

PARÁMETROS INERCIALES PARA EL MODELADO BIOMECÁNICO DEL CUERPO HUMANO

Soto, V.M. y Gutiérrez, M.
Facultad de Ciencias de la Actividad
Física y del Deporte
Universidad de Granada

RESUMEN

El presente trabajo expone una visión general de los parámetros inerciales necesarios para el modelado biomecánico del cuerpo humano desde una perspectiva biomecánica, realizando un análisis retrospectivo, situación actual así como tendencias futuras en este ámbito. El modelado del cuerpo humano implica la determinación de una serie de puntos anatómicos y segmentos interconectados, que deben ser complementados con información inercial como es la masa segmentaria, el vector posición del centro de gravedad, los ejes de un sistema de referencia local segmentario, así como los momentos de inercia. La obtención de estos parámetros inerciales se considera imprescindible para el análisis biomecánico ya que permiten obtener algunas variables consideradas como básicas 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.

PALABRAS CLAVE: Biomecánica, parámetros inerciales.

ABSTRACT

This work gives a general view of the inertial parameters needed for the biomechanical modelling of the human body from the biomechanical point of view, making an analysis of the past, present situations and future tendencies in this subject. Human body modelling needs to determine several anatomical points and interconnected segments, which should be complemented with inertial information such as the segmentary mass, centre of gravity position vector, axes of the local segmentary reference system, and also the moments of inertia. The process of obtaining this inertial parameters is essential for biomechanical analysis since it enables us to obtain several basic variables needed in any quantitative analysis of movement, for example the centre of gravity (CG) both segmentary and corporal, the moment of inertia (I) and the segmentary and corporal angular momentum (H).

KEYWORDS: Biomechanicals, inertial parameters.

INTRODUCCIÓN

El análisis del movimiento humano desde la perspectiva de la Biomecánica Deportiva, parte de una concepción mecanicista que considera el cuerpo humano 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. El análisis cinemático, generalmente, considera a los cuerpos como elementos rígidos, indeformables. 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.

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. 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 (Vera, 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 (implementos, superficies, objetos, etc).

SEGMENTOS Y PUNTOS ANATÓMICOS DEL MODELO HUMANO

Para la determinación de la ubicación de un segmento son imprescindibles, como mínimo, dos puntos que definan el vector posición de su eje longitudinal, los cuales habitualmente, se corresponden con los extremos del eje longitudinal. 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 1.

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 1 se expresan algunos de los puntos anatómicos más habituales en el ámbito de la Biomecánica Deportiva.

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.

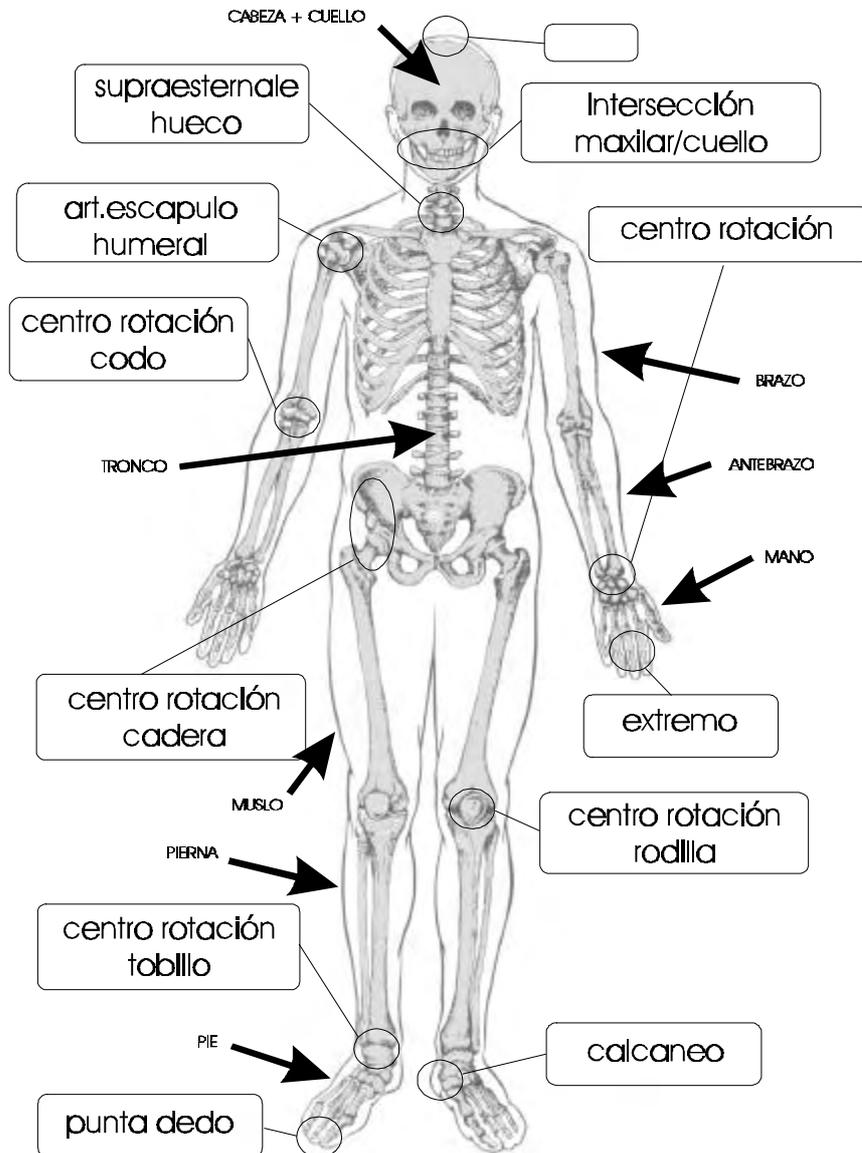


Figura 1. Puntos anatómicos y segmentos más habituales utilizados en los modelos biomecánicos.

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.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.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.c).

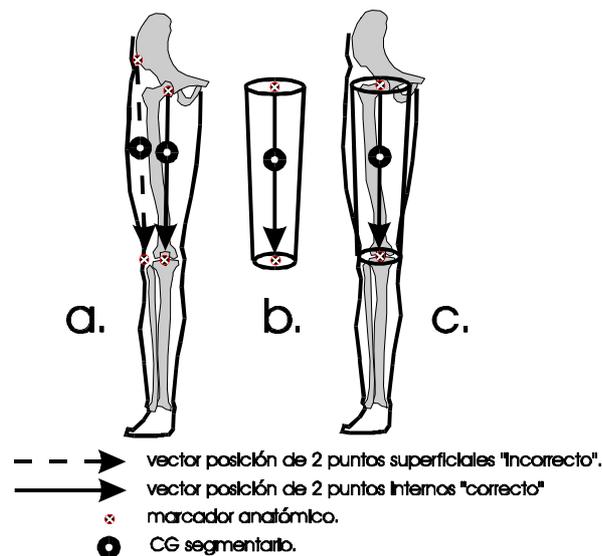


Figura 2. Localización del CG de un segmento en base a la utilización de puntos internos y epidérmicos.

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 (Vera 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, ya que la masa relativa de estos dos segmentos en relación a la masa total corporal es muy reducida.

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). En Biomecánica Deportiva los planteamientos más habituales asumen que el tronco es rígido, aunque existen otras alternativas que resuelven esta problemática tales como la utilización de modelos de tronco en los cuales sea subdividido en otros segmentos con autonomía (tórax, abdomen y pelvis u otros tipos de segmentación), o bien generando modelos espaciales (3D) que simulen y deduzcan cual es el comportamiento deformador del tronco a partir de un proceso deductivo indirecto (Soto, 1995).

PARÁMETROS INERCIALES DE LOS SEGMENTOS HUMANOS

La obtención de los parámetros inerciales se considera imprescindible para el análisis biomecánico ya que permiten obtener algunas variables consideradas como básicas 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), vector posición del centro de gravedad (CG) definido con respecto a un

sistema de referencia local de coordenadas, ejes referidos al momento de inercia con respecto a un sistema de referencia local segmentario cuyo origen coincide con el CG del segmento y momento de inercia alrededor de los ejes de inercia anteriormente definidos.

El valor de estos parámetros inerciales pueden ser elegidos 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 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.

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. Estos 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 Reid y Jensen (1990) y 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. 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.

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: métodos basados en aproximaciones geométricas (también denominados como modelos matemáticos) y 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 son los más utilizados.

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), Sarfaty y Ladin, (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 Sarfaty y Ladin (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). Precisamente son estas últimas, las técnicas basadas en el procesado digital automatizado de imágenes de vídeo, las más novedosas actualmente, destacando los trabajos de Hatze y Baca (1992) y Sarfaty y Ladin (1993).

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 3).

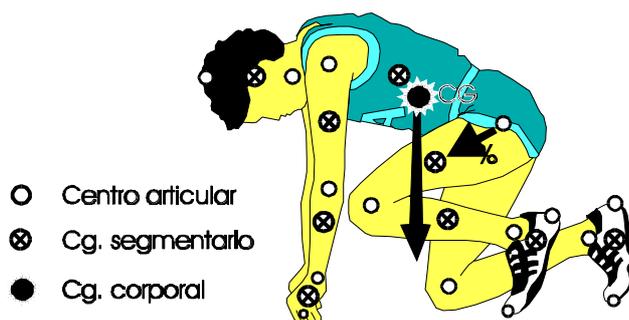


Figura 3. Método segmentario para la obtención del CG.

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 en 1889 (Plagenhoef, 1971) 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 hueco 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. 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 cuando se analizan atletas participantes en competiciones. 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 1 se presentan algunos de los estudios más representativos que aportan las ecuaciones de regresión.

Tabla 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)

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.

Tabla 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 3°
muslo (thigh)	10.3%	37.19%	art.cadera	dedo
pantorrilla (calf, shank)	4.3%	37.05%	tibiale	tibiale
pie (foot)	1.5%	44.9%	talón	art.tobillo
				dedo 1°

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. 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 3).

Tabla 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%	supraesternal	cadera media
brazo (upper arm)	51.25%	gonion medio	cadera media
antebrazo (forearm)	49.10%	art.hombro	art.codo
muslo (thigh)	41.76%	art.codo	art.muñeca
pantorrilla (calf, shank)	40.01%	art.cadera	art.rodilla
	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 (Liu y Wickstrom, 1973).

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, 1996), lo que implica la pérdida de precisión en el cálculo de CG de los atletas. En Biomecánica Deportiva la utilización de datos obtenidos a partir de 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%. 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 cortes físicos. Este autor utiliza un total de 16 segmentos. 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 4 para la descripción de los parámetros antropométricos de la muestra analizada.

Tabla 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 (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.

Un intento por resolver esta problemática ha sido realizado por de Leva (1993, 1996), 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. 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 5 se expresan las adaptaciones llevadas a cabo por de Leva (1996) a los datos aportados por Zatsiorsky y Seluyanov (1985).

Tabla 5. Parámetros inerciales aportados por de Leva (1996), adaptados de los datos de Zatsiorsky y Seluyanov (1985), 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

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 en un mismo estudio los parámetros inerciales de diferentes autores ya que las muestras experimentales analizadas son diferentes en cuanto a sus dimensiones antropométricas.

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.

REFERENCIAS

- 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 Capozzo, A.). 179-185. Bertec Corporation, Worthington, Ohio.
- CHANDLER, R.F.; CLAUSER, C.E.; MCCONVILLE, J.T.; REYNOLDS, H.M. Y YOUNG, J.W. (1975). Investigation of inertial properties 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.
- 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.
- 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.
- 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. Y BACA,A. (1992). Contact-free determination of human body segment parameters by means of videometric image processing of an anthropomorphic body model. En *Applications of Digital Image Processing XV*, SPIE-P-Vol, 1771, 536-546.
- 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.
- HINRICHS,R.N. (1990). Adjustments to the segment center of mass proportions of Clauser et al. (1969). *Journal of Biomechanics*. 23, 949-951.
- 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.
- 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. (1996). Adjustments to Zatsiorsky-Seluyanov's segment inertia parameters. *Journal of Biomechanics*. (en prensa).
- 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.
- 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.
- PLAGENHOEF,S. (1962). *An analysis of the kinematics and kinetics of selected symmetrical body actions*. Doctoral thesis, Michigan University: University Microfilms.
- PLAGENHOEF,S. (1971). *Patterns of human motion, a cinematographic analysis*. Prentice-Hall, Inc., Englewood Cliffs, New Jersey.
- REID,J.G. Y JENSEN,R.K. (1990). Human body segment inertia parameters: a survey and status report. *Exercise and Sport Sciences Reviews*. 18, 225-241.
- 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.
- SOTO,V.M. (1995). *Desarrollo de un sistema para el análisis biomecánico tridimensional del deporte y la representación gráfica realista del cuerpo humano*. Tesis Doctoral (microfichas). Universidad de Granada.
- 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.
- 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.

- 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.
- 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.