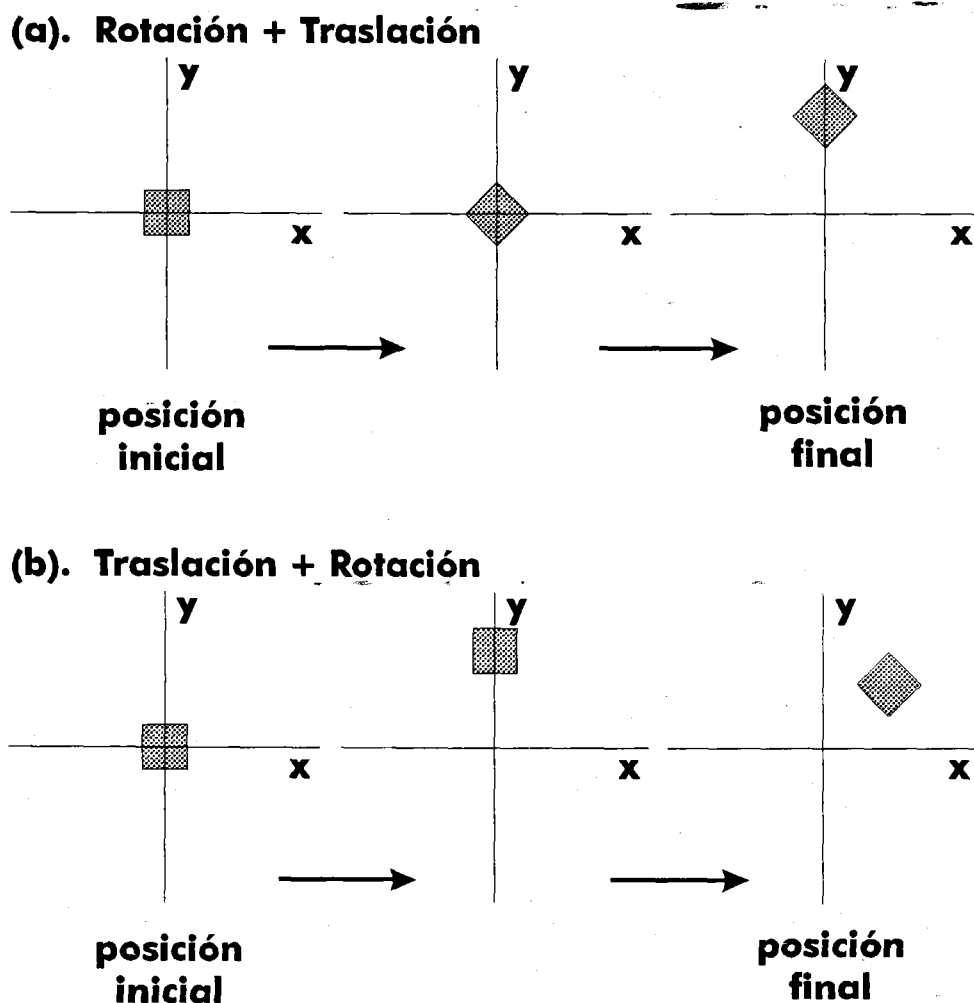


Figura 4.19. Efecto producido en un cubo al utilizar dos órdenes diferentes de transformación.

#### 4.2.5. Cálculo de ángulos de orientación

Para poder definir la posición y rotación de cualquier cuerpo rígido en el espacio tridimensional deben conocerse las coordenadas de 3 puntos no lineales del cuerpo (Berme, Cappozzo y Meglan, 1990). Dos de ellos definirán el vector de orientación del eje longitudinal, por ejemplo, y un tercero será necesario para conocer la rotación a través del anterior eje. Estos 3 puntos definen un sistema de referencia local que define la orientación del cuerpo rígido.

La utilización del producto vectorial de dos vectores nos proporciona otro vector que es perpendicular al plano formado por los dos anteriores. La utilización de estos 3 vectores unitarios definen un sistema de referencia ortogonal que puede ser utilizado para la obtención de los ángulos que permiten orientar el segmento.

Las operaciones de rotación, traslación y escalado, a partir del sistema de referencia anteriormente definido, nos permitirán modificar y/o alterar la orientación, posición y tamaño del cuerpo rígido. Para ello necesitaremos conocer los ángulos de orientación medidos con respecto al sistema de referencia local. Una vez conocidos esos tres ángulos ( $\phi, \theta, \psi$ ), la rotación sucesiva de un cuerpo alrededor de los tres ejes proporcionará la posición final. Es importante enfatizar que la orientación final depende de la secuencia de rotaciones realizadas.

En el sistema elaborado se ha utilizado la expresión E-3.2 desarrollada en el capítulo tercero, para obtener ángulos de rotación siendo necesario para ello definir dos vectores (P,Q) y a partir de su producto escalar obtener el ángulo formado entre ambos. Tal como indica Yeadon (1990), existe una singularidad en este cálculo cuando el ángulo a obtener es  $\pi/2$  ya que, con el método utilizado, el citado cálculo es indeterminado. Esto no es problemático ya que las coordenadas 3D obtenidas tras un análisis fotogramétrico, nunca producen ángulos  $\pi/2$  exactos ya que se utilizan formatos numéricos decimales del tipo *float* (4 bytes) o *double* (8 bytes).

#### 4.3. ASPECTOS GENERALES DE LA CONSTRUCCION DE UN MODELO GRAFICO TRIDIMENSIONAL HUMANO

En esta tesis se ha planteado la utilización de un modelo humano basado en segmentos rígidos articulados. Este modelo asume las siguientes características:

- a. El cuerpo está modelado en base a un número determinado de segmentos, quince en total: pies (2), piernas (2), muslos (2), brazos (2), antebrazos (2), manos (2), tronco (1), cuello (1) y cráneo (1).
- b. Los segmentos son sólidos rígidos, no deformables, excepto el tronco.
- c. Estos segmentos se encuentran enlazados por articulaciones puntuales, o sea, existe un único punto común entre los segmentos sobre el cual se realizan movimientos rotacionales.
- d. Cada articulación viene definida por un número específico de grados de libertad que caracterizan la movilidad de los segmentos adyacentes a la articulación.
- e. Los segmentos se unifican en entidades superiores con identidad propia en cuanto a su comportamiento. En el modelo humano se han definido siete entidades que conceptualmente vamos a denominarlas como "*Conjuntos de segmentos*".
  - e.1. Segmentos de la extremidad superior (brazo, antebrazo y mano). Hay 2 extremidades superiores.
  - e.2. Segmento de la extremidad inferior (muslo, pierna y pie). Hay 2 extremidades inferiores.
  - e.3. Segmento tronco.
  - e.4. Segmentos cabeza y cuello.
  - e.5. Segmento implemento.

En la tabla 4.1. se definen cada una de las articulaciones, los segmentos implicados en ellas, así como el número de grados de libertad y movimientos permitidos (desde un punto de vista anatómico). El tronco, debido a su peculiaridad y complejidad, no se incluye en el siguiente análisis, siendo examinado más adelante. Los movimientos están definidos con respecto a un sistema de referencia local segmentario en el cual todos se encuentran ubicados en posición anatómica.



**Tabla 4.1.** Descripción del modelo de extremidades superiores, inferiores y cabeza utilizado en el programa **MONO3D**: segmentos y articulaciones que lo componen, grados de libertad articulares (GL) y movimientos articulares permitidos.

articulación	segmentos	G.L.	movimiento
tobillo	pie, pantorrilla	6	fl/ex, ri/re, ab/ad
rodilla	pantorrilla, muslo	2	fl/ex
cadera	muslo, tronco	6	fl/ex, ri/re, ab/ad
hombro	tronco, brazo	6	fl/ex, ri/re, ab/ad
codo	brazo, antebrazo	2	fl/ex
muñeca	antebrazo, mano	6	fl/ex, ri/re, ab/ad
pt. supraesternale	tronco, cuello	6	fl/ex, ri/re, ab/ad
gonion	cráneo, cuello	6	fl/ex, ri/re, ab/ad

fl/ex: flexo/extensión

ri/re: rotación interna/externa

ab/ad: abducción/adducción.

El tronco es un segmento peculiar en el modelo que se pretende desarrollar ya que no es rígido, pudiendo ser deformado. Existen 5 segmentos adyacentes (dos brazos, dos muslos, y cuello), que se unen a él por medio de 5 centros articulares (dos caderas, dos hombros y punto supraesternale). Los movimientos de los citados segmentos adyacentes con respecto a esos centros articulares, ya han sido comentados en la tabla anterior; estos movimientos son extrínsecos al tronco, sólo afectan a los segmentos adyacentes y no al tronco.

Para el análisis de los movimientos intrínsecos del tronco se deben definir previamente una serie de ejes (tabla 4.2), a partir de los cuales se describen sus movimientos. Estos movimientos intrínsecos del modelo de tronco desarrollado, producen deformaciones sobre su estructura, permitiéndole la ejecución de movimientos tales como los expresados en la figura 4.20.

#### 4. Representación gráfica 3D de modelos humanos realistas...

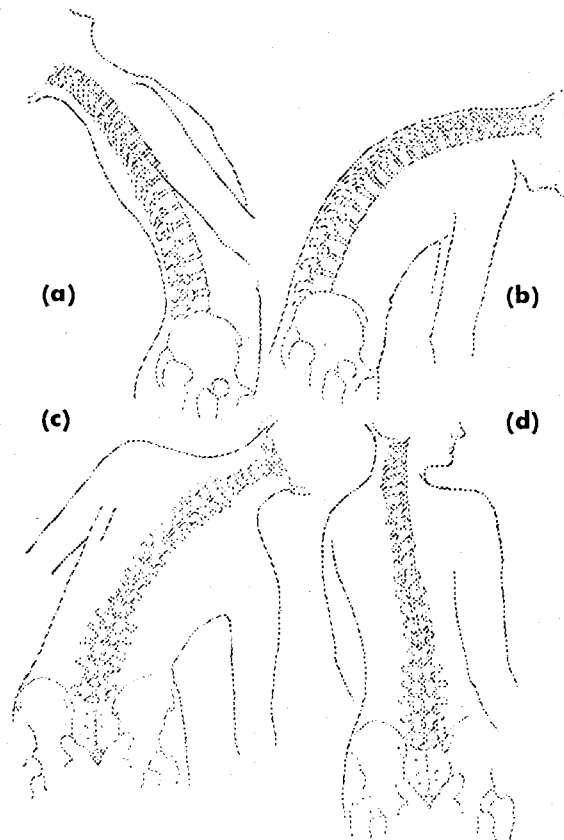
**Tabla 4.2.** Descripción del modelo de tronco utilizado en el programa **MONO3D**: ejes, articulaciones que lo componen y movimientos intrínsecos permitidos del tronco.

eje	definición	movimientos
eje Longitudinal (cuasivertebral)	Es el eje formado por la unión del punto supraesternale con el punto intercadera (definido como el punto intermedio entre ambas caderas).	rot.d/i inc.d/i fle/ext
eje de Hombros (línea de hombros)	Es el eje formado por la unión de los dos hombros.	rot.d/i inc.d/i
eje de Caderas (línea de caderas)	Es el eje formado por la unión de las dos caderas.	rot.d/i inc.d/i

rot.d/i: rotación derecha/izquierda.

inc.d/i: inclinación lateral derecha/izquierda.

fle/ext: flexión/extensión.



**Figura 4.20.** Movimientos intrínsecos del tronco (adaptado de Luttgens y Wells, 1982). a) extensión, b) flexión, c) inclinación lateral y d) rotación.

### 4.3.1. Esquema del proceso de construcción

Una vez definidos los segmentos, articulaciones, grados de libertad y movimientos del modelo gráfico, se puede generar el modelo gráfico 3D. Para ello se ha seguido el siguiente proceso secuencial:

- a. Modelar los segmentos en una posición predeterminada (habitualmente en posición horizontal).
- b. Determinar la longitud de los segmentos realizándose su escalado.
- c. Orientar los segmentos en el espacio utilizándose los ángulos de rotación detectados a partir de las coordenadas 3D obtenidas tras un estudio fotogramétrico 3D tal como el planteado en el capítulo 2 y 3.
- d. Traslación de los segmentos hacia las localizaciones espaciales que definen los puntos anatómicos obtenidos en el estudio fotogramétrico 3D previo.
- e. Definir las texturas a aplicar, ya sean colores uniformes, texturas no uniformes, mapas de superficies, propiedades físicas de la superficie (opacidad, reflexión, etc), superficie abarcada, etc.

En los siguientes apartados se profundizará en estas fases del proceso secuencial de construcción, concretando las posibilidades existentes según los antecedentes descritos, así como las adoptadas en el sistema desarrollado.

### 4.4. *MODELADO DE SEGMENTOS*

Terminológicamente las técnicas de modelado se definen como los procedimientos utilizados para la creación de una imagen. La adición de sombreado, luces, reflejos y texturas se denomina acabado (rendering). El modelado de un segmento corporal incluye aspectos como:

- ◆ Determinación del aspecto volumétrico del segmento, definiendo la forma de su contorno y la topografía de su superficie.
- ◆ Aplicación de texturas sobre la superficie generada, ya sea mediante simples colores lisos, texturas imitadas o escaneadas de materiales existentes en el mundo real.
- ◆ Definir su comportamiento ante la aplicación de fuerzas externas, lo que

implicaría establecer cierta capacidad de deformación, o sea, si el segmento es rígido o deformable. En el segundo caso se definiría el modelo de deformación utilizado.

### 4.4.1. Técnicas de modelado

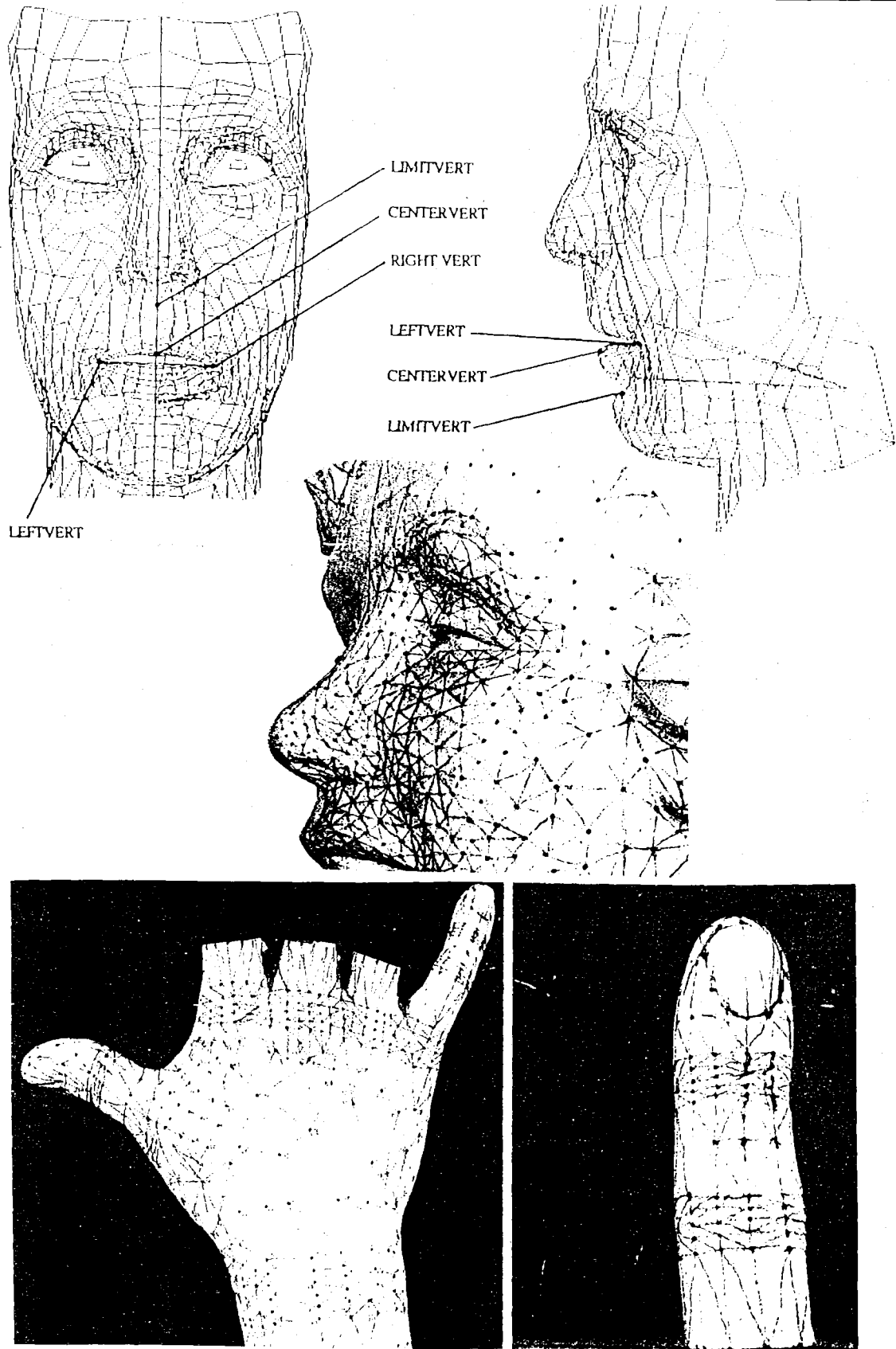
Según describe Adams (1991), los modelos 3D pueden ser generados mediante dos tipos de técnicas: modelado de superficies y modelado CSG. El modelado de superficies también se le conoce como modelado B-rep (boundary representation), modelos faceta, modelos poligonales, modelos de malla poligonal y modelos de límites. Este modelado utiliza sólo los límites exteriores del objeto para definir su forma. El modelado CSG (constructive solid geometry) o de geometría sólida constructiva, se basa en la utilización de sólidos para generar los modelos. Muchos programas de CAD (diseño asistido por ordenador) utilizan de forma combinada ambas técnicas.

El modelado de los segmentos realizado en este trabajo ha utilizado la técnica basada en la descripción de objetos utilizando mallas poligonales triangulares. El hecho de asumir esta técnica ha sido debido a que es la más utilizada actualmente, la mayor parte del software comercial y librerías gráficas manejan adecuadamente estas bases de datos (Thalmann y Thalmann, 1990).

La geometría del modelo que se ha desarrollado se basa en la utilización de polígonos. Un polígono se define como una figura plana limitada por una lista de puntos (vértices) enlazados por líneas (aristas). Se asume que todos los vértices son diferentes y las aristas no pueden cruzarse entre sí. El último vértice se une, mediante una línea, con el primero de la lista de puntos.

El polígono utilizado como base es el triangular ya que las facetas necesarias para el proceso de sombreado deben ser planas y el triángulo es la figura geométrica ideal al estar formada por 3 puntos. La utilización de superficies generadas en base a mallas poligonales triangulares es la técnica más habitual, quedando patente este hecho tras analizar los programas de diseño CAD 3D más importantes existentes en el mercado. Estas mallas están definidas por multitud de polígonos triangulares en el que se comparten vértices y aristas (figura 4.21). La ventaja del polígono triangular sobre otros polígonos estriba en su facilidad para adaptarse a topografías altamente complejas, siempre que su tamaño sea suficientemente reducido.

#### 4. Representación gráfica 3D de modelos humanos realistas...



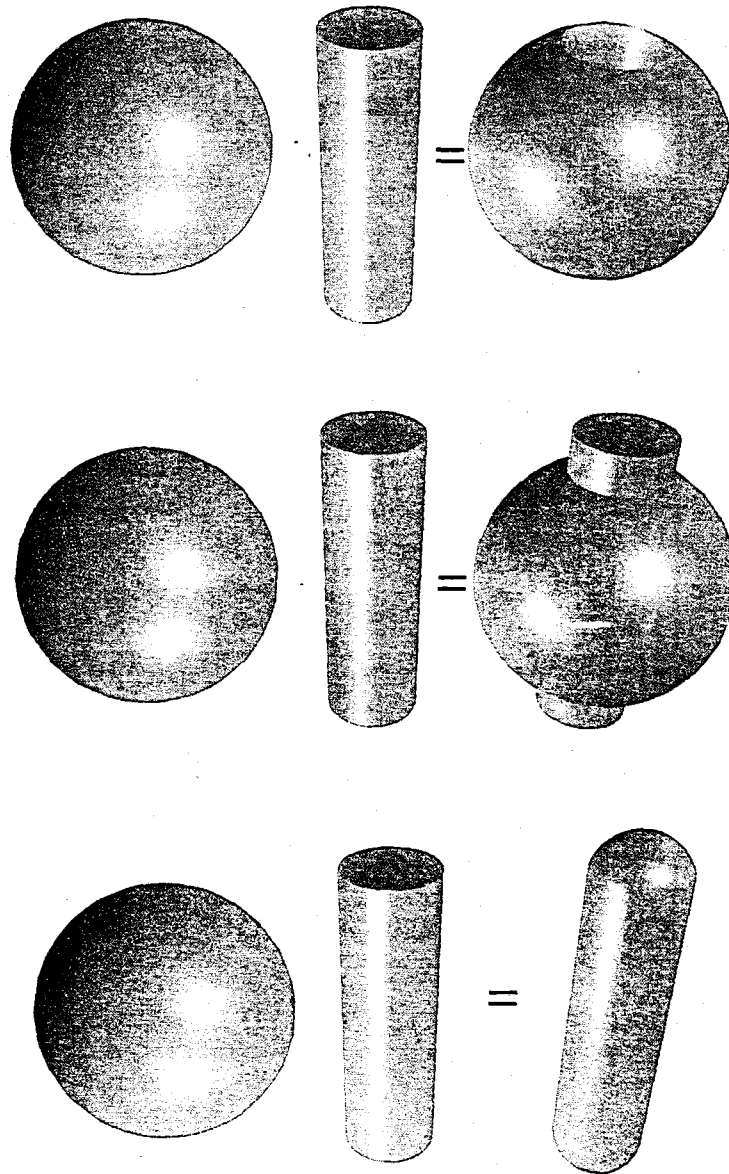
**Figura 4.21.** Modelado del cuerpo humano mediante mallas poligonales triangulares (adaptado de Thalmann y Thalmann, 1990).

La superficie formada por la piel humana es irregular, además de poseer gran cantidad de prominencias y depresiones. Con dichas características es importante elegir los vértices correctos, de forma que coincidan con la parte más elevada de las prominencias y el fondo de las depresiones; esta coincidencia permitirá obtener un correcto rendering. Las grandes angulaciones de inclinación entre facetas adyacentes debe ser eliminada, ya que produciría variaciones indeseables en el sombreado, así como la aparición de un fenómeno físico conocido como efecto Mach (Thalmann y Thalmann, 1990). Para resolver este problema debe incrementarse el número de facetas en aquellas regiones donde las irregularidades sean importantes (figura 4.21), aunque la utilización de facetas muy pequeñas puede causar problemas en las rutinas de sombreado cuando se modifique un vértice de forma individual.

A pesar de ser costosos en el tiempo invertido por la CPU, los modelos de objetos 3D basados en mallas poligonales son los más comunes. En este sentido no es de extrañar que las librerías y software especializados trabajen fundamentalmente con ellas, así mismo el hardware de las estaciones de trabajo está basado, casi siempre, en base a modelos de mallas poligonales.

La geometría CSG está basada en modelado de figuras geométricas utilizando ecuaciones matemáticas. Para ello se generan bases de datos de formas geométricas tales como esferas, planos finitos o infinitos, cubos, cilindros finitos o infinitos, conos, conos truncados, trapecios, prismas de todo tipo, etc. Mediante operaciones de algebra booleana (unión, diferencia, intersección, etc) estas figuras pueden combinarse para generar los objetos deseados (figura 4.22).

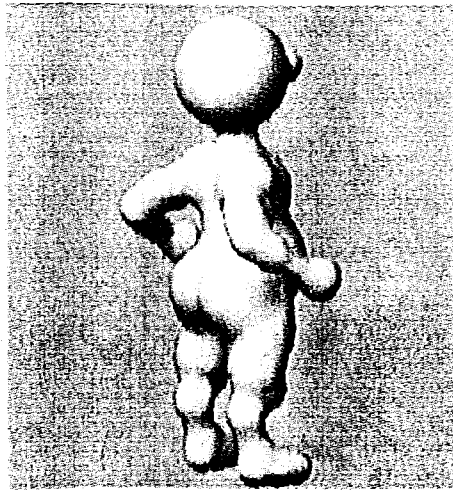
Para el modelo que se desarrolla en esta tesis, no se han seleccionado estas técnicas, ya que implicarían la pérdida del control del modelo humano generado. Esta pérdida se fundamenta en el planteamiento de que la figura generada debe, posteriormente, escalarse y/o deformarse ya que así será requerido en este sistema. Tras esas alteraciones será problemático saber determinar los parámetros antropométricos afectados por esas modificaciones (longitudes y volúmenes segmentarios). Este problema no se plantea si utilizamos mallas poligonales como herramienta de modelado del cuerpo humano.



**Figura 4.22.** Operaciones de álgebra booleana utilizadas en geometría CSG, para la generación de cuerpos (adaptado de Hermida, 1993).

Uno de los últimos avances en modelado 3D se basa en la utilización de formas geométricas formadas por burbujas (blobs, metaballs), las cuales pueden ser construidas mediante técnicas de modelado CSG o con mallas poligonales. Una burbuja es una figura de aspecto orgánico creada a partir de dos o más esferas flexibles-deformables. Los componentes esféricos de la burbuja pueden estirarse y comprimirse de forma suavizada, conectándose unos con otros. Sería algo parecido a dos gotas de mercurio que al acercarse se unen de forma suave.

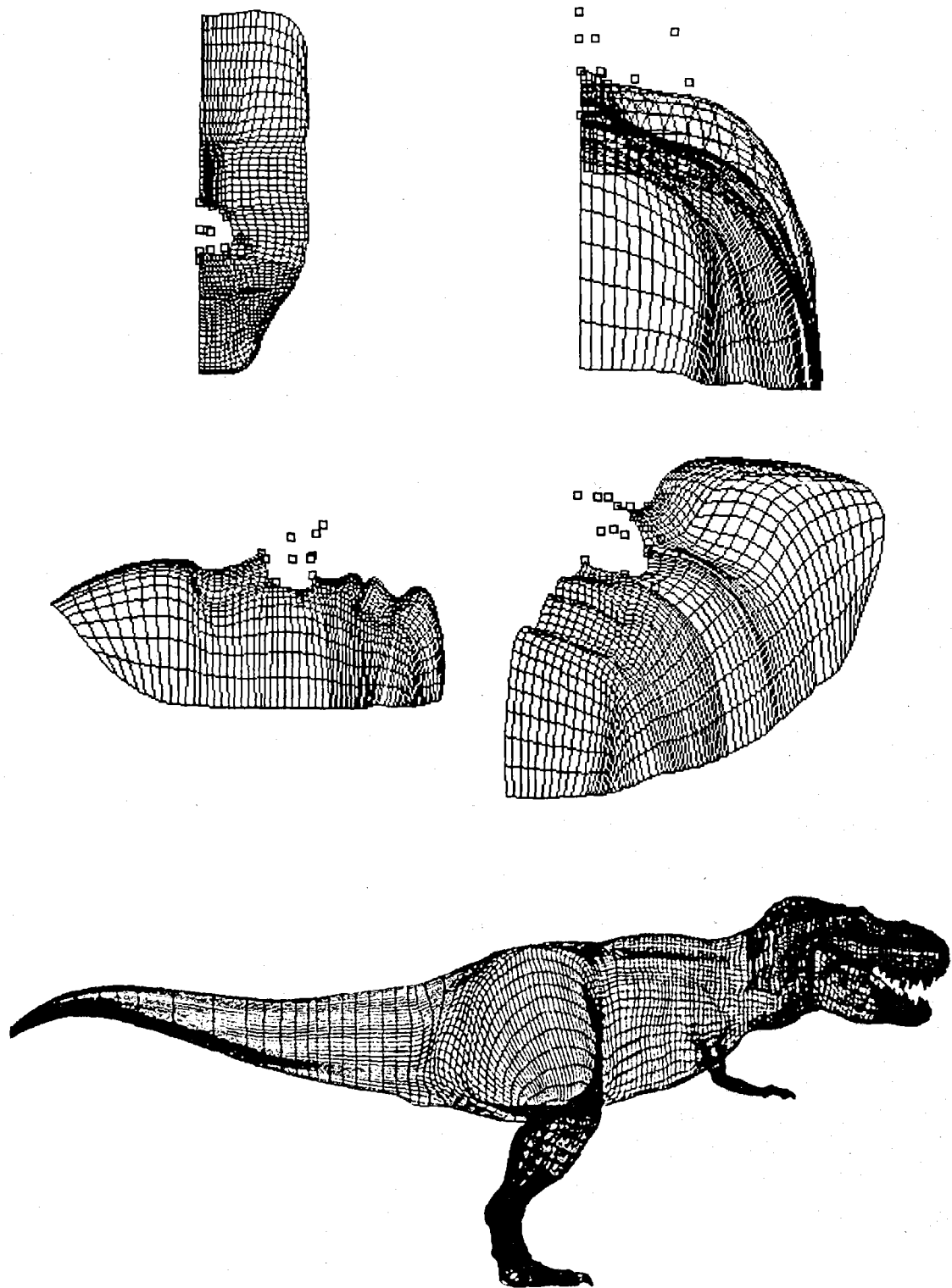
Los objetos generados con este tipo de modelado son altamente realistas, pueden incluso simular y resolver los aspectos de rigidez inherentes en las técnicas tradicionales de polígonos, de forma tal que pueden alterar la topografía de las figuras simulando los movimientos de los músculos o la deformación producida en las articulaciones (figura 4.23). Para conseguir estos efectos sería necesario la utilización de cientos o miles de estas burbujas. Este tipo de modelado implica los mismo problemas narrados anteriormente, o sea, el modelo generado escapa del control del sistema en cuanto a la imposibilidad actual de detección de parámetros antropométricos afectados por las deformaciones generadas (longitudes y volúmenes segmentarios).



**Figura 4.23.** Modelo humano de burbujas (blobs, metaballs), generado con el módulo IPAS Metareyes en el 3DStudio.

Posiblemente las técnicas de modelado que generan los resultados más espectaculares a nivel estético, son las que se basan en la utilización de mallas de curvas splines (snurbs). El gran inconveniente del modelado de superficies mediante mallas poligonales reside en la dificultad existente cuando hay que generar superficies complejas, ya que se basan en la manipulación de vértices individuales. Mediante la utilización de mallas modeladas con splines, estos problemas son simplificados y abreviados en el tiempo, aportando posiblemente un mayor control sobre el modelado geométrico deseado por el investigador (figura 4.24). Actualmente estas técnicas sólo están al alcance de sistemas basados en estaciones de trabajo, aunque se están empezando a desarrollar algunas utilidades para el entorno de los PC.





*Figura 4.24. Cuerpos modelados mediante la aplicación de curvas splines.*

En un futuro próximo posiblemente acaben imponiéndose las técnicas de modelado basadas en mallas splines (snurbs) y en burbujas (blobs, metaballs) para la generación de modelos humanos realistas, pero por el momento la utilización de mallas poligonales triangulares es la solución más práctica y asequible, siendo sus resultados excelentes.

Buscando su posible aplicación al ámbito de la Biomecánica Deportiva, sería conveniente, independientemente del tipo de modelado realizado, que éste permita controlar el proceso de construcción y deformación, de forma que tras la obtención del modelo humano se puedan deducir puntos anatómicos, parámetros inerciales, parámetros antropométricos, etc.

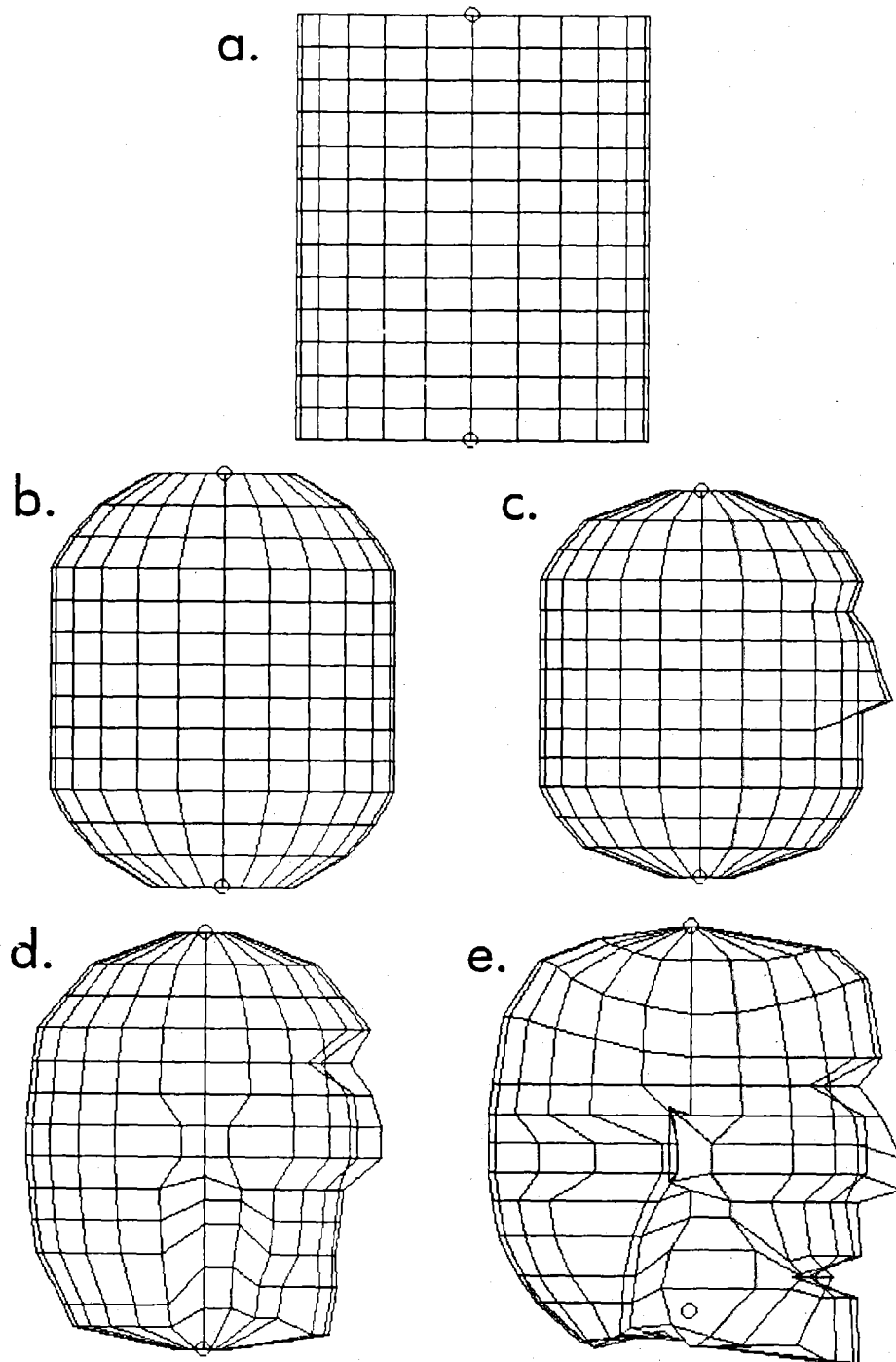
#### 4.4.2. Modelado de segmentos utilizado en MONO3D

Como se ha dicho, el software **MONO3D** modela los segmentos humanos utilizando mallas poligonales triangulares. Cada segmento es modelado a partir de una estructura de puntos distribuidos a lo largo de un número determinado de ejes longitudinales y secciones transversales. Los puntos de ejes y secciones contiguas se enlazan mediante aristas, generando de esta forma la malla poligonal. En la tabla 4.3 se exponen las características de los diferentes segmentos humanos, teniendo en cuenta el número de secciones y los ejes longitudinales que los definen.

**Tabla 4.3.** Características del modelado de los segmentos humanos utilizado en **MONO3D**.

segmento	nº de secciones	nº de puntos por sección	nº total de puntos	nº de facetas triangulares
Pie	9	12	108	192
Pierna	9	12	108	192
Muslo	9	12	108	192
Mano	10	12	120	216
Antebrazo	10	12	120	216
Brazo	10	12	120	216
Tronco	18	24	432	816
Cuello	14	24	336	624
Cráneo	14	24	336	624
Implemento	9	12	108	192

La forma común de modelado se basa en la generación de segmentos a partir de barridos rotacionales que generan cuerpos de revolución, obteniéndose mallas poligonales con vértices adyacentes. Una vez generados los cuerpos de revolución, podrá alterarse fácilmente su aspecto modificando la ubicación de los vértices que componen esa malla (figura 4.25).



**Figura 4.25.** Modelado del segmento cabeza realizado en el sistema **MONO3D**. El cuerpo de revolución inicial (a) es deformado hasta obtener el resultado deseado (e).

Tal y como exponen Thalmann y Thalmann (1990), para enfatizar los detalles se debe incrementar la densidad de las facetas en aquellas partes corporales en las cuales el detalle sea imprescindible debido a la complejidad de la topografía dérmica. Este es el caso del tronco y la cabeza, donde la densidad de facetas es elevada, siendo menor en los segmentos de las extremidades superior e inferior. Podría haberse utilizado un número más elevado de facetas, que habría redundado en beneficio de una mayor calidad en la estética de los modelos humanos obtenidos, lo que conlleva problemas en su gestión y almacenamiento, hecho que incrementaría el tiempo de proceso y la obtención de resultados. Finalmente se ha optado por no elevar excesivamente el número de facetas por los inconvenientes anteriores.

Una vez definida la malla, el modelado de cada uno de los segmentos se realiza con un módulo integrado en el sistema **MONO3D**, especialmente adaptado y diseñado para la creación de segmentos humanos (figura 4.26).

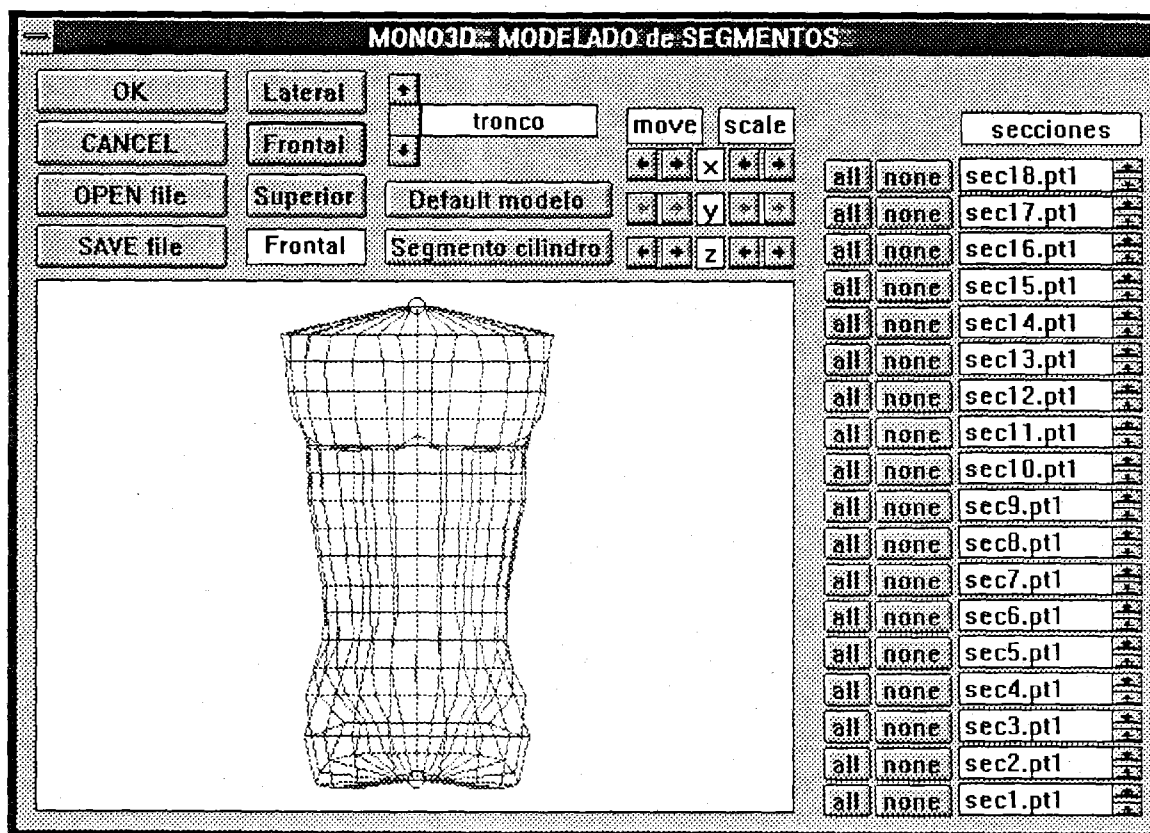


Figura 4.26. Módulo de gestión del modelado de segmentos del sistema **MONO3D**.

Este módulo permite modelar los segmentos, interactuando de forma gráfica con el operador del sistema, presentando el resultado desde una perspectiva lateral, frontal y superior (figura 4.27). Los distintos vértices que componen los segmentos podrán ser estirados, comprimidos, desplazados, escalados, etc, hasta obtener el aspecto deseado. Los modelos de segmentos obtenidos pueden ser almacenados en archivos, permitiendo la posibilidad de generar una base de datos con diferentes somatotipos humanos, los cuales pueden ser utilizados en cualquier estudio fotogramétrico 3D.

El sistema permite la utilización de dos modelos básicos, uno de cilindros y otro que simula la morfología humana, pudiendo utilizarse otros modelos previamente almacenados en disco para su alteración y modificación. En este sentido, para la aplicación práctica utilizada en esta tesis, se ha elaborado un modelo adicional que ha pretendido simular de forma realista la morfología corporal humana introduciendo aspectos como el relieve de los grupos musculares y los rasgos topográficos más significativos en el cuerpo humano. En las figuras 4.28, 4.29, 4.30, 4.31 y 4.32 se exponen, desde diferentes puntos de vista, los segmentos del modelo construido, así como el resultado final plasmado en posición anatómica (figura 4.33). Además del modelo realista, también se han generado tres modelos no realistas, basados en la construcción de segmentos tipo bastón, cilindros y troncos de cono (figura 4.34).

Para la construcción de los segmentos, se utilizan como referencia dos puntos que corresponden con el extremo proximal y distal del citado segmento. Estos puntos son los mismos que se utilizan para la obtención del CG segmentario (en las tablas 3.2 y 3.3 se exponen cuales son esos puntos para cada segmento).

#### 4. Representación gráfica 3D de modelos humanos realistas...

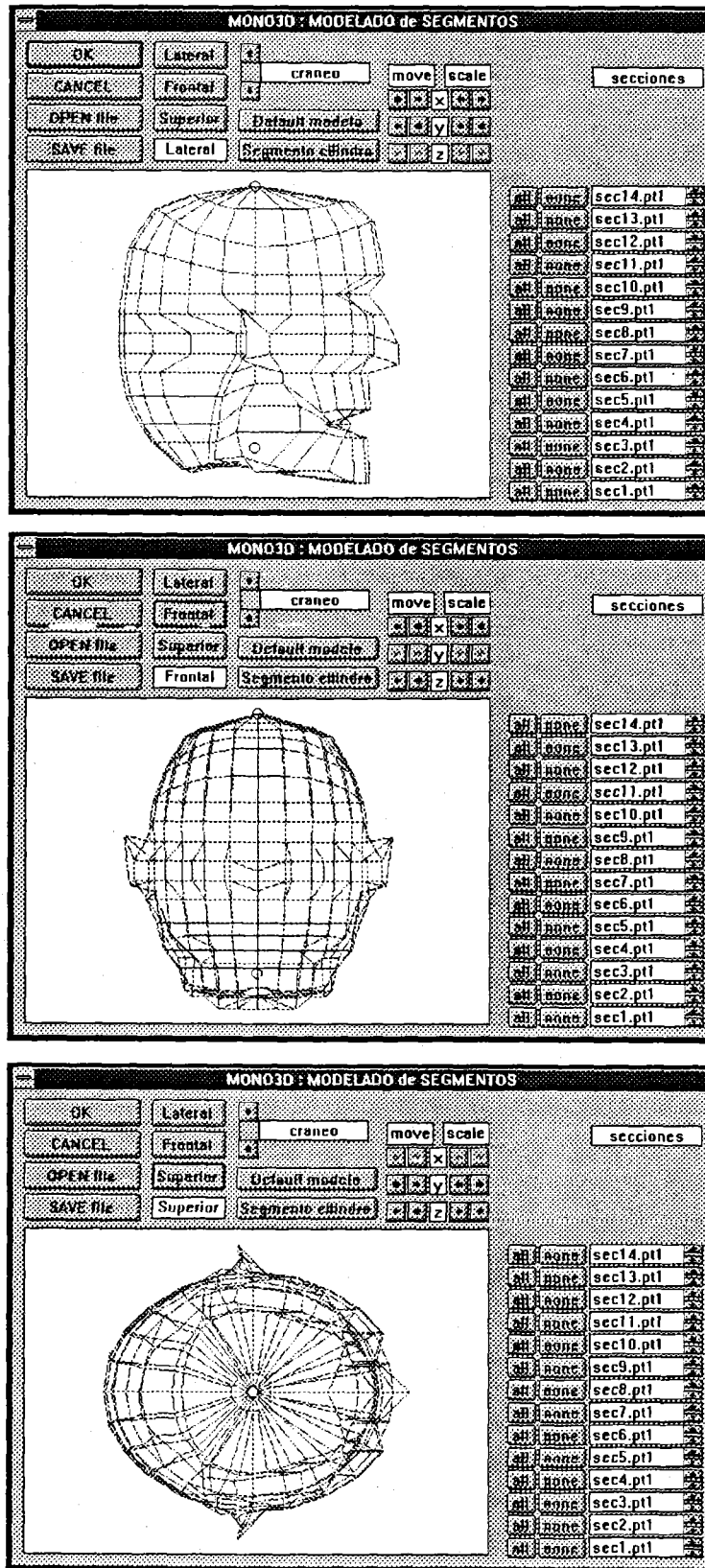


Figura 4.27. Diferentes perspectivas del modelado del segmento cabeza en el sistema MONO3D.

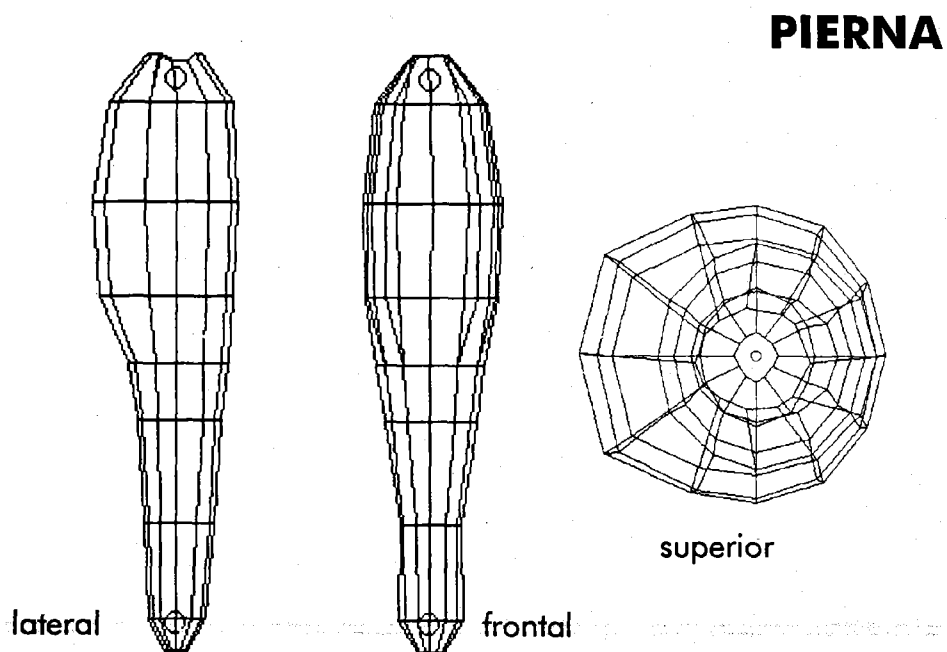
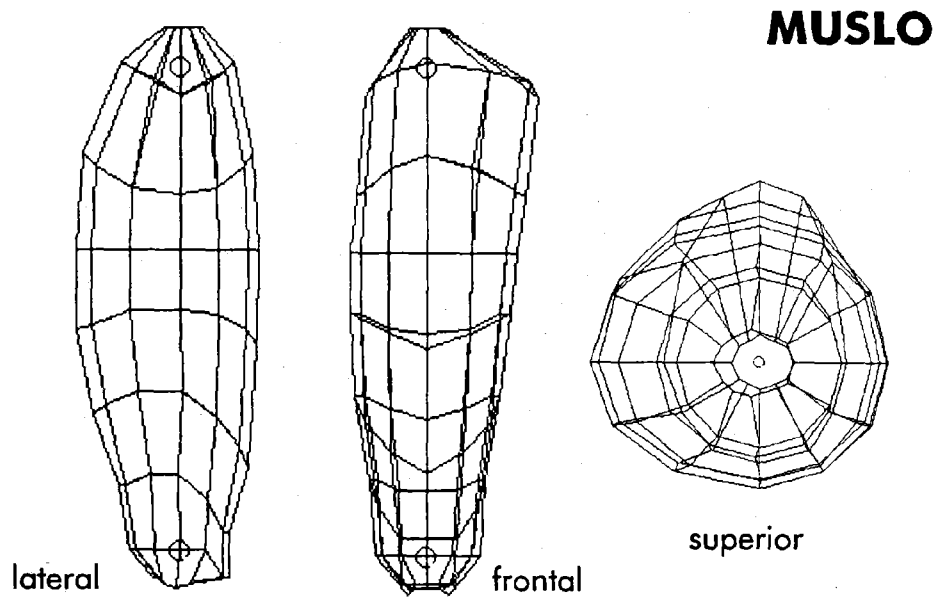
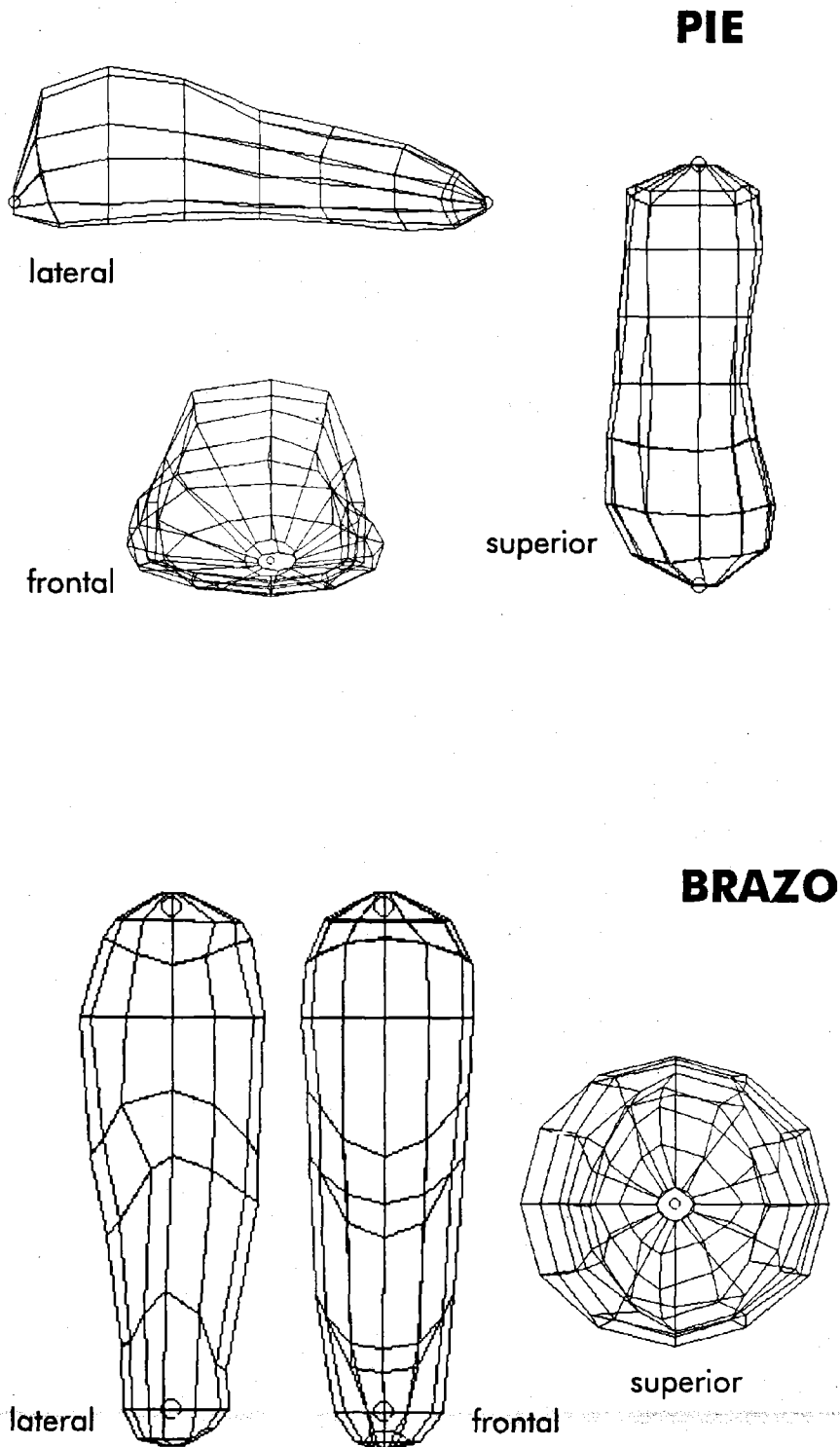


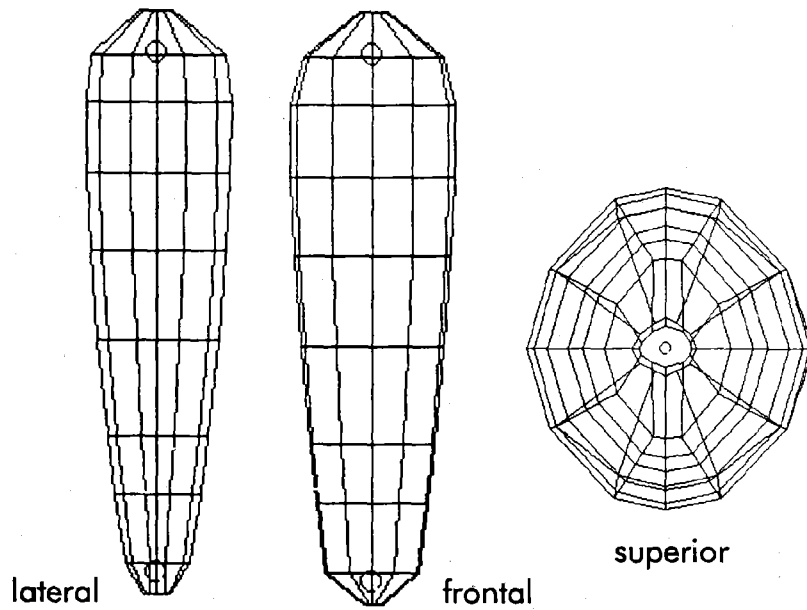
Figura 4.28. Segmentos muslo y pierna modelados con el sistema **MONO3D**.



*Figura 4.29. Segmentos pie y brazo modelados con el sistema MONO3D.*



## ANTEBRAZO



## MANO

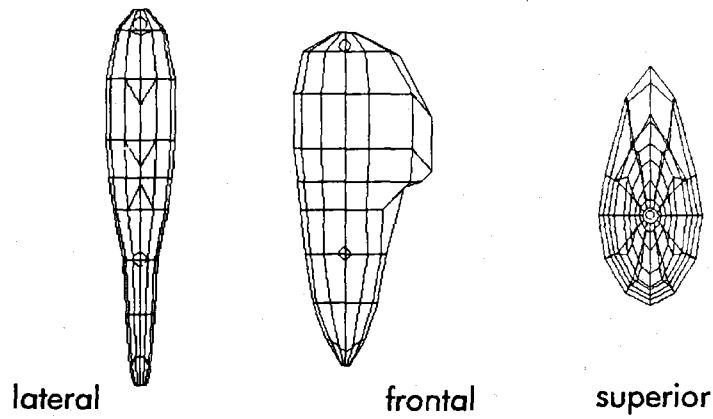
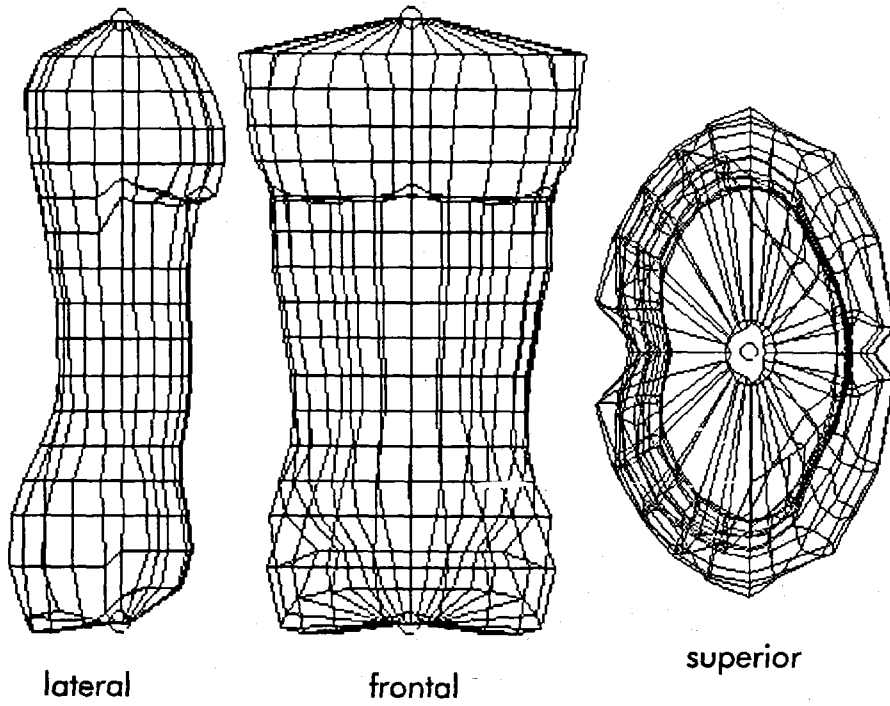
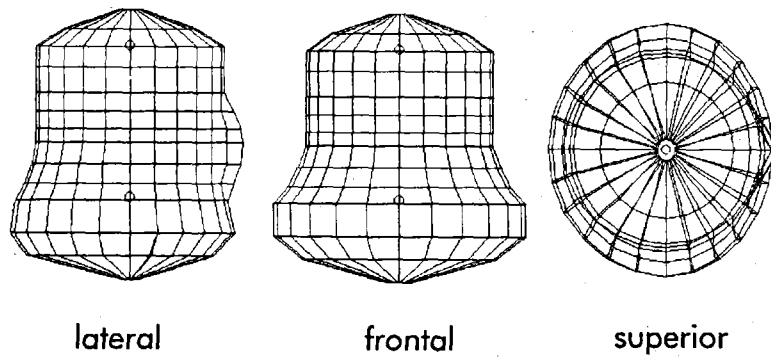


Figura 4.30. Segmentos antebrazo y mano modelados con el sistema MONO3D.

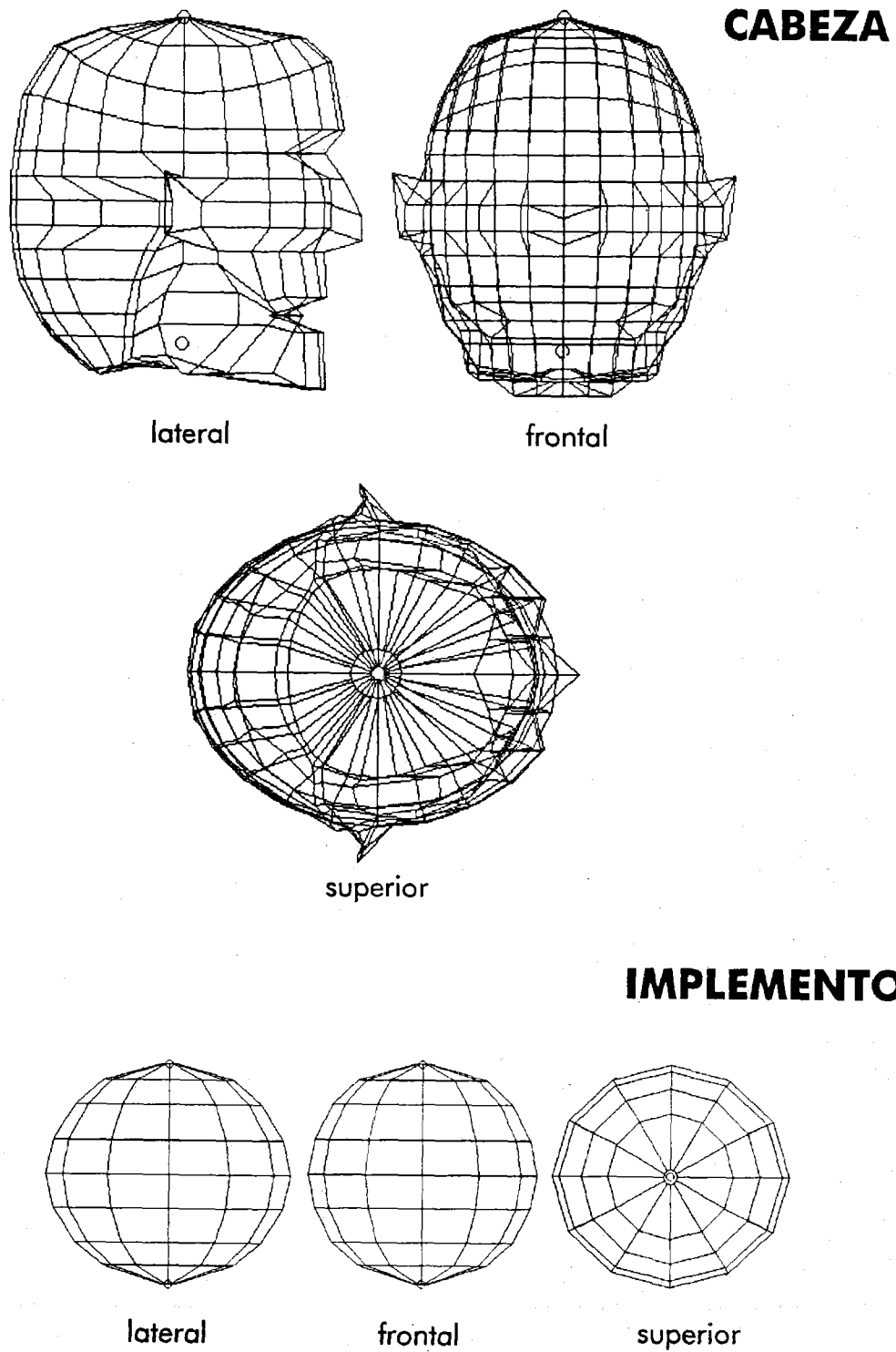
## TRONCO



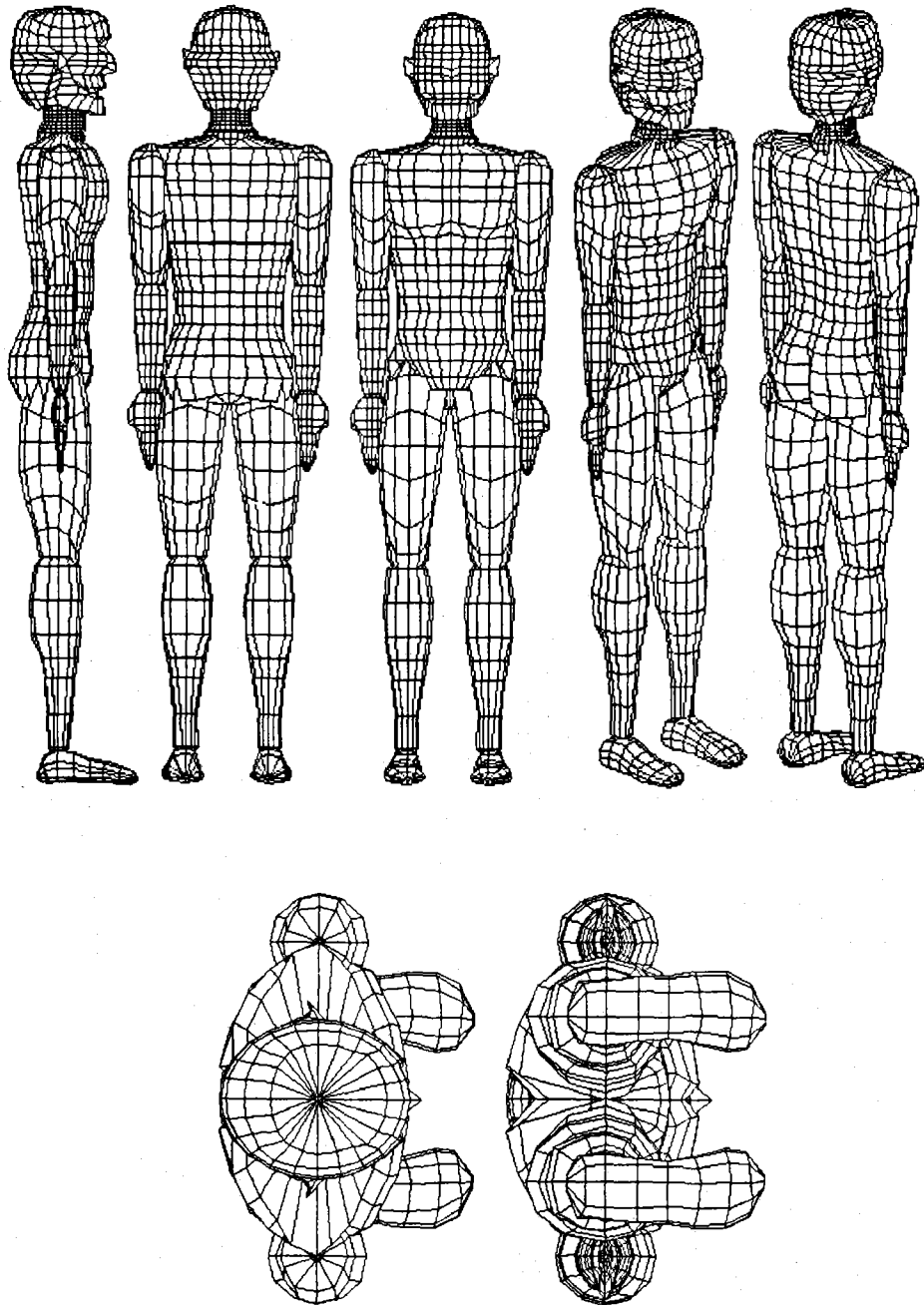
## CUELLO



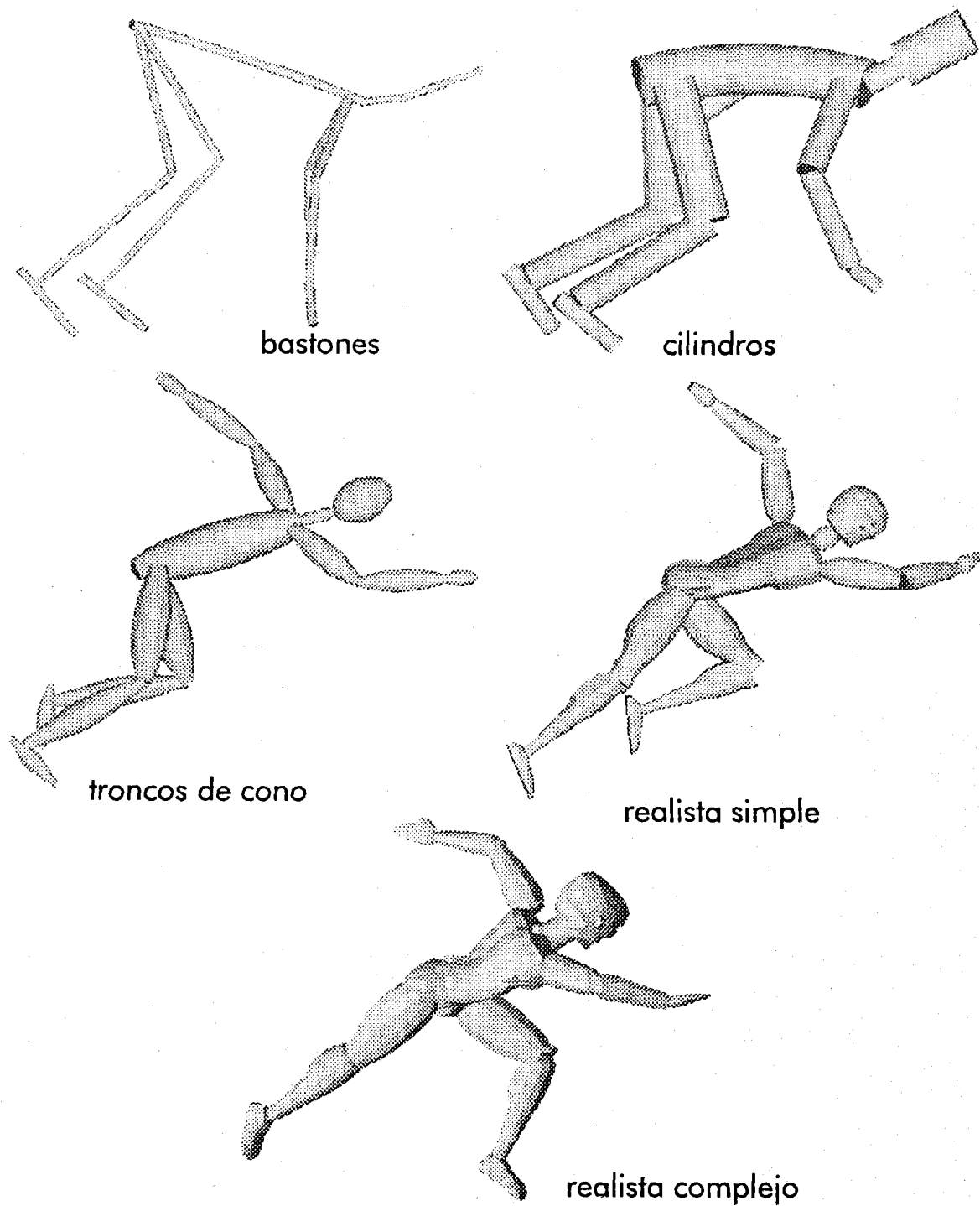
**Figura 4.31.** Segmentos tronco y cuello modelados con el sistema **MONO3D**.



*Figura 4.32. Segmentos cabeza e implemento modelados con el sistema MONO3D.*



*Figura 4.33. Modelo realista generado con el sistema **MONO3D**, en posición anatómica.*



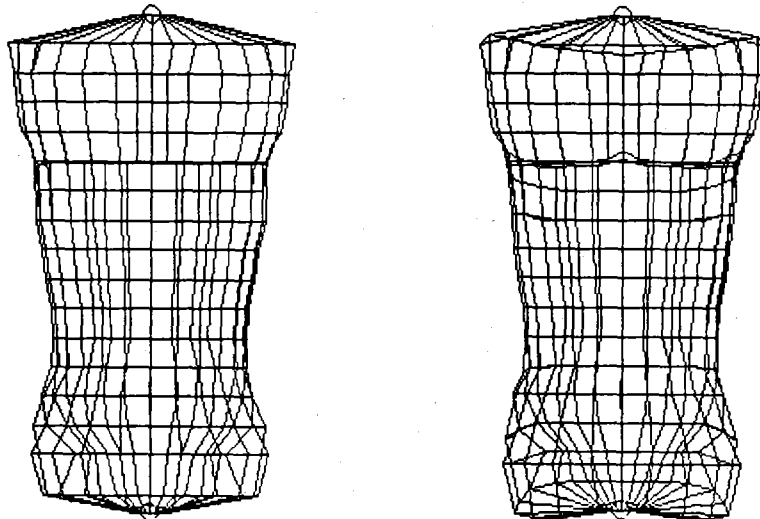
**Figura 4.34.** *Diversos tipos de modelos realizados con MONO3D.*

La mayor parte de estas localizaciones anatómicas definen centros geométricos de articulaciones (tobillo, rodilla, cadera, hombro, codo, muñeca, supraesternal y gonion medio), por lo tanto el modelado de los segmentos en estas posiciones debe pretender simular el aspecto volumétrico de las articulaciones implicadas. Existen otros puntos que, por el contrario, definen los extremos de determinados segmentos (punta del pie, extremo posterior del calcáneo, apófisis estiloides del 3º dedo y vértex), luego durante el proceso de modelado deberá pretenderse que el aspecto del segmento coincida en sus extremos con los citados puntos.

En el caso del punto posterior del calcáneo hay que considerar que éste no es su extremo inferior, por lo que el modelado del pie debe considerar que existirá parte de tejido humano localizado en una parte más inferior que el citado punto. Otro punto problemático es la apófisis estiloides del 3º dedo, la cual no representa el extremo visible de la mano, luego el modelado de la mano deberá simular la posición de los dedos de la mano de forma subjetiva. En el caso de la mano es conveniente crear diversos modelos, unos con la palma extendida y otros flexionada, seleccionando el más conveniente en cada caso o gesto analizado.

Si se pretendiera utilizar el modelo gráfico humano con el fin de obtener parámetros inerciales individualizados, sería conveniente que el modelado a realizar definiese secciones transversales paralelas (figura 4.35). Esto es necesario ya que permitirá obtener el volumen segmentario, a partir del cual, y mediante la utilización de una tabla de densidades, se obtendría el CG del segmento modelado. Al incluir el programa la posibilidad de conocer las distancias reales de los puntos que componen la malla poligonal, es posible modelar segmentos de un individuo concreto con los parámetros antropométricos más relevantes como diámetros, secciones y perímetros, lo cual permitiría obtener un modelo humano completamente individualizado, posibilidad ésta de enorme utilidad en el ámbito de la Biomecánica Deportiva.

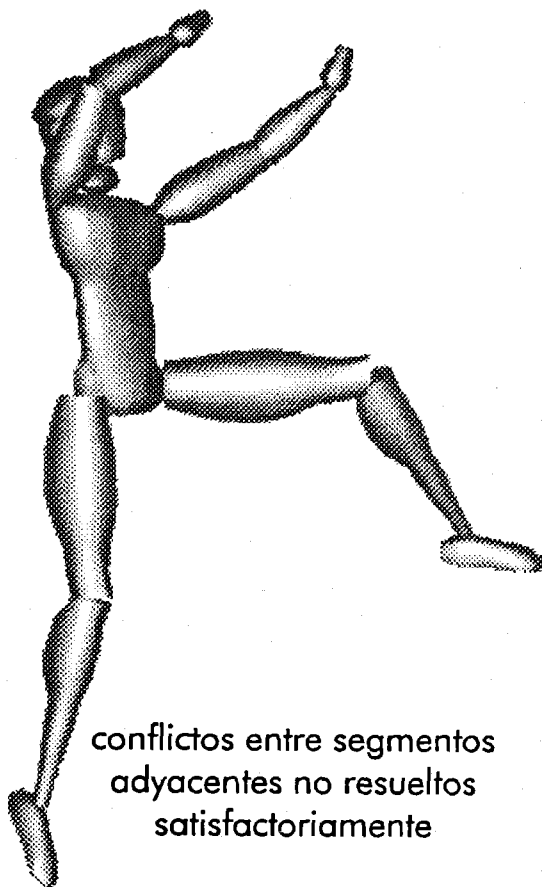
La utilización de jerarquías de segmentos rígidos para modelar cuerpos humanos implica la aparición de ciertos conflictos en las localizaciones de las articulaciones, ya que en esas ubicaciones se produce la superposición de los segmentos adyacentes. Es recomendable que, durante el modelado de los segmentos, se tenga cuidado en la construcción de sus extremos proximal y distal, buscando la generación de orografías que resuelvan el aspecto de las articulaciones cuando se realicen movimientos de rotación en ellas (figura 4.36).



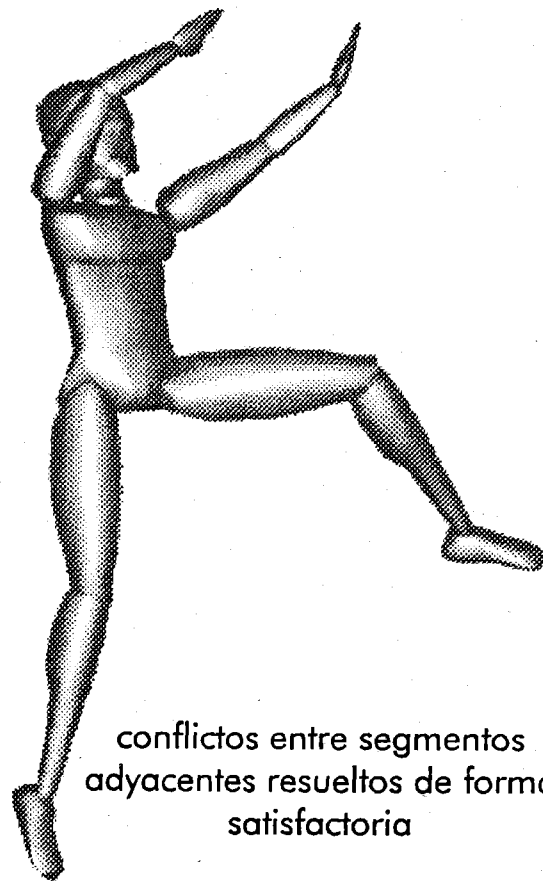
a. secciones paralelas

b. secciones no paralelas

**Figura 4.35.** Segmento tronco modelado con secciones paralelas (a) y no paralelas (b).



conflictos entre segmentos  
adyacentes no resueltos  
satisfactoriamente



conflictos entre segmentos  
adyacentes resueltos de forma  
satisfactoria

**Figura 4.36.** Formas de resolver el conflicto articular entre segmentos adyacentes.

Una forma de eliminar el problema estético de los conflictos articulares es la generación de contornos redondeados y no puntiagudos en los extremos proximal y distal, tal y como se ha planteado en las articulaciones del tobillo, cadera, hombro, muñeca y cuello. Otra alternativa consiste en que las articulaciones sean modeladas íntegramente dentro de un único segmento y no de forma compartida en los dos segmentos contiguos que la conforman; esto se ha realizado en las articulaciones del codo y rodilla.

En relación a los implementos deportivos, el sistema permite el modelado de un único implemento de la misma forma en que se modelan los segmentos humanos (figura 4.31), siendo posible su almacenamiento posterior en disco. Para la elaboración de esta tesis se han diseñado diversos tipos de balones (fútbol, baloncesto, voleibol y tenis).

Una vez generado el modelo humano básico, mediante las operaciones de escalado, rotación y desplazamiento podemos obtener deformaciones del modelo original que permitirán obtener nuevos modelos con diferentes morfologías. Así de una forma simple, podemos establecer una base de datos de modelos antropométricos diferenciados en cuanto a longitudes, perímetros, diámetros, etc, creando modelos específicos para cada necesidad.

### 4.4.3. Base de datos de coordenadas espaciales (3D)

Uno de los problemas que se plantean en la elaboración y tratamiento informatizado de modelos 3D es la gran cantidad de memoria dedicada al almacenamiento y manipulación de las coordenadas 3D que definen los objetos utilizados. En nuestro caso la base de datos debe gestionar todos los vértices que definen las facetas de la malla poligonal de cada uno de los segmentos corporales.

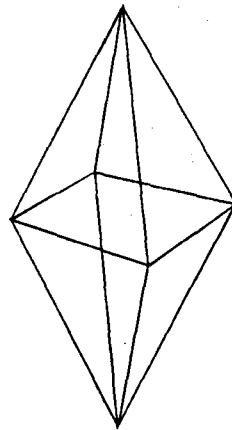
Es importante que la base de datos esté optimizada mediante algoritmos que permitan reducir la cantidad de memoria requerida para una mejor eficiencia y ahorro de recursos del ordenador, así como un incremento en la velocidad de procesado de los segmentos. Existen tres alternativas que analizaremos a nivel de coste en recursos de memoria:

- ◆ Generar una única base de datos que liste de forma secuencial todas las triadas de coordenadas 3D de los puntos que definen cada una de las facetas triangulares existentes en los segmentos. Este método sería eficiente pero muy costoso, debido al gran espacio requerido para su almacenamiento, ya que existirían demasiados puntos repetidos. Pensemos que en una malla poligonal los vértices de cada faceta



deben ser compartidos con las facetas adyacentes.

Ejemplo: Un poliedro constituido por dos pirámides está formado por 8 facetas triangulares y 6 vértices (figura 4.37), las facetas se definen por 3 vértices. Cada vértice es una coordenada 3D cuyos componentes son 3 cifras con parte decimal. Si utilizásemos números 'float' (4 bytes) se requeriría una matriz de  $4 \times 3 \times 3 \times 8 = 288$  bytes. (4 bytes, por 3 coordenadas correspondientes a cada vértice 3D, por 3 vértices correspondientes a una faceta, por 8 facetas).



*Figura 4.37. Poliedro formado por dos pirámides triangulares (6 vértices y 8 facetas triangulares).*

- ◆ Otra alternativa puede ser generar dos bases de datos, en una de ellas se introducirán las coordenadas 3D de todos los vértices y en otra se indicarán la información sobre los índices de las triadas que definen cada una de las facetas existentes. Esta segunda alternativa es igual de eficiente que la anterior pero proporciona un ahorro en el tamaño de memoria requerido.

Ejemplo: El mismo poliedro de antes constituido por dos pirámides, si utilizásemos números 'int' (2 bytes) para la matriz que indica el índice de las facetas, se requerirían  $2 \times 3 \times 3 \times 8 = 144$  bytes para definir los índices de las facetas a utilizar; más otra matriz de  $4 \times 3 \times 6 = 72$  bytes para almacenar los vértices en formato 'float'. En total serían  $144 + 72 = 216$  bytes.

- ◆ Generar una única base de datos "inteligente" en la cual sólo se introduzcan las coordenadas correspondientes a los vértices 3D. Si los segmentos modelados tienen una estructura definida a partir de un número conocido de filas y columnas, la detección de los vértices que generan cada faceta se hace posible con algoritmos inteligentes de detección muy simples. Esta alternativa es la menos costosa en cuanto al tamaño de memoria necesario.

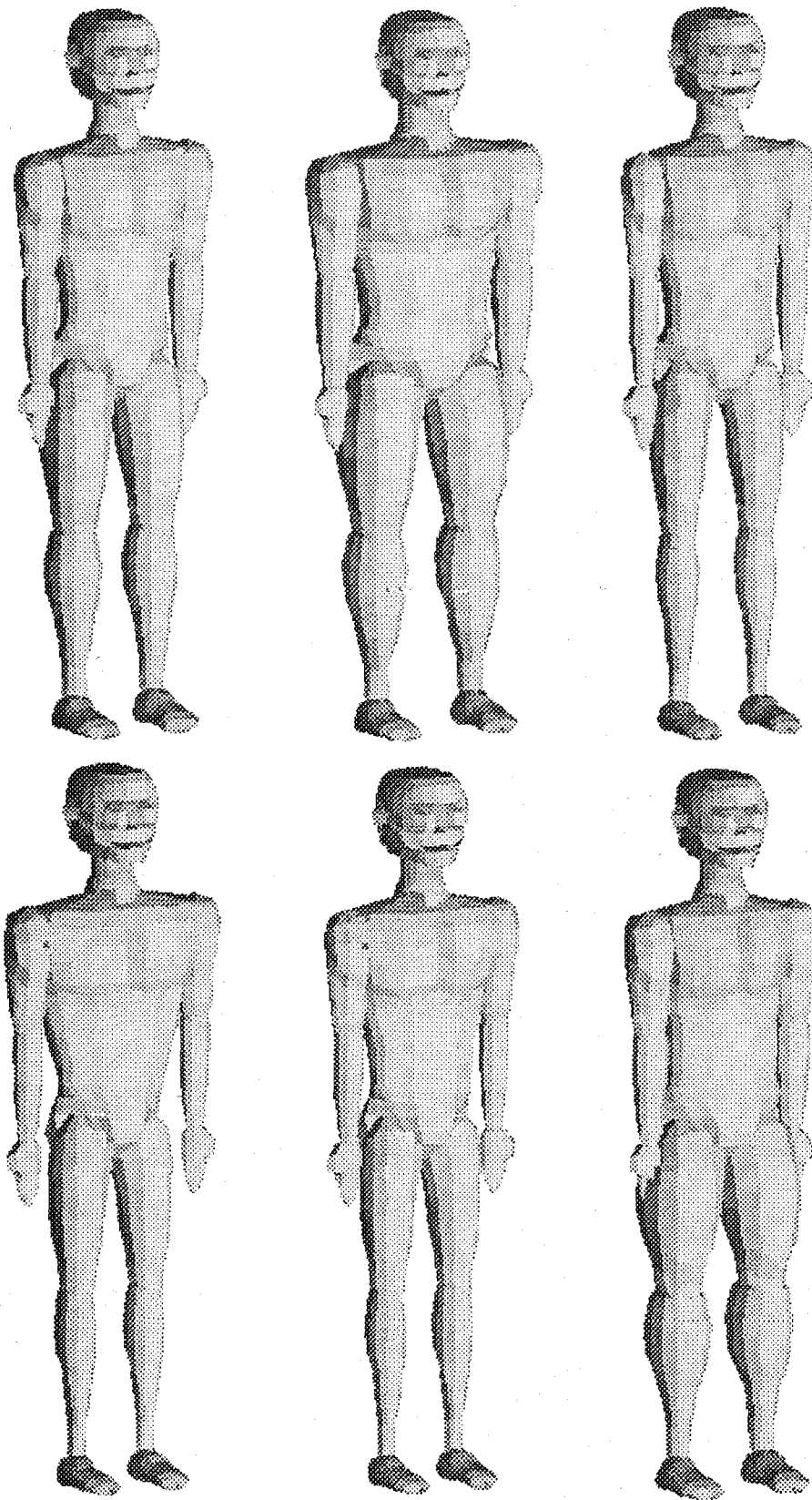
Ejemplo: El mismo poliedro definido anteriormente, requeriría una matriz de  $4 \times 3 \times 6 = 72$  bytes para almacenar los vértices en formato 'float'.

Debido a que la forma de modelado utilizada en este sistema se basa en la generación de segmentos a partir de barridos rotacionales que generan cuerpos de revolución, se obtienen mallas poligonales con vértices adyacentes fácilmente detectables de forma inteligente. Luego hemos optado por la tercera alternativa de modelo de base de datos cuyo ahorro, en cuanto a tamaño de memoria requerido, es el menor.

#### 4.5. ESCALADO DE SEGMENTOS

Mediante la operación de escalado se pueden generar dos tipos de alteraciones sobre un cuerpo: escalado proporcional utilizando el mismo factor de escala sobre los 3 ejes o bien deformación del cuerpo tras la aplicación de diferentes factores de escala sobre los 3 ejes. En el segundo caso, la deformación generada sobre el modelo básico, nos permitirá obtener nuevos modelos de segmentos. De esta forma se podrían simular, fácil y rápidamente, diferentes tipos de fisonomías corporales (leptosómico, atlético y pícnico) sin la necesidad de generar alteraciones localizadas sobre determinados puntos de la malla poligonal (figura 4.38).

El tipo de escalado que se ha desarrollado en este apartado es el escalado proporcional, a partir del cual se podrán obtener segmentos humanos con diferente longitud en su eje longitudinal. Esto permitirá la obtención de modelos individualizados que son definidos a partir de parámetros antropométricos específicos que corresponden a las longitudes segmentarias.



**Figura 4.38.** Deformaciones del modelo básico, realizadas mediante la aplicación de factores de escala diferentes durante el modelado de los segmentos.

Para el análisis cinemático de cuerpos (posiciones, velocidades y aceleraciones) es habitual que éstos sean considerados como rígidos y, debido a ello, la distancia entre dos puntos que definen los segmentos no cambia (Berme, Cappozzo y Meglan, 1990). Las coordenadas espaciales de los puntos anatómicos humanos, obtenidas tras un análisis fotogramétrico 3D, son la base a partir de la cual el modelo gráfico humano puede ser animado de forma realista. Si estas localizaciones anatómicas se corresponden con puntos que forman parte de la estructura ósea corporal, tal y como se ha planteado en el capítulo segundo y tercero, las distancias que definen la posición proximal y distal de un segmento serán constantes-invariables. En el cuerpo humano se puede considerar, con un mínimo grado de error, que los segmentos tienen longitudes fijas ya que su estructura ósea así lo condiciona, siendo éste el caso de los segmentos antebrazo, brazo, muslo, pierna y cabeza. Existen otros segmentos en los cuales no se puede asumir este criterio de invariabilidad relativa en sus longitudes, como el tronco, pies y manos.

El tronco no es un segmento rígido ya que puede deformarse fácilmente debido a la movilidad articular, flexo/extensión, rotación longitudinal, inclinación lateral, etc. En el caso de la mano los únicos elementos que se deforman son los dedos; en el caso de que se obtuviese como punto distal el extremo de los dedos, la mano no podría considerarse como un segmento rígido, pero en el modelo planteado en esta tesis el extremo distal es la apófisis estiloides del 3º dedo, lo cual permite asumir que el segmento mano es rígido (su longitud es invariable). El segmento pie tiene un cierto grado de movilidad que le permite deformarse (flexión dorso/plantar), pero esta modificación en su longitud se puede considerar como reducida, sobre todo cuando se utilizan elementos limitadores (calzado).

Tras el análisis anterior podemos considerar que, exceptuando el tronco, el resto de segmentos humanos tienen longitudes fijas, la distancia entre el punto proximal y distal es constante. Pero debido a los problemas inherentes a la digitalización, el resultado obtenido tras el análisis fotogramétrico 3D es que las longitudes segmentarias no son constantes, ya que no siempre se puede detectar de forma exacta la localización de los puntos anatómicos. Este es un problema asumido en Biomecánica Deportiva ya que se considera que estas modificaciones en las longitudes son reducidas, no afectando de forma significativa sobre los cálculos cinemáticos realizados a partir de estas localizaciones.

Estas modificaciones en las longitudes de los segmentos se observan cuando comparamos los parámetros antropométricos en todas las imágenes obtenidas en el estudio fotogramétrico de un único sujeto. No sólo hay diferencias al comparar posiciones temporales diferentes, sino que también las hay al analizar segmentos dobles como son las

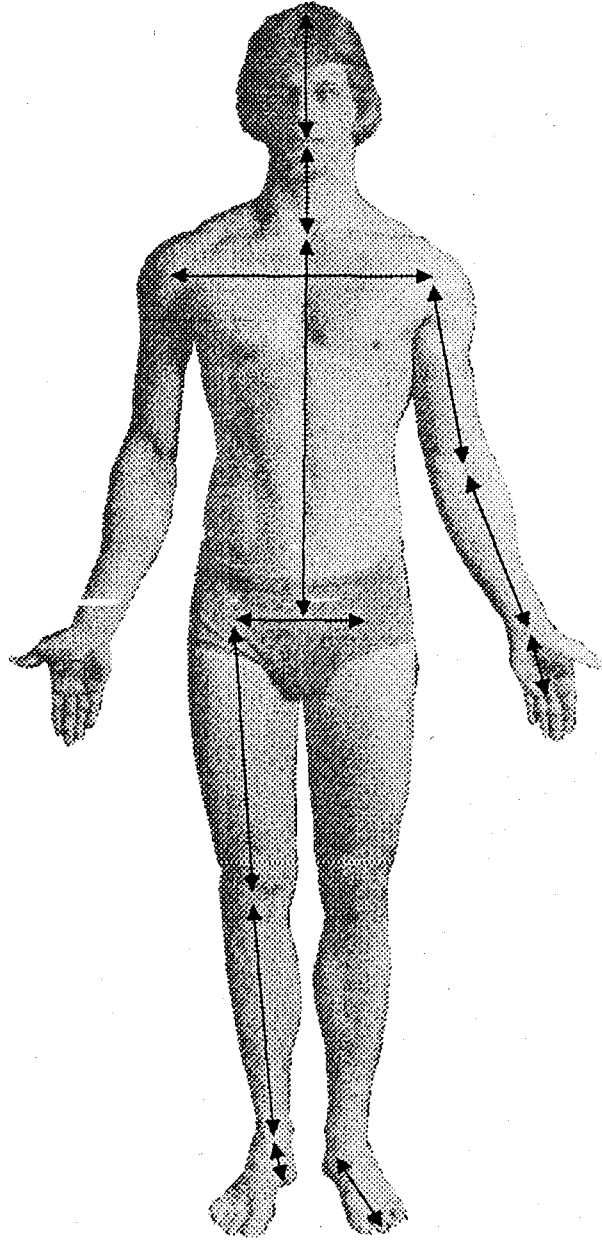
longitudes de los segmentos que componen las extremidades superiores e inferiores en una misma posición. Exceptuando situaciones patológicas, la longitud de un segmento doble (por ejemplo el muslo), es la misma en ambas extremidades.

La utilización de un modelo gráfico humano, puede o no pretender resolver la problemática de las longitudes fijas de los segmentos corporales. El software *MONO3D* permite al investigador la posibilidad de optar por la utilización de un modelo de longitudes fijas o un modelo de longitudes variables, según el error producido durante la digitalización, especialmente de las articulaciones proximales.

Las longitudes necesarias para realizar el correcto escalado de los segmentos humanos según el sistema desarrollado, son las expresadas en la tabla 4.4 y figura 4.39. Para su obtención es necesaria la localización espacial de los puntos anatómicos mencionados en el capítulo tercero.

**Tabla 4.4.** Longitudes necesarias para el modelado gráfico del cuerpo humano.

Longitud	Descripción
◆ longitud del pie	Desde la punta del pie hasta la parte más posterior del talón.
◆ altura del pie	Desde el centro de rotación del tobillo hasta el eje formado por punta del pie y talón, siendo la distancia perpendicular.
◆ longitud de la pierna	Desde el centro de rotación del tobillo hasta el de la rodilla.
◆ longitud del muslo	Desde el centro de rotación de la rodilla hasta el de la cadera.
◆ longitud del brazo	Desde el centro de rotación del hombro hasta el del codo.
◆ longitud del antebrazo	Desde el centro de rotación del codo hasta el de la muñeca.
◆ longitud de la mano	Desde el centro de rotación de la muñeca hasta la apófisis estiloides del 3º dedo.
◆ longitud del eje cuasivertebral	Desde el punto cadera media hasta el supraesternale, con una posición de tronco extendido.
◆ longitud de la línea de hombros	Distancia entre ambos hombros.
◆ longitud de la línea de caderas	Distancia entre ambas caderas.
◆ longitud del cuello	Desde el supraesternale hasta el gonion medio.
◆ longitud del cráneo	Desde el gonion medio hasta el vértex.



*Figura 4.39. Longitudes segmentarias necesarias para el modelo gráfico del cuerpo humano.*

#### **4.5.1. Modelo de longitudes fijas**

En el caso de que el investigador pretenda resolver el problema de la variabilidad de las longitudes segmentarias, puede optar por la utilización de un modelo gráfico humano en el cual la longitud de los segmentos sea fija. Este modelo plantea la cuestión de la distancia que debemos utilizar, o sea, ¿cómo deducir las longitudes?. Las longitudes de

los segmentos de un sujeto analizado a partir de un estudio fotogramétrico 3D, pueden ser obtenidas de múltiples formas:

- ◆ **Estudio antropométrico (introducción manual).** Se obtendrán las longitudes de los segmentos del propio sujeto a partir de la medición real de éstas con técnicas de registro directo propias de la cineantropometría, o a partir de la digitalización de una fotografía o imagen del sujeto colocado en posición anatómica. En ambos casos es imprescindible que los segmentos se encuentren extendidos y relajados para una correcta detección.
  
- ◆ **Análisis estadístico.** Las coordenadas 3D obtenidas tras el análisis fotogramétrico pueden ser utilizadas para detectar, a partir de ellas, las longitudes del sujeto analizado, para ello bastará con obtener los valores medios de la longitud de cada segmento. La media aritmética obtenida podrá ser deducida analizando todo el intervalo de imágenes (número de fotogramas digitalizados), o bien seleccionando un intervalo considerado como significativo dentro del gesto. Es conveniente que se seleccione cuidadosamente el intervalo a utilizar teniendo en cuenta los siguientes criterios o recomendaciones:
  - Utilizar aquellas posiciones temporales durante las cuales el sujeto realizó el gesto dentro del volumen espacial abarcado por el sistema de referencia necesario para el DLT. Para que la reconstrucción espacial de las coordenadas sea precisa, es necesario que el gesto se realice dentro del área espacial abarcada por el objeto de referencia, o bien se halle muy próximo a él. En caso contrario, el DLT produce un error de escala en la reconstrucción 3D de aquellos puntos que están lejos del objeto, aunque este caso supone un error en el proceso general de análisis muy importante.
  - Incluir en el intervalo sólo las posiciones en las que el tronco esté extendido y no flexionado, de esta forma será más fiable la determinación de la longitud del tronco.
  - Eliminar del intervalo aquellas posiciones que hayan creado dificultades durante la digitalización debido a su complejidad o dificultad de detección.
  - En aquellos gestos durante los cuales parte de los fotogramas proporcionen una posición vertical, extendida y relajada del cuerpo humano (similar a la posición anatómica), sería conveniente seleccionar el citado intervalo.
  - Utilizar aquellos intervalos en los que los parámetros estadísticos de desviación central (desviación típica) de las longitudes segmentarias

obtenidas sean reducidos.

- Podrían utilizarse de forma combinada distintos intervalos para determinar longitudes de distintos segmentos. Por ejemplo: las extremidades inferiores se analizarán en aquel intervalo en el cual su digitalización haya sido precisa y las extremidades superiores en otro intervalo teniendo en cuenta el mismo criterio (ambos intervalos pueden ser o no diferentes).
  
- ◆ **Utilización de modelos representativos de determinadas poblaciones.** Otra posibilidad es seleccionar las longitudes obtenidas a partir de una muestra que esté caracterizada por unos rasgos distintivos muy concretos. Por ejemplo, tras un estudio descriptivo antropométrico utilizando una amplia muestra de corredores de fondo, se podría emplear la tendencia central de estos parámetros como modelo a utilizar. Según Esparza (1993) sería interesante obtener o generar una base de datos de diferentes especialidades deportivas de las cuales extraer los parámetros antropométricos necesarios para generar el modelo antropométrico de la especialidad deportiva que estemos analizando. El problema reside en la falta o deficiente bibliografía sobre medidas antropométricas útiles para el modelado del cuerpo propuesto en este sistema ya que utilizan parámetros como tallas, pesos, componentes endo, meso y ectomórfico. Los parámetros relativos a longitudes segmentarias no suelen ser los puntos anatómicos requeridos en nuestro modelo, ya que, habitualmente, son longitudes que utilizan localizaciones epidérmicas y no centros de rotación articulares.
  
- ◆ **Manipulación de las longitudes obtenidas con un método mixto.** Este método utilizaría una combinación de algunos de los anteriores, aportando sus ventajas más importantes. Mediante la manipulación de los parámetros antropométricos se podrían obtener modelos en los que, determinados segmentos, se hayan detectado con un método u otro, o bien seleccionar diferentes intervalos para el análisis estadístico dependiendo de la longitud a determinar.

El sistema desarrollado permite al investigador utilizar cualquiera de las cuatro posibilidades anteriores para el cálculo de las longitudes segmentarias, dejando a su criterio la elección la más adecuada para su estudio.

La selección de un modelo de longitudes fijas permite introducir algoritmos que detectan y generan la deformación del segmento tronco, especialmente en lo que se refiere a su flexión y extensión. Para ello hay que determinar la longitud del tronco en posición



extendida, siendo utilizado este parámetro posteriormente en los citados algoritmos de flexión del tronco que analizaremos con más detalle posteriormente.

La ventaja de los modelos de longitudes fijas reside en que permiten la creación de algoritmos que detectan nuevas localizaciones de los puntos anatómicos, eliminando el problema de la variabilidad de las longitudes segmentarias existentes tras el análisis fotogramétrico 3D. Las nuevas coordenadas, utilizando el modelo de longitudes fijas, pueden considerarse como un tipo de suavizado o reducción del error de digitalización, las cuales podrán ser almacenadas y utilizadas para la obtención de parámetros cinemáticos/dinámicos.

#### 4.5.2. Modelo de longitudes variables

En el caso de que el investigador no pretenda resolver el problema de la posible variabilidad de las longitudes segmentarias, puede optar por la utilización de un modelo gráfico humano, en el cual la longitud de los segmentos sea determinada por la distancia obtenida en cada imagen de la secuencia analizada. Tras el modelado inicial de los segmentos, serán escalados de forma tal que la distancia entre el punto proximal y distal del modelo gráfico generado coincida con la existente en cada una de las posiciones (imágenes) deducidas tras el análisis fotogramétrico 3D. Ello implica que el modelo gráfico humano, utilizado para la representación de cada posición temporal, se elongue y/o comprima dependiendo de las longitudes en las citadas posiciones.

Este tipo de modelo no puede utilizar los criterios establecidos en el modelo de longitudes fijas para la detección y elaboración de un tronco deformable que permita la flexo/extensión. El tronco no puede flexionarse, siempre permanecerá rígido, con la misma distancia que determinen los puntos que lo definen en cada imagen. Por consiguiente, la ventaja aportada por el modelo de longitudes fijas, relativa a la obtención de nuevas coordenadas espaciales de los puntos anatómicos, no puede conseguirse con el modelo de longitudes variables.

#### 4.6. *ORIENTACION ESPACIAL DE SEGMENTOS*

El sistema desarrollado gestiona los segmentos agrupándolos en entidades superiores con identidad propia en cuanto a su comportamiento. En el modelo humano se han definido

siete entidades que conceptualmente vamos a denominarlas como "*Conjuntos de segmentos*":

- ◆ Segmentos de la extremidad superior (brazo, antebrazo y mano). Hay 2 extremidades superiores.
- ◆ Segmento de la extremidad inferior (muslo, pierna y pie). Hay 2 extremidades inferiores.
- ◆ Segmento tronco.
- ◆ Segmentos cabeza y cuello.
- ◆ Segmento implemento.

Inicialmente cada conjunto de segmentos es modelado en una posición horizontal, desde la cual, mediante la aplicación de sucesivas transformaciones de rotación alrededor de los centros de giro, se obtiene la orientación espacial definitiva. Para cuantificar el valor exacto de las rotaciones a aplicar, se utilizan las coordenadas 3D obtenidas a partir de un estudio fotogramétrico previo. Las localizaciones de los puntos proximal y distal de cada segmento, permitirán definir los vectores posición segmentarios mediante los cuales podrán obtenerse los ángulos de orientación espaciales de los segmentos.

La detección de estos ángulos permite la posibilidad de introducir algoritmos que limiten la movilidad articular dentro de un intervalo definido por el investigador. En este caso el sistema podría detectar y corregir determinados errores relacionados con amplitudes de movilidad articular que puedan considerarse como no reales; un caso sería la hiperextensión excesiva de rodilla.

Cada conjunto de segmentos requiere para su orientación ángulos diferentes, dependiendo de los grados de libertad permitidos en sus ejes de giro. A continuación se detallan los ángulos necesarios en cada extremidad. En este análisis no se ha tenido en cuenta al implemento ya que no requiere ningún ángulo de orientación en el sistema desarrollado, al no poder preveer inicialmente sus grados de libertad.

### 4.6.1. Construcción y orientación de los segmentos de la extremidad inferior

Los segmentos de la extremidad inferior forman una estructura jerárquica compuesta por los segmentos pie, pierna y muslo. Ser jerárquica implica que la articulación distal del muslo debe coincidir en el espacio con la articulación proximal de la pierna, así también

la articulación distal de la pierna debe coincidir con la bóveda del segmento pie.

Una vez modelados y escalados los tres segmentos, se enlazan entre sí utilizando las articulaciones del tobillo y la rodilla, adoptando una posición inicial horizontal en la cual se define un sistema de referencia local segmentario basado en la posición del segmento pierna. En dicha posición inicial la rodilla mantiene una extensión de  $180^\circ$  y el pie, con respecto a la pierna, flexionado  $90^\circ$  (figura 4.40).

Conocidas las coordenadas espaciales, se pueden deducir las siguientes angulaciones, expresadas gráficamente en la figura 4.40:

- ◆  $\theta_1$  : Es el ángulo de flexión de rodilla. En el caso de detectarse una hiperextensión excesiva de rodilla ( $+190^\circ$ ) es automáticamente corregida adoptando un valor de  $180^\circ$ .
- ◆  $\theta_2$  : Es el ángulo de rotación interna-externa del tobillo implícito cuando se realiza la inversión-eversión, utilizando como eje de giro el eje longitudinal del segmento pierna.
- ◆  $\theta_3$  : Es el ángulo de flexo-extensión del segmento pie con respecto al segmento pierna.
- ◆  $\theta_4$  : Angulo de deriva del segmento pierna con respecto a un sistema de referencia inercial externo.
- ◆  $\theta_5$  : Angulo de balanza del segmento pierna con respecto a un sistema de referencia inercial externo.

El orden de transformación del conjunto de segmentos de la extremidad inferior incluye la siguiente secuencia:

- a. Una vez obtenidos los ángulos  $\theta_1$ ,  $\theta_2$  y  $\theta_3$ , los segmentos muslo y pie se orientarán espacialmente con respecto al sistema de referencia local del segmento pierna.
- b. Para orientar correctamente todo el sistema formado por la extremidad inferior, con respecto a un sistema de referencia inercial externo, se realizarán sucesivas rotaciones con los ángulos  $\theta_4$  y  $\theta_5$ .

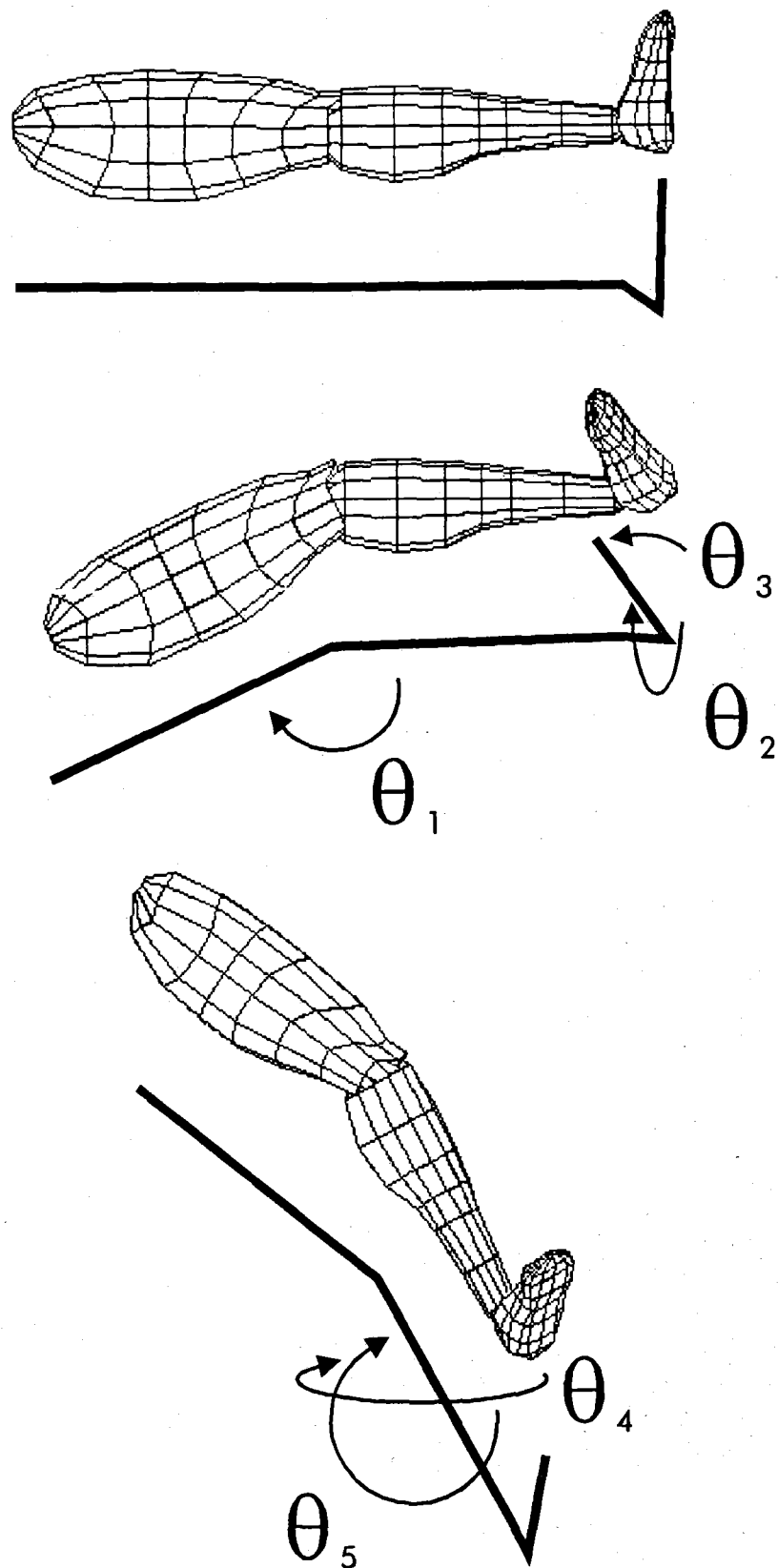


Figura 4.40. Construcción y orientación de los segmentos de la extremidad inferior.

El algoritmo para la detección y corrección de la excesiva hiperextensión de rodilla se basa en el siguiente planteamiento. Una vez obtenido el ángulo formado por los vectores del muslo y pierna ( $\theta_1$ ), se debe detectar la orientación del segmento pie con respecto al plano que forman pierna y muslo, de forma tal que el hueco poplíteo nunca esté orientado hacia el mismo lado que la punta del pie. De esta forma puede averiguarse si el ángulo obtenido se corresponde con una excesiva hiperextensión de rodilla (más de  $190^\circ$ ), en cuyo caso será corregida.

Los segmentos pierna y muslo definen un plano que es utilizado para orientar la posición de la parte anterior y posterior de ambos segmentos, de tal forma que si se ha modelado gráficamente la rótula, hueco poplíteo, musculatura del cuádriceps, isquiotibiales y tríceps sural, éstos se encontrarán contenidos en el citado plano. Este planteamiento deducido del análisis anatómico de estos segmentos permite simular de forma realista su correcta orientación a lo largo de su eje longitudinal.

En el caso de que exista una extensión de rodilla de  $180^\circ$ , el plano no puede deducirse, debiendo utilizarse el eje longitudinal del segmento pie en combinación con el eje longitudinal de la pierna para determinar el plano que delimita el lateral interno y externo del conjunto de segmentos de la extremidad inferior necesario para orientar los segmentos muslo y pierna.

Cuando el valor de flexión de rodilla es muy próximo a  $180^\circ$ , el plano formado por los vectores muslo y pierna puede verse muy afectado por leves modificaciones de ambos vectores. Lo anterior produce que, en las citadas posiciones, si no se digitaliza de forma precisa, se obtengan orientaciones de resultado incierto en los segmentos.

#### **4.6.2. Construcción y orientación de los segmentos de la extremidad superior**

Los segmentos de la extremidad superior forman una estructura jerárquica compuesta por los segmentos mano, antebrazo y brazo. Ser jerárquica implica que la articulación distal del segmento brazo debe coincidir en el espacio con la articulación proximal del segmento antebrazo, así también la articulación distal del antebrazo debe coincidir con la articulación proximal del segmento mano.

Una vez modelados y escalados los tres segmentos, se enlazan entre sí utilizando las articulaciones del codo y la muñeca, adoptando una posición inicial horizontal en la cual

se define un sistema de referencia local segmentario basado en la posición del segmento antebrazo. En dicha posición inicial el codo mantiene una extensión de  $180^\circ$  y la mano se encuentra en prolongación del eje brazo/antebrazo (figura 4.41).

Conocidas las coordenadas espaciales, se pueden deducir las siguientes angulaciones, expresadas gráficamente en la figura 4.41:

- ◆  $\theta_1$  : Es el ángulo de flexo-extensión del codo. No se han empleado algoritmos que corrijan la hiperextensión de codo ya que puede existir.
- ◆  $\theta_2$  : Es el ángulo de rotación interna-externa de la muñeca, implícito en los movimientos de prono-supinación, utilizando como eje de giro el eje longitudinal del segmento antebrazo.
- ◆  $\theta_3$  : Es el ángulo de flexo-extensión del segmento mano con respecto al segmento antebrazo.
- ◆  $\theta_4$  : Angulo de deriva del segmento antebrazo con respecto a un sistema de referencia inercial externo.
- ◆  $\theta_5$  : Angulo de balanza del segmento antebrazo con respecto a un sistema de referencia inercial externo.

El orden de transformación del conjunto de segmentos de la extremidad superior incluye la siguiente secuencia:

- a. Una vez obtenidos los ángulos  $\theta_1$ ,  $\theta_2$  y  $\theta_3$ , los segmentos brazo y mano se orientarán espacialmente con respecto al sistema de referencia local del segmento antebrazo.
- b. Para orientar correctamente todo el sistema formado por la extremidad superior con respecto a un sistema de referencia inercial externo se realizarán sucesivas rotaciones con los ángulos  $\theta_4$  y  $\theta_5$ .

Los segmentos brazo y antebrazo definen un plano que es utilizado para orientar la posición de la parte anterior y posterior de ambos segmentos, de tal forma que si se ha modelado gráficamente el codo y la musculatura anterior y posterior, se encontrarán contenidos en el citado plano. Este planteamiento deducido del análisis anatómico de estos segmentos permite simular de forma realista su correcta orientación a lo largo de su eje longitudinal.

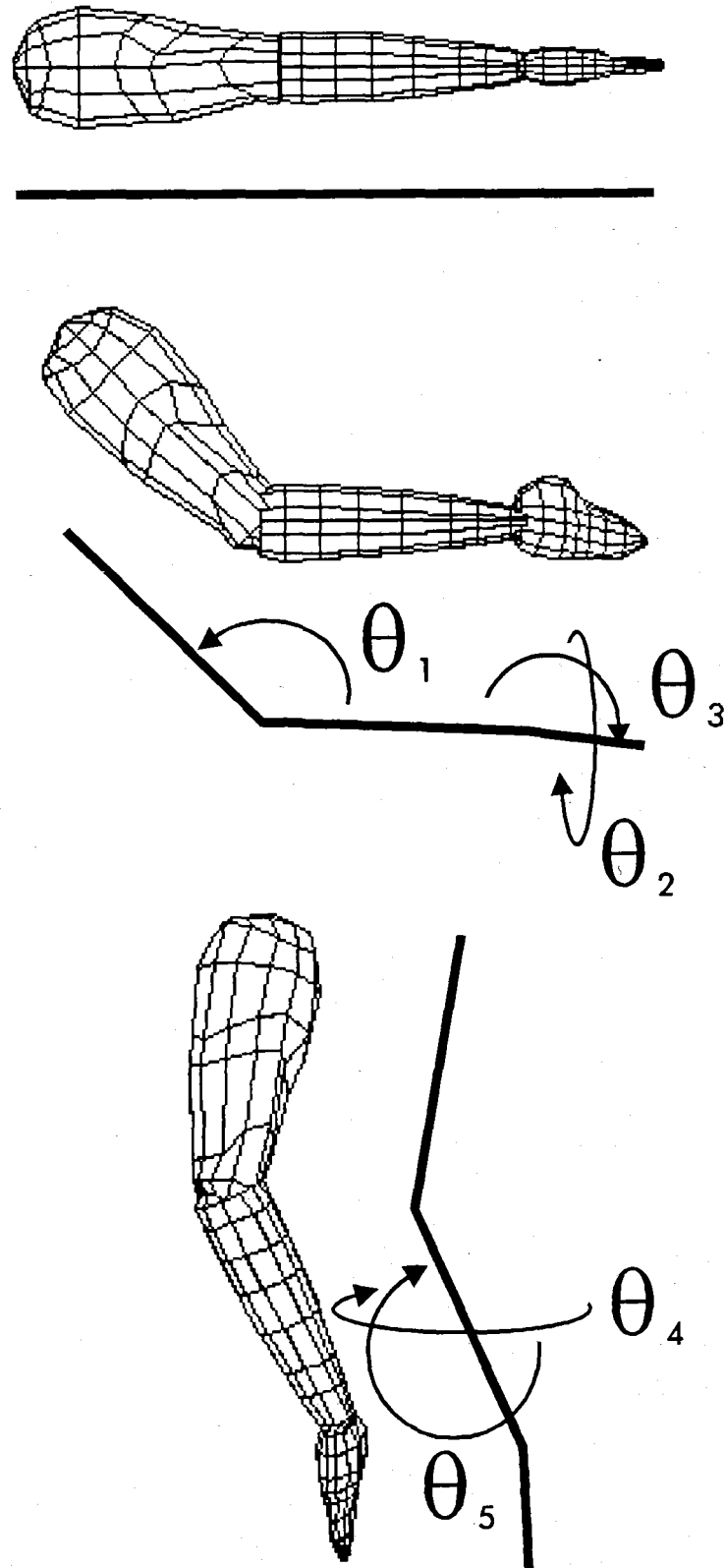


Figura 4.41. Construcción y orientación de los segmentos de la extremidad superior.

En el caso de que exista una extensión completa de codo ( $180^\circ$ ), el plano no podría deducirse, lo cual impediría la utilización del algoritmo anterior. En la práctica es imposible que se obtengan ángulos de  $180^\circ$  exactos debido a que se opera con localizaciones espaciales que son gestionadas en el ordenador en formatos decimales tipo *float* (formato numérico de 4 bytes para expresar la parte entera y decimal de un número real).

Cuando el valor del ángulo de la articulación del codo es muy próximo a  $180^\circ$ , el plano formado por los vectores brazo y antebrazo puede verse afectado por leves modificaciones de ambos vectores. Esto produce que, en las citadas posiciones, si no se digitaliza con precisión los puntos que los definen, se obtengan orientaciones de resultado incierto en los segmentos.

### 4.6.3. Construcción y orientación de los segmentos cabeza y cuello

Los segmentos cabeza y cuello forman una estructura jerárquica, lo que implica que el punto gonion medio del segmento cuello debe coincidir en el espacio con el mismo punto del segmento cabeza.

Una vez modelados y escalados los dos segmentos, se enlazan entre sí utilizando las uniones en el gonion medio, adoptando una posición inicial horizontal en la cual se define un sistema de referencia local segmentario basado en la posición del segmento cabeza. En dicha posición inicial el eje longitudinal del cuello se encuentra en prolongación del eje longitudinal de la cabeza (figura 4.42).

Conocidas las coordenadas espaciales, se pueden deducir las siguientes angulaciones, expresadas gráficamente en la figura 4.42:

- ◆  $\theta_1$  : Es el ángulo de rotación del cuello, utilizando como eje de giro el eje longitudinal de la cabeza.
- ◆  $\theta_2$  : Es el ángulo de flexo-extensión del segmento cuello con respecto al segmento cabeza.
- ◆  $\theta_3$  : Angulo de deriva del segmento cabeza con respecto a un sistema de referencia inercial externo.
- ◆  $\theta_4$  : Angulo de balanza del segmento cabeza con respecto a un sistema de referencia inercial externo.



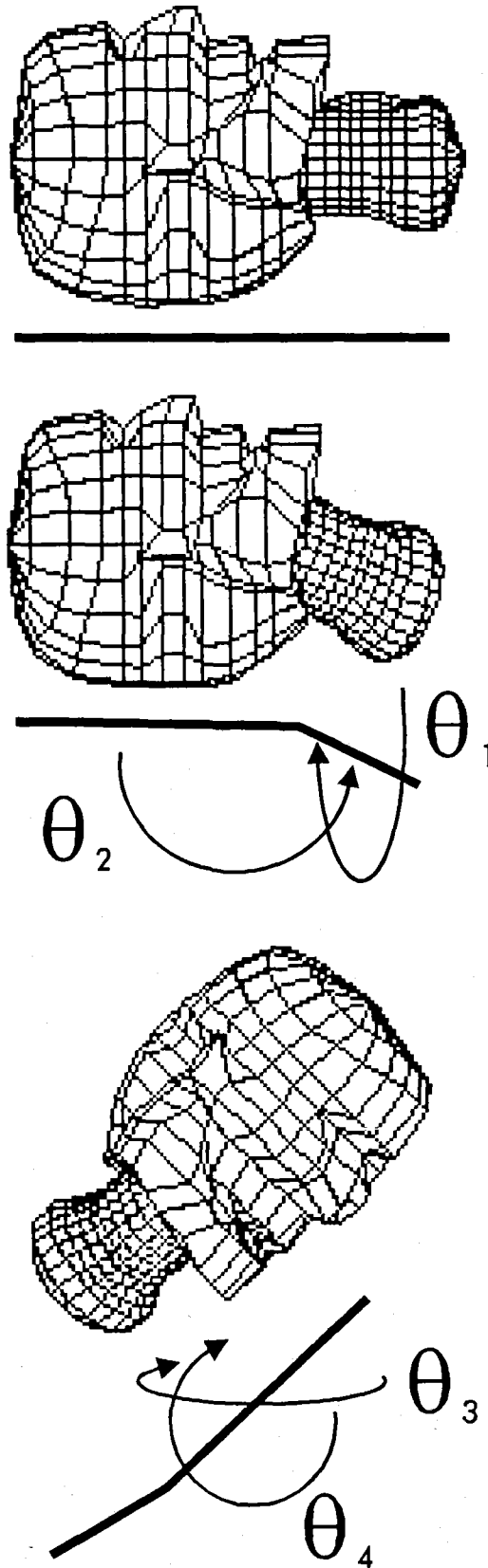


Figura 4.42. Construcción y orientación de los segmentos cabeza y cuello.

El orden de transformación del conjunto de segmentos formado por la cabeza y el cuello incluye la siguiente secuencia:

- a. Una vez obtenidos los ángulos  $\theta_1$  y  $\theta_2$ , el segmento cuello se orientará espacialmente con respecto al sistema de referencia local del segmento cabeza.
- b. Para orientar correctamente todo el sistema cabeza-cuello con respecto a un sistema de referencia inercial externo se realizarán sucesivas rotaciones con los ángulos  $\theta_3$  y  $\theta_4$ .

La rotación del segmento cabeza a lo largo de su eje longitudinal se obtiene a partir de la localización del punto nariz (parte más distal del septum cartilaginoso de la nariz), averiguándose su orientación con respecto a una situación estándar en la que la nariz está perpendicular al eje de hombros. El sistema desarrollado permite dos posibilidades:

- a) En el caso de que se haya digitalizado la nariz, será utilizada para detectar el grado de rotación a aplicar.
- b) En caso contrario, se asumirá que la nariz está siempre perpendicular al eje de hombros tal y como se orienta en posición anatómica.

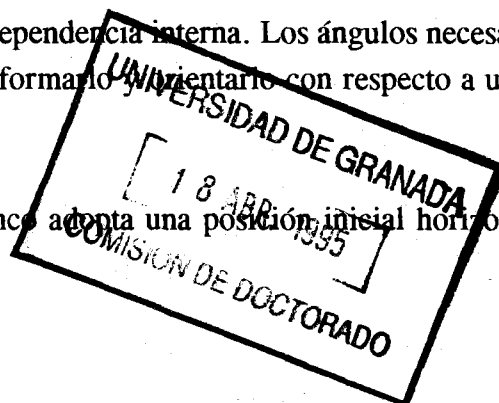
En aquellos casos en que el investigador considere que la nariz no ha sido digitalizada de forma precisa, puede optar por no utilizar la localización obtenida de este punto y adoptar el criterio establecido en la segunda opción (nariz perpendicular al eje de hombros).

Los segmentos cabeza y cuello definen un plano que es utilizado para orientar la posición de la parte anterior y posterior del segmento cuello, de tal forma que si se ha modelado gráficamente el cartílago cricoides, éste se encontrará contenido en el citado plano.

#### 4.6.4. Construcción y orientación del segmento tronco

El segmento tronco no tiene ninguna dependencia interna. Los ángulos necesarios para su construcción y orientación permiten deformarlo y orientarlo con respecto a un sistema de referencia inercial externo.

Una vez modelado y escalado, el tronco adopta una posición inicial horizontal en la



cual se define un sistema de referencia local segmentario basado en el eje cuasivertebral (figura 4.43).

Conocidas las coordenadas espaciales, se pueden deducir las siguientes angulaciones, expresadas gráficamente en la figura 4.43:

- ◆  $\theta_1$  : Es el ángulo de balanceo-inclinación lateral del eje de hombros con respecto al eje cuasivertebral.
- ◆  $\theta_2$  : Es el ángulo de balanceo-inclinación lateral del eje de caderas con respecto al eje cuasivertebral.
- ◆  $\theta_3$  : Es el ángulo de rotación producido entre eje de caderas y el de hombros alrededor del eje cuasivertebral. En cierto modo refleja la torsión existente en el eje cuasivertebral.
- ◆  $\theta_4$  : Angulo de deriva del eje cuasivertebral con respecto a un sistema de referencia inercial externo.
- ◆  $\theta_5$  : Angulo de balanza del eje cuasivertebral con respecto a un sistema de referencia inercial externo.

Una de las principales características del modelo humano generado reside en que el tronco es deformable, permitiendo movimientos parciales de sus ejes que deben reflejarse en el modelo gráfico. El orden de transformación del tronco incluye la siguiente secuencia:

- a. Flexo-extensión del eje cuasivertebral.
- b. Balanceo-inclinación lateral del eje de hombros ( $\theta_1$ ).
- c. Balanceo-inclinación lateral del eje de caderas ( $\theta_2$ ).
- d. Rotación del eje de caderas con respecto al de hombros ( $\theta_3$ ).
- e. Orientación del tronco con respecto a un sistema de referencia inercial externo ( $\theta_4$  y  $\theta_5$ ).

El algoritmo de la flexo-extensión sólo puede utilizarse cuando se empleen modelos de longitudes segmentarias fijas. Este se basa en el siguiente proceso secuencial:

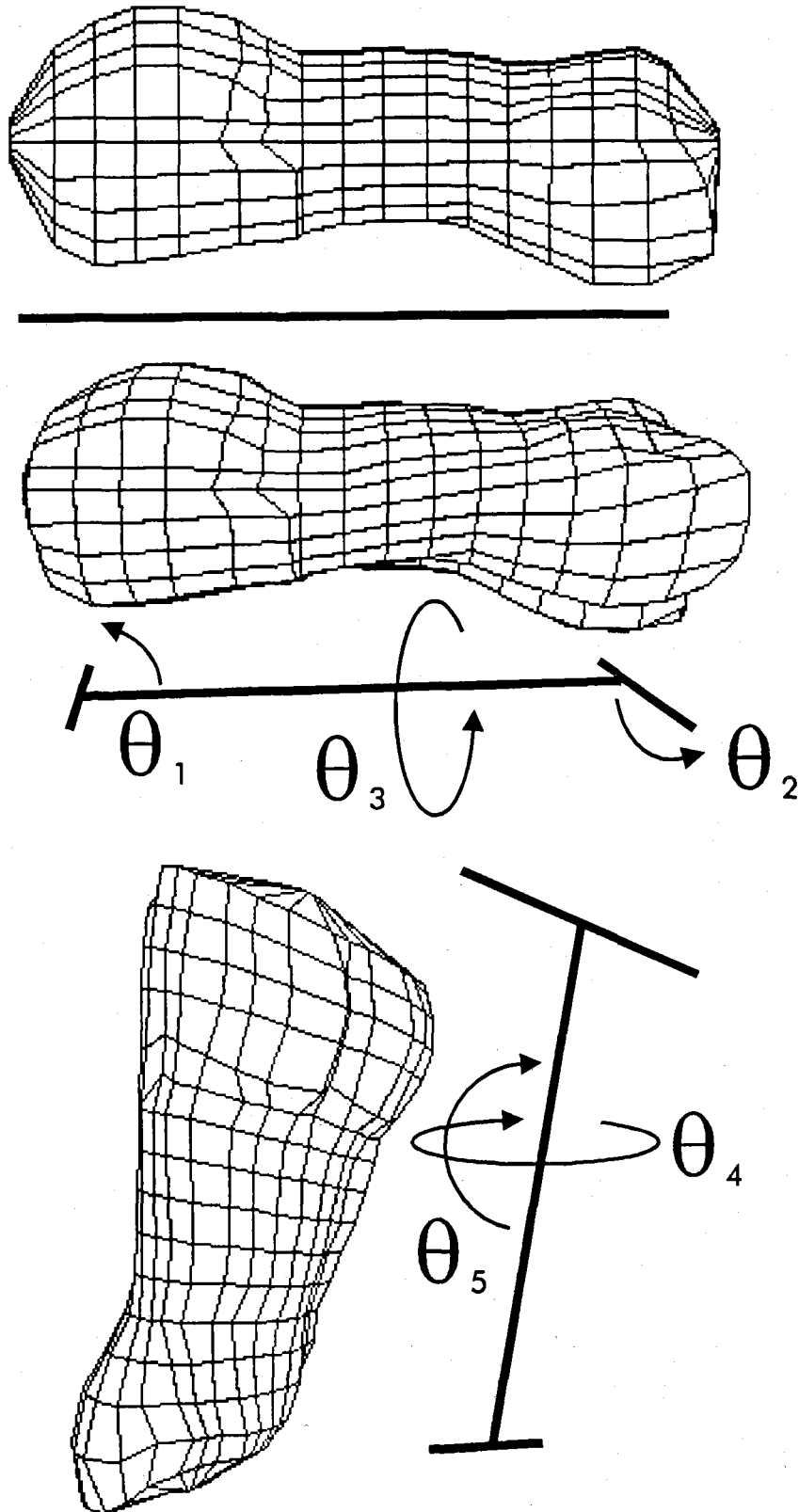


Figura 4.43. Construcción y orientación del segmento tronco.

##### a) Detección de la flexo-extensión del tronco

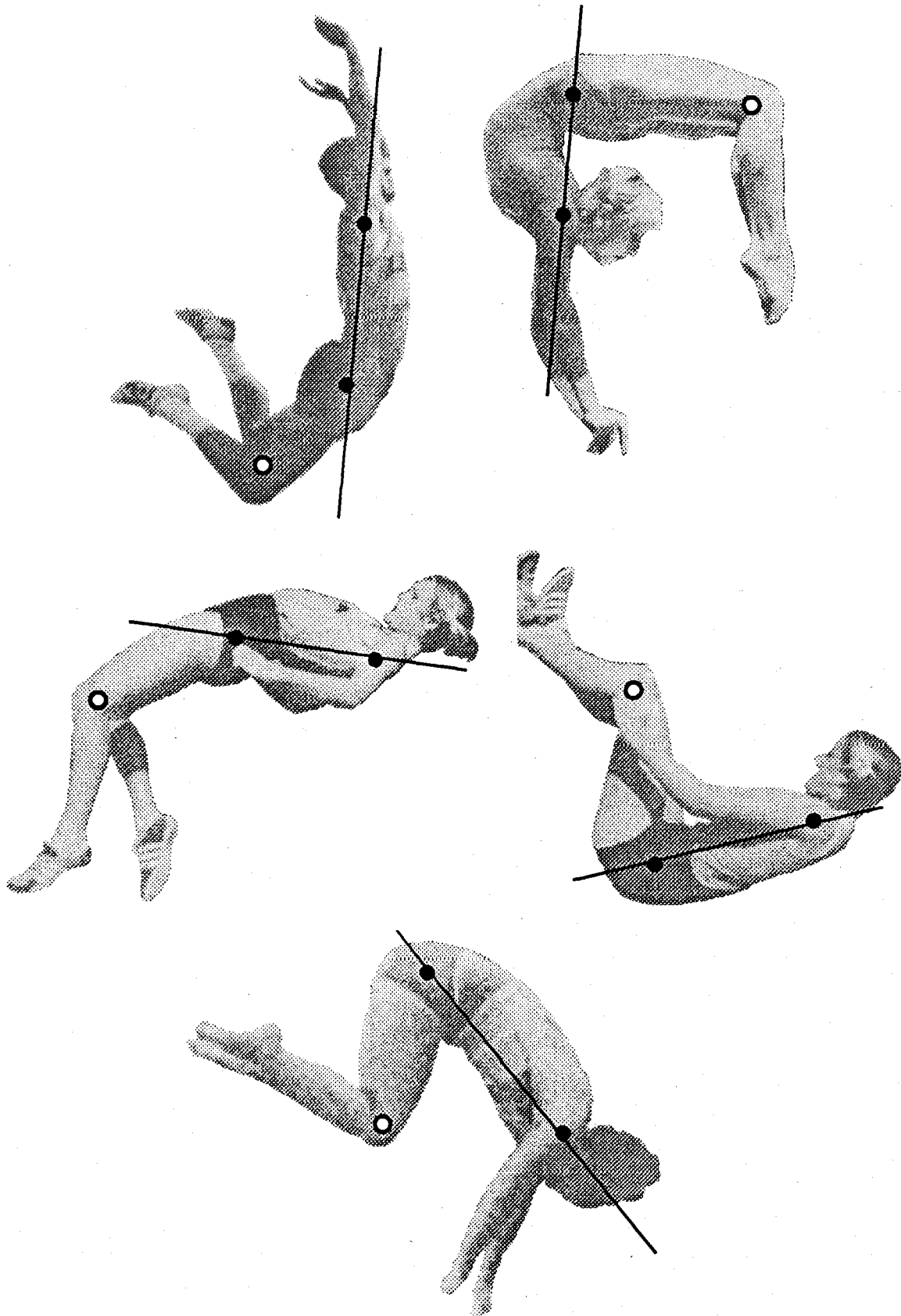
Se podrá averiguar si el tronco está flexionado-extendido cuando la longitud del segmento tronco en posición anatómica (véase el apartado 4.5.1) sea superior a la longitud en la posición a analizar. La longitud del tronco, tal y como se vio en el apartado 4.5.1, se obtiene a partir de la medición de la distancia entre el supraesternal y el punto cadera media.

El valor de la longitud del tronco en posición anatómica es denominado como *longitud básica del tronco*. La longitud del tronco en la posición a analizar se denomina *longitud del tronco visualizado*. El análisis comparado entre ambas longitudes determinará si existe o no flexo-extensión, si el tronco visualizado es superior a la posición básica del tronco no existirá flexo-extensión, en caso contrario estará flexionado-extendido. Basta con observar el comportamiento del supraesternal y el punto cadera media cuando se realiza una flexo-extensión de tronco, para deducir que la longitud definida por ambas posiciones varía en función del grado de flexo-extensión, siendo máxima en posición anatómica.

##### b) Detección del tipo de flexo-extensión a realizar

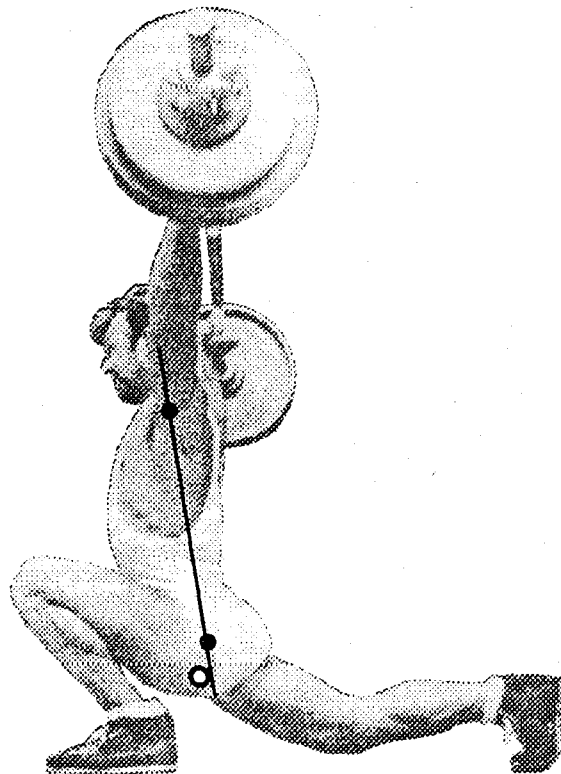
Una vez averiguado que el tronco debe flexionarse-extenderse, hay que detectar cual de ellas debe realizarse: flexión o extensión. No existe ningún criterio objetivo que permita deducir cual de estas posibilidades se está produciendo en una posición dada, a no ser que se digitalice algún punto intermedio ubicado entre el supraesternal y la cadera media que defina el plano sagital del tronco tal como realiza de Leva (1993). El problema que se encuentra en la utilización de este tipo de puntos es la dificultad existente a la hora de precisar su localización durante el proceso de digitalización, lo cual genera una alta imprecisión en su determinación.

Debido a las limitaciones expuestas se ha optado por emplear un algoritmo que deduce cual de las dos situaciones se encuentra en la posición que se debe tratar, para ello se ha detectado el punto inter-rodilla (punto intermedio entre ambas rodillas). En el caso de que se encuentre por delante del eje cuasivertebral se considera que existe flexión, en caso contrario será extensión. Este algoritmo es adecuado en la mayor parte de las situaciones en las que el tronco humano se flexo-extiende, basta con observar algunas de las posiciones expresadas en la figura 4.44.



**Figura 4.44.** Localización del punto inter-rodilla necesario para detectar si el tronco está flexionado o extendido.

Sólo en situaciones en las que el punto inter-rodilla permanezca muy próximo al eje cuasivertebral, se podrían producir resultados aleatorios, pero en estos casos el grado de flexo-extensión del tronco suele ser muy reducido con lo cual es imperceptible realizar una flexión o una extensión. Habitualmente cuando el grado de flexo-extensión del tronco es elevado, ambas piernas realizan movimientos simétricos, lo que permite deducir correctamente el movimiento realizado. Si el grado de flexo-extensión del tronco es muy reducido y los movimientos de las piernas son asimétricos (figura 4.44), el algoritmo empleado puede ser imperfecto, pero, al ser reducido ese grado de flexo-extensión, el resultado es imperceptible.



**Figura 4.45.** Posición del punto inter-rodilla próximo al eje cuasivertebral.

**c) Deformación y flexo-extensión de la estructura del tronco**

El modelo gráfico del tronco inicialmente es una estructura de secciones colocadas paralelamente a distancias equidistantes; cada sección contiene un punto que permite definir el movimiento parcial de cada una con respecto al eje cuasivertebral. Este punto se denomina *punto medio de la sección*. En posición anatómica todos los puntos medios de las secciones están alineados en el mismo eje, coincidiendo con el eje cuasivertebral (posición inicial horizontal, figura 4.43).

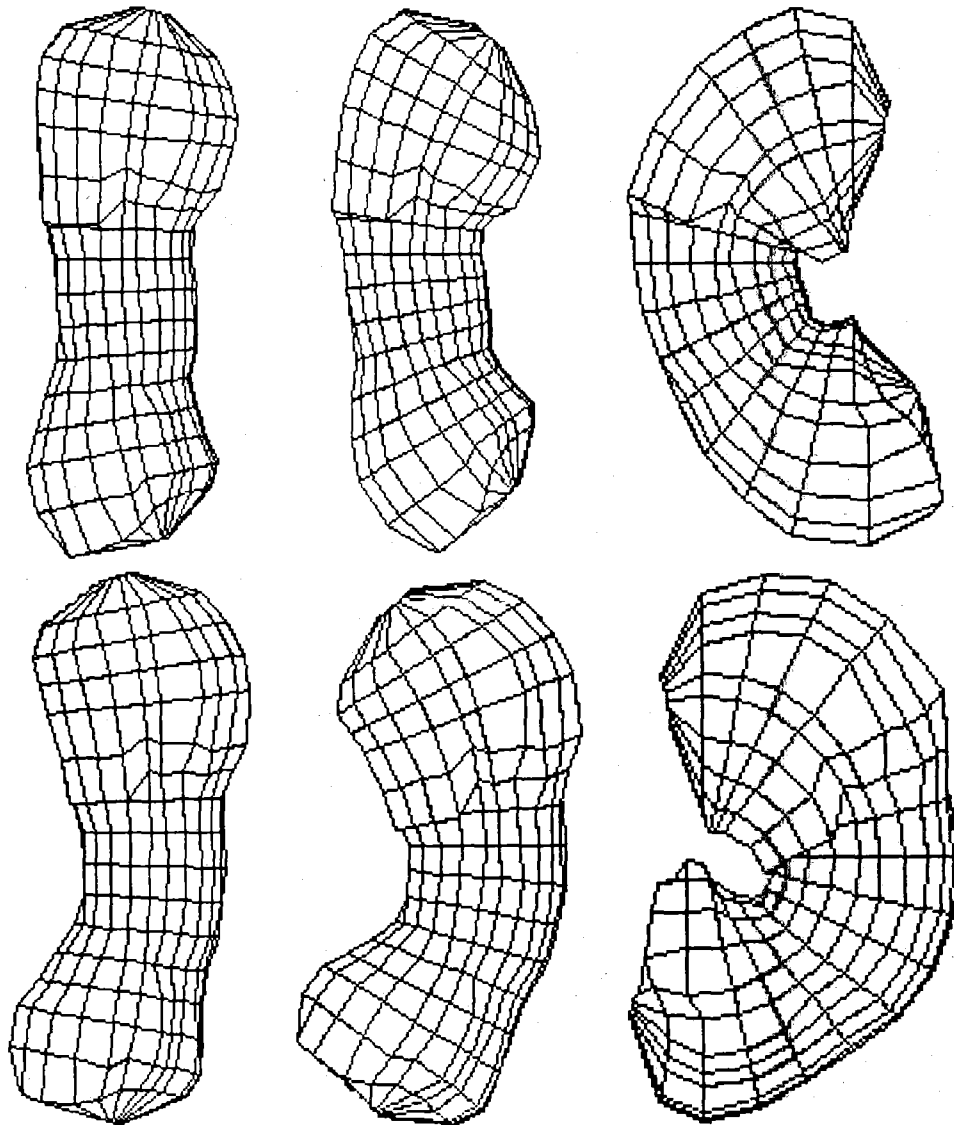
La flexo-extensión de tronco implementada en el software *MONO3D* consiste en generar un arco de circunferencia que defina la nueva posición de los puntos medios de cada sección. O sea, la función matemática empleada para generar la trayectoria de la flexo-extensión es la de la circunferencia, empleándose un arco la misma para modificar la posición de los puntos medios de las secciones del tronco.

Las secciones no sólo modificarán la posición de su punto central, sino que también serán rotadas de forma tal que su inclinación coincida con el radio del círculo definido. En esta situación cada sección adoptará un grado de inclinación diferente, dependiendo de su posición a lo largo del eje cuasivertebral del tronco.

El análisis comparado entre la longitud básica del tronco y el tronco visualizado, determinará un porcentaje de flexo-extensión, siendo 0% cuando ambas longitudes sean idénticas y superior al 0% cuando exista flexo-extensión. El arco de la circunferencia utilizado dependerá del porcentaje obtenido, existiendo una relación directa entre porcentaje de flexo-extensión y perímetro de la circunferencia utilizado para definir este movimiento (figura 4.46):

- 0%. El arco equivale a un 0% del perímetro de la circunferencia, o sea, cuando el tronco está en posición anatómica el radio de la circunferencia es infinito, siendo por tanto las secciones paralelas.
- 25%. El arco equivale a un 25% del perímetro de la circunferencia, o sea, el tronco está poco flexionado, siendo el radio de la circunferencia elevado, provocando como resultado que las secciones estén levemente inclinadas.
- 50%. El arco equivale a un 50% del perímetro de la circunferencia, o sea, el tronco está en una flexión media, siendo el radio de la circunferencia más reducido que en la situación anterior.
- 75%. El arco equivale a un 75% del perímetro de la circunferencia, o sea, el tronco está muy flexionado, siendo el radio de la circunferencia más reducido que en la situación anterior.
- 100%. El arco equivale a un 100% del perímetro de la circunferencia, o sea, el tronco está en flexión máxima (el supraesternal y la cadera media coinciden), siendo el radio de la circunferencia el más reducido de todos los analizados. En este caso el arco equivale al perímetro de toda la circunferencia. Esta situación nunca llega a darse.





*Figura 4.46. Modelo de tronco deformado con diferentes grados de flexión y extensión.*

La determinación exacta del plano de flexión sólo podría definirse mediante la digitalización de un punto medio del tronco, lo cual, a nivel de digitalización, es muy impreciso como ya se ha comentado anteriormente. Puesto que la mayor parte de los movimientos flexores del tronco suelen darse en un plano perpendicular al eje de hombros, se ha optado por desarrollar únicamente los algoritmos de flexión en este plano.

En aquellos casos en los que se den flexiones laterales del tronco, serán simuladas mediante el balanceo-inclinación lateral del eje de hombros y caderas,

produciendo una buena aproximación a la realidad sin tener que modificar la trayectoria del eje definido por los puntos medios de cada sección.

Una vez generada la flexo-extensión del tronco, se deben realizar las siguientes transformaciones: inclinación-balanceo lateral del eje de hombros ( $\theta_1$ ), inclinación-balanceo lateral del eje de caderas ( $\theta_2$ ) y rotación del eje de caderas con respecto al de hombros ( $\theta_3$ ). Estas transformaciones no modifican la posición del centro de cada sección obtenida tras la flexo-extensión del tronco, sólo generan una modificación de la inclinación y rotación longitudinal de las secciones.

Para realizar las dos primeras transformaciones se define una sección denominada "bisagra". El tronco modelado consta de 18 secciones, la 3ª coincide con el eje de caderas, la 17ª con el eje de hombros y la 10ª es la bisagra (figura 4.47). En este caso existen dos secciones (la 1ª y 2ª) cuya única finalidad es estética, el tronco sólo requiere para su construcción conocer la orientación de las secciones 3ª, 17ª y 18ª ya que definen los ejes de caderas, eje de hombros y supraesternale. Esas dos secciones adicionales permiten modelar de forma más realista la parte inferior del tronco.

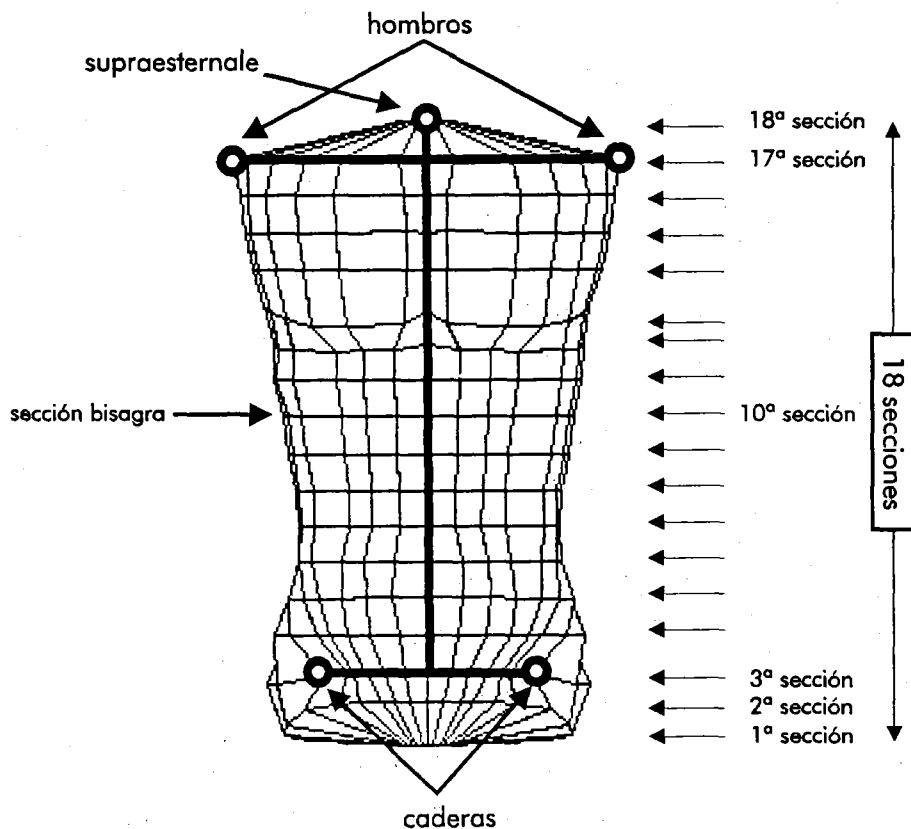


Figura 4.47. Descripción de los puntos y secciones que definen el tronco.

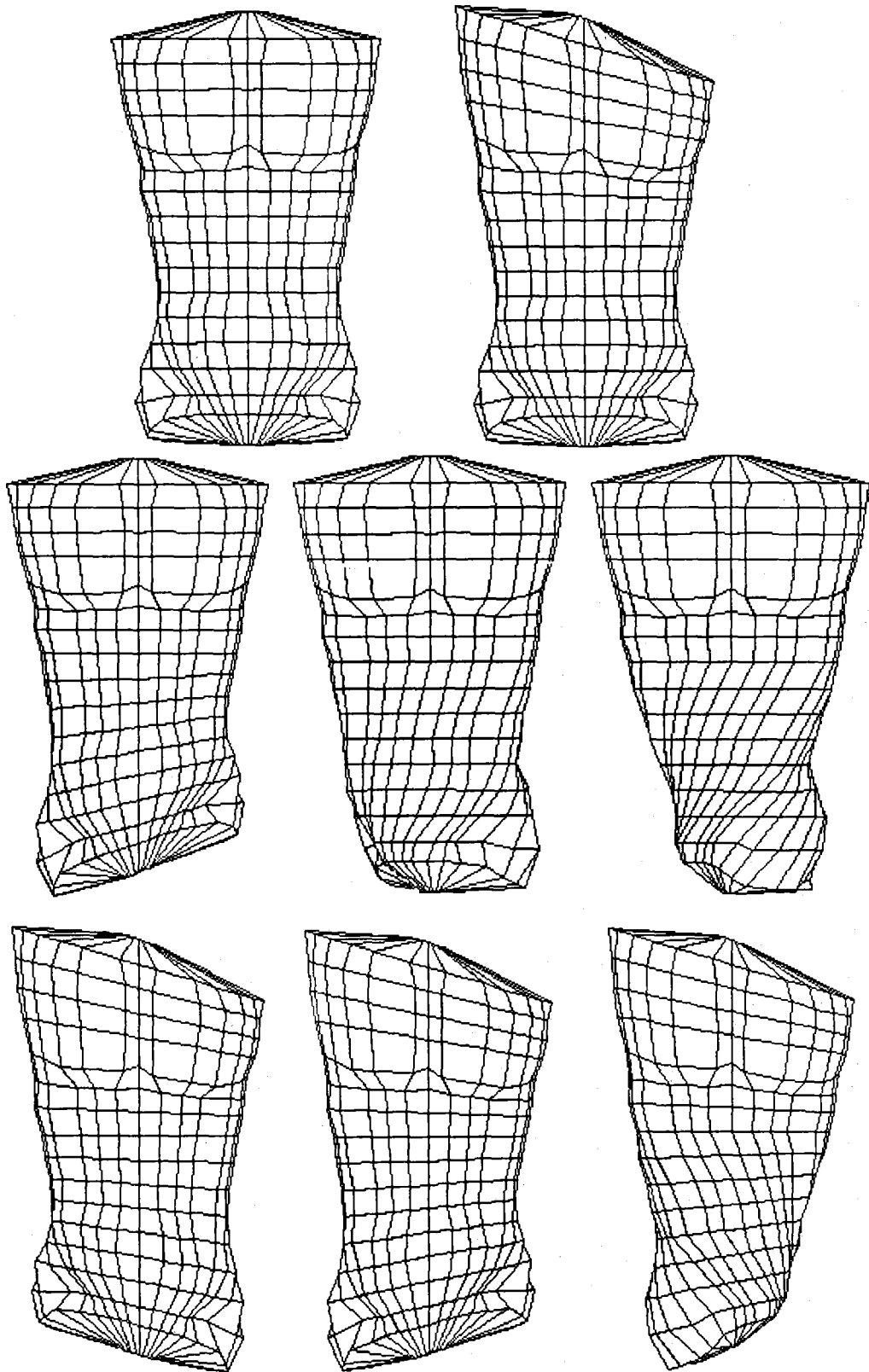
Las dos primeras rotaciones implican que las secciones del tronco se balanceen-inclinen lateralmente adoptando, de forma progresiva, la inclinación definida por  $\theta_1$  las secciones superiores y  $\theta_2$  las inferiores (figura 4.48). La inclinación definida por  $\theta_1$  será adoptada de forma progresiva desde un valor 0 en la sección bisagra hasta alcanzar un valor de  $\theta_1$  en la sección 17<sup>a</sup> (eje de hombros). El balanceo-inclinación lateral definido por  $\theta_2$  será adoptado de forma progresiva desde un valor 0 en la sección bisagra hasta alcanzar un valor de  $\theta_2$  en la sección 3<sup>a</sup> (eje de caderas).

La rotación del eje de caderas con respecto al de hombros ( $\theta_3$ ) genera una rotación progresiva de las secciones de tal forma tal que la 3<sup>a</sup> sección tenga un valor equivalente a  $\theta_3$  (figura 4.48).

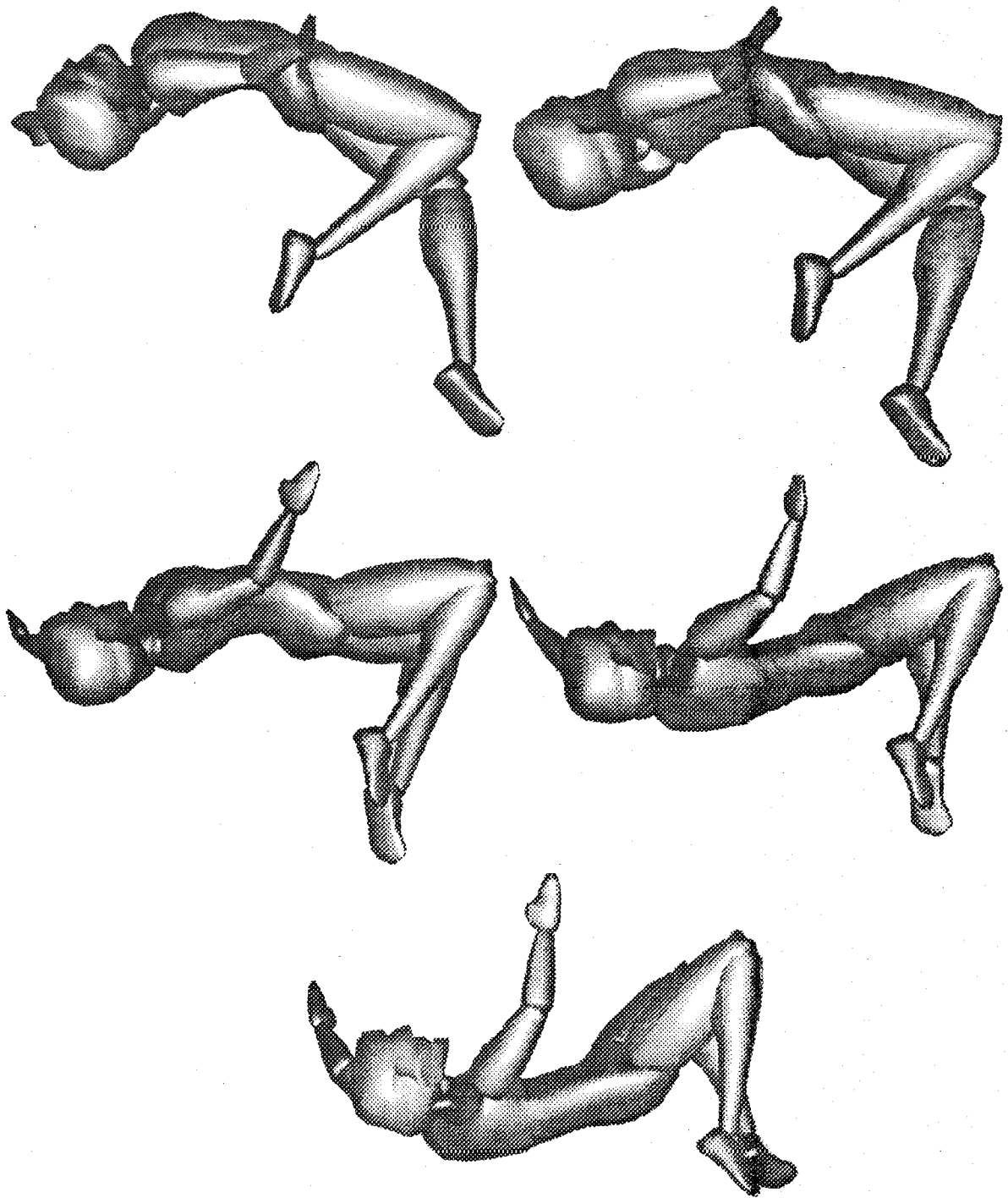
La última transformación sobre el tronco será realizada orientando su eje cuasivertebral con respecto a un sistema de referencia inercial externo mediante la aplicación de los ángulos  $\theta_4$  y  $\theta_5$ .

La sección bisagra es necesaria, no sólo para las operaciones de inclinación lateral de los ejes de hombros y caderas, sino también para determinar la sección en la que se produce el mayor grado de flexo-extensión. Por defecto esta sección es la 10<sup>a</sup> y anatómicamente está situada al nivel de las primeras vértebras lumbares. Modificar la sección bisagra permitiría definir diferentes modelos de flexión.

En la figura 4.49 se expone un ejemplo aplicado del modelo de tronco desarrollado en el cual se observan las deformaciones generadas en la fase de franqueo del listón en un salto de altura estilo fosbury ejecutado por el recordman mundial Javier Sotomayor (Cuba). Puede observarse durante la ejecución de este gesto como el tronco pasa progresivamente de una extensión a una flexión, como consecuencia del desplazamiento del punto inter-rodilla.



**Figura 4.48.** Posición básica y diversos tipos de deformaciones aisladas y combinadas de inclinación-balanceo lateral y rotación longitudinal.



**Figura 4.49.** Movimientos deformadores del tronco generados durante la realización de un salto de altura estilo fosbury ejecutado por Javier Sotomayor.

#### 4.7. DESPLAZAMIENTO DE SEGMENTOS

Durante la construcción de los diferentes conjuntos de segmentos descritos en los anteriores apartados, se han utilizado estructuras jerárquicas de segmentos, esto es, los segmentos que componen cada extremidad se enlazan utilizando los puntos comunes existentes entre segmentos contiguos de la misma extremidad (por ejemplo la articulación distal del brazo con la proximal del antebrazo).

Pero aún queda sin resolver cómo realizar el enlace entre los distintos conjuntos de segmentos para generar el modelo humano completo. Considerando que la traslación o desplazamiento de los segmentos dentro de cada conjunto de segmentos ya ha sido realizada, solo nos resta interrelacionar los distintos conjuntos de segmentos.

- ◆ En el caso de que se haya optado por utilizar un **modelo de longitudes variables**, donde las longitudes de los segmentos coinciden con las obtenidas en la posición espacial, bastará con desplazar cualquier punto de la extremidad haciéndolo coincidir con sus coordenadas espaciales equivalentes, obtenidas a partir de las técnicas fotogramétricas. El resultado es que los puntos anatómicos deducidos a partir del modelo gráfico humano coinciden con los obtenidos en el análisis fotogramétrico.
- ◆ La utilización de un **modelo de longitudes fijas** conlleva diferentes formas de desplazar los segmentos hasta su localización espacial definitiva, ya que no coinciden las longitudes de los segmentos modelados con las de los segmentos obtenidos en la posición a partir de las técnicas fotogramétricas. En esta situación el investigador puede optar por 4 posibilidades:
  - a. **Método excéntrico 1 (tronco)**

Las coordenadas de las caderas, hombros y supraesternale obtenidas en el análisis fotogramétrico previo, son utilizadas para detectar la orientación de los ejes del segmento tronco modelado. El punto central del segmento tronco modelado deberá desplazarse hasta coincidir con el punto central del tronco deducidos a partir de las coordenadas del análisis fotogramétrico previo. Los puntos proximales de las extremidades superiores (hombro), inferiores (cadera) y cabeza (supraesternale), serán desplazados de forma que coincidan con la localización de los mismos puntos en el tronco.

Este método asume que todo el cuerpo es una estructura jerárquica en la cual el segmento tronco hace de sistema de referencia local, luego la posición definitiva de las extremidades inferiores, superiores y cabeza depende exclusivamente de donde estén sus enlaces puntuales con el tronco. El éxito de este modelo se basa en cómo se haya modelado el tronco, especialmente las longitudes de sus 3 ejes (cuasivertebral, caderas y hombros).

**b. Método excéntrico 2 (hombros, caderas y supraesternale)**

Se considera que las coordenadas de las caderas, hombros y supraesternale obtenidas en el análisis fotogramétrico previo, son correctas. Los puntos proximales de las extremidades superiores (hombro), inferiores (cadera) y cabeza (supraesternale), serán desplazados de forma que coincidan con la localización de los mismos puntos obtenidos a partir de las técnicas fotogramétricas. El punto central del segmento tronco modelado deberá desplazarse hasta coincidir con el punto central del tronco, deducido de las coordenadas obtenidas a partir de las técnicas fotogramétricas.

Este método no acepta que todo el cuerpo sea una estructura jerárquica, el comportamiento de cada extremidad dependerá de la precisión del estudio fotogramétrico al obtener las coordenadas de los centros articulares o puntos proximales.

**c. Método concéntrico (muñecas, tobillos y vertex)**

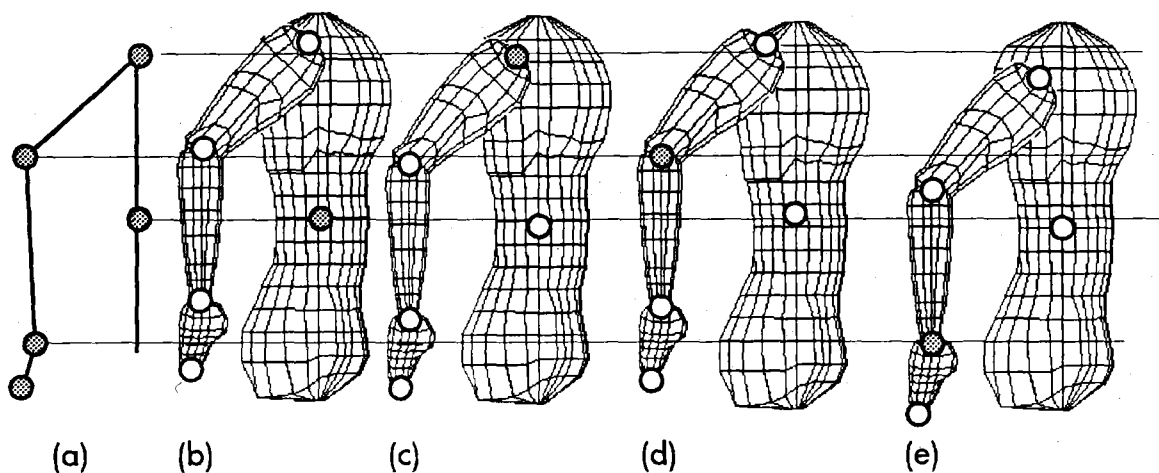
Considera que las coordenadas de las muñecas, tobillos y vertex obtenidas en el análisis fotogramétrico previo, son correctas. Los puntos distales de las extremidades superiores (muñeca), inferiores (tobillo) y cabeza (vértex), serán desplazadas de forma que coincidan con la localización de los mismos puntos obtenidos a partir de las técnicas fotogramétricas. Esto permitirá deducir una nueva localización de las caderas, hombros y supraesternale que será utilizada por el segmento tronco para deducir su nueva posición y orientación de sus ejes. Este método no asume que todo el cuerpo sea una estructura jerárquica, el comportamiento de cada extremidad dependerá de la precisión del estudio fotogramétrico al obtener las coordenadas distales de la misma.

**d. Método mixto (codos, rodillas y gonion medio)**

Este método asume que las coordenadas de los codos, rodillas y gonion medio obtenidas a partir de las técnicas fotogramétricas previas, son correctas. Los

puntos medios de las extremidades superiores (codo), inferiores (rodilla) y cabeza (gonion medio), serán desplazados de forma que coincidan con la localización de los mismos puntos obtenidos a partir del análisis fotogramétrico. Esto permitirá deducir una nueva localización de las caderas, hombros y supraesternal que será utilizada por el segmento tronco para deducir su nueva posición y orientación de sus ejes. Este método rechaza la idea de que todo el cuerpo sea una estructura jerárquica, el comportamiento de cada extremidad dependerá de la precisión del estudio fotogramétrico al obtener las coordenadas medias de cada conjunto de segmentos.

En la figura 4.50 se representan de forma gráfica los cuatro métodos descritos, observándose en cada uno de ellos cual es el punto del modelo obtenido que coincide con las coordenadas iniciales: el centro geométrico del tronco en el método excéntrico uno, el hombro en el excéntrico dos, el codo en el mixto y la muñeca en el concéntrico.



**Figura 4.50.** Métodos de desplazamiento: a) coordenadas obtenidas tras el análisis fotogramétrico, b) excéntrico uno, c) excéntrico dos, d) mixto y e) concéntrico.

La utilización de cualquiera de los cuatro métodos anteriores implica una corrección y modificación de los puntos anatómicos que definen las localizaciones proximal y distal de cada segmento. De ahí que se deba elegir cuidadosamente el método más conveniente en cada caso. El criterio principal que nos permitirá deducir el método más adecuado ha seleccionar, conlleva el análisis de lo sucedido en la fase de digitalización. Durante esta fase, y dependiendo de cual sea el gesto analizado, la localización de los puntos anatómicos va a depender mucho de la calidad de la imagen, la nitidez de su posición, etc. En aquellos



gestos en los que las extremidades realicen movimientos espaciales amplios, posiblemente la digitalización de los puntos distales o medios de las extremidades sea más precisa que en los proximales, luego los métodos más idóneos serían el concéntrico y el mixto. En gestos en los que el tronco permanezca semiestático, posiblemente la digitalización de los puntos que conforman el tronco sea muy precisa, luego los métodos excéntricos 1 y 2 serán los más adecuados.

El único segmento que no hemos considerado en el análisis anterior es el implemento. En el sistema desarrollado, el implemento mantiene la misma localización espacial obtenida en el análisis fotogramétrico previo, ya que los implementos suelen ser localizaciones puntuales. En aquellos casos en los que se definiesen implementos basados en dos o más localizaciones (jabalina, martillo, etc) podrían implementarse algoritmos basados en longitudes fijas, al igual que los desarrollados en los segmentos humanos, cuyo desplazamiento debería ser resuelto de forma similar al expuesto en este apartado.

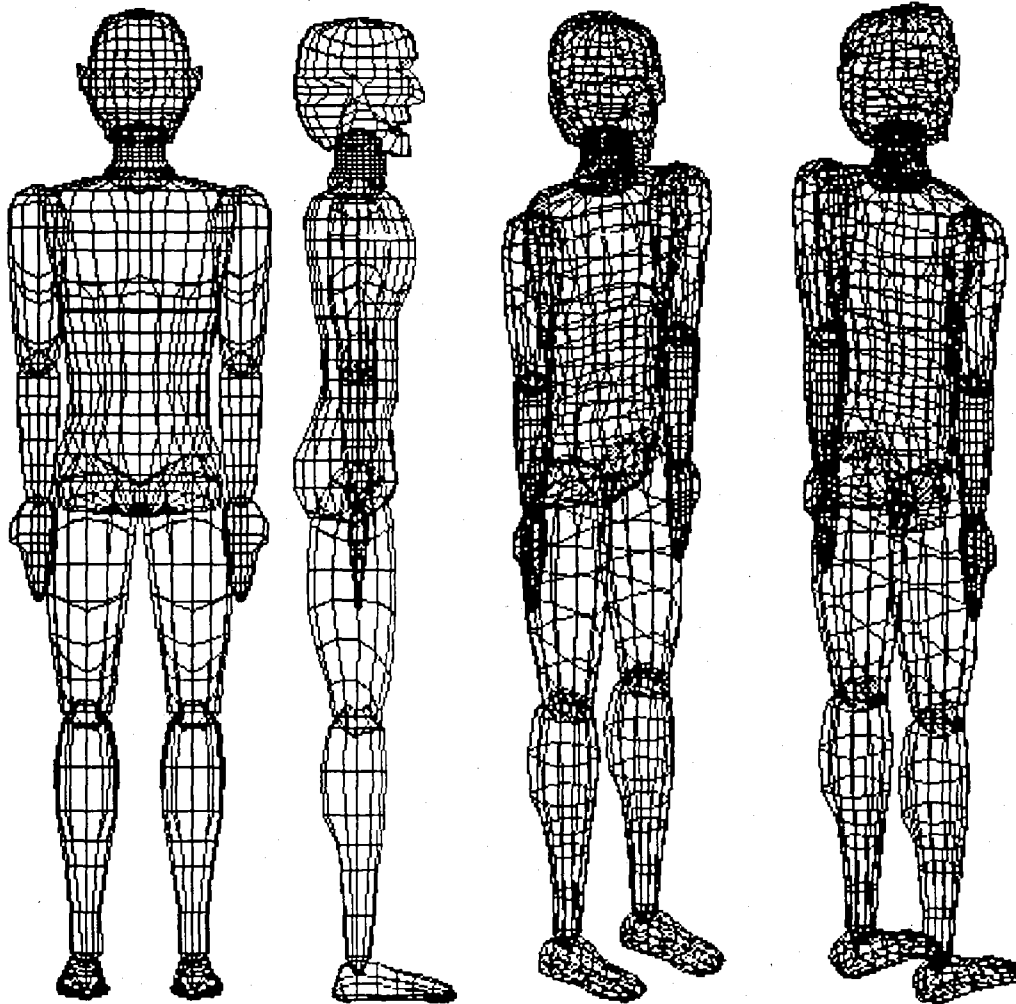
#### **4.8. MODELOS BASICOS DE REPRESENTACION GRAFICA 3D**

Una vez realizado el modelado, escalado, orientación y desplazamiento de los segmentos, el modelo gráfico humano está listo para ser presentado pudiendo ser utilizadas para ello diversas técnicas de acabado. A continuación se analizarán los distintos tipos de modelos de representación, profundizándose en aquéllas que han sido implementadas en programa *MONO3D*.

Una imagen tridimensional de ordenador es básicamente un modelo geométrico, o sea, una definición matemática de un objeto más o menos complejo. Los modelos geométricos pueden adoptar tres tipos de representaciones (Adams, 1991): alámbricas, sólidos simples, y sólidos renderizados.

##### **◆ Modelos alámbricos (modelos esquemáticos)**

Un modelo en representación alámbrica es la forma más básica de gráfico 3D; se construyen sólo con aristas, no se hace ningún intento por eliminar las superficies ocultas y se considera que las facetas son transparentes (figura 4.51).



*Figura 4.51. Modelos gráficos humanos alámbricos.*

El tiempo de proceso para el microprocesador del ordenador es menor, ya que son las representaciones más simples y de obtención más rápida. Tienen el inconveniente de que cuando la superficie del objeto ha sido definida de una forma compleja (muchas facetas), el resultado es poco clarificador y puede llevar a subjetividades en su interpretación.

##### ◆ Modelos sólidos simples

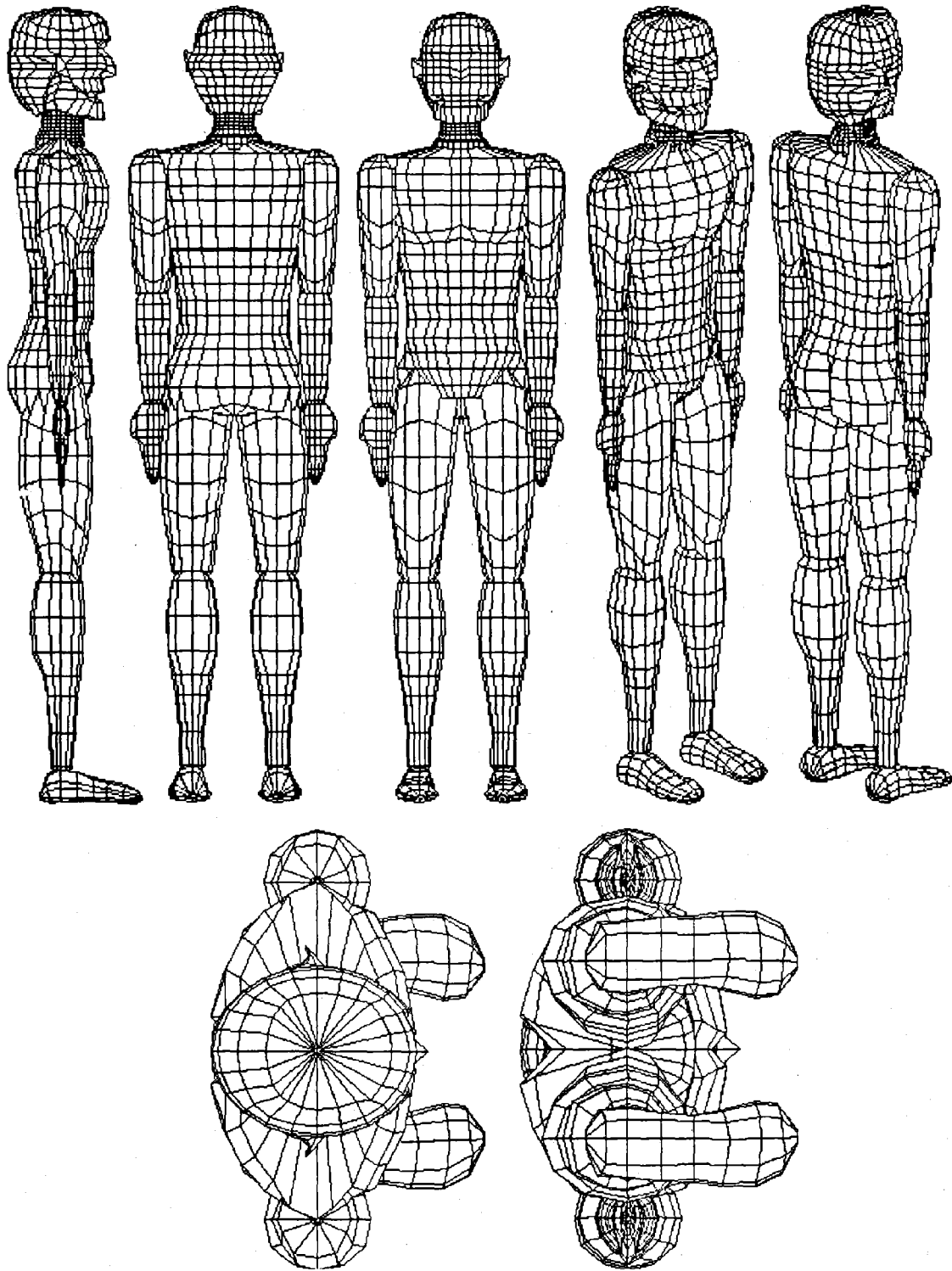
Un modelo sólido simple es una imagen 3D en blanco y negro en la que sólo se han utilizado algoritmos de eliminación de superficies ocultas, en los cuales las facetas son opacas y de coloración idéntica. En la visión de cualquier objeto del mundo real, podemos comprobar que sólo se visualizan aquellas partes de los objetos que no están ocultas por otras superficies. De esta forma, si observamos la cara anterior de un cubo, no distinguimos ningún detalle de la cara posterior (siempre y cuando el material que compone ese cubo sea opaco). Este sería un ejemplo de modelo sólido simple (figura 4.52).

Para el procesador del ordenador, este segundo nivel de complejidad del modelo 3D implica un incremento en tiempo de cálculo, pero los resultados producen una sensación de realismo más sobresalientes que el modelado alámbrico.

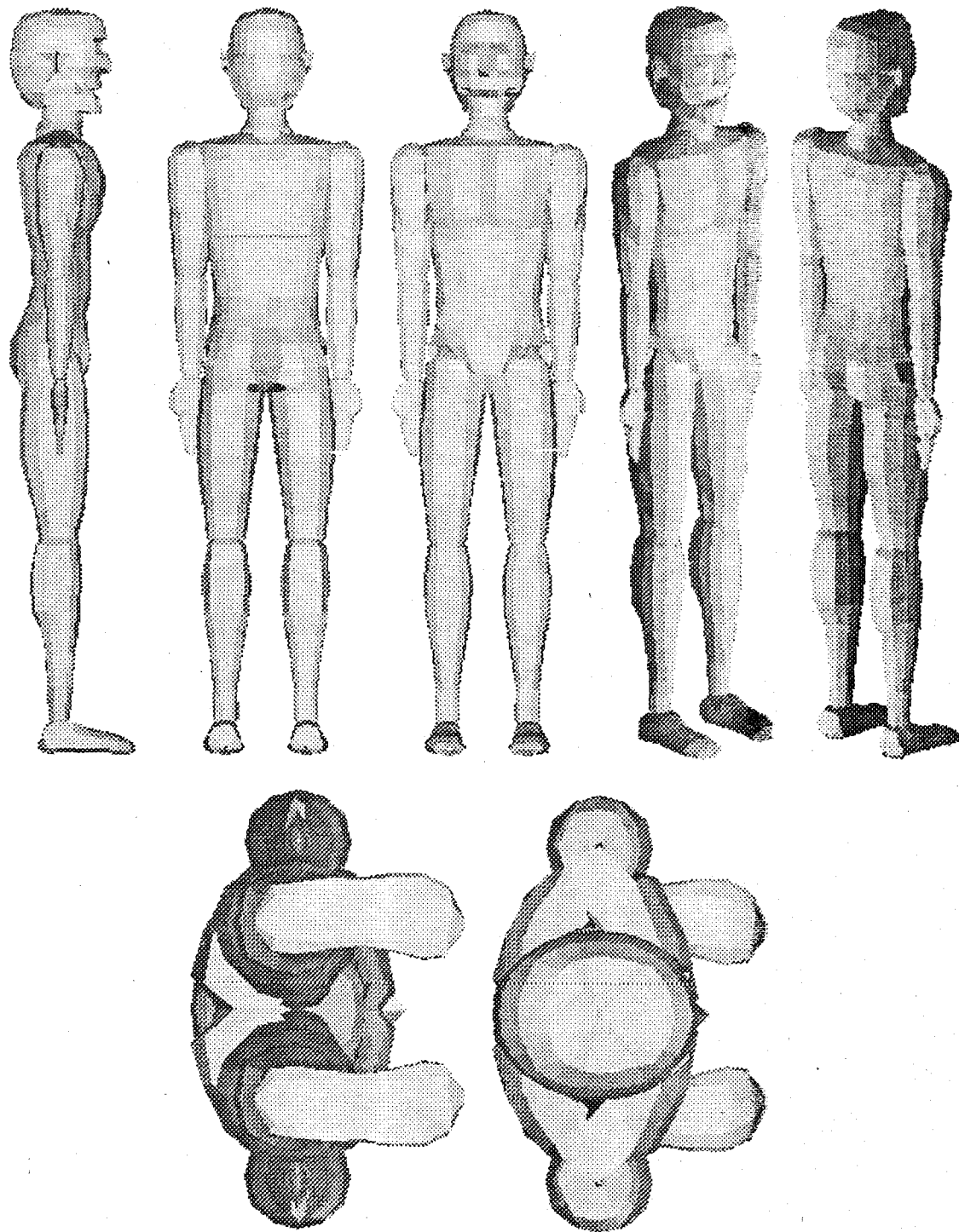
##### ◆ Modelos sólidos renderizados

Los modelos sólidos renderizados son modelos en los que se han utilizado algoritmos que permiten simular la iluminación, las sombras y los reflejos de la vida real. También pueden aplicarse texturas de materiales sobre los objetos (madera de pino, cristal verdoso, césped, piel humana, etc). Los resultados pueden ser tan realistas que pueden dar la sensación de ser fotografías tomadas del mundo real (figura 4.53 y 4.54).

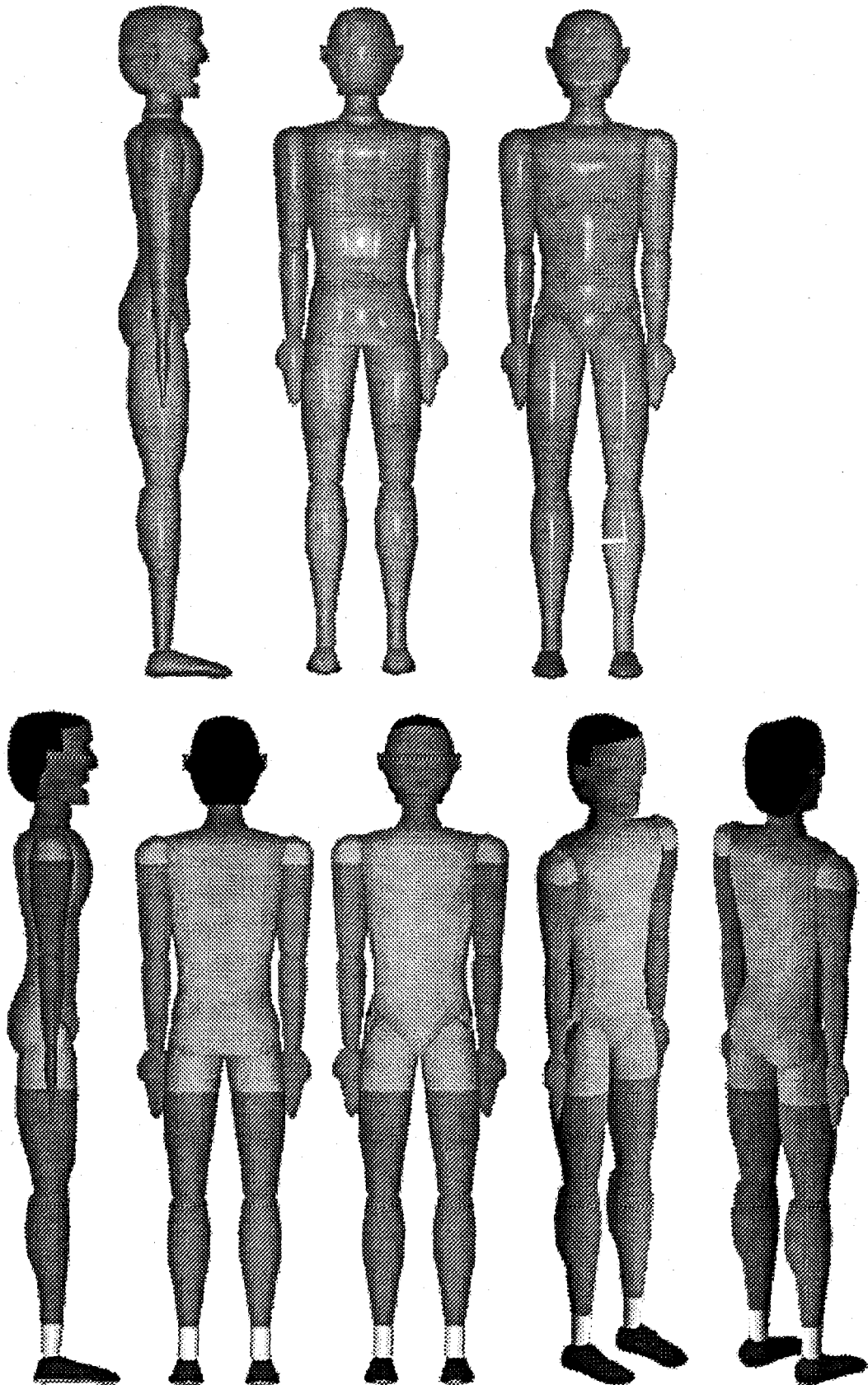
Estos modelos suponen un tiempo elevado para el microprocesador. En el ámbito de la informática gráfica y el CAD (diseño asistido por ordenador), el proceso de obtención de este tipo de modelos se denomina como "*rendering*", que podría traducirse como "*reproducción*". Debido a que es un vocablo difícil de traducir en su acepción técnica (se requeriría más que una palabra una frase), actualmente se opta por utilizar términos tales como: renderizar, imagen renderizada, proceso de rendering, etc.



**Figura 4.52.** Modelos gráficos humanos de sólidos simples.



**Figura 4.53.** Modelos gráficos humanos de sólidos renderizados con el sistema **MONO3D**.



*Figura 4.54. Modelos gráficos humanos de sólidos renderizados con el POV.*

Cualquier ordenador actual, equipado con una tarjeta gráfica de cualquier nivel (Hércules, CGA, EGA, VGA, SVGA) es capaz de crear los tres tipos de modelos geométricos. La diferencia entre utilizar una estación de trabajo con capacidad gráfica 3D o un simple PC (80086, 80286, 80386, 80486, Pentium), reside en la velocidad de cálculo que le permitirá generar la imagen 3D con mayor o menor velocidad.

El programa *MONO3D* permite la obtención de cualquiera de las alternativas anteriores según el deseo del usuario: modelos alámbricos, modelos sólidos simples y modelos sólidos renderizados.

#### 4.9. **CARACTERISTICAS BASICAS DE LOS MODELOS SOLIDOS**

En la elaboración de este programa no se ha pretendido la creación de un módulo que renderize a nivel profesional ya que para ello existen herramientas de CAD altamente especializadas y diseñadas para resolver problemas de este tipo. Nuestro objetivo ha sido proporcionar una rutinas de rendering rápidas y simples que nos permitan obtener una primera perspectiva del resultado obtenido, para así seleccionar las características de la escena que diseñemos y exportemos a algún programa profesional.

En este sentido se permiten dos grandes posibilidades:

- a. Realizar el rendering dentro del mismo programa para obtener una primera visión de la escena generada, permitiendo de forma interactiva su modificación. Para ello se han diseñado utilidades específicas que facilitan el diseño de escenas, resumiendo y simplificando el interface, de forma que sólo incluya las opciones más útiles para un análisis desde un punto de vista de la Biomecánica Deportiva (4.53).
- b. La otra posibilidad es exportar la escena diseñada a algún programa comercial que realice el rendering pertinente. A tal efecto, se ha implementado la opción de exportar las escenas al formato de un trazador de rayos como es el POV (Persistence of Vision Raytracer) y a un paquete de CAD como es el 3D-Studio (figura 4.54). Una de las ventajas del POV es que se trata de un software de dominio público (shareware), cuya utilización no conlleva trabas legales.

#### 4.9.1. Técnicas de eliminación de superficies ocultas

En la bibliografía actual existe una gran cantidad de técnicas para la detección y eliminación de superficies ocultas, requisito indispensable para la obtención de una figura con una mínima dosis de realismo. Siguiendo a Adams (1993), los métodos más habituales son la ordenación radial, la ecuación del plano, la separación de planos, ordenación en profundidad (Z-buffer), el trazado de rayos (ray tracing), la reflectancia, la descomposición y el minimax. De entre ellos destacaremos los dos siguientes ya que han sido utilizados por este sistema:

##### ◆ Método de ordenación en profundidad basado en la utilización de un Z-buffer

Es el método más utilizado actualmente, ya que sus algoritmos parecen ser muy fiables sea cual sea la complejidad de la escena 3D generada, sin embargo requieren un alto coste en memoria y tiempo de proceso. Este algoritmo requiere que sean procesadas todas las facetas de los modelos de la escena, generando una base de datos (Z-buffer) que contiene información de cada pixel de la pantalla (su color y su profundidad medida a partir de la coordenada z). Cuando se dibuja una faceta se puede detectar, mediante trigonometría y geometría, las coordenadas xyz de la parte de la faceta que será mapeada en un pixel determinado. Si el pixel obtenido contiene una coordenada z más profunda en la base de datos, la base de datos será actualizada con la posición de ese pixel en la nueva coordenada z, así mismo se le asignará el color del nuevo pixel. Una vez procesadas todas las facetas, bastará con vaciar el contenido del Z-buffer en la pantalla.

##### ◆ Trazado de rayos (ray tracing)

Este método utiliza fórmulas vectoriales para dibujar el camino de los rayos de luz en el mundo real entre las fuentes de luz, los objetos y un observador. Analizando las trayectorias de los rayos de luz, sus reflexiones sobre los objetos de la escena y seleccionando los que llegan hasta el ojo del observador, es posible generar imágenes de un altísimo realismo. Este método, al igual que el Z-buffer, es costoso en memoria y tiempo de proceso, pero también es muy fiable en la eliminación de facetas ocultas.



Para cubrir esta parte se ha desarrollado un algoritmo basado en el método de Z-buffer simplificado que permite reducir el tiempo de proceso para la obtención de la imagen final. Debido al alto coste en tiempo requerido para la generación de un Z-buffer siguiendo la metodología estándar, se ha implementado una alternativa menos costosa en tiempo pero algo menos precisa en sus resultados. Un algoritmo de Z-buffer tradicional realiza durante el procesado de cada faceta la detección de todos los pixels afectados, así como la obtención de la coordenada  $z$  de cada uno de ellos de forma individual.

Este procedimiento se ha simplificado, en vez de detectar la coordenada  $z$  individual de cada uno de los pixels generados en cada faceta, se asigna una coordenada  $z$  de profundidad idéntica para todos los pixels de la faceta, reduciéndose el tiempo de cálculo. La coordenada  $z$  asignada a todos los pixels de una única faceta sería la coordenada  $z$  correspondiente al punto intermedio entre los tres vértices de la faceta triangular. Lo anterior ahorraría tiempo en los algoritmos geométricos y trigonométricos de detección, necesarios para detectar la profundidad de los pixels dibujados. Si el tamaño de una faceta es reducido, existirán muy pocas diferencias en la coordenada  $z$  de los puntos que componen esa superficie, sea cual sea su orientación con respecto al observador/cámara.

Este procedimiento demuestra ser más rápido que el tradicional, pero cuenta con el inconveniente, como premisa imprescindible, de que las facetas no deben ser grandes. En el caso de que lo fuesen, este algoritmo perdería eficacia en la imagen generada, dándose comportamientos anómalos. Este problema no se produce en los segmentos modelados por este programa ya que las facetas utilizadas son lo suficientemente pequeñas para que esta imprecisión sea importante a nivel macroscópico.

#### 4.9.2. Técnicas de sombreado e iluminación

Además de la eliminación de superficies ocultas, otro aspecto importante en el acabado de una escena 3D es la utilización de técnicas que permitan añadir iluminación y sombreado.

Estas técnicas comienzan con la ubicación en una posición determinada de una o varias fuentes de luz, expresadas habitualmente en coordenadas universales. El cambio de posición del punto de vista del observador o posición de la cámara, no afecta a la posición de la fuente de luz. Este cambio produce cambios en el nivel de iluminación de los objetos de la escena que puede observar la cámara. La posición relativa entre observador/cámara,

fuente de luz y objetos de la escena, determinará que la escena se vea sombreada de una forma u otra.

El nivel de iluminación de las facetas que componen la malla poligonal de los objetos de la escena, normalmente, se calcula comparando el vector de la luz incidente con la perpendicular a la superficie. Cuanto menor sea el ángulo formado por ambos vectores, habrá más rayos iluminando la superficie y ésta brillará. Cuanto más se amplie el ángulo, menor iluminación tendrá esa faceta. Si el ángulo supera los  $90^\circ$  entonces la superficie no estará iluminada por la fuente de luz, en cuyo caso sólo recibiría la luz de ambiente reflejada por otros objetos de la escena.

Los algoritmos existentes en programación gráfica para resolver la iluminación y sombreado de una escena 3D se podrían resumir en cinco (Adams, 1993): sombreado Lambert, sombreado Gouraud, sombreado Phong, trazado de rayos (raytracing) y reflectancia. El sombreado Lambert es la técnica más básica, consiste en sombrear las facetas de forma individual haciendo que todos los pixels de una faceta obtengan el mismo tono de sombra. Como se ha dicho, esta es la técnica más simple y a su vez más rápida, aunque no consigue los niveles de realismo que otras técnicas.

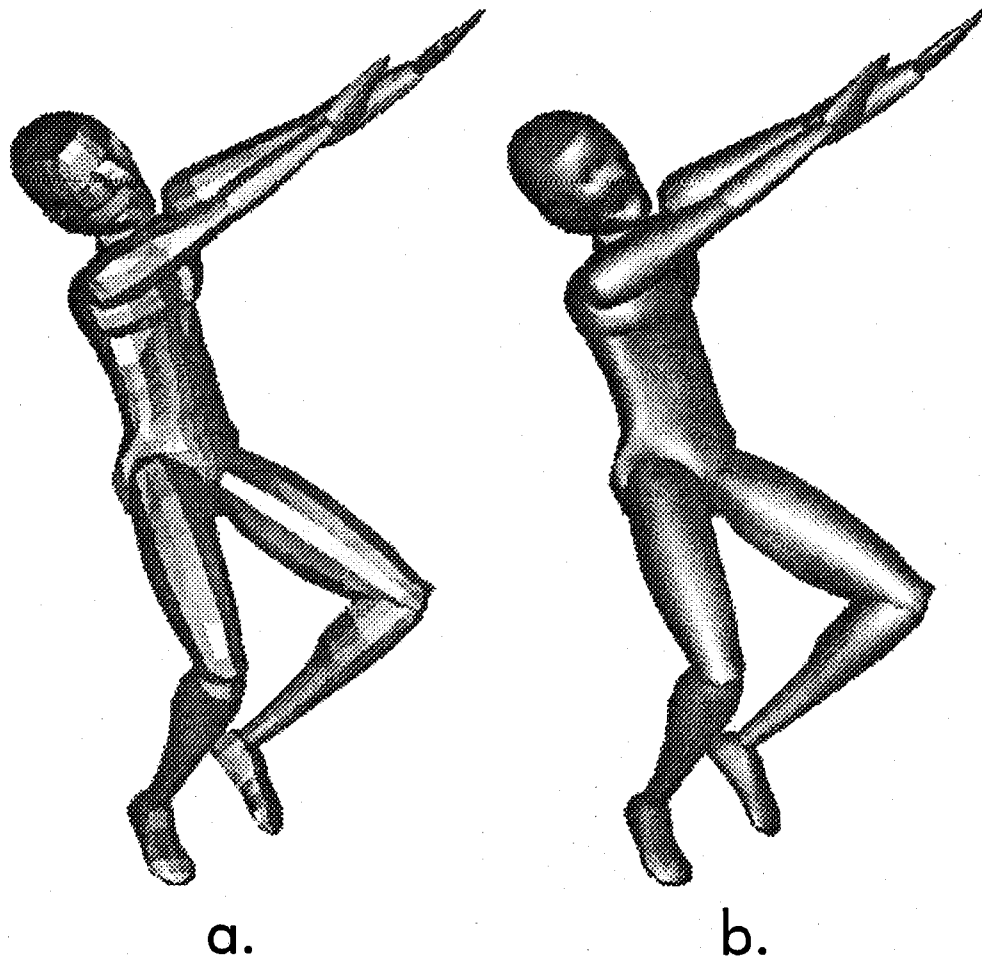
El problema del algoritmo de Lambert es la no existencia de continuidad en el color de facetas adyacentes. Si el grado de inclinación entre las facetas adyacentes a una dada es leve, el sombreado de Lambert produce resultados óptimos. Pero si el grado de inclinación es grande, se producen grandes diferencias de tonalidad entre facetas contiguas, con lo cual la imagen pierde realismo. Además el hecho de implementar aspectos como brillos y reflejos superan las posibilidades de este algoritmo.

Otros algoritmos, como el sombreado Gouraud y el sombreado Phong, eliminan estas discontinuidades en el sombreado entre facetas adyacentes mediante técnicas basadas en el estudio de las normales de las facetas y la interpolación de color. El método del trazado de rayos (raytracing) no sólo es un algoritmo para la detección de superficies ocultas sino que también permite detectar el grado correcto de iluminación de los pixels así como implementar reflejos, refracciones, brillos, etc.

El programa *MONO3D* implementa un módulo interno de sombreado Lambert de facetas individuales debido a que su simplicidad facilita su implementación en un código de programación reducido y rápido (figura 4.53). El grado de realismo no es el suficiente pero es una buena y rápida aproximación. La generación de imágenes completamente

realistas puede ser resuelta exportando las escenas a formatos de programas de rendering más profesional como el POV, 3DStudio y Autocad (figura 4.54).

Para llevar a cabo esta segunda posibilidad, el programa incluye una opción que permite generar una malla poligonal de triángulos en formato POV, la cual puede ser fácilmente convertida a otros formatos como DXF y 3DS. Para incrementar el nivel de realismo obtenido, cuando el software POV realice el rendering de la escena, la malla de triángulos exportada utiliza facetas triangulares suavizadas lo cual permite eliminar las discontinuidades de color existentes en aquellas partes de la malla en las que la orografía es abrupta (figura 4.55). Para ello se han obtenido los vectores normales en cada faceta triangular, deduciéndose a partir de ellas los vectores normales en cada arista. Si se asigna a cada vértice de la malla un vector que es la suma de las normales de las facetas contiguas, el resultado es una malla que, independientemente de la complejidad de su orografía, obtendrá unos resultados muy realistas al ser renderizada.



**Figura 4.55.** Modelo desarrollado con **MONO3D** renderizado con el **POV**, a) utilizando una malla poligonal sin suavizar y b) suavizada.

### 4.9.3. Aplicación de texturas

Sobre la malla generada en cada segmento pueden aplicarse distintos tipos de texturas, entendiéndose como tales los colores y sus propiedades físicas. Una textura puede ser un pigmento uniforme (rojo, verde, azul, etc), un color no uniforme (gradaciones, adoquinado, tramas matemáticamente expresadas, etc) o mapas de superficies (materiales del mundo real que han sido escaneados y aplicados sobre la superficie).

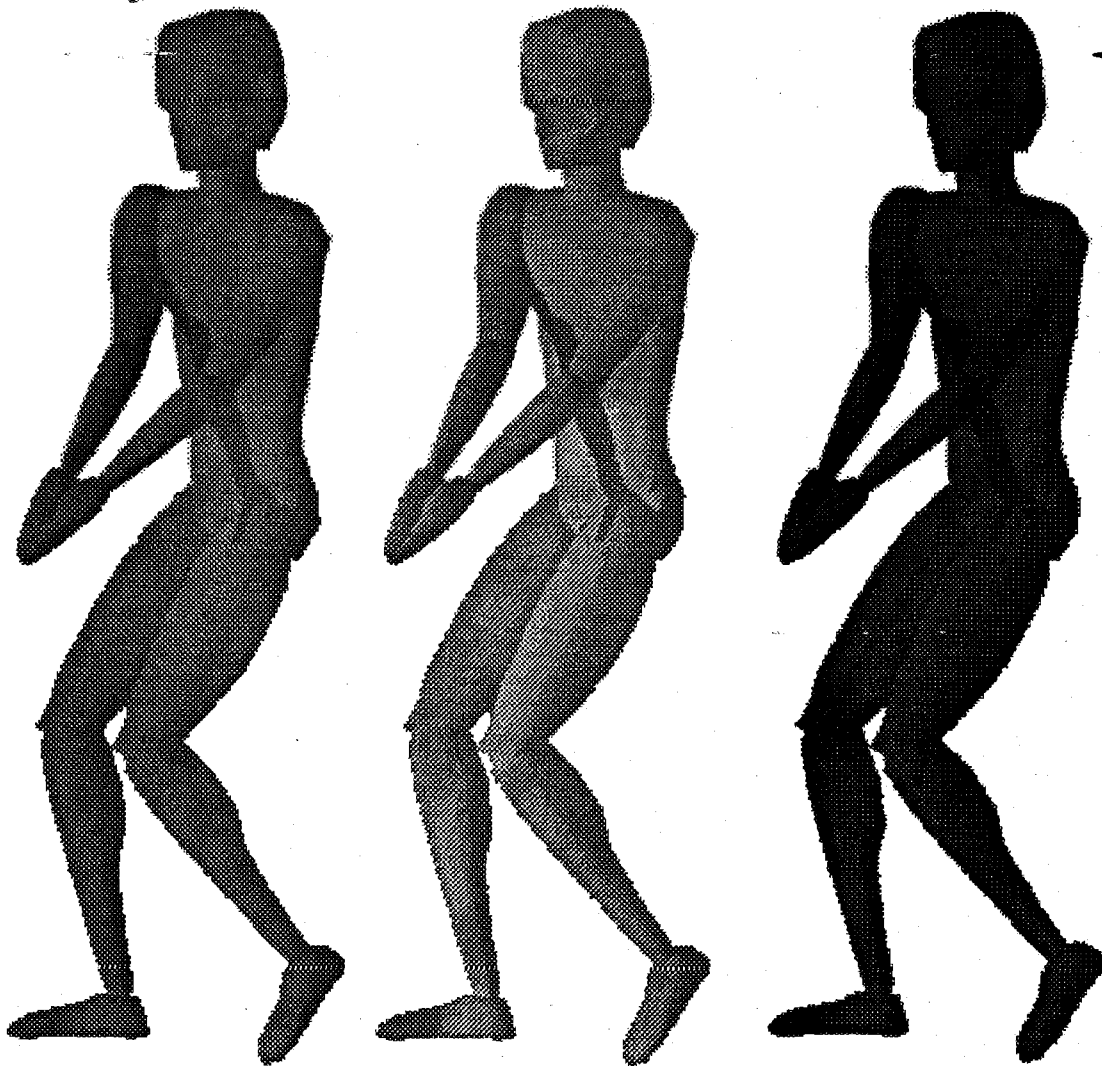
Otro aspecto relacionado con las texturas son sus propiedades físicas cuando se proyectan sobre ellas la iluminación generada en la escena: opacidad, transparencia, reflexión, refracción, etc. Por último, debe detallarse cual es la superficie que debe ser afectada por la aplicación de una determinada textura, lo que permitirá simular de forma más realista el cuerpo humano, la indumentaria utilizada y los rasgos característicos.

En el sistema desarrollado se han incluido diversos tipos de texturas aplicables al modelo humano que el investigador desee. Existen texturas simples consistentes en la aplicación de un mismo color opaco, de forma uniforme, sobre toda la superficie corporal (gris, rojo, verde, azul y verde azulado). Estas texturas simples pueden ser utilizadas tanto dentro del software *MONO3D* como en los ficheros exportados al formato POV. Se han creado cinco modelos de texturas complejas cuyo resultado sólo son observables tras renderizar con el POV. Son las siguientes:

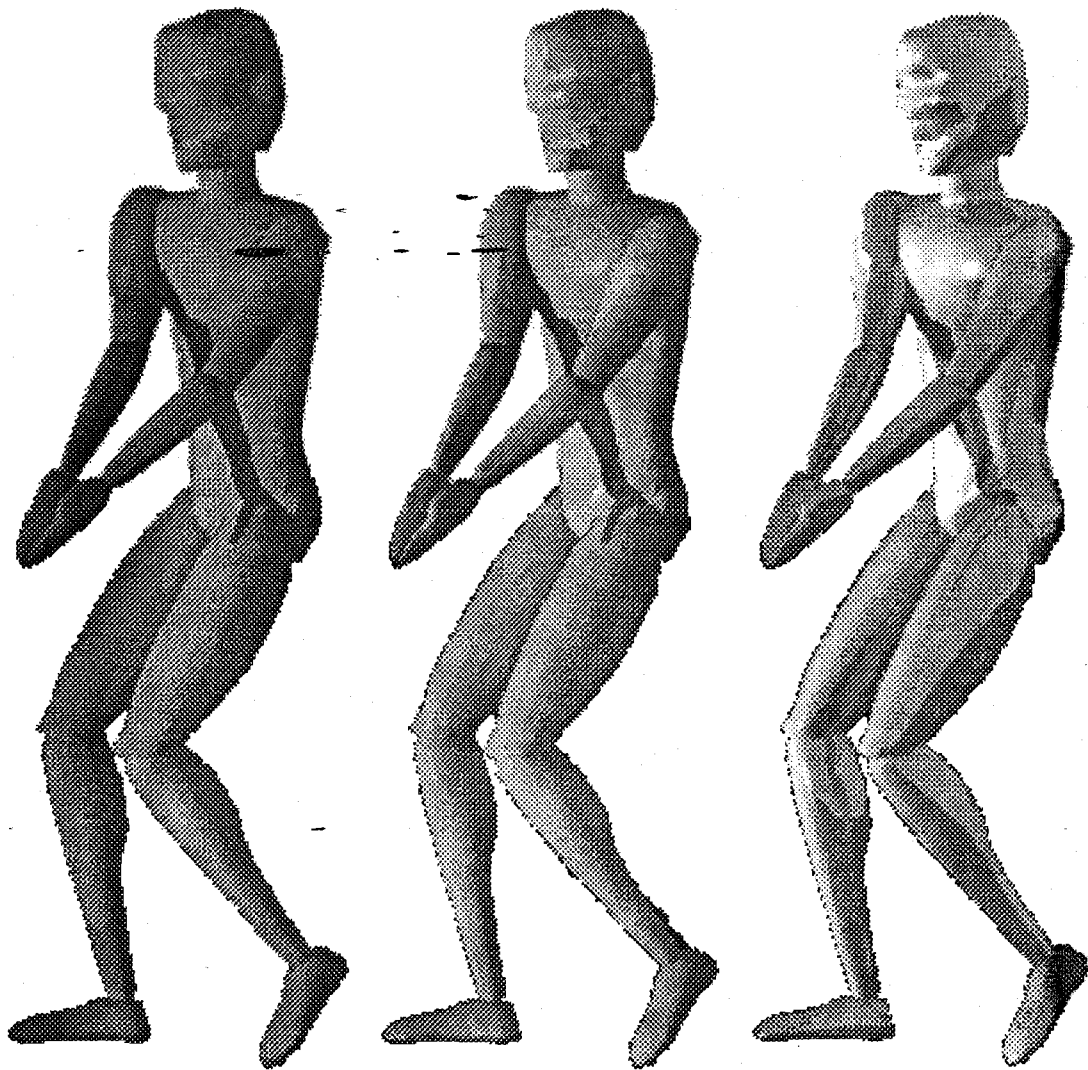
- ◆ Plata metalizada: Esta textura simula perfectamente las propiedades del citado material. Se aplica de forma uniforme en todos los segmentos humanos.
- ◆ Alabastro rosa: Aplica de forma uniforme sobre todos los segmentos humanos un material similar a un mármol rosado.
- ◆ Indumentaria deportiva 1: Simula la indumentaria de un deportista que porta una malla corta de color verde con una línea lateral roja, zapatillas de deporte, calcetines blancos, pelo negro y textura de piel morena en las zonas desnudas.
- ◆ Indumentaria deportiva 2: Similar a la anterior con variaciones en la longitud del ropaje y algunos colores diferentes.
- ◆ Indumentaria deportiva 3: Simula la indumentaria utilizada por un nadador con el cuerpo desnudo y un bañador ceñido.

En las figura 4.56, 4.57 y 4.58 se exponen las diversas texturas desarrolladas, aplicadas sobre el modelo humano generado.

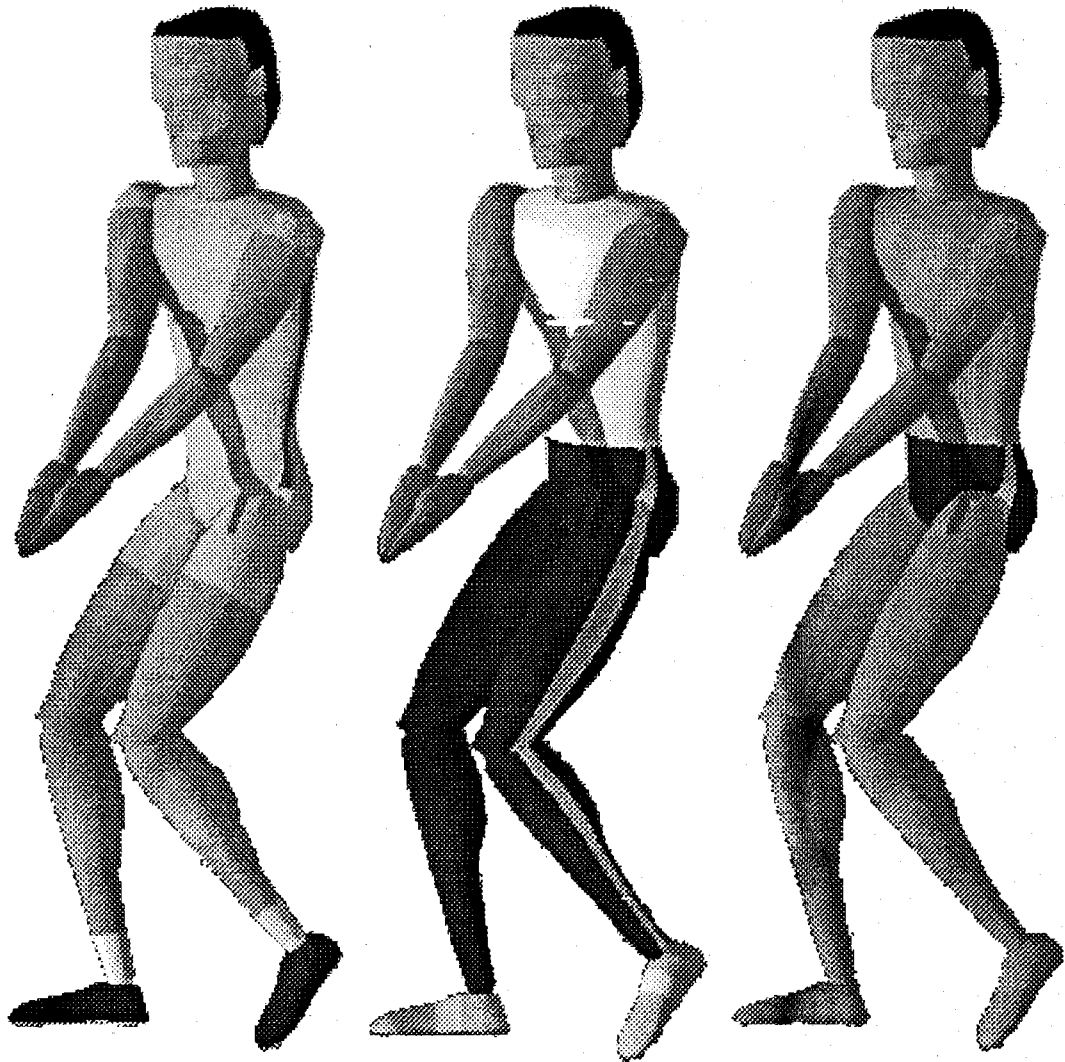
Otra opción desarrollada para los ficheros en formato POV, es la posibilidad de incluir una superficie plana que simule el suelo terrestre y un fondo que simula el cielo. El suelo ha sido detallado con cinco posibles texturas (figura 4.59): terroso (matices marrones), césped (tonos verdosos), pista polideportiva (color crema cálido), textura blanca lisa y textura de madera simulando parquet. El suelo se sitúa de forma tal que su coordenada *Y* coincida con las coordenada vertical más pequeña de todas las obtenidas con las técnicas fotogramétricas. El cielo puede ser simulado con dos texturas de aspecto nuboso, una superficie azul lisa o una textura blanca lisa (figura 4.59).



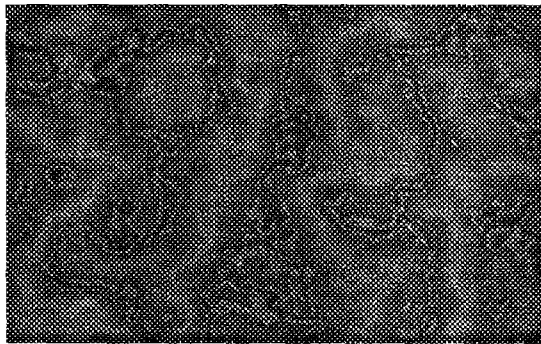
**Figura 4.56.** Texturas de color rojo, verde y azul aplicadas sobre el modelo humano.



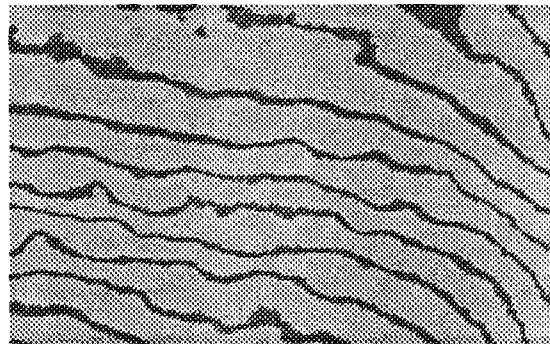
**Figura 4.57.** Texturas de color verde azulado, alabastro rosa y plata metalizada aplicadas sobre el modelo humano.



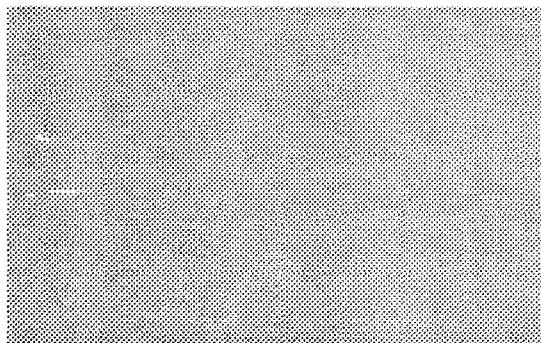
**Figura 4.58.** Texturas de diferentes tipos de indumentarias deportivas aplicadas sobre el modelo humano.



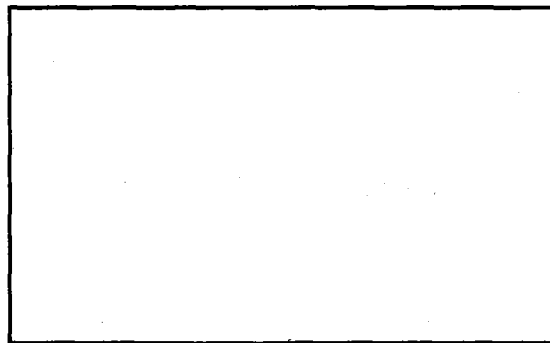
suelo: césped



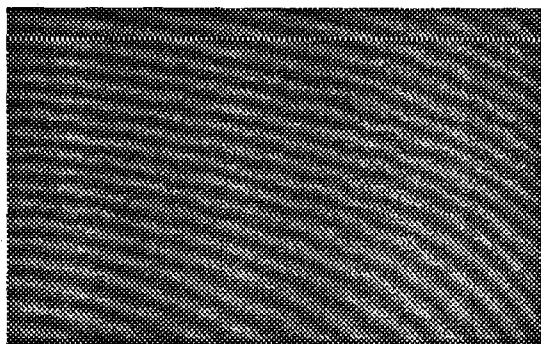
suelo: terroso



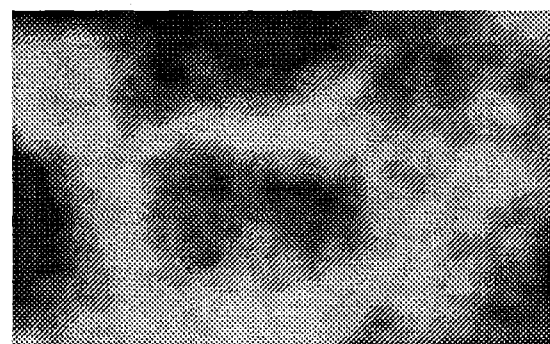
suelo: pista polideportiva



suelo, cielo: blanco liso.



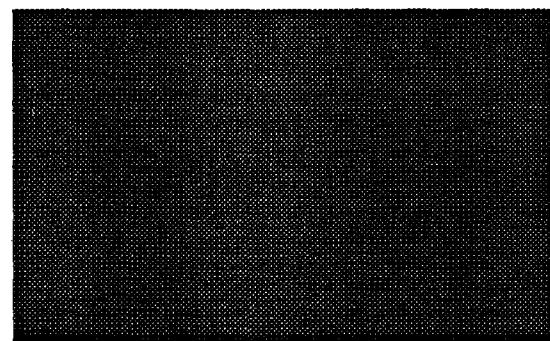
suelo: madera



cielo: nuboso intenso



cielo: nuboso cálido



cielo: sin nubes

**Figura 4.59.** Texturas utilizadas para el suelo y el cielo.



#### 4.10. GENERACION DE ANIMACIONES

Las animaciones creadas pueden ser visualizadas dentro del sistema desarrollado o en un gestor de animaciones externo. La capacidad de gestionar animaciones dentro del sistema está restringida a la visualizaciones alámbricas, no se ha implementado ningún módulo que gestione animaciones renderizadas del modelo humano desarrollado.

En el ámbito de los ordenadores compatibles PC, existe una serie de formatos de animaciones considerados como estándar, que pueden ser leídos por una amplia variedad de programas comerciales y no comerciales (freeware, shareware, etc). Entre ellos destacan los formatos FLI y FLC de Autodesk, formato AVI de Microsoft Windows y el formato MPG. Los formatos FLI y FLC permiten la gestión de animaciones a una elevada velocidad y reduciuo espacio en disco, pero están limitados en el número máximo de colores permitidos (una paleta máxima de 256 colores simultáneos). Si no se aplican texturas muy complejas el formato anterior puede ser muy válido para las animaciones generadas con el sistema *MONO3D*. En caso contrario, debería utilizarse cualquiera de los otros formatos, ya sea AVI o MPG. Estos dos últimos presentan la ventaja de permitir paletas de millones de colores simultáneos, aunque el tamaño ocupado por estos ficheros es elevado y la velocidad de la animación puede verse muy afectada en modos gráficos de alta resolución.

Se ha implementado una opción que permite generar animaciones en formato FLC, AVI y MPG, para lo cual se crea un fichero por lotes (BATCH) en el que se indican todos los parámetros que definen la escena (posición de la cámara, punto de vista, etc), los fotogramas a utilizar, los parámetros de rendering requeridos por el POV, la ejecución del rendering y, por último, la creación del fichero de animación en el formato deseado.

Otra posibilidad reside en la creación de imágenes estáticas de posiciones significativas elegidas por el investigador, o bien la impresión del modelo alámbrico en una impresora láser, matricial o plotter conectada y configurada para el entorno gráfico Microsoft Windows v.3.1.

## **5. DESARROLLO Y APLICACION DEL SISTEMA (MONO3D)**

---

## 5. DESARROLLO Y APLICACION DEL SISTEMA (MONO3D)

---

Tras analizar en el capítulo anterior las bases generales sobre las que debe construirse un sistema de representación gráfica tridimensional de un modelo biomecánico que simule de forma realista la morfología humana, en este capítulo se analizarán las características del sistema desarrollado en esta tesis, así como su aplicación práctica en el análisis de un gesto deportivo. El sistema *MONO3D* desarrollado en esta investigación, integra todas las opciones básicas necesarias para obtener la representación gráfica realista de modelos biomecánicos humanos a partir de la utilización de las coordenadas espaciales obtenidas de un estudio fotogramétrico 3D descrito en el capítulo dos y tres.

El estudio aplicado ha sido realizado a partir de un gesto denominado molino Thomas o molinos americanos en suelo, ejecutado por Alessandro Biligiardi. Este gimnasta es componente del equipo nacional olímpico italiano de gimnasia artística y subcampeón mundial de aeróbic. Para la deducción de las coordenadas espaciales necesarias en la obtención del modelo gráfico 3D se ha efectuado un análisis fotogramétrico 3D utilizándose el sistema *CIBORG* propuesto en esta tesis.

La filmación se realizó mediante técnicas de vídeo (en formato profesional Umatic), siendo digitalizada con el software descrito en el capítulo tercero. Se suavizaron e interpolaron las coordenadas digitalizadas de los puntos anatómicos mediante funciones splines de quinto grado, realizándose la reconstrucción espacial de los puntos mediante el algoritmo DLT.

### 5.1. IMPLEMENTACION

Aunque muchos soportes lógicos comerciales nos podrían hacer pensar que los algoritmos para la generación de los gráficos 3D son extremadamente complejos, en realidad esta complejidad no es insuperable. Las amplias capacidades gráficas ofrecidas por los compiladores de lenguaje C actuales, tienen como consecuencia que se hayan desarrollado algoritmos en C, específicos para la programación gráfica 3D. Así por ejemplo, en el mercado hay disponibles librerías gráficas para dibujo 2D y 3D así como múltiples fuentes en C de algoritmos de dibujo 3D. La filosofía modular del lenguaje de programación C hace que sea fácil proteger la estabilidad de los códigos ya implementados en C mediante la sencilla fusión de nuevas y comprobadas subrutinas en los programas.

De ahí que se haya optado por el C como el lenguaje utilizado para implementar este software. El C ofrece tres ventajas a los programadores: versatilidad, potencia y velocidad. Las tres características son básicas para la programación gráfica tridimensional. Versatilidad se refiere a la facilidad de gestión de memoria y control del proceso. La potencia se concreta en la capacidad de adaptarse a las necesidades del programador, utilizándose como lenguaje de nivel bajo, medio o alto según las circunstancias. La velocidad del código generado en C actualmente puede considerarse la mejor si exceptuamos el ensamblador.

Los modernos compiladores de C poseen opciones que permiten generar códigos optimizados en cuanto a la velocidad obtenida en tiempo de ejecución. El C así como el C++ son los lenguajes hacia los que más atención han prestado los técnicos que desarrollan compiladores, circunstancia que confirma su supremacía sobre otros lenguajes.

Otro aspecto relevante es el soporte físico sobre el cual se ha elaborado este sistema gráfico. Las dos alternativas actuales están diversificadas entre la elección de una plataforma de ordenadores compatibles PC o bien optando por el desarrollo en estaciones de trabajo (workstations). Si los medios económicos a nuestro alcance nos lo permitieran, obviamente la elección se decantaría por una estación de trabajo con capacidades de modelado tridimensional como pueden ser los modelos de Silicon Graphics, Hewlett Packard, Sun, etc. Una estación de trabajo aporta ventajas tales como sus elevadas prestaciones en cuanto a velocidad de cálculo, algoritmos de rendering 3D implementados en hardware, animación a tiempo real, toda la potencia del UNIX, etc. El único inconveniente es su elevado precio.

Finalmente se ha implementado para el entorno de los ordenadores compatibles PC ya que, salvo en escasísimas ocasiones, sólo vamos a tener disponibles ordenadores PC.

Desarrollar este sistema para otros soportes posiblemente impediría su utilización por parte de otros investigadores. Una de las ventajas del lenguaje C reside en la portabilidad de sus fuentes a otros soportes, de ahí que, con levísimas modificaciones, podría ser adaptado a una estación de trabajo. Recordemos que el UNIX es el sistema operativo que impera en las estaciones de trabajo y que éste ha sido desarrollado en C.

Dentro del entorno PC disponemos actualmente de tres sistemas operativos y entornos gráficos esenciales: MS-DOS, Windows y OS/2.

Se ha optado por desarrollar el sistema en Windows 3.1 por las siguientes razones:

- ◆ A pesar de sus defectos Windows, se ha convertido en la solución adoptada por la mayor parte de los usuarios de ordenadores tipo PC. He ahí la razón de que la mayor parte del software comercial disponible se encuentre en este entorno.
- ◆ La gestión de la memoria es una característica potente de Windows. Se puede gestionar una gran cantidad de ella tanto extendida como virtual (accediendo a disco duro en caso de no disponer de la necesaria). La gestión de la memoria es un elemento básico en programación gráfica 3D, sobre todo cuando se opera con Z-Buffers de ventanas grandes (640x480, 800x600, 1024x768) que requieren para su gestión una gran cantidad de memoria.
- ◆ La gestión de los dispositivos externos es rápida, simple y eficaz bajo Windows. Se puede utilizar cualquier tipo de impresora o plotter para obtener copias impresas de gráficos. Las mismas funciones de dibujo (primitivas) utilizadas para dibujar gráficos en el monitor pueden ser redireccionadas al dispositivo de impresión o trazado deseado.
- ◆ Los compiladores de C para entornos gráficos como Windows disponen de una cantidad elevada de funciones para el dibujo tanto vectorial como ráster (mapas de bits). Además de numerosas son versátiles, potentes y rápidas.
- ◆ La existencia en el mercado de tarjetas aceleradoras con controladores (drivers) específicos para la gestión y optimización de operaciones de dibujo en Windows, es un factor importante.
- ◆ Los programas desarrollados en Windows pueden ejecutarse en OS/2, aunque todavía no existe reciprocidad en esta relación.
- ◆ Las nuevas versiones de Windows a 32 bits nos indican que nuestra elección no quedará obsoleta en el futuro, ya que se garantiza que Windows va a seguir siendo una de las alternativas punteras en el mercado del PC.

La estructura del interface de usuario del sistema *MONO3D* es similar al empleado en la mayor parte de las aplicaciones Windows existentes. Desde una ventana principal (figura 5.1) se controlan todas las opciones necesarias para la elaboración de la representación gráfica. Diversos cuadros de diálogo permiten agrupar las opciones con características comunes. Ventanas de listado y grupos de botones facilitan la selección de las opciones deseadas por el usuario, todo ello gestionado mediante ratón (figuras 5.2, 5.3, 5.4, 5.5, 5.6, 5.7, 5.8 y 5.9). Tras seleccionar las características del modelo, éste se representa en un visor que permite representaciones alámbricas, modelos sólidos simples y modelos sólidos renderizados (figura 5.10).

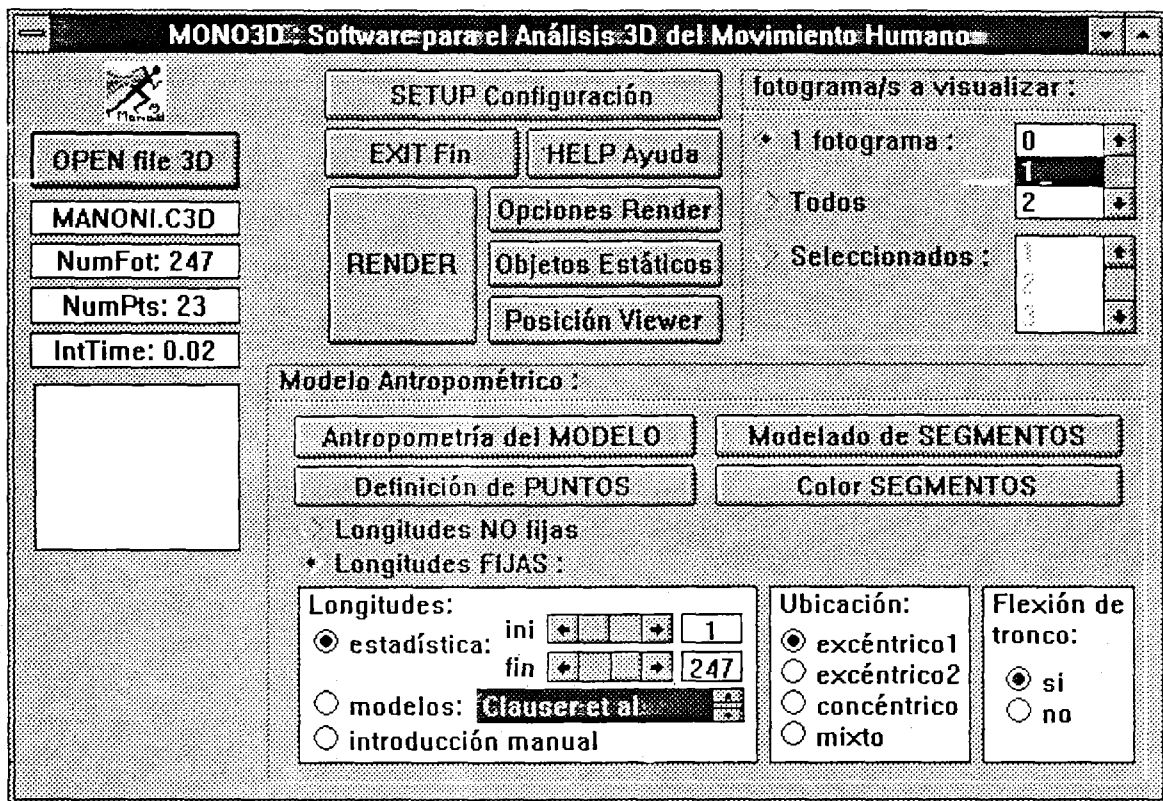


Figura 5.1. Ventana principal del programa MONO3D.

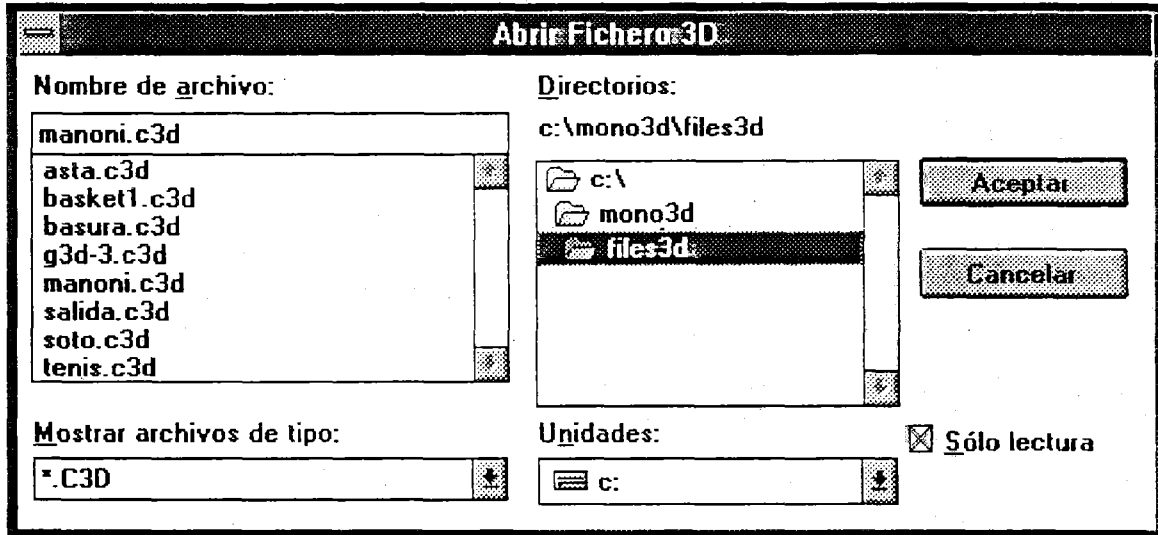


Figura 5.2. Cuadro de diálogo para la apertura de ficheros de coordenadas obtenidas tras un análisis fotogramétrico 3D.

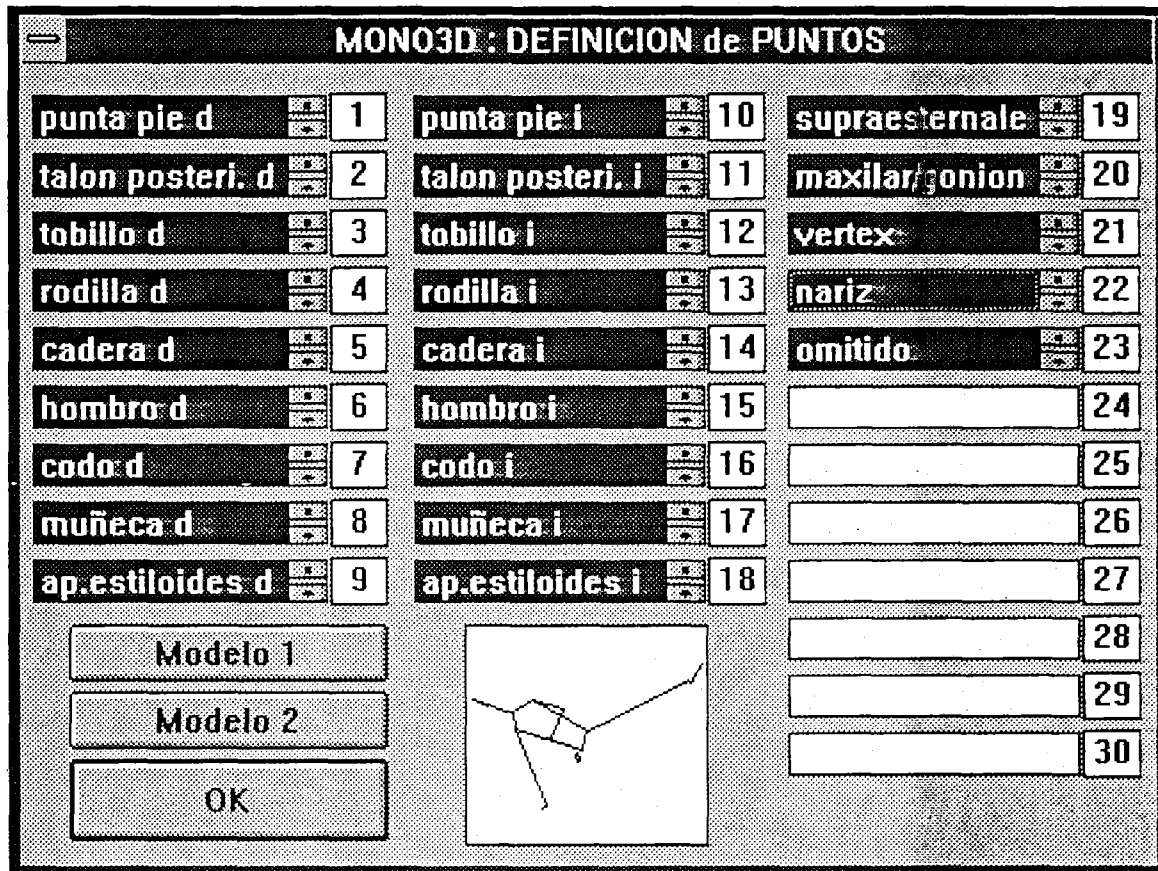


Figura 5.3. Cuadro de diálogo para la definición de los puntos que componen la estructura del modelo humano utilizado.

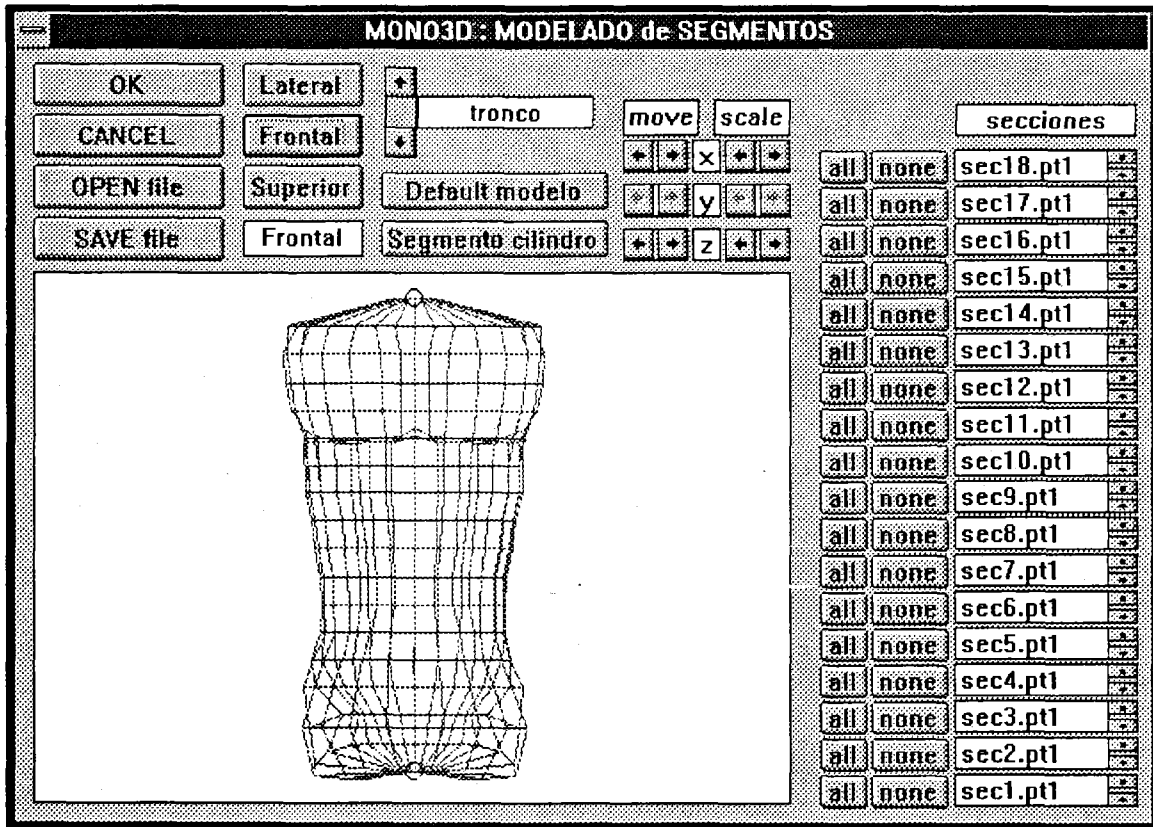


Figura 5.4. Cuadro de diálogo para modelar los segmentos.

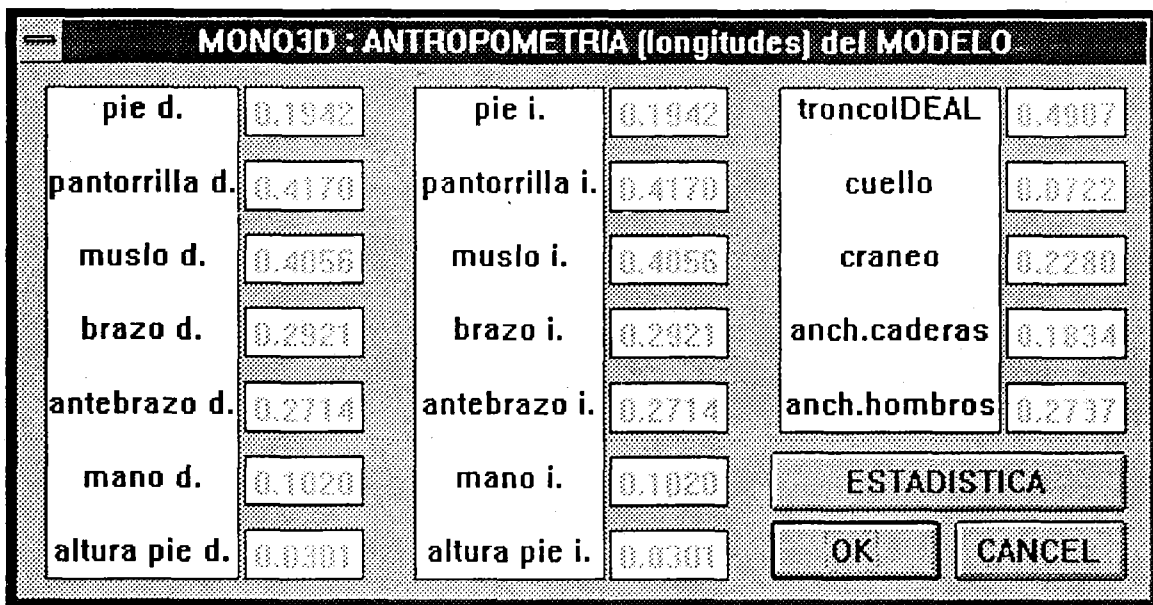


Figura 5.5. Cuadro de diálogo que muestra las longitudes antropométricas utilizadas para escalar los segmentos del modelo humano.



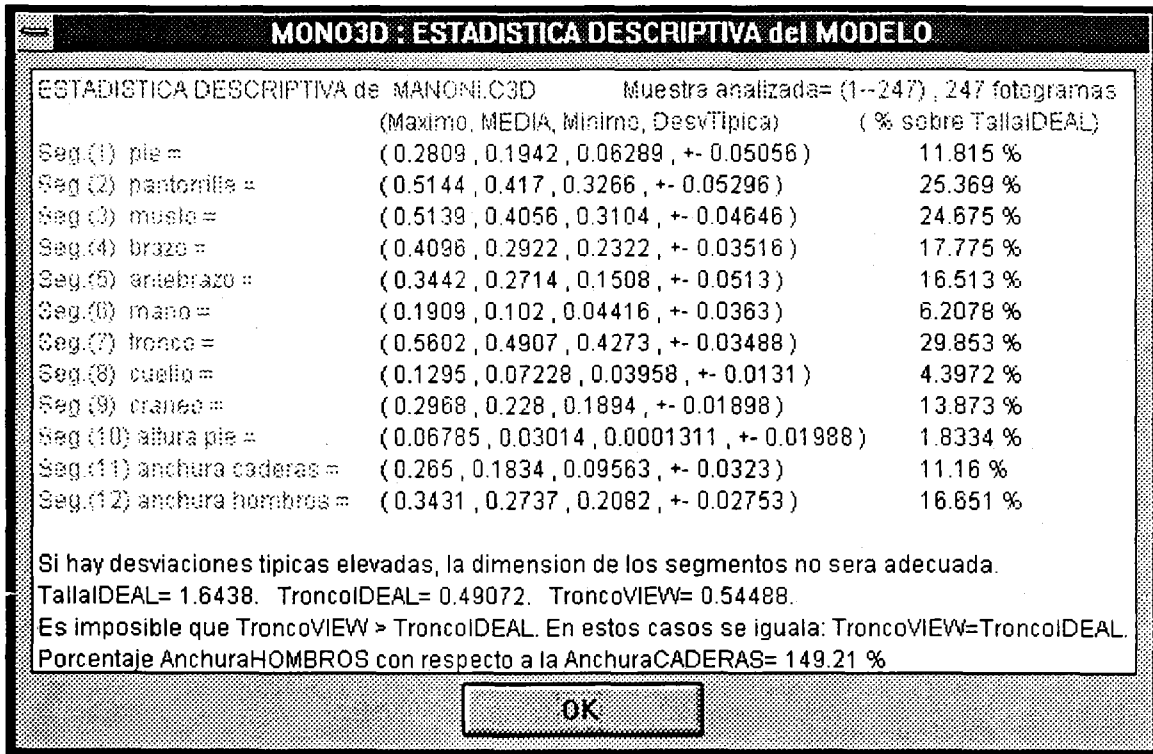


Figura 5.6. Ventana que expone los resultados de una análisis estadístico de los parámetros antropométricos del modelo humano.

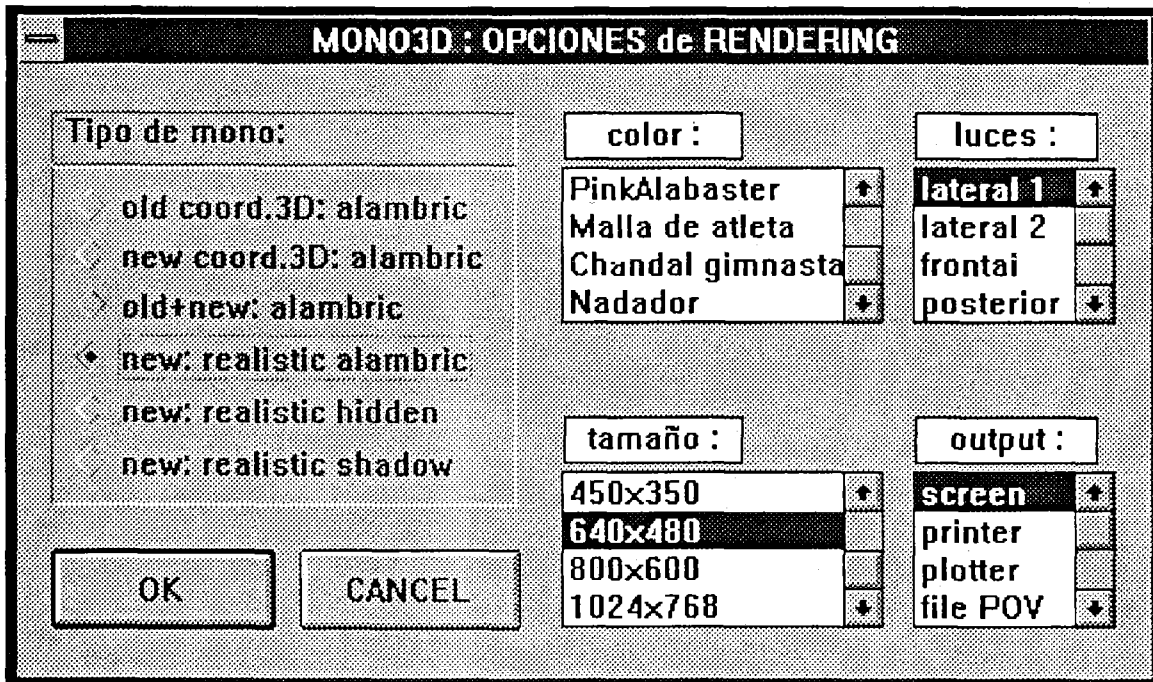


Figura 5.7. Cuadro de diálogo de opciones de rendering.

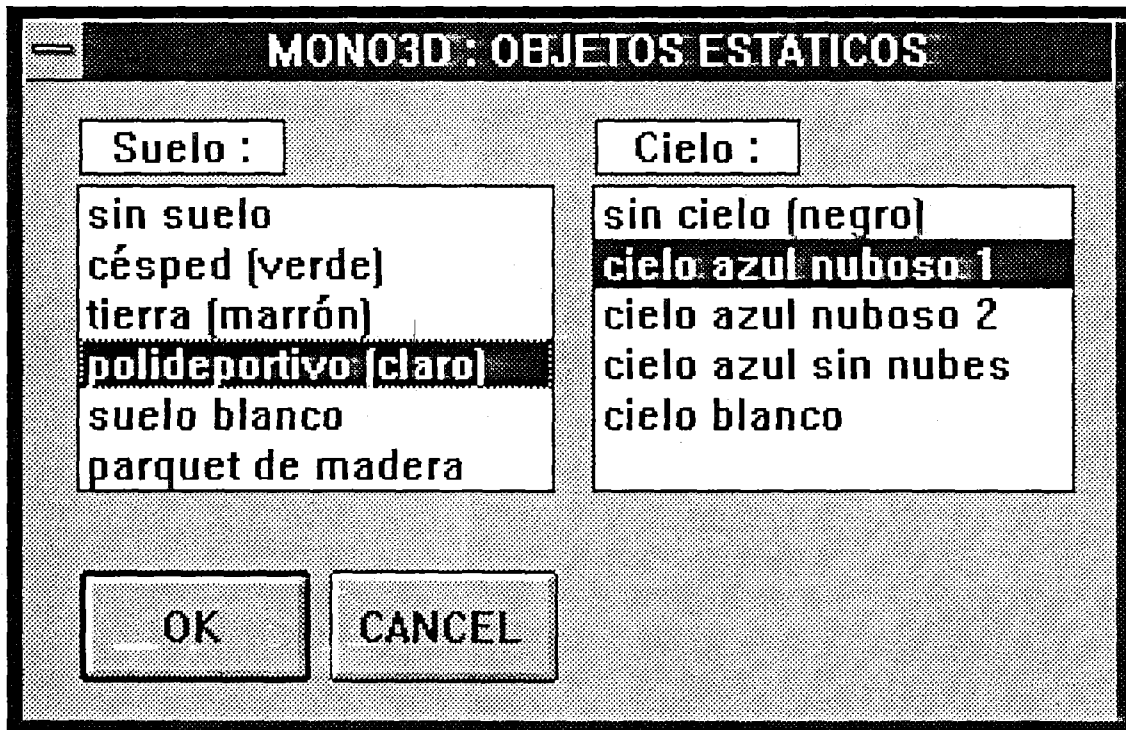


Figura 5.8. Cuadro de diálogo de objetos estáticos utilizados sobre la escena 3D.

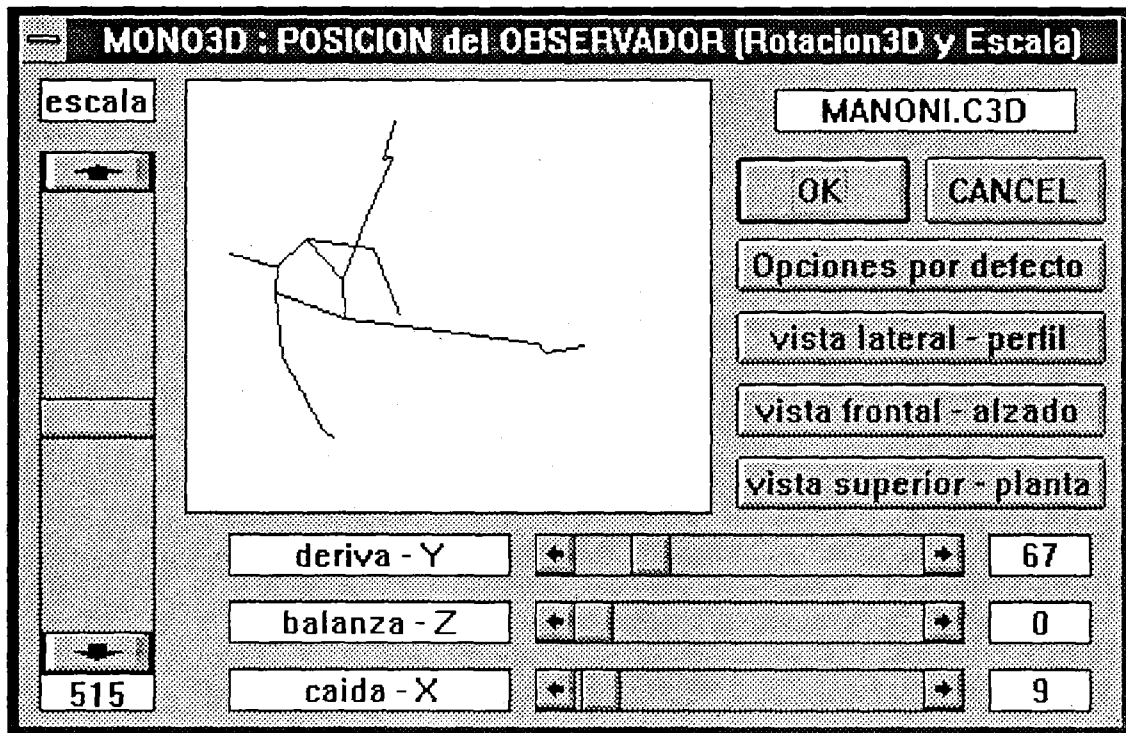
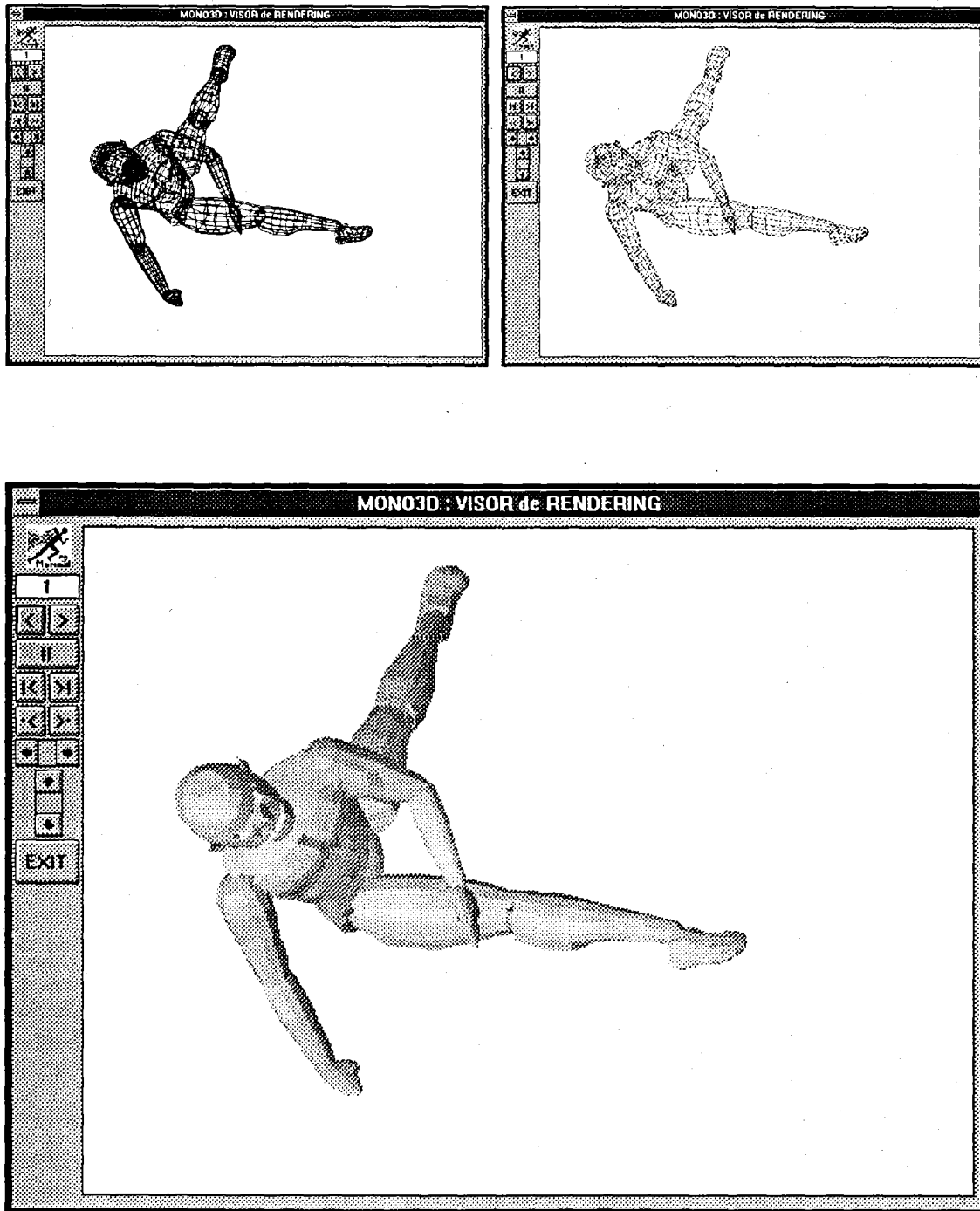


Figura 5.9. Cuadro de diálogo para definir los parámetros de la cámara (observador).



*Figura 5.10. Visor en donde se realizan las operaciones de dibujo seleccionadas.*

## 5.2. APLICACION DEL SISTEMA

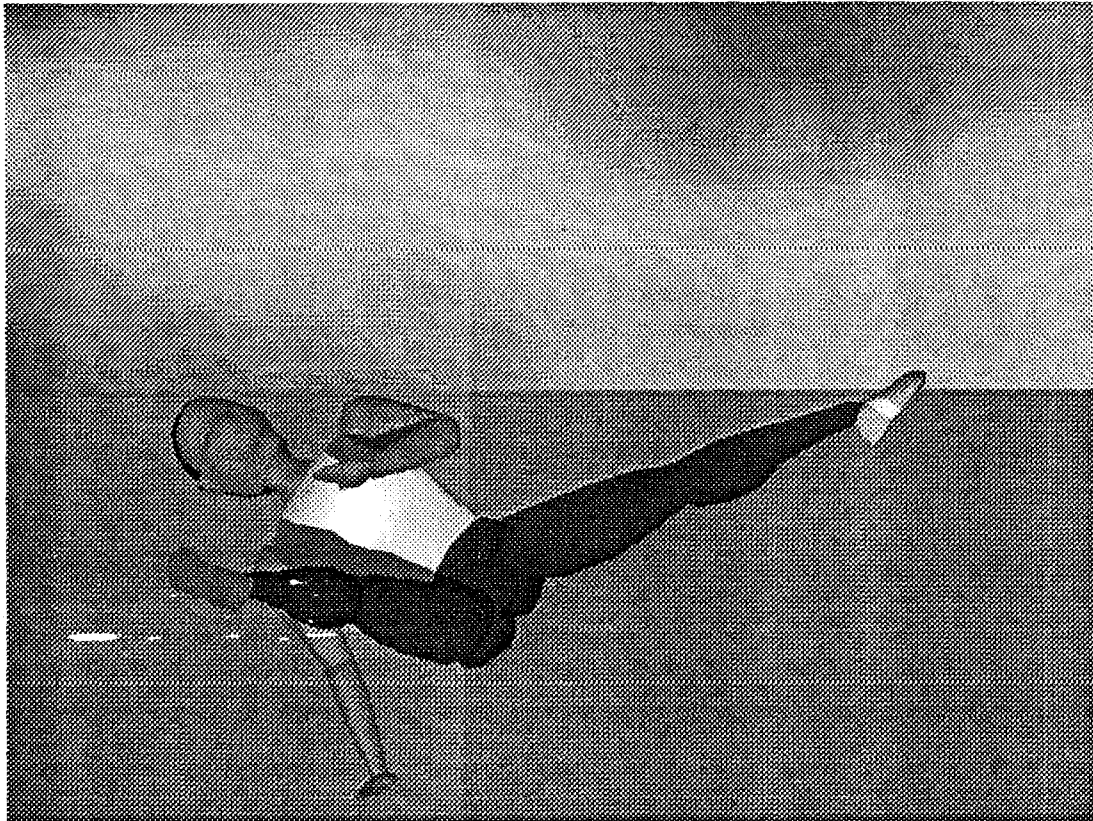
El gesto seleccionado para la aplicación del sistema desarrollado es una compleja acrobacia realizada en suelo por el gimnasta italiano Alessandro Biligiardi (el gesto es conocido como molino Thomas o molinos americanos). Las coordenadas espaciales de los puntos anatómicos del cuerpo humano en cada posición temporal han sido deducidos a partir de un análisis fotogramétrico 3D utilizando el sistema *CIBORG*.

El gesto consta de 247 imágenes con un intervalo constante de dos centésimas de segundo entre cada uno de ellos. Sobre cada fotograma se han digitalizado 23 puntos que definen la estructura alámbrica del gimnasta, de los cuales sólo se han utilizado los 22 primeros (figura 5.3). El punto 23 supone un sistema de control para comprobar la efectividad de los algoritmos de flexo-extensión del tronco. Las longitudes de los segmentos han sido obtenidas a partir del análisis estadístico de los 247 fotogramas (figuras 5.5 y 5.6), utilizándose los valores medios para todos los segmentos, excepto para el tronco en el cual se ha utilizado el valor máximo obtenido en el citado intervalo.

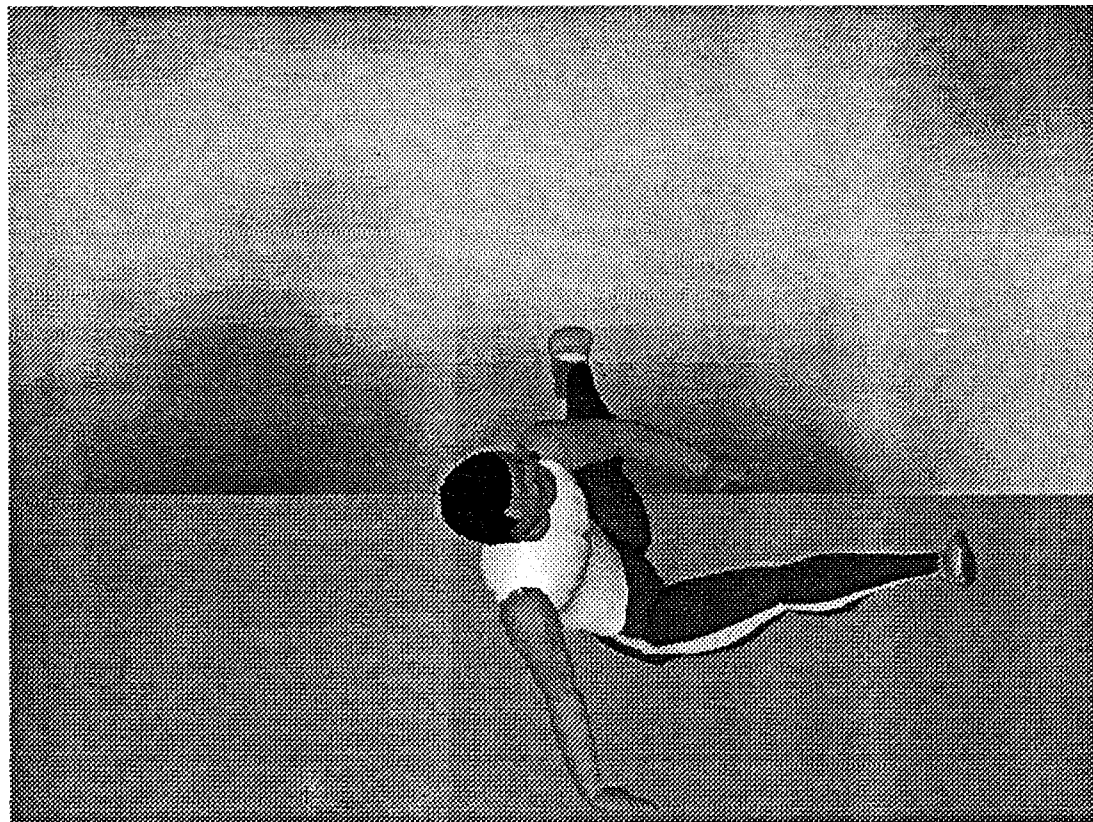
Se ha seleccionado el método excéntrico tipo 1 en el desplazamiento de los segmentos (figura 5.1). Para el modelado de los segmentos se ha empleado el modelo realista, desarrollado para simular la morfología humana, siendo adaptado de forma tal que coincida con el somatotipo del gimnasta (figura 5.4).

En el rendering se ha aplicado, sobre los segmentos, una textura de color conocida como indumentaria deportiva 2. El foco de luz ha sido ubicado convenientemente para que la escena 3D esté suficientemente iluminada, colocándose un suelo con una textura que simula un pavimento de moqueta amarilla y un fondo azul nuboso.

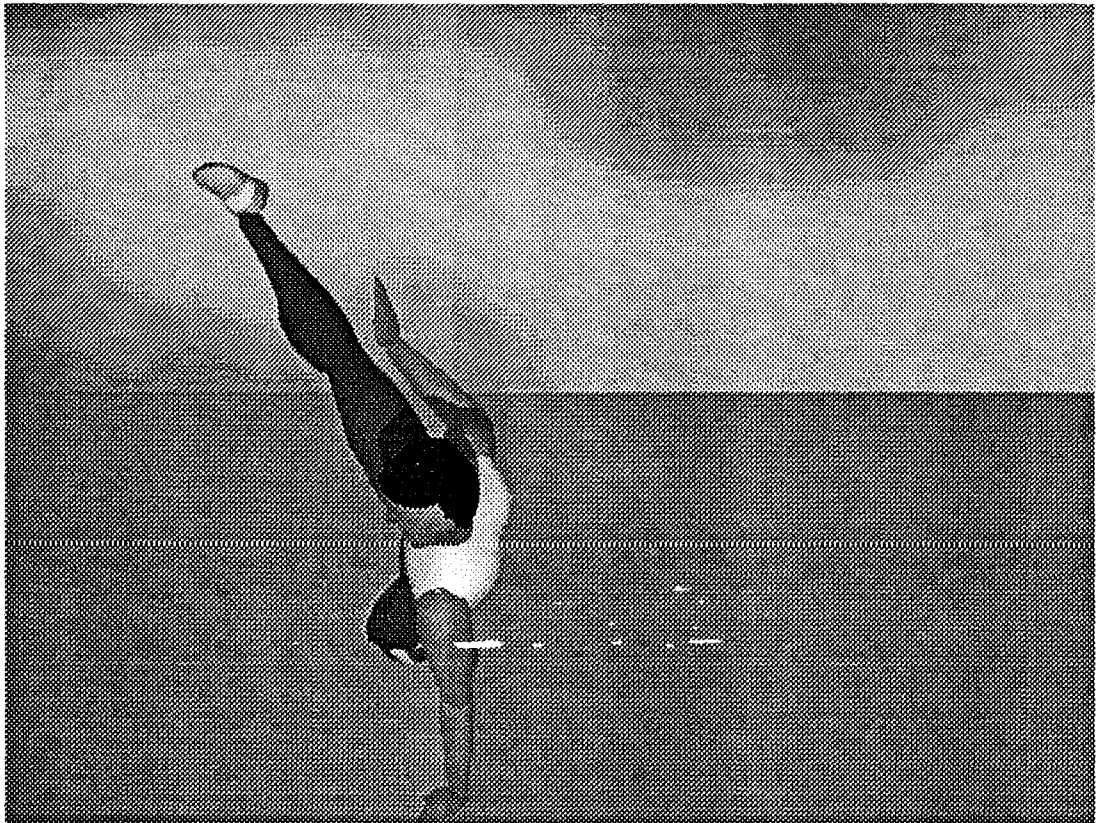
Con estas características se han generado tres animaciones, renderizadas con el POV, de las vistas lateral, frontal y superior, las cuales han sido almacenadas en ficheros de formato FLC para su visualización. En las siguientes páginas se exponen algunas de las posiciones más representativas del gesto analizado.



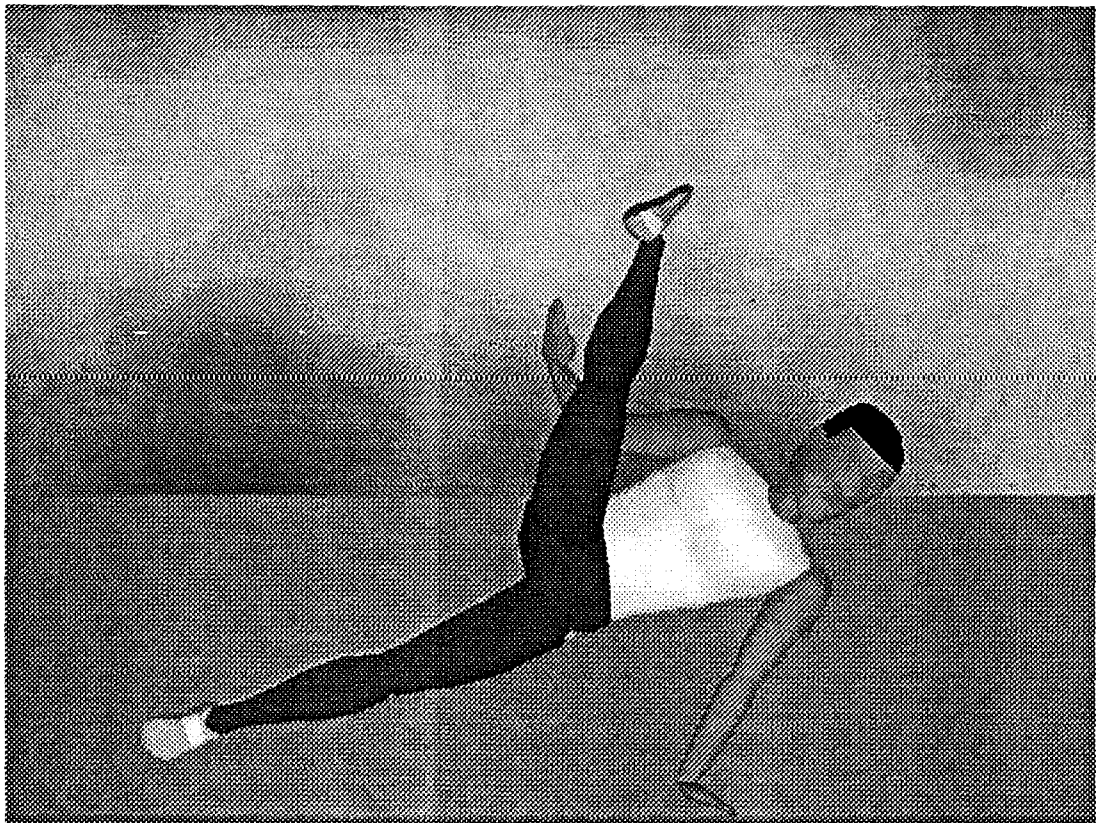
**LATERAL**



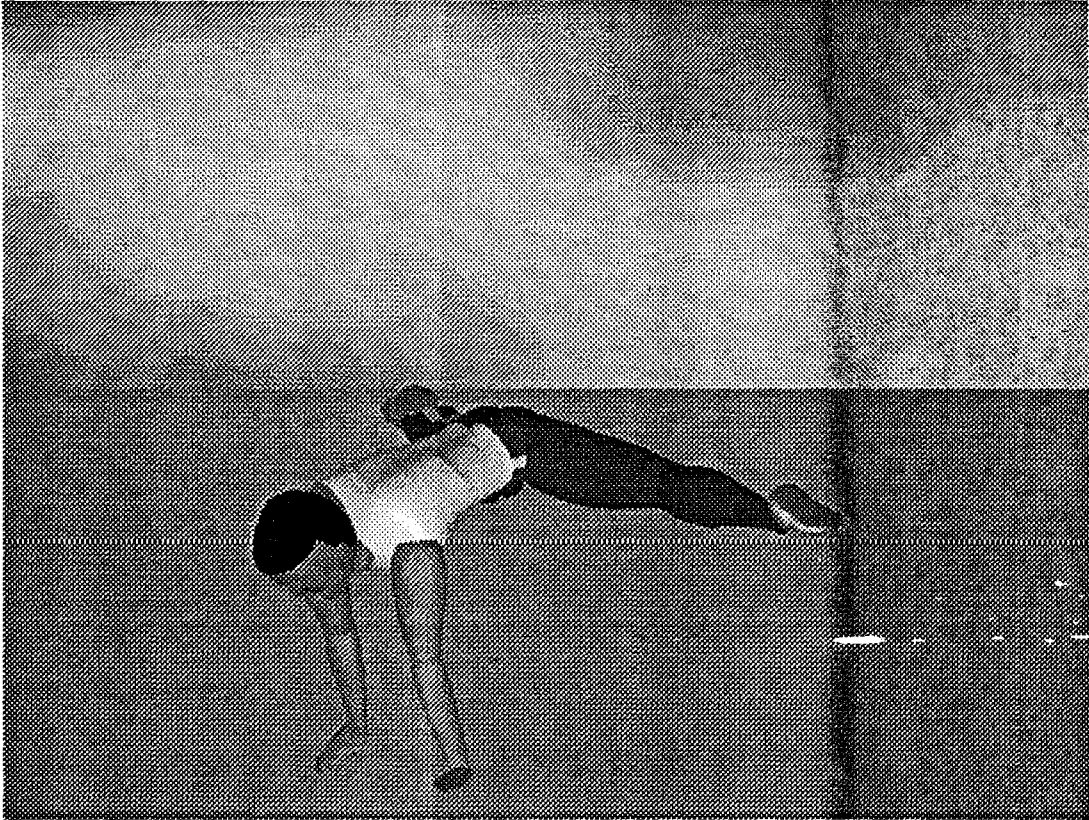
**FRONTAL**



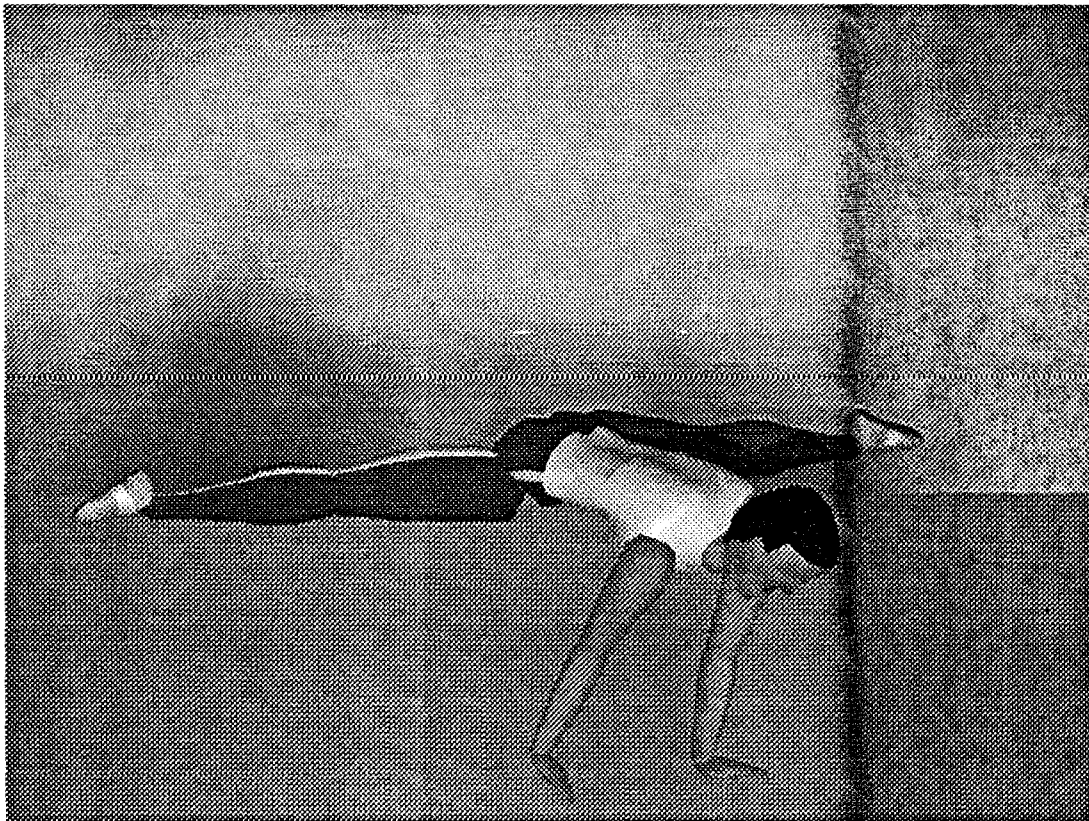
**LATERAL**



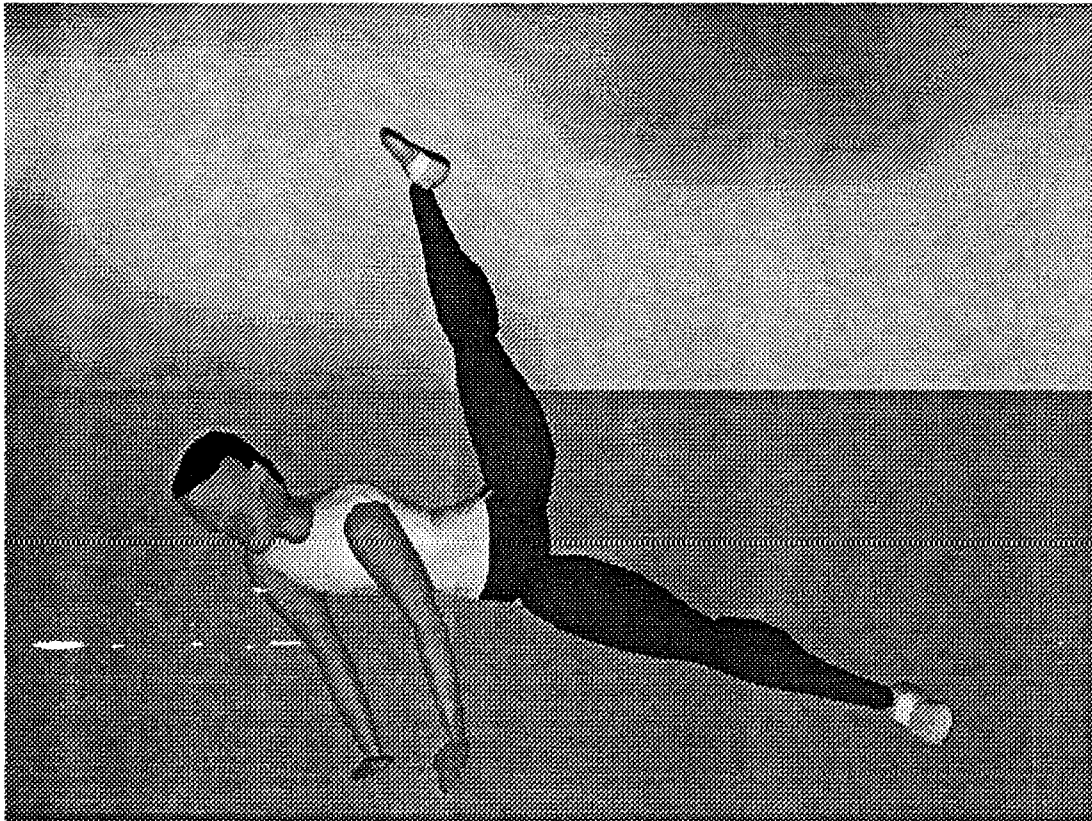
**FRONTAL**



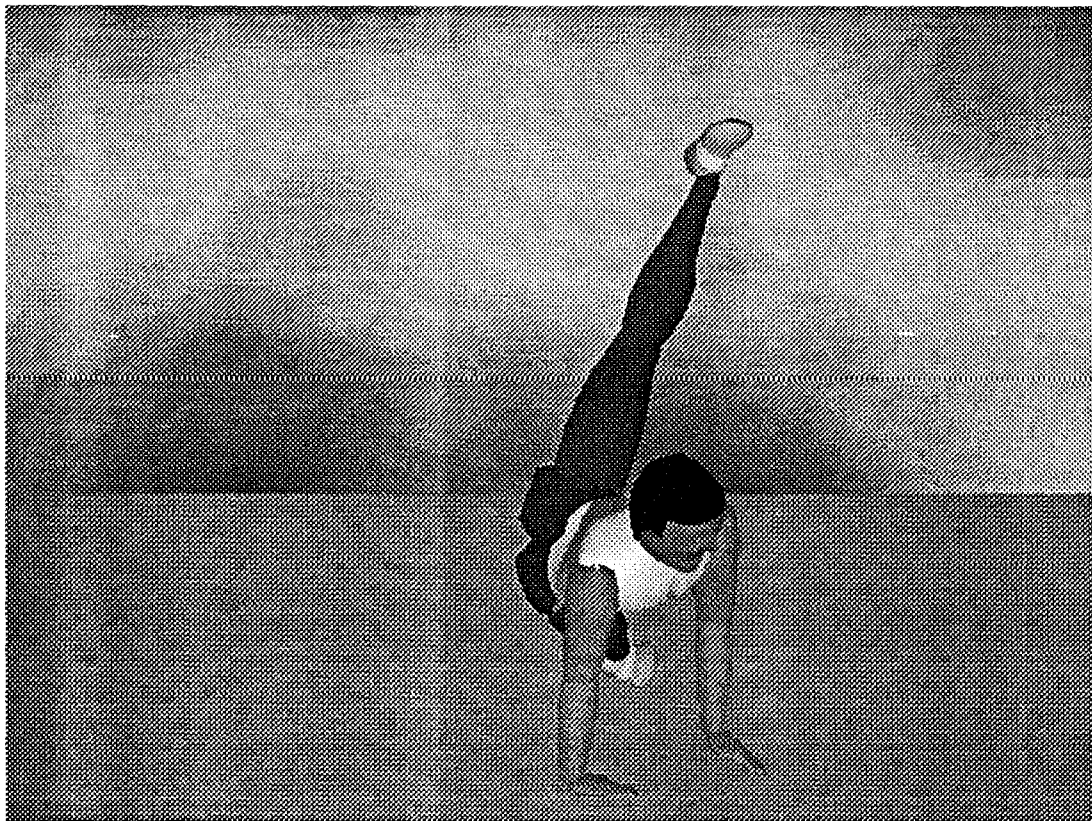
**LATERAL**



**FRONTAL**

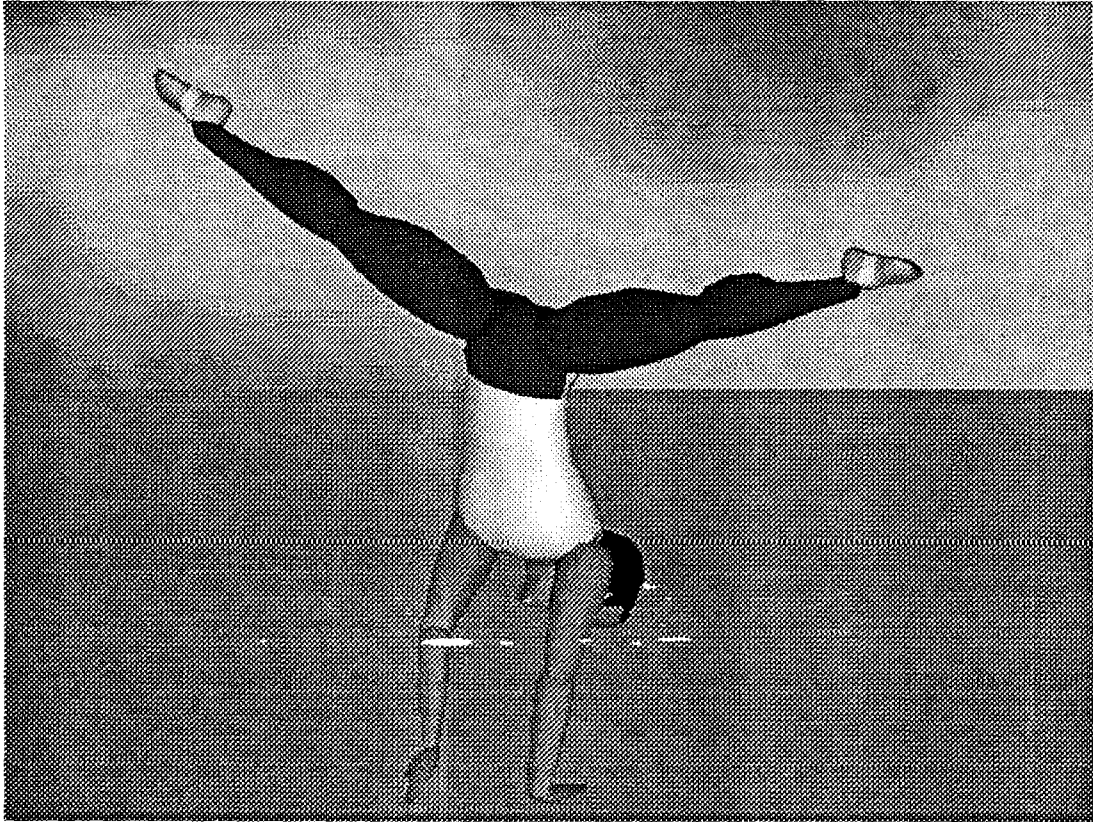


**LATERAL**

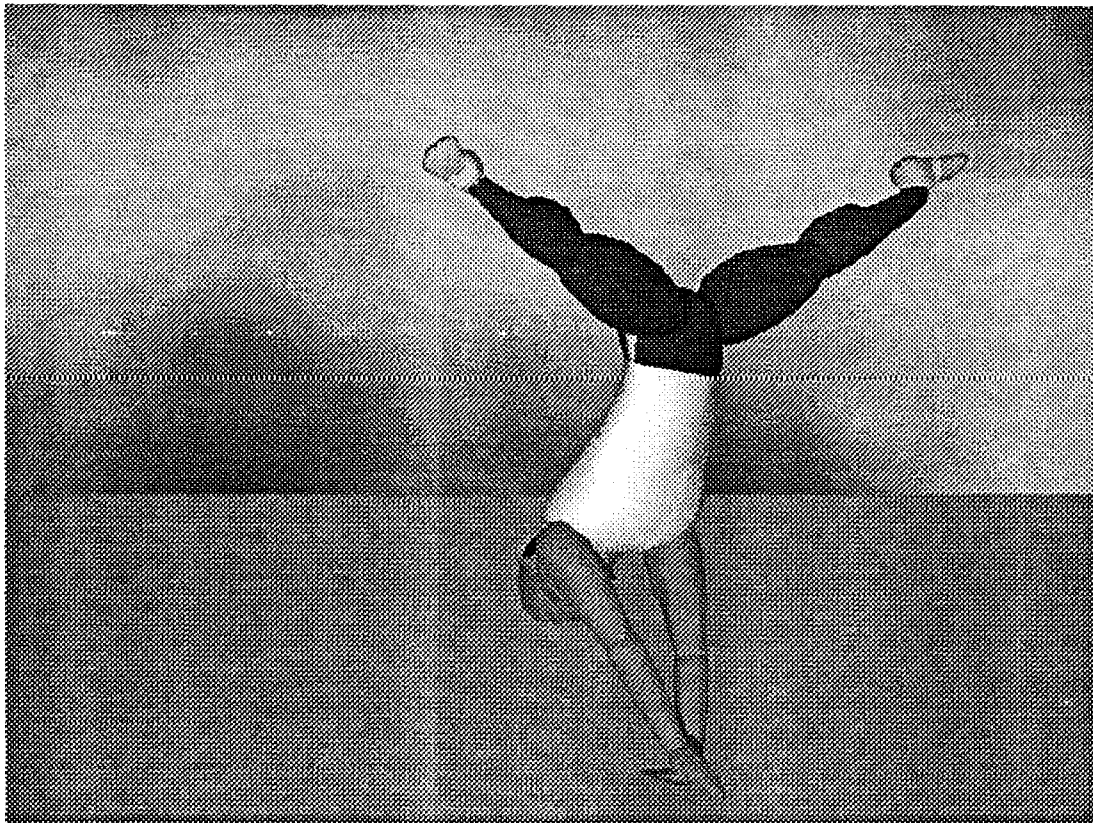


**FRONTAL**

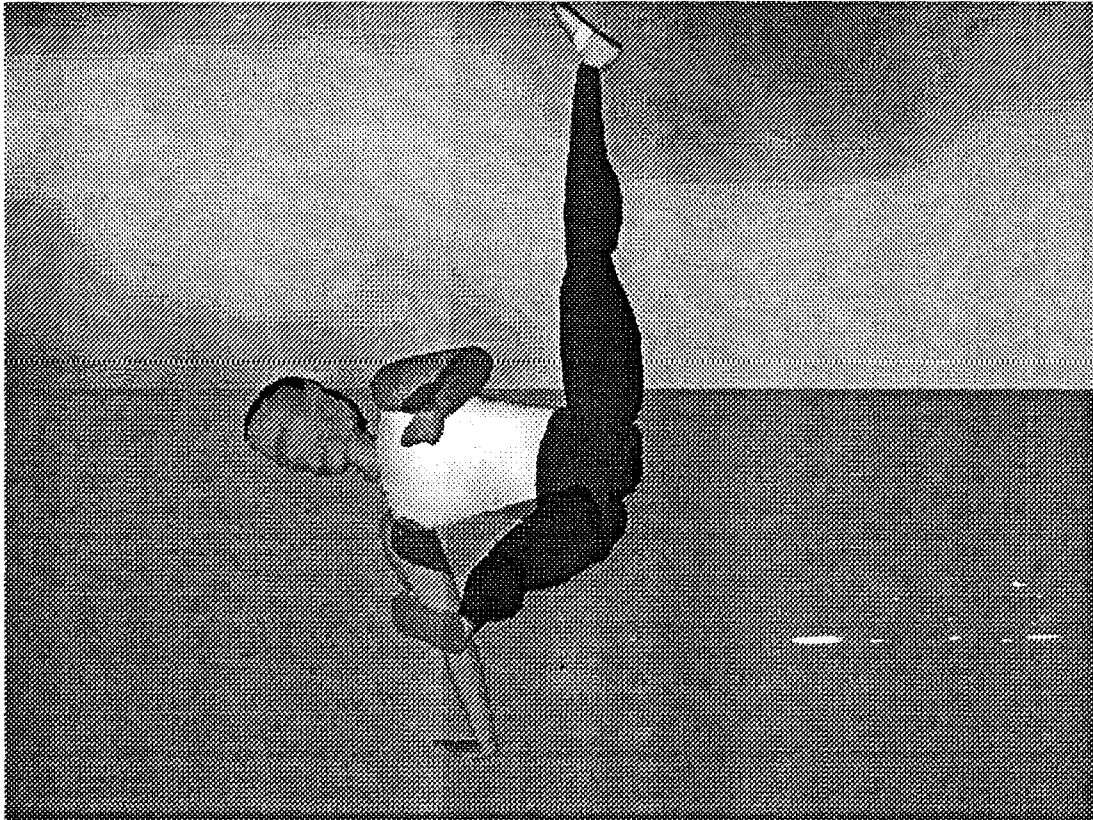




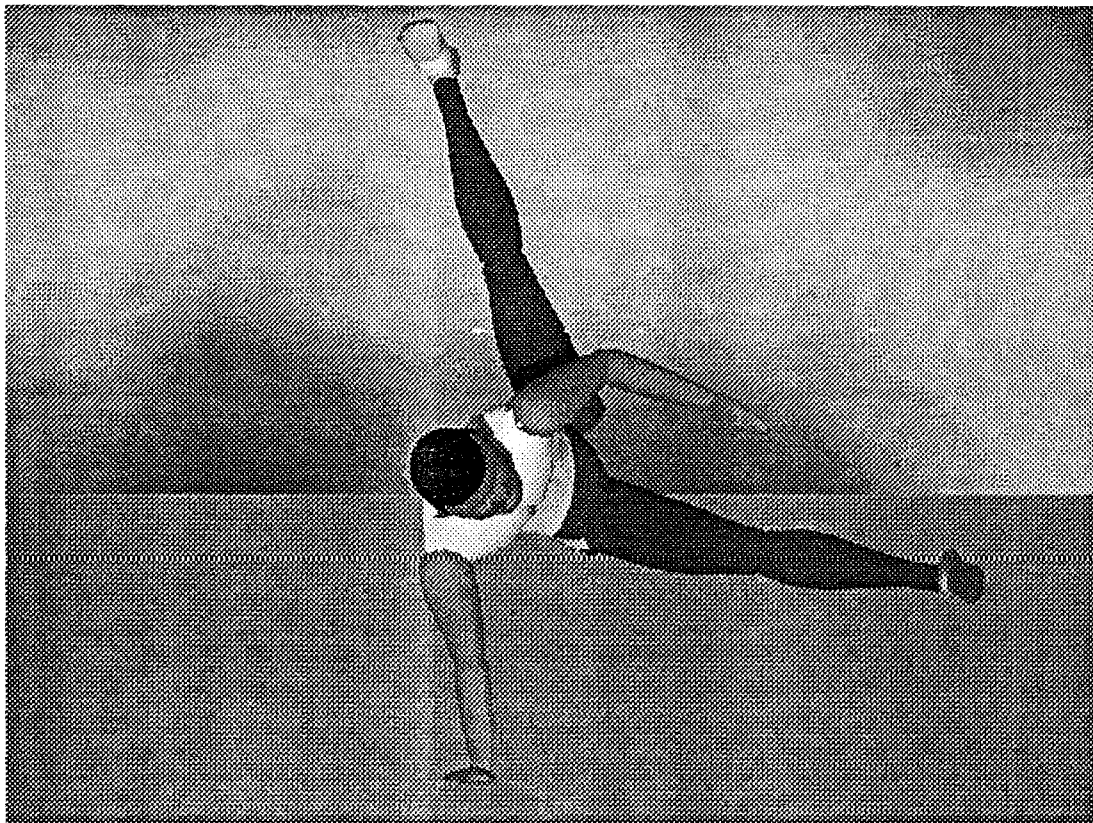
**LATERAL**



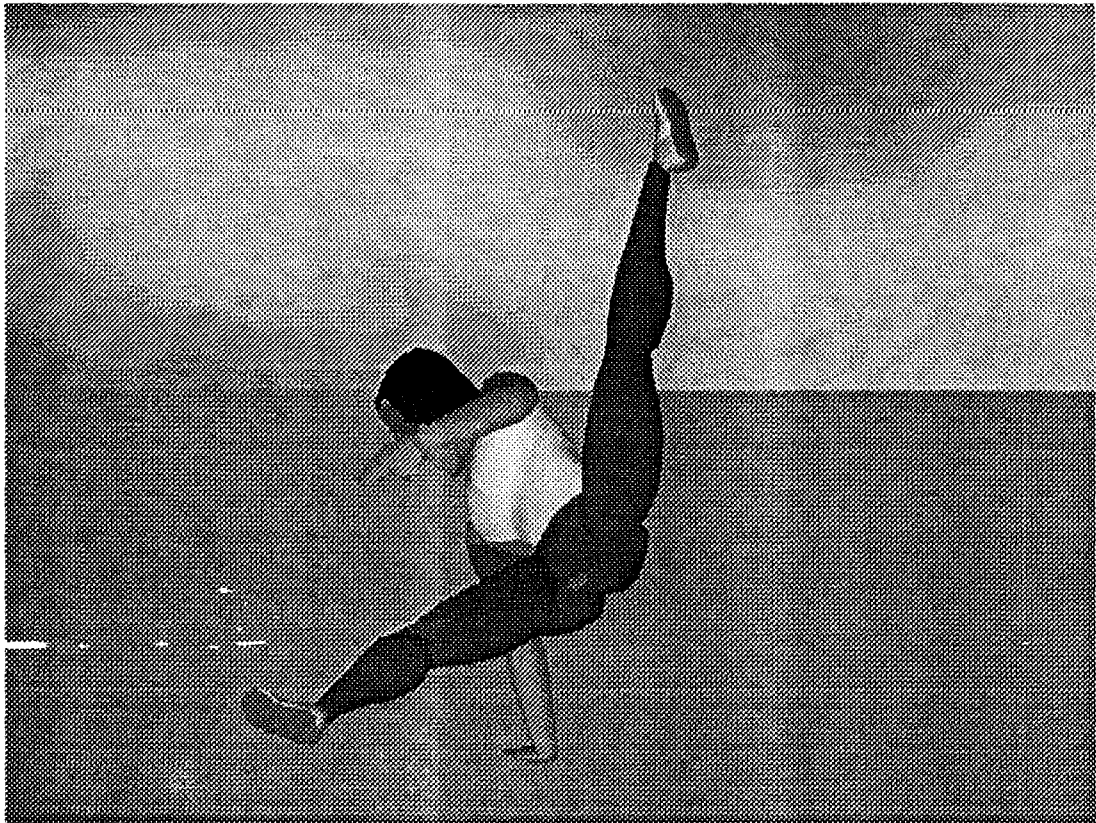
**FRONTAL**



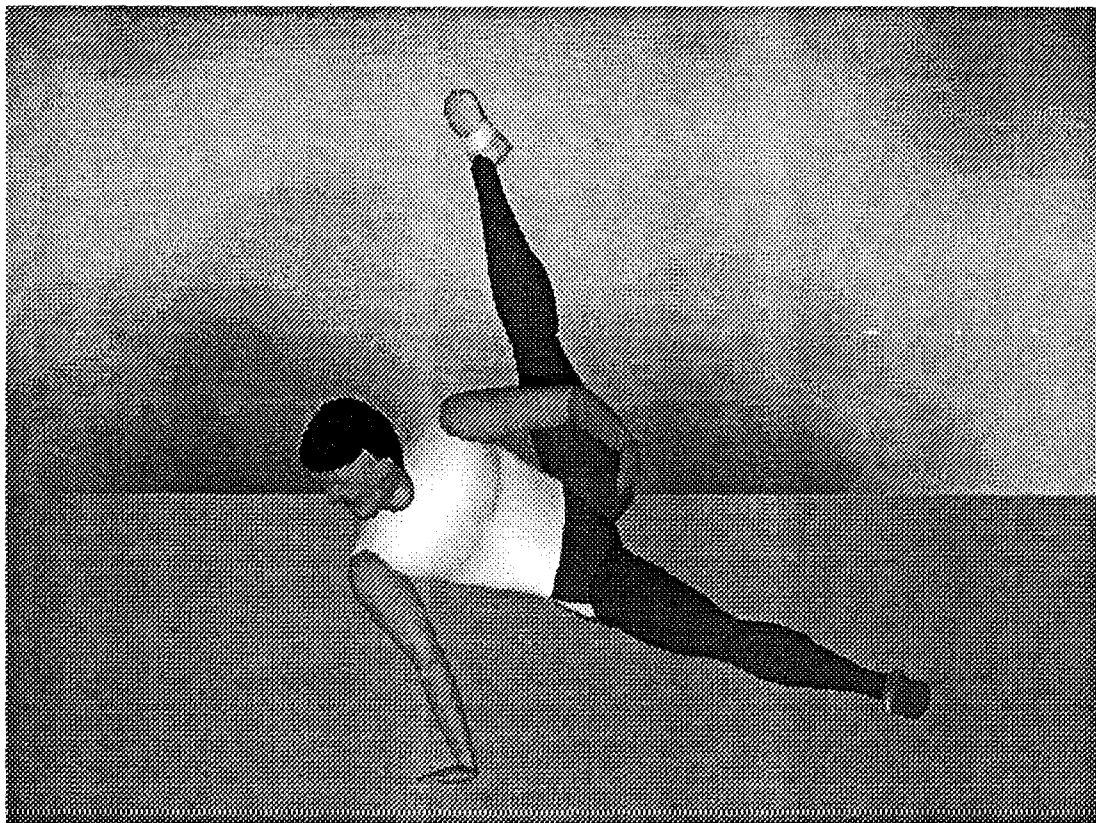
**LATERAL**



**FRONTAL**



**LATERAL**



**FRONTAL**

## **6. CONCLUSIONES**

---

## 6. CONCLUSIONES

---

Desde una perspectiva global se puede concluir que los objetivos que se pretendían en el capítulo primero se han conseguido satisfactoriamente. Las conclusiones del trabajo realizado en esta tesis doctoral se agrupan en dos bloques: las relacionadas con el sistema de análisis fotogramétrico tridimensional *CIBORG* y las referidas al módulo de representación gráfica 3D del cuerpo humano *MONO3D*.

### 6.1. *CONCLUSIONES RELATIVAS AL SISTEMA FOTOGRAMETRICO CIBORG*

Siempre debemos considerar que cualquier sistema desarrollado puede mejorarse. Dicha mejora estará relacionada con el desarrollo tecnológico y, en algunas ocasiones, con el coste de la tecnología requerida. El sistema que se ha desarrollado en esta tesis resuelve las necesidades utilizando las tecnologías más avanzadas teniendo en cuenta su coste, aunque podemos hacer una reflexión sobre las perspectivas futuras y evolución que puede tener un sistema que pretenda abordar de forma fiable el análisis del movimiento humano y en especial del deporte.

Tal y como se plantea actualmente en la mayor parte de la investigación realizada en Biomecánica Deportiva, es imposible generar resultados e informes de forma instantánea. Las técnicas instrumentales utilizadas eliminan la posibilidad de una rápida retroalimentación (biofeedback). En este sentido, la utilización de tecnologías de digitalización automática (visión artificial) sería la tendencia a seguir, siempre que sus limitaciones sean resueltas, permitiendo su aplicación en eventos deportivos sin afectar a la normal ejecución del gesto.

Según Woltring y Huiskes (1990) la tendencia futura más importante será el desarrollo de sistemas de análisis fotogramétricos de los denominados *más inteligentes*. Si no existieran problemas asociados con las sombras, reflejos u otros factores contaminantes, el proceso de calibración y reconstrucción podría ser muy simple, rápido y con escaso coste computacional. En la práctica real del movimiento esos factores aparecen frecuentemente; por ello los movimientos de la piel, así como el oscurecimiento de los marcadores, podrían ser resueltos de forma inteligente con algoritmos de interpolación.

La presencia de marcadores fácilmente identificables es una solución perfecta para la resolución de los problemas en la detección automatizada. La ventaja de los marcadores

artificiales consiste en que pueden ser aplicados fácilmente sobre la piel o sobre el sistema óseo, pero su aplicabilidad se ve limitada, en investigación deportiva, al campo del entrenamiento y a condiciones de laboratorio. Por otro lado los marcadores naturales, al no ser métodos invasivos, no alteran la ejecución de los movimientos, pero no proporcionan información tan precisa como los artificiales.

Actualmente hay sistemas que plantean la visión artificial mediante el reconocimiento del contorno de los cuerpos basándose en algoritmos de inteligencia artificial. Para su correcto funcionamiento debe ser obtenida previamente la descripción del cuerpo. Por ejemplo, mediante la utilización de imágenes óseas obtenidas a partir de resonancia magnética, podría detectarse el contorno de los huesos, procediéndose a su posterior detección.

La aplicación y utilización de sistemas de control microcomputerizado en los mismos sensores así como en los marcadores puede ser otra vía futura.

A continuación se establecen las conclusiones y perspectivas futuras más significativas de cada una de las fases del sistema de análisis fotogramétrico 3D.

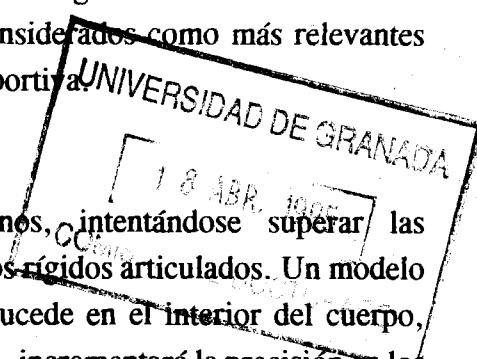
#### 6.1.1. Parámetros inerciales del modelo humano

##### Conclusiones:

- Es recomendable la utilización de centros articulares como puntos anatómicos que definan la posición proximal y distal de los segmentos humanos.
- Se han utilizado los parámetros inerciales considerados como más relevantes en el ámbito aplicado de la Biomecánica Deportiva.

##### Perspectivas futuras:

- Deben perfeccionarse los modelos humanos, intentándose superar las limitaciones inherentes al modelo de segmentos rígidos articulados. Un modelo menos macroscópico que diferencie lo que sucede en el interior del cuerpo, individualizando los músculos y articulaciones, incrementará la precisión en los análisis.
- Sería necesario desarrollar una metodología de cálculo de parámetros inerciales individualizados a partir del registro directo de imágenes captadas en vídeo, generando una base de datos con población española y europea de ámbito



general o específico, utilizándose muestras con un alto grado de especialización deportiva (atletas, nadadores, futbolistas, etc).

### 6.1.2. Filmación

Conclusiones:

- Los marcadores epidérmicos ubicados sobre la piel facilitarían la detección de los puntos anatómicos pero no son recomendables en el análisis de movimientos deportivos ya que pueden alterar la ejecución del gesto.

Perspectivas futuras:

- Coincidiendo con la opinión de Vera (1989), las tecnologías de filmación deben evolucionar hacia el vídeo, siempre y cuando incrementen su frecuencia de muestreo y resolución. Lo anterior puede ser conseguido con cámaras de vídeo de alta velocidad y formatos de grabación profesional o semiprofesional (más de 400 líneas).

### 6.1.3. Digitalización

Conclusiones:

- El sistema desarrollado es versátil y de fácil manejo, lo cual favorece el proceso de detección de los puntos anatómicos del modelo humano. De todas las características de este módulo destaca la posibilidad de superponer la imagen de vídeo con la estructura alámbrica obtenida al digitalizar los puntos.

Perspectivas futuras:

- Se debe pretender la eliminación del factor humano en el proceso de digitalización. Para ello han de perfeccionarse los algoritmos de reconocimiento de contornos, visión artificial, simulación y realidad virtual.
- En el caso de utilizarse sistemas de digitalización a partir de tarjetas capturadoras, es conveniente añadir modos de SVGA para la digitalización de vídeo, lo que permitirá incrementar la precisión del sistema de digitalización (800x600, 1024x768, 1280x1024). Debería investigarse el efecto de la resolución del modo gráfico sobre la precisión de la reconstrucción 3D de las coordenadas mediante el algoritmo DLT.

#### 6.1.4. Reducción del error e interpolación temporal

Conclusiones:

- Las funciones splines de quinto grado facilitan de forma satisfactoria la reducción del error así como la interpolación temporal.

Perspectivas futuras:

- Los algoritmos de suavizado basados en la detección automática del factor de suavizado deberán tener en cuenta el comportamiento individual de cada punto anatómico.

#### 6.1.5. Sincronización temporal

Conclusiones:

- Para facilitar la sincronización deberían utilizarse dispositivos externos visibles durante la filmación, aunque la detección de eventos visuales a posteriori, permite realizar este proceso de forma fiable.

Perspectivas futuras:

- La utilización de cámaras de vídeo de alta velocidad con dispositivos de marcadores de eventos puede ser la mejor opción para sincronizar temporalmente dos imágenes filmadas.

#### 6.1.6. Reconstrucción tridimensional de coordenadas

Conclusiones:

- El algoritmo DLT puede ser considerado como el más recomendable para el análisis de gestos deportivos por su nula ingerencia sobre la ejecución del movimiento.
- Para reducir el error debido a los sistemas de referencia utilizados para la reconstrucción espacial en el DLT, sería necesario utilizar sistemas de referencia que ocupen todo el espacio donde se desarrolle el movimiento.



## 6.2. CONCLUSIONES RELATIVAS AL MÓDULO DE REPRESENTACION GRAFICA MONO3D

Con respecto al módulo de representación gráfica realista del modelo biomecánico humano *MONO3D*, se extraen las siguientes conclusiones y perspectivas futuras:

### Conclusiones:

- El módulo gráfico desarrollado permite la creación de modelos gráficos que simulan la morfología humana, así como el movimiento deportivo de forma realista.
- La flexibilidad del sistema permite al investigador seleccionar el tipo de modelo de forma interactiva según las necesidades específicas planteadas en el análisis. No existe un único modelo sino un amplio abanico de posibilidades sobre las cuales seleccionar.
- El carácter deformable del segmento tronco imprime un alto grado de realismo a los movimientos del citado segmento (flexo-extensión, balanceo lateral, rotación longitudinal, etc).

### Perspectivas futuras:

- En cierto modo, este módulo puede proporcionar una valiosa opción para la creación de actores sintéticos, ya que permite la generación de movimientos legibles y reales del hombre. La utilización de un sistema fotogramétrico 3D para el análisis del movimiento humano, desde un punto de vista biomecánico, es una opción ideal para la gestión de actores sintéticos.
- Debería estudiarse la conveniencia de la utilización de nuevas coordenadas espaciales deducidas a partir de la utilización de algoritmos de longitudes segmentarias fijas, realizándose un estudio comparado con las coordenadas originales.
- Para incrementar la sensación de realismo en los efectos de sombreado, sería preciso incrementar el número de facetas que componen la malla poligonal de los segmentos, sobre todo en aquéllos en los cuales su orografía y el grado de detalle sea complejo (por ejemplo en cabeza, tronco, manos y pies). Esto enlentecería el proceso de rendering, pero los resultados serían más espectaculares.
- Otra posibilidad reside en la utilización de segmentos modelados con programas de CAD, digitalizaciones 3D de cuerpos humanos o librerías gráficas disponibles en el mercado (3DStudio, etc). Esta posibilidad podría

incorporarse en futuras versiones del módulo gráfico desarrollado, aportando el sistema la deducción de los ángulos de orientación, escalado, desplazamiento y deformación.

- El problema de los conflictos articulares puede perfeccionarse mediante la utilización de una única malla que envuelva todo el cuerpo como un guante. Esta superficie definiría toda la epidermis corporal. Para su obtención sería preciso pasar un spline que recorriese toda la malla de facetas, segmento a segmento, obviando las articulaciones.
- La determinación del plano de flexión del tronco debería perfeccionarse, requiriéndose posiblemente la digitalización de algún punto adicional en el tronco.
- Añadir el carácter deformador al segmento pie, considerándolo como dos subsegmentos que puedan realizar movimientos parciales independientes, permitiendo la flexión plantar y dorsal.
- La inclusión de las fuentes en C del trazador de rayos POV permitiría la realización del rendering profesional dentro del mismo módulo gráfico.

## **7. REFERENCIAS BIBLIOGRAFICAS**

---

## 7. REFERENCIAS BIBLIOGRAFICAS

---

- Abdel-Aziz, Y.I. y Karara, H.M. (1971). Direct linear transformation from comparator coordinates into object space coordinates in close-range photogrammetry. *ASP Symposium on Close Range Photogrammetry*. American Society of Photogrammetry, Falls Church.
- Adams, L. (1991). *Programación gráfica en C. Técnicas avanzadas de modelado, acabado y animación en 3D*. Ediciones Anaya Multimedia S.A., Madrid.
- Adams, L. (1993). *Programación avanzada de gráficos en C para Windows*. McGraw-Hill, Interamericana de España, Madrid.
- Anderssen, R.S. y Bloomfield, P. (1974). A times series approach to numerical differentiation. *Technometrics*. 16, 69-75.
- Angulo, R.M. y Dapena, J. (1992). Comparison of film and video techniques for estimating three-dimensional coordinates within a large field. *International Journal of Sport Biomechanics*. 8, 145-151.
- Angulo-Kinzler, R.M.; Kinzler, S.B.; Balias, X.; Turro, C.; Caubert, J.M.; Escoda, J. y Prat, J.M. (1994). Biomechanical analysis of the pole vault event. *Journal of Applied Biomechanics*. 10, 147-165.
- Ariel. (1994). *The ARIEL Performance Analysis System (APAS)*. Manual de referencia del paquete de software.
- Atwater, A.E. (1980). Kinesiology/Biomechanics: perspectives and trends. *Research Quarterly for Exercise and Sport*. 51, 1, 193-218.
- Atwater, A.E. (1981). Kinematic analysis procedures in biomechanics cinematography. *Biomechanics Cinematography & High Speed Photography*. Proceedings. 187-194. San Diego, California.
- Barton, J. y Barton, G. (1992). 3D video digitizing and motion analysis. *10th Symposium of the International Society of Biomechanics in Sports (ISBS'92)*. Proceedings. 112-115.

- Berme, N.; Cappozzo, A. y Meglan, J. (1990). Rigid body mechanics as applied to human movement studies: Kinematics. *Biomechanics of human movement: applications in rehabilitation, sports and ergonomics*. (editado por Berme, N. y Cappozzo, A.). 89-102. Bertec Corporation, Worthington, Ohio.
- Berme, N. y Cappozzo, A. (1990). Rigid body mechanics as applied to human movement studies: Dynamical analysis. *Biomechanics of human movement: applications in rehabilitation, sports and ergonomics*. (editado por Berme, N. y Cappozzo, A.). 103-107. Bertec Corporation, Worthington, Ohio.
- Bernstein, N.A. (1967) *The coordination and regulation of movements*. Pergamon Press Ltd.
- Cappozzo, A. y Berme, N. (1990). Subject-specific segmental inertia parameter determination - a survey of current methods. *Biomechanics of human movement: applications in rehabilitation, sports and ergonomics*. (editado por Berme, N. y Cappozzo, A.). 179-185. Bertec Corporation, Worthington, Ohio.
- Challis, J.H. y Kerwin, D.G. (1992). Accuracy assesment and control point configuration when using the DLT for photogrammetry. *Journal of Biomechanics*. 25, 9, 1053-1058.
- Chandler, R.F.; Clauser, C.E.; McConville, J.T.; Reynolds, H.M. y Young, J.W. (1975). Investigation of inertial porperties of the human body. *AMRL-TR-74-137, AD-A016-485, DOT-HS-801-430*. Aerospace Medical Research Laboratories, Wright-Patterson Air Force Base, Ohio.
- Chen, L.; Armstrong, C.W. y Raftopoulos, D.D. (1994). An investigation on the accuracy of three-dimensional space reconstruction using the direct linear transformation technique. *Journal of Biomechanics*. 27, 4, 493-500.
- Clauser, C.E.; McConville, J.T. y Young, J.W. (1969). Weight, volume and center of mass of segments of the human body. *AMRL-TR-69-70*. Aerospace Medical Research Laboratory, Wright-Patterson Air Force Base, Ohio.
- Dapena, J. (1978). A method to determine the angular momentum of a human body about three orthogonal axes passing through its center of gravity. *Journal of Biomechanics*. 11, 251-256.

- Dapena, J. (1978). Three-dimensional cinematography with horizontally panning cameras. *Sciences et Motricite*. 1, 3.
- Dapena, J.; Harman, E.A. y Miller, J.A. (1982). Three dimensional cinematography with control object of unknown shape. *Journal of Biomechanics*. 15, 1, 11-19.
- Dapena, J. (1985). el uso de la computadora en la biomecánica. *Archivos de Medicina del Deporte*. 3, 9, 55-60.
- Dapena, J. y Lunt, G. (1989). Subroutine of quintic splines. *listado de programa informático implementado en lenguaje Fortran*.
- Dapena, J. y Feltner, M.E. (1989). Influence of the direction of the cable force and of the radius of the hammer path on speed fluctuations during hammer throwing. *Journal of Biomechanics*. 22, 6/7, 565-575.
- Dempster, W.T. (1955). Space requirements of the seated operator. *WADC-55-159, AD-087-892*. Wright-Patterson Air Force Base, Ohio.
- Drillis, R.J. y Contini, R. (1966). *Body segment parameters*. Technical Report 1166.03, School of Engineering and Science, New York University.
- Erdmann, W.S. (1992). Geometrical and inertial quantities of the trunk and its tissue and their applications. *10th Symposium of the International Society of Biomechanics in Sports (ISBS'92)*. Proceedings. 155-158.
- Esparza, F. (1993). *Manual de cineantropometría*. Colección de monografías de Medicina del Deporte, 3, FEMEDE.
- Fidelus, K. (1982). Aprovechamiento de la biomecánica para el análisis de la eficacia del entrenamiento en fútbol. *Revista Entrenador Español*. 16, Abril 1983. (Traducción al Español de *Sport Wyczynowy*. 11, 3-10).
- Ghosh, S.K. (1979). *Analytical photogrammetry*. 87-91. Pergamon Press, New York.
- Gutiérrez, M. (1990). *Desarrollo de un sistema computerizado de análisis cinematográfico y su sincronización con los registros directos para el análisis del movimiento humano*.

- Tesis doctoral. Granada, Servicio de publicaciones, Universidad de Granada.
- Gutiérrez, M.; Soto, V.M.; Oña, A. (1990). Sincronización computarizada de los registros psicofisiológicos directos con las técnicas cinematográficas tridimensionales. Su aplicación en el ámbito deportivo. *II Congreso del Colegio Oficial de Psicólogos*. Actas del congreso. Valencia.
- Gutiérrez, M.; Soto, V.M. y Martínez, M. (1991). *Sistema de análisis computerizado para el movimiento humano*. Unisport, Málaga.
- Hanavan, E.P. (1964). A mathematical model of the human body. *AMRL-TR-64-102, AD-608-463*. Aerospace Medical Research Laboratories, Wright-Patterson Air Force Base, Ohio.
- Hatze, H. (1975). A new method for the simultaneous measurement of the moment of inertia, the damping coefficient and the location of the centre of mass of a body segment in situ. *European Journal of Applied Physiology*. 34, 217-226.
- Hatze, H. (1980). A mathematical model for computational determination of parameter values of anthropomorphic segments. *Journal of Biomechanics*. 13, 833-843.
- Hatze, H. (1981). The use of optimally regularised Fourier Series for estimating higher-order derivatives of noisy biomechanical data. *Journal of Biomechanics*. 14, 13-18.
- Hatze, H. (1988). High-precision three-dimensional photogrammetric calibrations and object space reconstruction using a modified DLT-approach. *Journal of Biomechanics*. 21, 7, 533-538.
- Hatze, H.; (1990). Data conditioning and differentiation techniques. *Biomechanics of human movement: applications in rehabilitation, sports and ergonomics*. (editado por Berme, N. y Cappozzo, A.). 237-248. Bertec Corporation, Worthington, Ohio.
- Hay, J.G. (1973). The center of gravity of the human body. *Kinesiology III*. (Editado por Widule, C.). 20-44. American Association of Health, Physical Education and Recreation, Washington, D.C.
- Hay, J.G. (1978). *The biomechanics of sports techniques* (segunda edición). Prentice/Hall

- International, Inc. Englewood Cliffs, N.J. 07632.
- Hermida, A. (1993). *Adventures in ray tracing*. Que Corporation, Indianapolis.
- Hinrichs, R.N. (1990). Adjustments to the segment center of mass proportions of Clauser et al. (1969). *Journal of Biomechanics*. 23, 949-951.
- Holzapfel, C. (1981). High-speed color video system for data acquisition at 200 fields per second. *Biomechanics Cinematography & High Speed Photography*. Proceedings. 35-37. San Diego, California.
- Jensen, R.K. (1976). Model for body segment parameters. *Biomechanics V-B*. (editado por Komi, P.V.). 380-386, University Park Press, Baltimore.
- Jensen, R.K. (1978). Estimation of the biomechanical properties of three body types using a photogrammetric method. *Journal of Biomechanics*. 11, 349-358.
- Jensen, R.K. (1986). Body segment mass, radius, and radius of gyration proportions of children. *Journal of Biomechanics*. 19, 359-368.
- Jensen, R.K. (1993). Human morphology: its role in the mechanics of movement. *Journal of Biomechanics*. 26, Suppl.1, 81-94.
- Jensen, R.K. y Fletcher, P. (1994). Distribution of mass to the segments of elderly males and females. *Journal of Biomechanics*. 27, 1, 89-96.
- Kennedy, P.W.; Wright, D.L. y Smith, G.A. (1989). Comparison of film and video techniques for three-dimensional DLT predictions. *International Journal of Sport Biomechanics*. 5, 457-460.
- Kingsley, E.C.; Schofield, N.A. y Case, K. (1981). SAMMIE: a computer aid for man machine modelling. *Computer Graphics*. 15, 163-169.
- Kwon, Y.H. (1991) *Kwon3D film motion analysis package ver. 1.0.1*. Manual de referencia del paquete de software.
- Lafortune, M.A.; Cavanagh, P.R.; Sommer III, H.J. y Kalenak, A. (1992). Three-



- dimensional kinematics of the human knee during walking. *Journal of Biomechanics*. 25, 4, 347-357.
- Lapedas, D.N. (1981). *Diccionario de términos científicos y técnicos*. Ed. en castellano: Marcombo, S.A., Barcelona.
- de Leva, P. (1993). Validity and accuracy of four methods for locating the center of mass of young male and female athletes. *International Society of Biomechanics, XIVth Congress*. Abstracts, 1, 318-319.
- de Leva, P. (1994). Adjustments to the Zatsiorsky et al.'s (1990) mean segment inertia parameters. (sin publicar).
- Liu, Y.K. y Wickstrom, J.K. (1973). Estimation of the inertial property distribution of the human torso from segmented cadaveric data. *Perspectives in Biomedical Engineering*. (editado por Kenedy, R.M.) 203-213, MacMillan Press, London.
- Luttgens, K. y Wells, K.F. (1982). *Kinesiología, bases científicas del movimiento humano*. Ed. Augusto E. Pila Teleña, Móstoles (Madrid).
- Marzan, G.T. y Karara, H.M. (1975). A computer program for direct linear transformation solution of the collinearity condition, and some applications of it. *Symposium on Close Range Photogrammetric Systems*. 420-476. American Society of Photogrammetry, Falls Church.
- McConville, J.T.; Churchille, T.D.; Kaleps, I.; Clauser, C.E. y Cuzzi, J. (1980). *Anthropometric relationship of body and bodysegment moments of inertia*. Report AFAMRL-TR-80-119, Wright-Patterson Air Force Base, Ohio.
- McDonald, C. y Dapena, J. (1991). Linear kinematics of the men's 110-m and women's 100-m hurdles races. *Medicine and Science in Sports and Exercise*. 23, 12, 1382-1391.
- McDonald, C. y Dapena, J. (1991). Angular momentum in the men's 110-m and women's 100-m hurdles races. *Medicine and Science in Sports and Exercise*. 23, 12, 1392-1402.
- McLaughlin, T.M.; Dillman, C.J. y Lardner, T.J. (1977). Biomechanical analysis with cubic spline functions. *Research Quarterly*. 48, 3, 569-582.

- Mero,A.; Komi,P.V.; Korjus,T.; Navarro,E. y Gregor,R.J. (1994). Body segment contributions to javelin throwing during final thrust phases. *Journal of Applied Biomechanics*. 10, 166-177.
- Miller,D.I. y Nelson,R.C. (1973). *Biomechanics of sport, a research approach*. Lea & Febiger. Filadelfia.
- Miller,N.R.; Shapiro,R. y McLaughlin,T.M. (1980). A technique for obtaining spatial kinematic parameters of segments of biomechanical system from cinematographic data. *Journal of Biomechanics*. 13, 533-547.
- Navarro,E. (1994). *Análisis biomecánico de la técnica individual del lanzamiento de jabalina*. Tesis doctoral. Universidad Politécnica de Valencia, Escuela Técnica Superior de Ingenieros Industriales. Valencia.
- Nelson,R.C. (1972). *The new world of biomechanics of sport*. Proceedings of the 75 annual meeting of NCPAAM. New Orleans.
- Newel; Hoshizaki; Calton y Halbert. (1979). Movement time and velocity as determinants of movement timing accuracy. *Journal of Motor Behavior*. 11, 49-58.
- Peak Performance. (1994). *The PEAK Performance Technologies Inc (Video & Computer motion measurement systems)*. Manual de referencia del paquete de software.
- Penrose,T.; Wood,G. y Blanksby,B. (1976). The accuracy of positional data in triaxial cinematography. *Australian Journal of Health, Physical Education and Recreation*. 71, 7-12.
- Perales,F.J.; Luo,Y. y Villanueva,J.J. (1993). Análisis de patrones motores básicos mediante modelos gráficos e imágenes. *III Congreso Español de Informática Gráfica (CEIG'93)*. Actas. Granada. 139-151.
- Plagenhoef,S. (1962). *An analysis of the kinematics and kinetics of selected symmetrical body actions*. Doctoral thesis, Michigan University: University Microfilms.
- Plagenhoef,S. (1968). Computer programs for obtaining kinetic data on human movement. *Journal of Biomechanics*. 1, 221-234.

- Plagenhoef, S. (1971). *Patterns of human motion, a cinematographic analysis*. Prentice-Hall, Inc., Englewood Cliffs, New Jersey.
- Reinsch, C.H. (1967). Smoothing by spline functions. *Numer.Math.* 10, 177-183.
- Revelles, J.; López, A.E.; Cabrera, M.; Soto, V.M. y Gutiérrez, M. (1993). Desarrollo de un modelo gráfico humano para el análisis biomecánico del movimiento. *III Congreso Español de Informática Gráfica (CEIG'93)*. Actas. Granada. 125-137.
- Sarfaty, O. y Ladin, Z. (1993). A video-based system for the estimation of the inertial properties of body segments. *Journal of Biomechanics*. 26, 8, 1011-1016.
- Shaddock, P. (1994). *Creaciones multimedia*. Colección Última Frontera, Ediciones Anaya Multimedia, S.A. Madrid.
- Shapiro, R. (1978). Direct linear transformation method for three-dimensional cinematography. *Research Quarterly*. 49, 197-205.
- Slama, J.J. (1980). *Manual of photogrammetry*. American Society of photogrammetry, Falls Church, VA.
- Soto, V.M. y Gutiérrez, M. (1992a). *El programa GRAFO como soporte lógico para la representación gráfica de la cinematografía computarizada del movimiento humano*. Publicación interna del INEF de Granada. Signatura: cbi-4015.
- Soto, V.M. y Gutiérrez, M. (1992b). Soporte lógico para la representación gráfica de la cinematografía computarizada del movimiento humano. *I Congreso de Informática y Nuevas Tecnologías en el deporte*. Actas del congreso. Torremolinos, Málaga.
- Suero, F. y Salvaghua, F. (1986). *Como hacer dibujos tridimensionales en el ordenador*. Colección aula de informática aplicada (AIA). Ediciones Siglo Cultural, S.A. Madrid.
- Sun, H. y Jensen, R.K. (1994). Body segment growth during infancy. *Journal of Biomechanics*. 27, 3, 265-275.
- Thalman, N.M. y Thalman, D. (1990). *Synthetic actors in computer-generated 3D films*. Springer-Verlag. Berlin.

- Tortosa, B. (1987). *Análisis cinemático tridimensional de imágenes captadas por dos cámaras cinematográficas. Técnicas de Transformación Lineal Directa*. Proyecto fin de carrera. Valencia: Escuela Técnica Superior de Ingenieros Industriales.
- Van Gheluwe, B. (1978). Computerized three dimensional cinematography for any arbitrary camera setup. *Biomechanics VI-A*. (editado por Asmussen, E. y Jorgenson, K.) 343-348. University Park Press, Baltimore.
- Vera, P.; Hoyos, J.V. y Nieto, J. (1985). *Biomecánica del aparato locomotor*. Valencia: Instituto de Biomecánica de Valencia.
- Vera, P.; Hoyos, J.V.; Ramiro, J. y Prat, J. (1987). Tecnología aplicada al análisis biomecánico en el deporte. *Educación Física y Deporte de Base*. Actas del Congreso. Granada.
- Vera, P. (1988). Técnicas biomecánicas para el análisis de los movimientos deportivos: estado actual y perspectiva. *Humanismo y nuevas tecnologías en la educación física y el deporte*. Actas del Congreso. Madrid. 235-243.
- Vera, P. (1989). Técnicas de análisis en biomecánica deportiva: estado actual y perspectivas. *Jornadas Unisport sobre tecnología del deporte*. Unisport, Málaga.
- Walton, J.S. (1981). *Close-range cine-photogrammetry: a generalised technique for quantifying gross human movement*. Tesis doctoral no publicada, College of Health, Physical Education, and Recreation, Pennsylvania State University.
- Wells, D. y Young, C. (1994). *Ray tracing*. Ediciones Anaya Multimedia S.A. Madrid.
- Whitsett, C.E. (1963). Some dynamic response characteristics of weightless man. *AMRL-TDR-63-18, AD-412-541*. Aerospace Medical Research Laboratories, Wright-Patterson Air Force Base, Ohio.
- Winter, D.A. (1990). *Biomechanics and Motor Control of Human Movement*. (segunda edición). Wiley-Interscience Publication. Canada.
- Woltring, H.J. (1980). Planar control in multi-camera calibration for three-dimensional gait studies. *Journal of Biomechanics*. 13, 39-48.

- Woltring,H.J. (1985). On optimal smoothing and derivative estimation from noisy displacement data in biomechanics. *Human Movement Science*. 4, 229-245.
- Woltring,H.J. (1986). A fortran package for generalized cross validatory spline smoothing and differentiation. *Advanced Engineering Software*. 8, 104-107.
- Woltring,H.J. y Huiskes,R. (1990) Stereophotogrammetry. *Biomechanics of human movement: applications in rehabilitation, sports and ergonomics*. (editado por Berme,N. y Cappozzo,A.). 108-127. Bertec Corporation, Worthington, Ohio.
- Wood,G.A. y Jennings,L.S. (1979). On the use of spline functions for data smoothing. *Journal of Biomechanics*. 12, 477-479.
- Wood,G.A. y Marshall,R.N. (1986). The accuracy of DLT extrapolation in three-dimensional film analysis. *Journal of Biomechanics*. 19, 9, 781-785.
- Yeadon,M.R. (1989). A method for obtaining three-dimensional data on ski jumping using pan and tilt cameras. *International Journal of Sport Biomechanics*. 5, 238-247.
- Yeadon,M.R. (1990a). The simulation of aerial movement-I. The determination of orientation angles from film data. *Journal of Biomechanics*. 23, 1, 59-66.
- Yeadon,M.R. (1990b). The simulation of aerial movement-II. A mathematical inertia model of the human body. *Journal of Biomechanics*. 23, 1, 67-74.
- Yeadon,M.R. (1990c). The simulation of aerial movement-III. The determination of the angular momentum of the human body. *Journal of Biomechanics*. 23, 1, 75-83.
- Yeadon,M.R.; Atha,J. y Hales,F.D. (1990). The simulation of aerial movement-IV. A computer simulation model. *Journal of Biomechanics*. 23, 1, 85-89.
- Yeadon,M.R. (1994). Twisting techniques used in dismounts from the rings. *Journal of applied biomechanics*. 10, 178-188.
- Yu,B.; Koh,T.J. y Hay,J.G. (1993). A panning DLT procedure for three-dimensional videography. *Journal of Biomechanics*. 26, 6, 741-751.

- Zatsiorsky, V.M. y Seluyanov, V. (1985). Estimation of the mass and inertia characteristics of the human body by means of the best predictive regressions equations. *Biomechanics IX-B*, (editado por Winter, D. et al.) 233-239, Human Kinetics Publishers, Champaign, Illinois.
- Zatsiorsky, V.M.; (1990a). In vivo body segment inertial parameters determination using a gamma-scanner method. *Biomechanics of human movement: applications in rehabilitation, sports and ergonomics*. (editado por Berme, N. y Cappozzo, A.). 186-202. Bertec Corporation, Worthington, Ohio.
- Zatsiorsky, V.M.; Seluyanov, V.N. y Chugunova, L.G. (1990b). Methods of determining mass-inertial characteristics of human body segments. *Contemporary problems of Biomechanics*. (editado por Chernyi, G.G. y Regirer, S.A.). 272-291. Boca Raton, MA: CRC Press.
- Zernicke, R.F.; Caldwell, G. y Roberts, E.M. (1976). Fitting biomechanical data with cubic spline functions. *Research Quarterly*. 47, 9-20.
- Zernicke, R.F. y Gregor, R.J. (1979). *Biomechanics of human movement*. Kinesiology 130. University of Illinois: A.P.S.