

UCH - FC
MAG - Biof. Med.
g 993
c. 1

DESARROLLO DE UNA INTERFAZ
COMPUTACIONAL DE DINÁMICA INVERSA PARA
LA OBTENCIÓN DE PARÁMETROS BIOMECÁNICOS
APLICADOS EN LA BÚSQUEDA DE
PREDICTORES DE CAÍDAS EN ADULTOS
MAYORES

Tesis

Entregada A La
Universidad De Chile
En Cumplimiento Parcial De Los Requisitos
Para Optar Al Grado De

Magister en Biofísica Médica

Facultad De Ciencias

Por

Rodrigo Antonio Guzmán Venegas

Enero, 2010

Director de Tesis Dr: Juan Carlos Letelier P.
Co-Director de Tesis Dr: Luis Moraga J.



FACULTAD DE CIENCIAS

UNIVERSIDAD DE CHILE

INFORME DE APROBACION

TESIS DE MAGÍSTER

Se informa a la Escuela de Postgrado de la Facultad de Ciencias que la Tesis de Magíster presentada por el candidato.

Rodrigo Antonio Guzmán Venegas

Ha sido aprobada por la comisión de Evaluación de la tesis como requisito para optar al grado de Magíster en Biofísica Médica, en el examen de Defensa Privada de Tesis rendido el día 07 de Septiembre de 2009.

Director de Tesis:

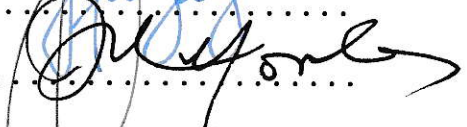
Dr. Juan Carlos Letelier P. 

Co-Director de Tesis

Dr. Luis Moraga J. 

Comisión de Evaluación de la Tesis

Dr. Julio Alcayaga U. 

Dr. José Roberto Morales P. 

Dr. Germán Kremer E. 



...Dedico esta tesis a mí querida esposa Carolina y a mis hijas Martina y Catalina, quienes me han mostrado la vida y la han llenado de amor...

... A mis padres Jorge y María Cristina por su cariño incondicional...

... A Marcelo y Jorge por ser mis hermanos y grandes amigos...

... A mi abuelo Sergio quien me ha guiado en esta vida...

... Y a María Cristina y María Eulalia por su inmenso amor de abuelas.....

AGRADECIMIENTOS .

.- Agradezco a los profesores Juan Carlos Letelier y Luis Moraga por su apoyo en la realización de esta tesis.

.- También quisiera agradecer a los doctores Jorge Urzua y Jorge Garridos por el apoyo y ayuda brindada.

.-De igual modo quiero agradecer al equipo de la unidad de trastornos del equilibrio y la marcha del Instituto Nacional de Geriatria.



ÍNDICE DE MATERIAS



	Página
LISTA DE TABLAS.....	x
LISTA DE FIGURAS.....	xii
LISTA DE SÍMBOLOS, ABREVIATURAS O NOMENCLATURA.....	xv
I. - RESUMEN.....	1
II. - INTRODUCCIÓN.....	7

III. -	MARCO TEÓRICO.....	10
3.1	Dinámica Inversa.....	10
3.2	Antropometría y propiedades inerciales de los segmentos corporales.....	18
3.3	Envejecimiento y Rendimiento Motor.....	22
3.4	Fenómeno de caídas frecuentes en los adultos mayores.....	26
3.5	Estado del Arte en la valoración del riesgo de caídas frecuentes en adultos mayores.....	29
3.6	Transferencia de sedente a bípedo.....	32
IV. -	MATERIAL Y MÉTODOS.....	35
4.1	Hipótesis de Trabajo.....	35
4.2	Objetivo General.....	35
4.3	Objetivos Específicos.....	36
4.4	Modelo de Investigación.....	36
4.5	Muestra.....	37
4.6	Instrumentación.....	40
4.6.1	Cinemática.....	40

4.6.2	Cinética.....	41
4.6.3	Sincronización entre cinemática y cinética.....	41
4.7	Conjunto de marcadores.....	43
4.8	Montaje.....	43
4.9	Ejecución de la Prueba.....	45
4.10	Interfaz computacional.....	46
4.11	VARIABLES DE ANÁLISIS.....	48
4.12	Análisis Estadístico.....	49
4.12.1.	Tipo de distribución de datos.....	49
4.12.2.	Análisis de variabilidad.....	49
4.12.3	Comparación entre grupos.....	50
4.12.4.	Correlación entre variables de análisis.....	51
4.12.5.	Análisis discriminante.....	51
V. -	RESULTADOS.....	52
5.1	Tipo de distribución de datos.....	52
5.2	Características etarias y antropométricas	55
5.3	Variabilidad de las variables de análisis.....	55

5.4	Componentes de la velocidad del centro de masa.....	55
5.5	Pendiente entre los máximos componentes de velocidad del centro de masa.....	58
5.6	Máxima flexión de tronco y tiempo de ejecución.....	60
5.7	Momentos Articulares y de soporte.....	61
5.8	Correlación entre variables de análisis	64
5.9	Análisis discriminante.....	66
VI. -	DISCUSIÓN.....	70
6.1	Velocidad del centro de masa.....	70
6.2	Inclinación anterior de tronco.....	78
6.3	Tiempo de ejecución de la TSB.....	79
6.4	Torques articulares y de Soporte.....	80
6.5.	Discriminación entre sujetos CHCF y SHCF	83
VII. -	CONCLUSIONES.....	87

VIII. - REFERENCIAS.....	89
---------------------------------	-----------

IX. - ANEXOS

Anexo A	Cálculo de la longitud de los segmentos.....	A1
Anexo B	Cálculo del ángulo absoluto de los segmentos corporales.....	B1
Anexo C	Cálculo de la velocidad y aceleración angular de los segmentos corporales.....	C1
Anexo D	Determinación de la coordinas XY del centro de masa de los segmentos corporales.....	D1

Anexo E	Cálculo del centro de masa de un sistema multisegmentado.....	E1
Anexo F	Cálculo de la velocidad y aceleración lineal del Centro de Masa.....	F1
Anexo G	Cálculo del momento de inercia de los segmentos corporales.....	G1
Anexo H	Modelo mecánico y cálculo de fuerzas de reacción articular y momentos articulares.....	H1
Anexo I	Cálculo del momento de soporte de la extremidad inferior.....	I1
Anexo J	Código de programación Interfaz de análisis de datos cinemáticos y cinéticos en procesos de dinámica inversa.....	J1

LISTA DE TABLAS

Tabla 1: Factores propuestos por Dempster para calcular los parámetros de masa, ubicación del centro de masa y momentos de inercia de los segmentos corporales.

Tabla 2: Causa de Caídas en adultos mayores.

Tabla 3: Característica de edad, masa y talla de la muestra.

Tabla 4: Tipo de distribución de los datos de masa, talla y edad en la muestra.

Tabla 5: Tipo de distribución de las variables $Max\dot{S}com_y$, $Max\dot{S}com_x$, $P_{\dot{S}com}$, $\theta \max_{Tronco}$ y T_{TSB} de la muestra, obtenida mediante test Shapiro-Wilk.

Tabla 6: Tipo de distribución de las variables M_C , M_R , M_T y M_S de la muestra, obtenida mediante test Shapiro-Wilk.

Tabla 7: Coeficientes de correlación entre variables de análisis en sujetos con historia de caídas frecuentes.

Tabla 8: Coeficientes de correlación entre variables de análisis en sujetos sin historia de caídas frecuentes.

Tabla 9: Comparación entre la presencia o ausencia de historia de caídas frecuentes y la estimación de la historia de caídas frecuentes mediante el resultado de la ecuación discriminante.

Tabla 10: Nivel de Sensibilidad y especificidad de la estimación de presencia o ausencia de historia de caídas frecuente en base al puntaje discriminante.

LISTA DE FIGURAS

Figura 1. Esquema de las fuerzas que actúan sobre las extremidades inferiores durante la marcha.

Figura 2. Esquema de coplas de fuerza que actúan sobre el segmento pie.

Figura 3. Esquema de las fuerzas que actúan sobre el segmento pie durante la última fase del apoyo en la marcha.

Figura 4. Esquema del sistema de control en la generación de torque articular.

Figura 5. Prevalencia de caídas entre adultos mayores residentes en siete ciudades de Latino América, El Caribe y mexicanos residentes en el suroeste de los Estados Unidos.

Figura 6. Esquema de las diferencias de estabilidad durante la transferencia de sedente a bípedo.

Figura 7. Esquema del primer paso de sincronización entre los sistemas de adquisición de datos cinemáticos y cinéticos.

Figura 8. Esquema del montaje experimental y el conjunto de marcadores utilizados.

Figura 9. Ejemplos de registros de velocidad del centro de masa durante la TSB en sujetos sin historia de caídas frecuentes y con historia de caídas frecuentes.

Figura 10. Comparación de los componentes de velocidad del centro de masa al interior de cada grupo.

Figura 11. Comparación de los componentes de velocidad del centro entre cada grupo.

Figura 12. Comparación de las pendientes entre los valores máximos de los componentes de velocidad del centro de masa entre cada grupo.

Figura 13. Comparación de la máxima flexión de tronco ($\theta_{\max_{\text{Tronco}}}$) y del tiempo de ejecución (T_{TSB}) entre los grupos CHCF y SHCF.

Figura 14. Valores promedios y desviaciones estándares de las variables M_C , M_R , M_T y M_S , en el grupo con historia de caídas frecuentes.

Figura 15. Valores promedios y desviaciones estándares de las variables M_C , M_R , M_T y M_S , en el grupo sin historia de caídas frecuentes.

Figura 16. Valores promedios y desviación estándar de los momentos articulares de tobillo (M_T), rodilla (M_R), cadera (M_C) y de soporte (M_S) en los grupos CHCF y SHCF.

Figura 17. Distribución de los puntajes discriminantes en sujetos con historia de caídas frecuentes y sin historia de caídas frecuentes.

LISTA DE SÍMBOLOS, ABREVIATURAS O NOMENCLATURA

AM: Adultos mayores.

CHCF: Con historia de caídas frecuentes.

SHCF: Sin historia de caídas frecuentes.

CDM: Centro de masa.

\vec{S}_{com} : Posición del centro de masa.

BS: Base de sustentación.

\vec{F} : Vector de fuerza muscular.

W: Peso

L: Longitud de un segmento

I_o: Momento de inercia.

I_{com}: Momento de inercia con respecto al centro de masa.

π : Constante pi, 3,1416.

f: Frecuencia de oscilación.

g: Aceleración de gravedad.

TSB: Transferencia de sedente a bípedo.

EEII: Extremidad inferior.

ING: Instituto Nacional de Geriatria.

S: Silla de altura regulable.

P1: Plataforma de fuerza que sostuvo la silla.

P2: Plataforma de fuerza sobre la cual el sujeto adoptó la posición bípeda.

Ca: Cámara de video.

D1: Diodos luminosos.

Snc: Dispositivo de sincronización.

PC1: Computador de captura de datos cinéticos a partir de las plataformas de fuerza.

PC2: Computador de captura de imágenes y obtención de datos cinemáticos.

GLH: Centro articulación gleno-humeral.

D1: Proceso espinoso de la primera vértebra torácica.

TMF: Ápice del trocánter mayor del fémur.

CF: Tubérculo del condilo femoral lateral.

MF: Ápice del maleolo fibular.

MT: Cabeza del segundo metatarsiano.

PF: Vértice antero izquierdo de plataforma de fuerza.

$\dot{Max}Scom_y$: Valor máximo de la velocidad vertical del centro de masa.

$\dot{Max}Scom_x$: Valor máximo de la velocidad horizontal del centro de masa.

$\theta_{max_{Tronco}}$: Máxima flexión anterior de tronco.

$P_{\dot{Scom}}$: Pendiente entre los picos de las velocidades vertical y horizontal del centro de masa.

T_{TSB} : Tiempo de ejecución de la TSB.

M_C : Valor máximo de los momentos articulares de cadera.

M_R Valor máximo de los momentos articulares de rodilla.

M_T : Valor máximo de los momentos articulares de tobillo.

M_S : Valor máximo del momento de soporte de la extremidad inferior.

\dot{Scom}_x : Componente horizontal de la velocidad del centro de masa.

\dot{Scom}_y : Componente vertical de la velocidad del centro de masa

tS: Prueba t-Student.

MW: Prueba de Mann-Whitney.

p: Valor p.

PD: Puntaje discriminante.

I.- RESUMEN

Introducción y objetivo.

El fenómeno de caídas frecuentes en los adultos mayores es uno de los problemas más importantes que aqueja a este grupo etario, implicando un alto costo social y económico. El desarrollo de herramientas que contribuyan a la prevención de las caídas, como la creación de predictores de estas, con alta sensibilidad y especificidad, es una real necesidad. En ese sentido, el primer paso en el desarrollo de un predictor de caídas, es describir aquellas variables que son capaces de discriminar entre sujetos con y sin historia de caídas frecuentes. El objetivo de esta investigación fue el desarrollo de una interfaz computacional de análisis de datos cinemáticos y cinéticos, aplicados a la búsqueda de parámetros biomecánicos discriminadores entre adultos mayores con y sin historia de caídas frecuentes.

Material y Método.

Mediante un muestro no probabilístico, se obtuvo una muestra de sesenta adultos mayores y diez adultos jóvenes. Los adultos mayores fueron divididos en dos grupos: El primer grupo con historia de caídas frecuentes (CHCF) y el otro sin dicha historia (SHCF). Mediante un sistema de análisis de movimiento y dos plataformas de fuerza, se evaluó la transferencia de sedente a bípedo (TSB). Se programó una interfaz computacional de procesamiento de datos en IgorPro, la cual calculó las siguientes variables de análisis: Valores máximos de los componentes vertical y horizontal de la velocidad del centro de masa; pendiente entre los valores máximos de las componentes de la velocidad del centro de masa; máxima flexión anterior de tronco; torques máximos de cadera, rodilla, tobillo y de soporte, y tiempo de ejecución de la TSB. Los análisis estadísticos fueron realizados con un nivel de confianza de un 95%.

Resultados.

El componente vertical de la velocidad del centro de masa demostró ser estadísticamente menor en el grupo CHCF en comparación con los otros grupos estudiados. Por otro lado,

los sujetos del grupo CHCF inclinaron más su tronco en la TSB, también el tiempo de ejecución de TSB fue mayor en este último grupo en comparación al grupo SHCF. De los "torques" evaluados, sólo el de soporte demostró diferencias significativa entre los grupos CHCF y SHCF, siendo mayor en este último. El análisis discriminante realizado con los parámetros biomecánicos resultó discriminar con significancia estadística entre los grupos SHCF y CHCF (Lamda Wilks: 0.4598; $p=0.000004$).

Conclusión.

Existen diferencias en los parámetros biomecánicos durante la ejecución de la TSB entre adultos mayores CHCF y SHCF. Los parámetros biomecánicos calculados a partir de la interfaz programada son útiles para discriminar entre adultos mayores con y sin historia de caídas frecuentes, lo cual puede ser de utilidad en la valoración del riesgo de caídas frecuentes en adultos mayores.

ABSTRACT**Introduction and objective.**

The frequently falls phenomenon in older people is one of the most important health problems that affects this group implying a high social and economic cost. The development of new tools to contribute to fall prevention, as the creation of falls predictor with high sensibility and specificity, it's a real need, in that sense the first step in the development of a fall predictor is describe those variables that are able to discriminate between subject with and without history of frequent falls. The objective of this research was the development of a computational interface for the analysis of Kinematic and kinetic data, applied to the search of discriminators biomechanics parameter between adults with or without history of frequent falls.

Materials and Methods.

Using a non probabilistic sampling was obtained a sample of sixty older adults and ten young adults. The older subjects were divided into two groups: one group with history of frequent falls (CHCF) and one without such history (SHCF). Using a motion analysis system and two force platforms, each subject had to complete a sit-to-stand task (STS). A data analysis interface was programmed in IgorPro, generating the following variables for analysis: maximum values of vertical and horizontal velocity components of the center of mass, slope between the maximum values of the components of the center of mass velocity, maximum anterior trunk flexion, maximum hip, knee, ankle and support torque, and duration of the STS. The statistical analyses were performed with a confidence level of 95%.

Results.

The vertical component of the velocity of the center of mass demonstrates to be statistically smaller for the CHCF group than the other studied groups. On the other hand, the subjects of the lean more they trunk in the TSB, also the time of execution of TSB was bigger for the CHCF group than

the SHCF group. From the measured torques, only the supporting torque demonstrates a significant difference between the CHCF and SHCF groups, being bigger in the last group. The discriminating analysis performed under biomechanics parameters turns out to discriminate with Statistical significance between SHCF and CHCF groups (Lamda Wilks: 0.4598; $p=0.000004$).

Conclusion.

There are differences in biomechanical parameters during the TSB between older people with and without history of frequently fall. The biomechanical parameters calculated from the programmed interface are useful to discriminate between individuals with and without history of frequent falls, which can be helpful in the assessment of frequent falls risk in the older people.

II.-INTRODUCCIÓN

El movimiento humano es, sin duda, un fenómeno complejo que ha despertado gran interés científico. Lograr comprender cuales son los factores que limitan o potencian el movimiento humano, implicaría un importante aporte al diseño de herramientas destinadas a incrementar el rendimiento, la prevención de lesiones y hacer más eficientes los procesos de rehabilitación.

La aplicación de los principios de la mecánica clásica al estudio del movimiento humano, a través de la Biomecánica, se transforma en una poderosa herramienta, que complementada con elementos de electrofisiología permiten identificar aquellos factores que determinan el desempeño de un individuo sano o portador de una patología durante la ejecución de una tarea motora. La complejidad del movimiento humano exige que su análisis se realice desde distintas perspectivas, o sea desde el punto de vista de la cinemática, desde la cinética y también desde la electrofisiología. Analizar el movimiento humano con sólo una de estas perspectivas, entrega datos parciales que hacen difícil su interpretación y con ello

resultados poco concluyentes. El avance de la electrónica y computación han permitido el desarrollo de sistema de análisis de movimiento cada vez más complejos, capaces de integrar en un sólo sistema dispositivos que registran variables de distinta naturaleza. Sin embargo, dichos sistemas tienen características privativas, como sus elevadísimos costos monetarios. Con ello se priva de poder analítico en el estudio del movimiento humano a quienes no cuentan con los recursos económicos suficientes. El no contar con una interfaz de procesamiento de datos que permita integrar datos de naturaleza cinemática y cinética, obtenidos mediante dispositivos de medición totalmente independientes, se traduce en obstáculos no menores en el estudio del movimiento humano.

El contar con una interfaz computacional que logre integrar datos de tipo cinemáticos y cinéticos permite tener acceso a variables de muchísima importancia en el estudio del movimiento humano; como por ejemplo los torques articulares, los cuales son posibles obtener mediante procedimientos de dinámica inversa¹.

En la actualidad uno de los grandes intereses del estudio del movimiento es el efecto del envejecimiento sobre el movimiento humano. Dentro de este interés el de mayor ponderación es referente al fenómeno de las caídas en adultos mayores, dado su alto impacto desde el punto de vista

sanitario, social y económico.

El desarrollo de herramientas que contribuyan a la prevención de las caídas, como la creación de predictores de caídas de alta sensibilidad y especificidad, es una real necesidad, en ese sentido el primer paso en el desarrollo de un predictor de caídas es describir aquellas variables que son capaces de discriminar entre sujetos con y sin historia de caídas frecuentes. El objetivo de esta tesis fue el desarrollo de una interfaz computacional para el análisis de datos cinemáticos y cinéticos, aplicando a la búsqueda de parámetros biomecánicos discriminadores entre adultos mayores con y sin historia de caídas frecuentes, planteando como hipótesis de trabajo que mediante los parámetros biomecánicos, calculados con la interfaz computacional propuesta, es posible discriminar entre sujetos con y sin historia de caídas frecuentes.

III.- MARCO TEÓRICO

3.1. Dinámica Inversa.

Las fuerzas que influyen o determinan el movimiento de los sistemas vivos pueden ser clasificadas en fuerzas internas y externas². Las fuerzas internas se refieren a fuerzas del propio sistema biológico en movimiento como, por ejemplo la fuerza muscular, la tensión de un ligamento o un tendón, las fuerzas que se generan en las superficies articulares cuando se aplica una fuerza de compresión entre ellas, etc. Por otro lado las fuerzas externas son aquellas que se originan fuera del sistema biológico, como la fuerza de atracción gravitacional, la fuerza de reacción del piso, las fuerzas de roce del aire o del agua, etc. Las fuerzas externas son factibles de medir en forma directa, por ejemplo mediante dispositivos como plataformas de fuerza, en el caso de la fuerza de reacción del piso. Por el contrario, dado el origen de las fuerzas internas, su estudio en forma directa es complejo dado los procedimientos invasivos necesarios, los que conllevan altos costos y riesgos propios de este tipo de

procedimientos. Frente a esta problemática del estudio de las fuerzas internas, Wilhelm Braune y Otto Fischer entre los años 1895 y 1904 aplicaron los principios de la dinámica inversa³ para estudiar en forma indirecta las fuerzas internas. El proceso de dinámica inversa basado en la segunda ley de Newton, consiste en determinar fuerzas y momentos de fuerzas o "torques" en forma indirecta a partir de datos cinemáticos y propiedades inerciales de los segmentos corporales involucrados³.

El movimiento de un segmento corporal es el resultado de las fuerzas internas y externas que actúan sobre él. Parte de estas fuerzas tienen su origen en el tejido muscular, ligamentoso y óseo. Dichas fuerzas internas son de mucho interés para el estudio del movimiento humano. Sin embargo, por su difícil, y en ocasiones imposible acceso, la mayoría de estas fuerzas son desconocidas, como muy bien lo graficó el trabajo sobre fuerzas y momentos articulares durante la marcha humana de Seireg y Arvikar⁴, ver figura 1.

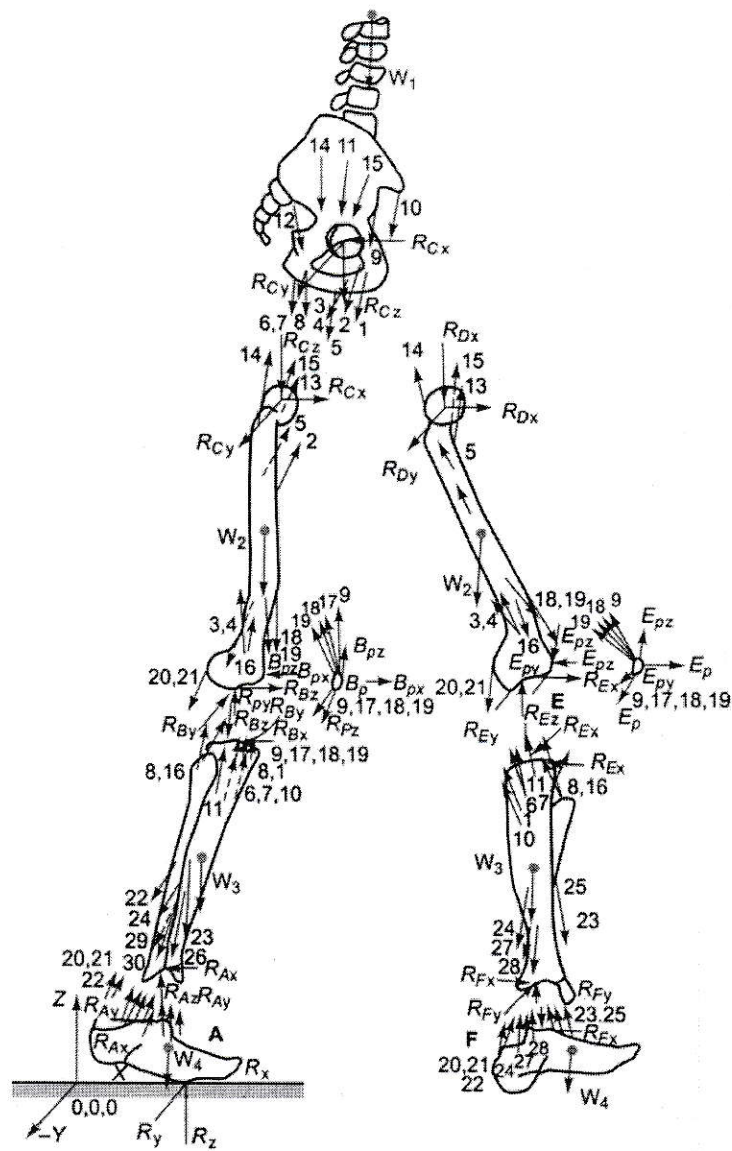


Figura 1. esquematiza las fuerza que actúan sobre las extremidades inferiores durante la marcha, la gran mayoría de dichas fuerzas son desconocidas. Tomada de Seireg A y Arvikar RJ. Journal of Biomechanics (1975)18:89-102)

Desde esta perspectiva se hace difícil el estudio de las fuerzas internas dado que la gran cantidad de variables desconocidas indeterminarían las ecuaciones de movimiento que se pudieran diseñar para describir el movimiento de un segmento corporal. Ahora, si asumimos que dicho segmento corporal se comporta como un cuerpo rígido, el efecto de todas las fuerzas que actúan sobre él, a pesar de ser fuerzas desconocidas serán dos: un efecto traslacional y uno rotacional. De esta forma si consideramos la figura 2.a, en la cual se esquematiza la fuerza de un músculo (\vec{F}) actuando sobre el segmento del pie, considerándolo como un cuerpo rígido, podemos agregar una fuerza (\vec{F}^*) de igual magnitud y dirección de \vec{F} en el extremo proximal (eje de rotación proximal) del segmento (Fig. 2.b). Ahora para mantener el equilibrio del sistema se agrega una tercera fuerza ($-\vec{F}^*$). Las fuerza \vec{F} y $-\vec{F}^*$ forman un copla, esto quiere decir que son dos fuerza de igual magnitud, direcciones opuestas y distintos puntos de aplicación, cuyo efecto sobre el segmento rígido será la generación de un momento de fuerza, por lo cual dicha copla puede ser reemplaza por el momento de fuerza que generarán, como se esquematiza en la figura 2.c.

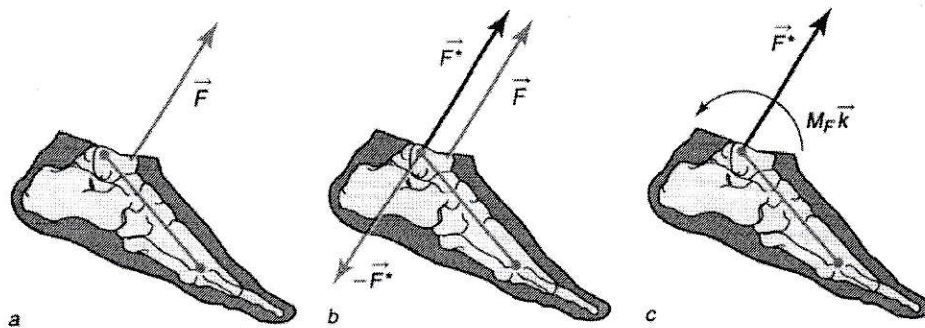


Figura 2. La fuerza de un músculo (\vec{F}) actuando sobre el pie representado como un cuerpo rígido (a). Se añade una fuerza (\vec{F}^*) equivalente a la fuerza muscular, pero ubicada en el extremos proximal del segmento. Para equilibrar el sistema se agrega una fuerza ($-\vec{F}^*$) opuesta a \vec{F} (b). \vec{F} y $-\vec{F}^*$ forman una copla de fuerzas la que es reemplazada por el momento de fuerza que son capaces de generar $M_F \vec{k}$ (c).

Al considerar la situación de la figura 3, la que esquematiza las fuerzas internas y externas que actúan sobre el segmento pie, donde las primeras son desconocidas (fuerza del tibial anterior, tríceps sural, tensión del ligamento y fuerza entre huesos), independiente de ello, el efecto que estas tengan sobre el segmento siempre se traducirá en una aceleración traslacional y angular. De esta forma, aplicando el procedimiento descrito en la figura 2 es posible obtener el "torque" que dichas fuerzas desconocidas generar, en torno a una articulación, sin conocer las características de cada fuerza. Queda de manifiesto que mediante este procedimiento no es posible obtener las características individuales de cada

una de las fuerzas internas involucradas, sino sólo la fuerza y momento de fuerza netos que estas generan sobre un segmento corporal.

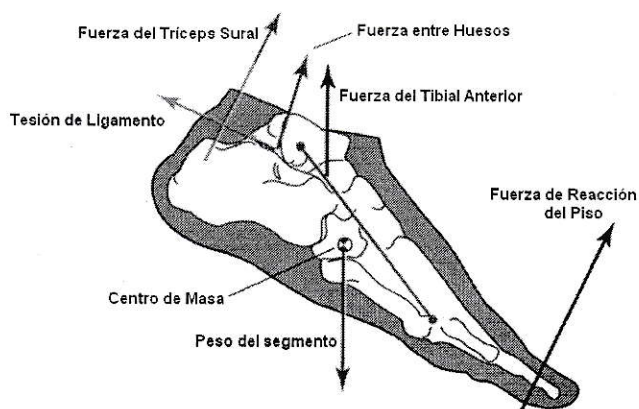


Figura 3. Esquema de las fuerzas que actúan sobre el segmento pie durante la última fase del apoyo en la marcha.

Recientemente se han publicado algunos trabajos^{5,6} que, mediante la obtención de datos con sofisticados y costosos sistemas que análisis de movimiento e interfases computacionales de simulación biomecánica que incorporan parámetros como sitios y ángulos de inserción muscular y áreas de sección transversal de estos, han podido calcular la fuerza y momentos de fuerza que genera un músculo en particular durante una tarea motora determinada.

Mediante la dinámica inversas es posible obtener el momento de fuerza neto en torno a una articulación determinada, considerando las fuerzas internas, la fuerza muscular es la de mayor magnitud en comparación a las fuerzas que generan otros tejidos como la capsular articular y los ligamentos, los que generalmente son reclutados en forma importante sólo en los límites máximos de movimiento articular, de esta forma, los "torques" articulares calculados mediante dinámica inversa representan en gran medida la acción de uno o más grupos musculares en la generación de "torque", por esta razón los momentos articulares son considerados como buenos parámetros de medición del rendimiento muscular y de las estrategias motoras que se desarrollan durante una tarea motora. Desde el punto de vista del control motor, el "torque" articular que se registra en una articulación determina el sentido del movimiento de esta, el cual estará dado por el predominio en la generación de momento de un grupo muscular por sobre su grupo antagonista. Este predominio está definido por la diferencia en magnitud de tensión que pueden generar dichos grupos músculos, lo que a su vez, está dado por la cantidad de unidades motoras reclutas y la frecuencia de sus descargas. Estas dos últimas variables dependen de la cantidad de estimulaciones inhibitorias o excitatorias que reciban las

alfa motoneuronas constituyentes de las unidades motoras de los músculos involucrados, las cuales resultan de la integración de la información sensorial y descarga de los centros superiores del sistema nervioso central (figura 4). De esta forma, el momento de fuerza, a pesar de ser una variable netamente mecánica, en el ámbito de la biomecánica y el control motor es muy importante, porque es una variable externa que manifiesta los mecanismos más íntimos del control del movimiento.

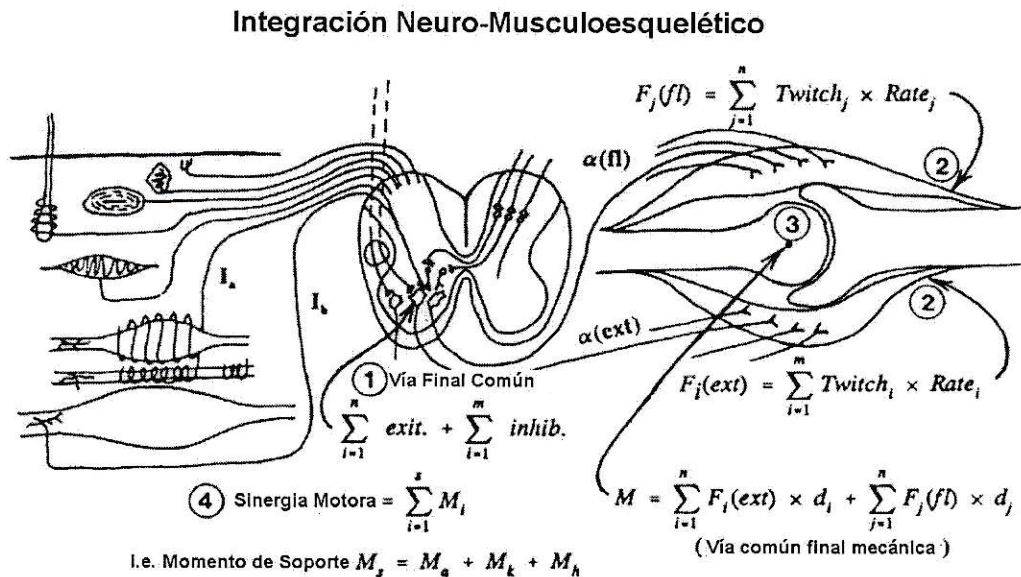


Figura 4. Esquema del sistema de control en la generación de torque articular Fuente: Modificado de Winter DA, Biomechanics and Motor Control of human Movement. 3th edn. Wiley and Sons, New Jersey

3.2 Antropometría y propiedades inerciales de los segmentos corporales.

La antropometría es una rama de la antropología que estudia las medidas físicas del cuerpo humano, para determinar las diferencias individuales y grupales¹. Desde el punto de vista de la biomecánica la importancia de los parámetros antropométricos de los segmentos corporales radica en la posibilidad de caracterizar físicamente los segmentos corporales y determinar sus propiedades inerciales, requisitos básicos para el estudio de la cinética de dichos segmentos. Frente a las características de las estructuras biológicas como los segmentos corporales, determinar sus propiedades físicas e inerciales resulta ser un desafío no menor. Los segmentos corporales están formados por tejidos de variada naturaleza (tejido muscular, conectivo, vascular, óseo, etc.) los cuales presentan distintas características mecánicas y sobre todo distintas densidades⁷, lo que sumado a la asimetría en la distribución de dichos tejidos, junto con la irregularidad geométrica del propio segmento corporal, hacen muy difícil determinar sus características físicas (i.e. ubicación de su centro de masa) y sus propiedades inerciales

en forma teórica.

Frente a esta disyuntiva se ha decidido realizar una simplificación extrema, la cual es asumir que los segmentos corporales sean considerados como segmentos rígidos, o sea que no sufren deformaciones y por ende la distribución de su masa y sus propiedades inerciales no varían durante el movimiento. Esto está lejos de la realidad, porque efectivamente durante un movimiento los tejidos constituyentes de un segmento corporal modifican su distribución; como por ejemplo en el caso de una contracción muscular, donde este tejido a pesar de no sufrir cambios en su volumen si sufre cambios en su área de sección transversal y con ello cambios de la distribución en la masa dentro del segmento corporal donde esta insertado^{1,3}. Por otro lado, los segmentos óseos experimentan importantes deformaciones cuando se les aplica cargas durante la ejecución de una tarea motora^{1,3}. Sin embargo, a pesar de que estas dificultades son conocidas, frente a la imposibilidad experimental de cuantificar dichas variaciones, en la literatura internacional se considera a los segmentos corporales como cuerpos rígidos¹⁻³.

Han sido varios los esfuerzos para determinar las propiedades antropométricas, físicas e inerciales de los segmentos corporales, los cuales se han basa en cuatro grandes

tipos de metodologías: (i) estudio en cadáveres⁸; (ii) modelos matemáticos⁹; (iii) técnicas con imágenes¹⁰ y (iv) mediciones cinemáticas¹¹.

Es esta tesis se utilizaron los parámetros antropométricos propuestos por Wilferd Dempster⁸ obtenidos a partir de estudios en cadáveres, los que son resumidos en la tabla 1.

Tabla 1 Factores propuestos por Dempster para el cálculo de los parámetros de masa, ubicación del centro de masa y momentos de inercia de los segmentos corporales.

Segmento	Masa Segmento /Masa Total	Centro de Masa/ Longitud del Segmento		Radio de Giro /longitud del segmento		
	P	R Proximal	R Distal	K Com	K Proximal	K Distal
Mano	0.0060	0.506	0.494	0.298	0.587	0.577
Antebrazo	0.0160	0.430	0.570	0.303	0.526	0.647
Brazo	0.0280	0.436	0.564	0.322	0.542	0.645
Antebrazo y Mano	0.0220	0.682	0.318	0.468	0.827	0.565
Extremidad Superior	0.0500	0.530	0.470	0.368	0.645	0.596
Pie	0.0145	0.500	0.500	0.475	0.690	0.690
Pierna	0.0465	0.433	0.567	0.302	0.528	0.643
Muslo	0.1000	0.433	0.567	0.323	0.540	0.653
Extremidad Inferior	0.1610	0.447	0.553	0.326	0.560	0.650
Cabeza	0.0810	1.000	0.000			
Hombro	0.0158	0.712	0.288			
Tórax	0.2160	0.820	0.180			
Abdomen	0.1390	0.440	0.560			
Tronco	0.4970	0.495	0.505	0.406	0.640	0.648
Cabeza, Brazos y tronco	0.6780	0.626	0.374	0.496	0.798	0.621

P: Factor de ponderación de la masa de un segmento con respecto a la masa total del sujeto. **R:** Factor de ubicación del centro de masa con respecto a la longitud del segmento. **K:** Factor para el cálculo del momento de inercia, así $I=m(KL)^2$, donde, m es la masa del segmento, K es la proporción entre el radio de giro y la longitud del segmento y L la longitud del segmento.

3.3 Envejecimiento y Rendimiento Motor.

El envejecimiento implica un deterioro progresivo y multiorgánico que limita en forma creciente la capacidad de un individuo a responder y adaptarse al medio ambiente en el cual se desenvuelve¹². A nivel mundial se ha observado un incremento progresivo de la población de adultos mayores (población mayor a 65 años). Nuestra realidad local no es distinta, pues existen datos que indican un envejecimiento poblacional. Así entre los años 1920 y 1940, la población de adultos Mayores (AM) alcanzaba sólo un 3.5%, en la década de los noventa se incremento a un 10%, proyectándose a un 16% al año 2025¹³. El aumento de la población de adultos mayores, es causado por un incremento de la expectativa de vida. Sin embargo, el avance de la edad conlleva una pérdida progresiva de la funcionalidad y la independencia funcional, lo que deteriora, también en forma creciente, la calidad de vida de los adultos mayores¹⁴. La independencia funcional implica la habilidad en la ejecución de tareas motoras de distintos niveles de complejidad, lo cual exige un engranaje perfecto de los elementos involucrados en los procesos de control motor. Durante la ejecución de cualquier tarea

motora, sea esta estática o dinámica, se debe cumplir una condición primordial que es la mantención de la estabilidad postural. Esta condición implica que los sistemas de control y ejecución del movimiento deben generar patrones de reclutamiento muscular, los cuales a su vez generen fuerza y "torques" capaces de contrarrestar las fuerzas gravitacionales que pretenden hacer perder dicha estabilidad¹. La mantención de la estabilidad postural involucra no sólo una condición estática, como por ejemplo, mantenemos parados en forma erguida, sino, y muy interesante por lo demás, en condiciones "dinámicas", como lo es un cambio de posición o la ejecución de la marcha o la carrera. Desde el punto de vista mecánico, la estabilidad exige que el centro de masa (CDM) del sistema se proyecte dentro de su base de sustentación¹⁵. Ahora bien, el cumplimiento de dicha condición no es consecuencia de mecanismos triviales, sino de complejos sistemas de control postural que implican intrincados mecanismos de integración de información sensorial que convergen en el desarrollo de los patrones de reclutamiento muscular por parte de los centros de control motor. Dichos mecanismos involucran percepciones propioceptivas, somatosensitivas, visuales y vestibulares, las cuales participan en procesos de retroalimentación y

alimentación predictiva, que convergen en la mantención de la estabilidad postural¹⁶. Dado la naturaleza del sistemas motor, especialmente la cantidad de grados de libertad^{17,18} contenidos en las articulaciones que lo constituyen, sumado al gran número de músculo que movilizan dichas articulación, se tiene que la cantidad de combinaciones de movimientos relativos entre cada articulación sea casi infinita^{17,18}. De hecho, si un individuo realiza una tarea motora simple, como por ejemplo golpear un cincel con un martillo, los movimientos de sus articulaciones -sobre todo las proximales- nunca será exactamente igual en cada repetición (problema de la redundancia motora^{17,18}); a pesar que en cada repetición cumpla con el objetivo de la tarea motora que es golpear con el martillo al cincel. Sin embargo, en la ejecución de una tarea motora pueden identificarse ciertas características -cinemáticas, cinéticas o patrones de activación muscular- que pueden manifestarse en forma recurrente o predominante. El conjunto de dichas características define una "estrategia motora". El proceso de envejecimiento tiene efectos claros sobre las estrategias motoras. Así, para mantener la estabilidad postural en posición bípeda los adultos jóvenes utilizan en forma predominante movimientos de tobillo,

mientras que los adultos mayores lo hacen utilizando mayormente movimientos de cadera, demostrando un cambio de las estrategias motoras por el envejecimiento¹⁶. Estos hallazgos hacen suponer que los mecanismos de control motor se ven modificados con el paso de los años¹⁷⁻¹⁹. Se han observado cambios estructurales a nivel muscular²⁰, disminución de la propiocepción²¹, aumento de la dependencia visual²² y disminución de la integración sensoriomotora²³. Todas estas alteraciones, de una u otra forma, desencadenan uno de los mayores problemas de la población adulta mayor, el fenómeno de caídas frecuentes.

3.4 Fenómeno de caídas frecuentes en los adultos mayores.

El problema central del fenómeno de envejecimiento radica en el deterioro orgánico progresivo, el cual repercute en los AM en cuatro grandes problemas de salud: i) la demencia, ii) la incontinencia, iii) el dismovilismo y iv) las caídas frecuentes²⁴. Una caída es definida como "un evento involuntario que precipita a la persona a un nivel inferior o al suelo"^{13,25}. Desde el punto de vista del control motor esto implica la claudicación de los sistemas de control y ejecución de la estabilidad postural. Los factores que pudieran favorecer dicha claudicación son múltiples, siendo posibles clasificarlos en factores intrínsecos y extrínsecos. Dentro de los primeros se encuentran las alteraciones del control postural, visuales, vestibulares, neuromusculares, etc. Entre los segundos, el tipo de calzado, las situaciones ambientales de luminosidad, características arquitectónicas, etc.

El fenómeno de las caídas frecuentes es un problema real y trascendente en la vida de la población adulta mayor. La quinta causa de muerte en adultos mayores de países desarrollados son los accidentes, siendo las causas más frecuentes de estos las caídas²⁴⁻²⁸. Sólo en el año 2003, en

los Estados Unidos de Norte América, un total de 13,700 personas mayores de 65 años murieron por causas de las caídas y 1,8 millones fueron tratados en servicios de urgencia por daños no fatales producto de una caída²⁶

En nuestro país los datos recopilados por Gac et al¹³. en una población de 453 AM, demostraron que 113 AM presentaron un total de 207 caídas, las cuales produjeron en un 7% heridas cortantes simples, 35% contusión simple, 11,2% hematomas, 1% traumatismo encéfalo craneal, 1% esguinces y 8,8% sufrieron fracturas.

Los hallazgos de Reyez-Ortiz y Cols²⁹. demuestran una mayor prevalencia de caídas en adultos mayores chilenos, en comparación con otras poblaciones de las capitales de América Latina y el Caribe (figura 5).

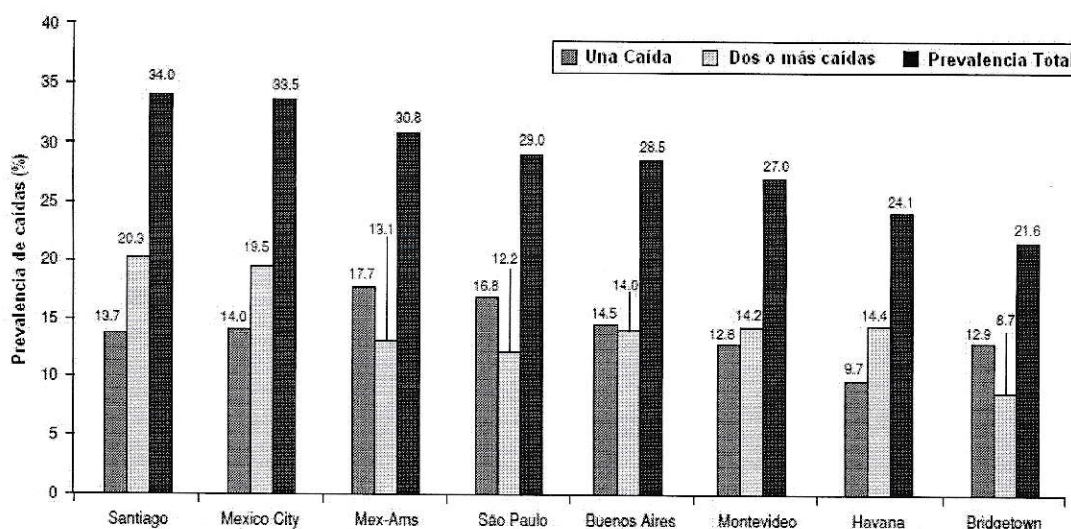


Figura 5. Prevalencia de caídas entre adultos mayores residentes en siete ciudades de Latino América, El Caribe y mexicanos residentes en el suroeste de los Estados Unidos. Modificado de: Reyes-Ortiz et al. Falls among elderly persons in latin America and the Caribbean and among elderly Mexican-Americans. Rev Panam Salud Publica. 2005;17(5/6):362-9.

Las tareas motoras que están relacionadas con las caídas son principalmente dos. Por un lado la marcha está en relación a un 64,8% de las caídas y un 35,2% de estas acontece durante la transferencia de sedente a bípedo¹³.

Por lo antecedentes expuestos previamente se puede afirmar que las caídas en los adultos mayores es un problema de trascendencia sanitaria y social, especialmente para nuestra sociedad por su alta prevalencia.

Frente a este problema real, es necesario tomar medidas efectivas en prevenir y tratar las caídas frecuentes en los adultos mayores. Ahora bien, desde el punto de vista

sanitario y económico, sin duda que la prevención de éstas tiene un rol preponderante y prioritario. Siendo en el proceso de prevención un factor determinante de la eficiencia y eficacia de ésta, la definición del riesgo de caídas.

3.5 Estado del Arte en la valoración del riesgo de caídas frecuentes en adultos mayores.

El fenómeno de caídas frecuentes en adultos mayores tiene una etiología multifactorial³⁰, donde se han identificado factores de riesgo que varían -con mayor o menor trascendencia- desde elementos arquitectónicos inmobiliarios o viales hasta la debilidad muscular (Tabla 5). Sin embargo, existen factores de mayor ponderación, tales como los trastornos neurológicos como las secuelas de accidentes vasculares y la enfermedad de Parkinson y, por otro lado los trastornos del sistema músculo esquelético como la sarcopenia y los procesos artrósicos. Dichos factores desencadenan en forma directa o indirecta en trastornos del control postural, el cual es un factor decisivo en el riesgo de sufrir caídas en forma reiterada. El gran desafío actual es lograr determinar que pruebas o parámetros pueden lograr determinar

con mayor precisión y confiabilidad el riesgo de caídas.

En la actualidad, en el ámbito clínico se utilizan variados tests, algunos como mayor o menor sensibilidad para determinar el riesgo de caídas. Entre las pruebas clínicas más populares se encuentran el test de Tinneti³¹, y el test de "Timed Up And Go"³², los cuales han demostrado tener una buena sensibilidad para determinar el riesgo de caídas. Sin embargo, la mayoría de ellos contiene un alto grado de subjetividad que es dependiente de la percepción y sensaciones del evaluador, porque se basan en la apreciación cualitativa de algunas características durante la ejecución de tareas motoras básicas como la estabilidad de la marcha y mantención de postura bípeda. Por otro lado los test funcionales utilizados para determinar el riesgo de caídas carecen de poder analítico para determinar en que sistema sensorial, o en que grupo muscular específico, está el deterioro que se relaciona con el riesgo de caídas en un sujeto en particular.

Tabla 2 Causa de Caídas en adultos mayores: Resumen de 12 estudios donde se entrevistó cuidadosamente a adultos mayores después de una caída para determinar la causa más probable de esta. Extraído de: Rubenstein LZ. Age and Ageing 2006; 35-S2: ii37-ii41

Causa	Porcentaje Promedio ^a (%)	Rango ^b (%)
Accidentes Relacionados con Elementos ambientales	31	1-53
Alteraciones de la Marcha, estabilidad postural o debilidad	17	4-39
Vértigo	13	0-30
Ataque de Gota	9	0-52
Confusión	5	0-14
Hipotensión Postural	3	0-24
Desordenes Visuales	2	0-5
Sincope	0.3	0-3
Otras causas específicas ^c	15	2-39
Desconocidas	5	0-21

^a Promedio calculado desde 3.628 caídas en los 12 estudios.

^b El Rango indica el porcentaje reportado en cada uno de los doce estudios.

^c Esta categoría incluye artritis, enfermedad aguda, drogas, alcohol, dolor epilepsia y caídas desde la cama.

Trabajos recientes han logrado determinar que algunos parámetros biomecánicos registrados durante la ejecución de una tarea motora muestran diferencias entre sujetos con y sin historia de caídas frecuentes³³.

Dado la naturaleza multifactorial del fenómeno de caídas frecuentes en adultos mayores, es poco probable poder llegar a diseñar un único predictor de caídas que abarque a todos los factores de riesgo. Sin embargo, es factible contribuir en forma importante al proceso de prevención de caídas mediante la valoración del riesgo de caídas a través parámetros biomecánicos que tengan relación con aquellos factores de alta ponderación -como lo son los trastornos del control postural y la debilidad muscular- dado la naturaleza cuantitativa y objetiva de dichos parámetros, como también el poder analítico implícito en ellos.

3.6 Transferencia de sedente a bípedo.

La transferencia de sedente a bípedo (TSB, en la literatura anglo-sajona conocida como "sit-to-stand") es una de las tareas motoras más frecuentes en la vida cotidiana, y es requisito fundamental para iniciar la marcha desde una posición sedente. La correcta ejecución de esta tarea motora, determina el grado de independencia funcional de un individuo³⁴. La pérdida de habilidad en ejecutar la TSB, se

traduce en un deterioro importante en la funcionalidad, independencia y calidad de vida³⁵. Algunas patologías neurológicas^{36,37} y el envejecimiento producen un deterioro en la capacidad para poder levantarse desde una silla³⁸⁻⁴¹. En el ambiente clínico el rendimiento en la ejecución del TSB, se ha usado como una prueba funcional, y su tiempo de ejecución se ha utilizado como predictor de caídas en el adulto mayor^{42,43}. La TSB consiste básicamente en el desplazamiento anterior del centro de masa (CDM) gracias a una flexión de tronco y cadera, para luego elevarlo mediante una extensión de las extremidades inferiores y del tronco. Esta tarea, desde el punto de vista del control postural, es altamente exigente debido a que durante su ejecución los mecanismos de control postural dinámicos deben asegurar que el CDM se proyecte dentro de la base de sustentación dada por los pies^{15,16}. Desde el punto de vista de la estabilidad postural la TSB implica el paso de una posición altamente estable a una comparativamente inestable como la bipedestación (figura 6); por esta razón la TSB es una prueba adecuada en la evaluación del control postural⁴⁴ e indicador de la fuerza^{45,46} y propiocepción de la extremidad inferior⁴⁷.

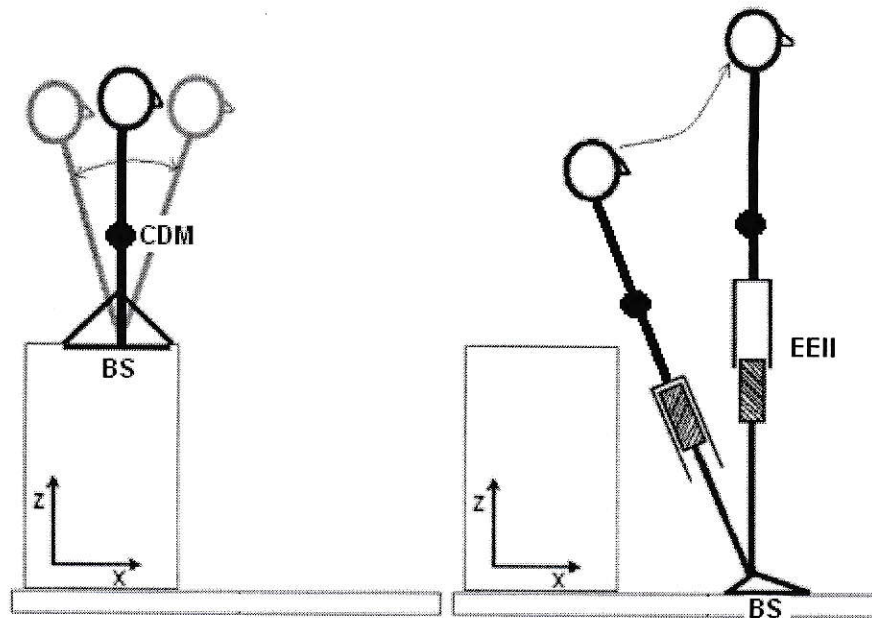


Figura 6. Esquema de las diferencias en estabilidad durante la transferencia de sedente a bípedo. Nótese que en posición sedente la base de sustentación (BS) es más amplia y en centro de masa (CDM) está más cerca de esta, en comparación con la posición bípeda, por lo cual esta última es menos estable que la posición sedente. Adaptado de: Papa E, Cappozzo A. *J Biomech* 2000;33:1113-22.

IV.- MATERIAL Y MÉTODOS

4.1 Hipótesis de Trabajo.

“Mediante parámetros biomecánicos evaluados durante la transferencia de sedente a bípedo es posible discriminar entre sujetos adultos mayores con y sin historia de caídas frecuentes”.

4.2 Objetivo General:

Desarrollar una interfaz computacional de análisis de datos cinemáticos y cinéticos en procesos de dinámica inversa para obtener parámetros biomecánicos aplicados a discriminar entre sujetos adultos mayores con y sin historia de caídas frecuentes

4.3 Objetivos específicos.

- Optimizar el cálculo de parámetros biomecánicos.
- Calcular la masa y el momento de inercia de los segmentos corporales.
- Desarrollar las ecuaciones del movimiento para la transferencia de sedente a bípedo.
- Calcular las fuerzas de reacción y momentos articulares.
- Describir las estrategias motoras durante la transferencia de sentado a parado, mediante variables cinéticas.
- Identificar los factores mecánicos que se relacionan con una historia de caídas frecuentes.
- Valorar el riesgo de sufrir caídas en forma frecuente a partir de variables biomecánicas.

4.4.- Modelo de Investigación.

El modelo de investigación, correspondió a un estudio de tipo observacional y analítico de corte transversal.

4.5.- Muestra.

Mediante un muestreo no probabilístico y por conveniencia se obtuvo una muestra de sesenta sujetos (n=60). Aplicando los siguientes criterios de inclusión se conformó un primer grupo: a) edad sobre 65 años; b) sin historia de caídas frecuentes (SHCF) y c) poder transferirse de sedestación a bipedestación en forma autónoma y sin ayuda de las extremidades superiores. Un segundo grupo fue formado en base a los siguientes criterios de inclusión: a) edad sobre 65 años; b) historia de caídas frecuentes (más de una caída en los últimos doce meses)⁴⁸ y c) poder transferirse de sedente a bipedestación en forma autónoma y sin ayuda de las extremidades superiores. Así se obtuvieron dos grupos. El primer grupo de estudio constó de treinta sujetos (veinte mujeres; diez hombres), sin historia de caídas frecuentes (SHCF). Los sujetos de este grupo fueron reclutados desde la comunidad, en forma telefónica, a partir de los registros del Instituto Nacional de Geriatria (ING). El segundo grupo de adultos mayores estuvo formado por sujetos con historia de caídas frecuentes (CHCF). Dicho grupo estuvo compuesto por treinta sujetos (veintiséis mujeres, cuatro hombres) los cuales fueron reclutados en el ING. Para ambos grupos se aplicaron los siguientes criterios de exclusión: a) demencias

de cualquier tipo (minimal inferior a 10), b) enfermedades neurológicas centrales o periféricas, c) antecedentes de patologías del aparato locomotor que involucren compromisos de la función o deformaciones de las extremidades inferiores y/o del tronco (dolor lumbar crónico, artritis reumatoide no tratada, procesos artrósicos invalidantes, portador de prótesis totales o parciales; etc.), d) alteraciones vestibulares, e) patologías visuales no corregidas, f) obesidad o g) desnutrición .

Todos los adultos mayores seleccionados fueron examinados en forma física y cognitiva por un médico y un terapeuta físico especialistas en el área de Geriatria en dependencias del ING.

Adicionalmente se evaluó sólo desde el punto de vista cinemático a un tercer grupo, conformado por diez adultos jóvenes sanos (AJS), sin antecedentes de enfermedades neurológicas o músculo esqueléticas que pudieran intervenir en la ejecución de la TSB.

Las características de edad, talla y peso de los tres grupos son mostrados en la tabla 3.

Todos los sujetos participaron en forma voluntaria y se les solicitó su consentimiento por escrito una vez que fueron informados de los objetivos del trabajo, los procedimientos y los posibles riesgos de participar en el estudio. Los

procedimientos llevados a cabo en este estudio fueron aprobados por los Comités de Ética del Departamento de Investigación y Postgrado de la Universidad Santo Tomás (sede Santiago) y del ING.

Tabla 3: Característica de edad, masa y talla de la muestra. CHCF: con historia de caídas frecuentes (n=30). SNCF: sin historia de caídas frecuentes (n=30). AJS: Adultos jóvenes sanos (n=10). Se muestra el promedio de cada variable y su desviación estándar entre paréntesis.

Grupos	Edad [años]	Masa [kg]	Talla [cm]
CHFC	76.5 (6.1)	66.2 (12.6)	152.8 (8.6)
SNCF	73.5 (6.4)	65.7 (10.5)	155.6 (8.2)
AJS	21.5 (2.2)	72.3 (6.7)	174.0 (5.0)

4.6 Instrumentación.

4.6.1 Cinemática

Para el registro de la cinemática de los segmentos corporales se utilizó un sistema de análisis de movimiento basado en procesamiento de imágenes (Ariel Dynamics, Trabuco Canyon, CA USA). Las imágenes fueron obtenidas mediante tres cámaras de video (DR-290, JVC, Tokio, Japón), cuyas secuencias de video fueron capturas a un frecuencia de muestreo de 60Hz mediante tres tarjetas de captura de video del tipo FireWire (SIIG® inc., Fremont, California, USA), controladas por un software de captura de video (CapDv, Ariel Dynamics, Trabuco Canyon, CA USA). Para mejorar el contraste de las imágenes capturadas el obturador de las cámaras se ajustó a una relación de $1/500$ [s] y se utilizó un foco de iluminación industrial junto a cada cámara, dirigido en la misma dirección del lente de la cámara.

4.6.2. Cinética.

Los registros de fuerza de reacción del piso fueron obtenidos mediante dos plataformas de fuerza piezo-resistidas (AMS. Artificio. Santiago. Chile) con un filtro pasabajos de 2Khz. La fuerza de reacción del piso en el sentido vertical, y antero posterior y las coordenadas del centro de presión, fueron registrados mediante un programa de captura de datos (IgorPro 5.0 Wavemetrics Inc, Pórtland, OR USA) a una frecuencia de 60Hz.

4.6.3. Sincronización entre cinemática y cinética.

Los datos de cinemática y cinética fueron registrados por dispositivos independientes, por lo cual fue necesario sincronizar dichos registros mediante un dispositivo externo. Dicho dispositivo electrónico fue capaz de registrar la fuerza de reacción de piso en el sentido vertical de la plataforma que sostenía la silla (ver figura 7). Este dispositivo generó una señal lógica, la cual se gatilló una vez que la silla fue descargada -luego de ser cargada inicialmente al sentarse el sujeto en ella- de un peso equivalente al peso que desarrolló el sujeto al estar sentado sobre ella. La señal lógica fue leída por un dispositivo de

sincronización (Sincro, Kinetecnics, Santiago, Chile), él cual encendió una serie diodos luminosos, ubicados en el campo de registro de cada una de las cámaras (figura 7). Dicho evento quedo registrado en las series de tiempo de la cinemática y de la cinética. El proceso de sincronización se completó mediante procedimientos desarrollados en la interfaz computacional programada.

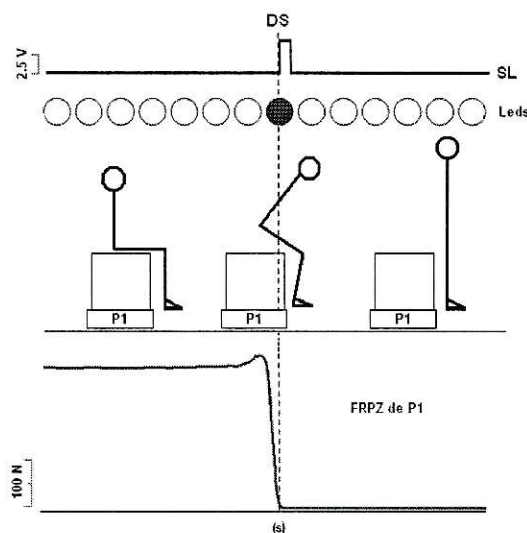


Figura 7. Esquema del primer paso de sincronización entre los sistemas de adquisición de datos cinemáticos y cinéticos. FRPZ: Registro de la fuerza de reacción del piso en el sentido vertical de la plataforma de fuerza que contuvo la silla. SL: señal lógica. DS: instante donde el sujeto pierde contacto con la silla. La primera parte de la sincronización entre los equipos se logró mediante la generación de una señal lógica que se gatillo cuando el registro de FRPZ alcanzó el valor cero, para ello la masa de la silla fue considerada como tara. La señal lógica fue leída por un dispositivo que encendió los diodos luminosos los que fueron captados por las cámaras de video.

4.7. Conjunto de marcadores.

Los segmentos corporales del tronco, muslo, pierna y pie fueron representados mediante marcadores reflectantes de 25 mm de diámetro (Ariel Dynamics, Trabuco Canyon, CA USA) fijados con cinta doble faz hipoalergénica en forma bilateral, en los siguientes sitios anatómicos⁸: i) centro de la articulación glenohumeral, ii) diez milímetros por delante la mayor prominencia del trocánter mayor del fémur, iii) en el tubérculo lateral del condilo femoral lateral del fémur, iv) En el ápice del maleolo fibular y v) en el extremo distal del segundo metatarsiano. Adicionalmente se ubicó un marcador en el proceso espinoso de la primera vértebra torácica y otro en el extremo más distal de la plataforma de fuerza. (figura 8).

4.8. Montaje

Las evaluaciones se realizaron en el Laboratorio de Biomecánica y Control Motor de la Universidad Santo Tomás Sede Santiago. Para normalizar las condiciones en la ejecución de la prueba, se utilizó una silla de altura regulable. El esquema de la figura 8 muestra el montaje utilizado para las mediciones.

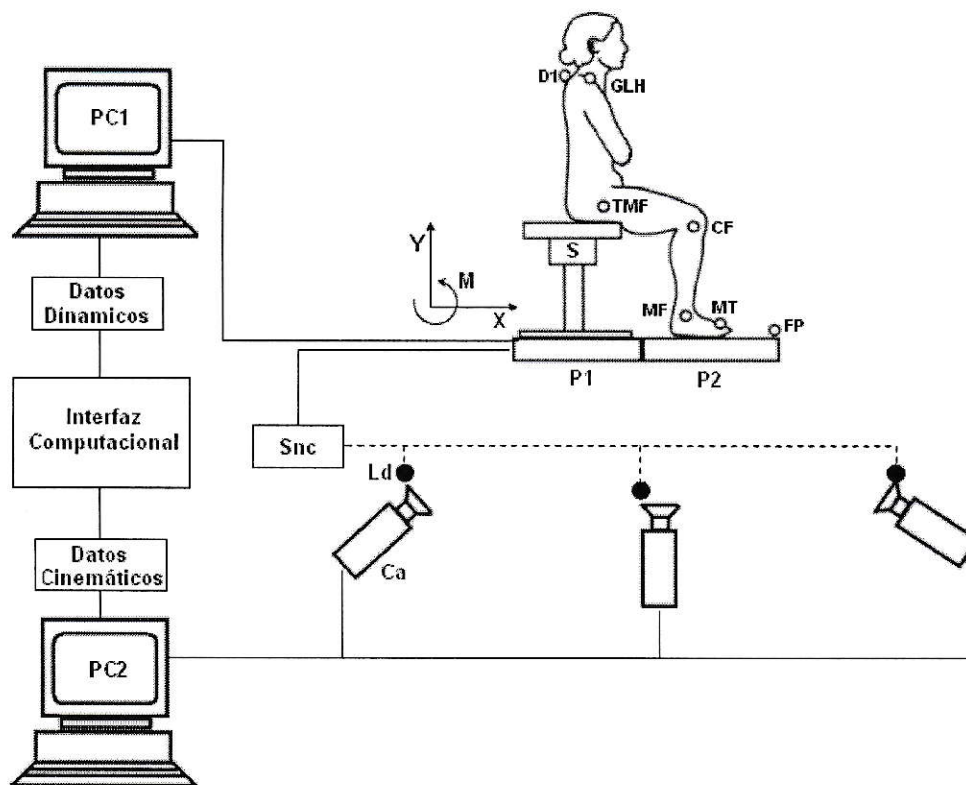


Figura 8. Esquema del montaje experimental y el conjunto de marcadores utilizados. S: silla de altura regulable. P1: plataforma de fuerza que sostuvo la silla. P2: plataforma de fuerza sobre la cual el sujeto adoptó la posición bípeda. Ca: cámara de video. D1: diodos luminosos. Snc: Dispositivo de sincronización. PC1: computador de captura de datos cinéticos a partir de las plataformas de fuerza. PC2: Computador de captura de imágenes y obtención de datos cinemáticos. GLH: centro articulación gleno-humeral. D1: Proceso espinoso de la primera vértebra torácica. TMF: ápice del trocánter mayor del fémur. CF: tubérculo del condilo femoral lateral. MF: ápice del maleolo fibular. MT: cabeza del segundo metatarsiano. PF: vértice anterior izquierdo de plataforma de fuerza.

4.9. Ejecución de la Prueba

Una vez ajustada la altura de la silla, a cada sujeto se le dio una explicación verbal de la prueba. Cuando existió certeza que el sujeto entendiera la prueba, se le solicitó que frente a una señal verbal, se sentara en la silla, apoyara y cruzara sus extremidades superiores por delante de su tronco. Esto último se utilizó para que las extremidades superiores no participaran en forma activa en la ejecución del TSB. Frente a una segunda señal verbal, el sujeto adoptó la posición de pie, manteniendo la vista al frente y sin cambiar de posición las extremidades superiores. La velocidad

de la ejecución y la posición de los pies durante la TSB, fue la que cada sujeto adoptó en forma espontánea. Los sujetos realizaron una prueba de ensayo. Luego cada uno realizó tres pruebas, separadas por un minuto, en las que se registraron las variables de estudio, las cuales fueron almacenadas para su posterior análisis.

4.10. Interfaz computacional.

Se construyó una interfaz computacional en IgorPro (IgorPro Versión 5.0.4.8 WaveMetrics. Lake Oswego, Oregon. Estados Unidos). Dicha interfaz fue capaz de importar los datos cinemáticos y cinéticos adquiridos por sistemas de adquisición independientes entre ellos.

Los datos de entrada a la interfaz fueron:

- i) Posición XY de los marcadores ubicados en los segmentos corporales y en una de las plataformas de fuerza (ver figura 8)
- ii) Magnitud de las componentes XY de la fuerza de reacción del piso registrada en ambas plataformas.
- iii) La coordenada X del centro de presión de la fuerza de reacción del piso de la plataforma que sostuvo al sujeto (P2, en figura 8), es decir la ubicación promedio de la fuerza de reacción del piso.
- iv) Masa y talla de cada sujeto.

Las tareas realizadas por la interfaz fueron las siguientes:

- 1).- Sincronización entre los datos cinemáticos y cinéticos.
- 2).- Cálculo de la longitud de los segmentos corporales a

- partir de las posición XY de los marcadores (anexo A).
- 3).- Determinación del ángulo absoluto de los segmentos corporales (anexo B).
 - 4).- Cálculo de la velocidad y aceleración angular de cada segmentos (anexo C).
 - 5).-Cálculo de la posición del centro de masa de cada uno de los segmentos corporales utilizando los factores de Dempster (anexo D).
 - 6).- Cálculo del la coordenadas XY del centro de masa (CDM) total (anexo E).
 - 7).-Cálculo de la velocidad y aceleración del centro de masa total (anexo F).
 - 8).- Determinación del momento de inercia de los segmentos de extremidad inferior, según factores de Dempster⁸ (anexo G).
 - 9).-Cálculo de las fuerzas reacción articular y momentos articulares de cadera, rodilla y tobillo (anexo H).
 - 10).- Cálculo Momento de soporte de extremidad inferior (anexo I).
 - 11).- Determinación del tiempo de ejecución del la TSB. El inicio de la TSB fue definido cuando el marcador ubicado en la primera vértebra torácica modificó su posición en el sentido horizontal más de un 5% de su valor basal. El fin de la TSB fue cuando la velocidad vertical de T1 se igualó a cero.

El código de programación en lenguaje IgorPro es presentado en el anexo J.

4.11. Variables de Análisis.

Desde el punto vista cualitativo, la variable de análisis fue la presencia o ausencia de historia de caídas frecuentes.

Las variables de tipo cuantitativas fueron:

- i).- Velocidad máxima del centro de masa en el sentido vertical ($Max\dot{S}com_y$) y horizontal ($Max\dot{S}com_x$).
- ii).- Pendiente entre los valores máximos de las componentes vertical y horizontal de la velocidad del centro de masa ($P_{\dot{S}com}$).
- iii).- Máximo valor de flexión anterior de tronco (θmax_{Tronco}).
- iv).- Valores máximos de los momentos articulares de cadera (M_C), rodilla (M_R) y tobillo (M_T), normalizados a la talla y peso de cada sujeto.
- v).- Valor máximo del momento de soporte (M_S).
- vi).- Tiempo de ejecución de la TSB (T_{TSB}).

Por motivos de disponibilidad de la instrumentación utilizada en el montaje, sólo fue posible evaluar en los sujetos AJS las variables de $Max\dot{S}com_x$, $Max\dot{S}com_y$ y $P_{\dot{S}com}$.

4.12 Análisis Estadístico.

4.12.1. Tipo de distribución de datos.

El tipo de distribución de los datos de edad, masa, talla y de las variables de análisis, fueron estudiadas mediante el test de Shapiro-Wilk con un intervalo de confianza de un 95% ($\alpha=0.05$).

4.12.2. Análisis de variabilidad.

La variabilidad de las variables de análisis para los grupos CHCF y SHCF, entre cada repetición fue examinada mediante un análisis de varianza de medidas repetidas. De igual forma el nivel de significancia para este análisis fue de un 95%.

4.12.3. Comparación de las variables de análisis al interior de cada grupo.

Para comparar las diferencias entre los componentes de velocidad al interior de cada grupo se utilizó una prueba de t-Student emparejada. El análisis entre los momentos articulares al interior de cada grupo fue realizado mediante una prueba de Kruskal-Wallis. El nivel de significancia para ambos análisis fue de un 95%.

4.12.4 Comparación entre grupos.

Se compararon las características etarias y antropométricas entre los tres grupos de estudio mediante una prueba de Kruskal -Wallis. Las variables de $Max\dot{Scom}_y$, $Max\dot{Scom}_x$ y $P_{\dot{Scom}}$ fueron comparadas entre los tres grupos mediante una prueba de Kruskal-Wallis. El resto de las variables de análisis fueron estudiadas sólo en los grupos CHCF y SHCF, para lo cual se utilizaron las pruebas de t-Student o Mann-Whitney según el tipo de distribución paramétrica o no paramétrica, respectivamente.

El nivel de significancia de las pruebas utilizadas fue de un 95% ($\alpha=0.05$).

4.12.5. Correlación entre variables de análisis.

Con la finalidad de describir la relación entre las variables de estudio en los grupos CHCF y SHCF, se correlacionaron las variables de análisis mediante un test de correlación de Pearson o Spearman según el tipo de distribución de las variables a correlacionar.

4.12.6. Análisis discriminante.

Para determinar si las variables de análisis podrían tener la facultad de discriminar entre sujetos CHCF y SHCF, se realizó un análisis discriminante. El nivel de significancia en este análisis fue de un 95%.

V.- RESULTADOS.

5.1 Tipo de distribución de datos.

Los datos de edad, masa y talla de los tres grupos estudiados demostraron tener distribuciones de tipo normal. Se observó una distribución normal de las variables $Max\dot{Scom}_y$ y $Max\dot{Scom}_x$ en los tres grupos. La variable de $P_{\dot{Scom}}$ sólo tuvo distribución normal en los grupos CHCF y AJS. El resto de las variables sólo fueron analizadas en los grupos CHCF y SHCF. La distribución para la variable $\theta \max_{Tronco}$ fue normal para ambos grupos. La variable T_{TSB} demostró no cumplir con el supuesto de normalidad en los grupos CHCF y SHCF. Por el contrario los momentos articulares de cadera y soporte se distribuyeron en forma normal en los grupos CHCF y SHCF. Los "torques" articulares de rodilla y tobillo tuvieron una distribución normal en el grupos SHCF, y lo contrario fue observado en el grupo CHCF.

Los tipos de distribución de las variables de análisis en cada grupo son presentados en las tablas 4,5 y 6.

Tabla 4 Tipo de distribución de los datos de masa, talla y edad en los grupos, CHCF: con historia de caídas frecuentes (n=30) y SHCF: sin historia de caídas frecuentes (n=30) y AJS: adultos jóvenes sanos (n=10) obtenida mediante test Shapiro-Wilk. Nivel de significancia 95%

	Masa (kg)	Talla (cm)	Edad(años)
Normalidad (CHCF)	Sí	Sí	Sí
Normalidad (SHCF)	Sí	Sí	Sí
Normalidad (AJS)	Sí	Sí	Sí

Tabla 5. Tipo de distribución de las variables $Max\dot{Scom}_y$, $Max\dot{Scom}_x$, P_{Scom} , $\theta \max_{Tronco}$ y T_{TSB} en los grupos CHCF: con historia de caídas frecuentes (n=30) y SHCF: sin historia de caídas frecuentes (n=30) y AJS: adultos jóvenes sanos (n=10), obtenida mediante test Shapiro-Wilk. Nivel de significancia 95%.

	$Max\dot{Scom}_y$ ($m*s^{-1}$)	$Max\dot{Scom}_x$ ($m*s^{-1}$)	P_{Scom} ($m*s^{-2}$)	$\theta \max_{Tronco}$ ($^{\circ}$)	T_{TSB} (s)
Normalidad (CHCF)	Sí	Sí	Sí	Sí	No*
Normalidad (SHCF)	Sí	Sí	No*	Sí	No*
Normalidad (AJS)	Sí	Sí	Sí	--	--

$Max\dot{Scom}_y$: Valor máximo de la velocidad vertical del centro de masa. $Max\dot{Scom}_x$: Valor máximo de la velocidad horizontal del centro de masa. P_{Scom} : pendiente entre los picos de las velocidades vertical y horizontal del centro de masa. T_{TSB} : Tiempo de ejecución de la TSB.

*p<0.05.

Tabla 6. Tipo de distribución de las variables M_C , M_R , M_T y M_S en los grupos con historia de caídas frecuentes (CHCF) y sin historia de caídas frecuentes (SHCF), obtenida mediante test Shapiro-Wilk. Nivel de significancia 95%. (n=60)

	M_C ($Nm*kg*m$)	M_R ($Nm*kg*m$)	M_T ($Nm*kg*m$)	M_S ($Nm*kg*m$)
Normalidad (CHCF)	Sí	No*	No*	Sí
Normalidad (SHCF)	Sí	Sí	Sí	Sí

M_C , M_R , M_T y M_S : Valores picos de los momentos articulares de cadera, rodilla y tobillo respectivamente. M_S : Valor máximo del momento de soporte de la extremidad inferior.

*p<0.05.

5.2 Características etarias y antropométricas.

La edad del grupo de AJS resultó ser estadísticamente menor que la de los grupos CHCF y SHCF ($p < 0.0001$), no se observó diferencia significativa en las edades entre los grupos CHCF y SHCF ($p > 0.05$). La talla del grupo de AJS fue mayor que la de los grupos CHCF ($p < 0.0001$) y SHCF ($p < 0.0001$). Sin embargo, entre estos dos últimos grupos no se registró diferencia significativa en la talla ($p > 0.05$). En cuanto a la masa, no se observó diferencia significativa entre los tres grupos ($p > 0.05$).

5.3. Variabilidad de las variables de análisis:

Los resultados del análisis de varianza de mediciones repetidas demostró ausencia de diferencia en la variabilidad asociada a las repeticiones para todas las variables de análisis ($p > 0.05$), salvo para el M_s ($p = 0.0454$).

5.4. Componentes de la velocidad del centro de masa.

Los valores promedios y sus desviaciones estándares para la variable de $Max\dot{S}com_x$ fueron de 0.4 ± 0.1 m/s, 0.3 ± 0.1 m/s y 0.3 ± 0.1 m/s, para los grupos AJS, SHCF y CHCF

respectivamente, mientras que la $Max\dot{S}com_y$ alcanzó valores de 0.5 ± 0.1 m/s, 0.3 ± 0.1 m/s y 0.3 ± 0.1 m/s en los grupos AJS, SHCF y CHCF respectivamente. En los grupos SHCF y AJS los componentes de velocidad vertical fueron mayores que los componentes horizontales ($p=0.047$ y $p=0.001$, respectivamente). Mientras que en el grupo CHCF no existió diferencia significativa entre las dos componentes de velocidad del CDM ($p>0.05$). Los valores máximos de velocidad horizontal siempre se registraron previos al valor máximo de la velocidad vertical, un ejemplo de ello es mostrado en la figura 9.

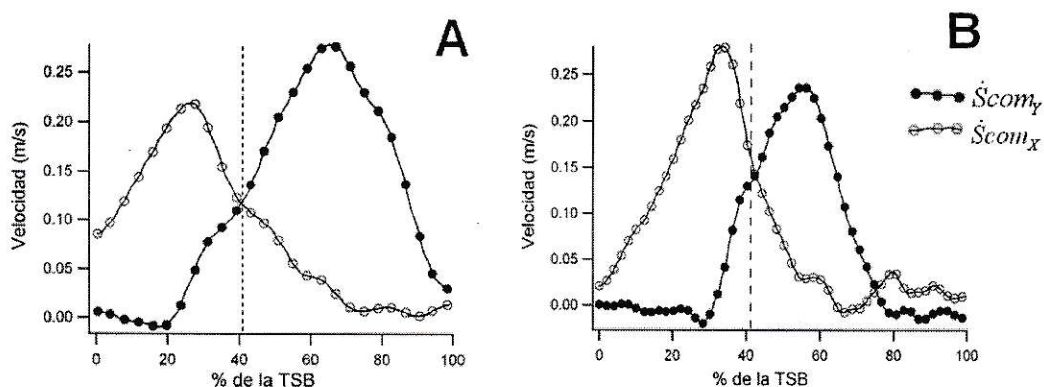


Figura 9. Ejemplos de registros de velocidad del centro de masa durante la TSB en sujetos sin historia de caídas frecuentes (A) y con historia de caídas frecuentes (B). La línea vertical segmentada indica el instante de despegue de la silla. $\dot{S}com_x$: Componente horizontal. $\dot{S}com_y$: Componente vertical.

Al comparar los componentes de velocidad entre los grupos se observó una diferencia significativa en la variable de $MaxScom_x$ entre el grupo de AJS y CHCF ($p < 0.001$), y entre AJS y SHCF ($p < 0.001$), no así entre los grupos CHCF y SHCF ($p > 0.05$). Mientras que en la componente vertical se registró una diferencia significativa entre los tres grupos ($p < 0.001$). Los valores de velocidad vertical y horizontal para cada grupo son resumidos en las figuras 10 y 11 a modo de comparación intra-grupo e inter-grupo respectivamente.

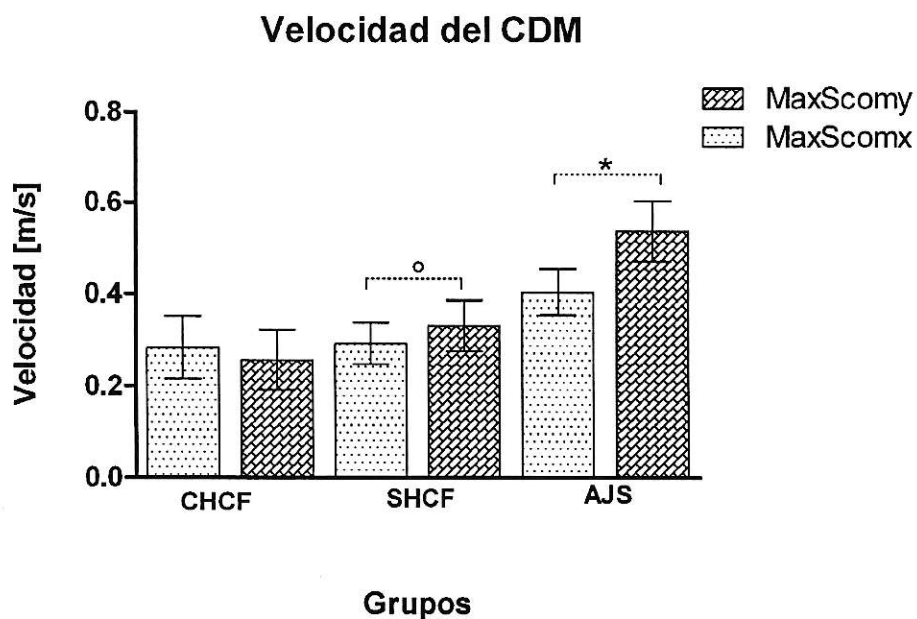


Figura 10. Comparación de los componentes de velocidad del centro de masa al interior de cada grupo, se presentan los Promedios y sus desviaciones estándares. CHCF: con historia de caídas frecuentes (n=30), SHCF: sin historia de caídas frecuentes (n=30) y AJS: adultos jóvenes sanos (n=10). Existió diferencia entre los componentes verticales y horizontales sólo en los grupos SHCF y AJS. ° $p = 0.0011$, * $p < 0.0001$.

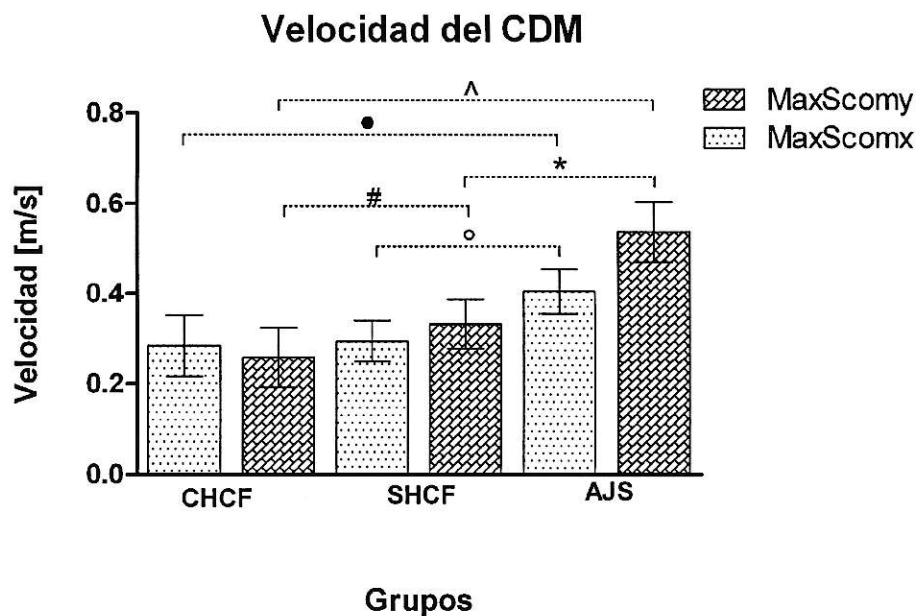


Figura 11. Comparación de los componentes de velocidad del centro entre cada grupo, se presentan los promedios y sus desviaciones estándares. CHCF: con historia de caídas frecuentes (n=30), SHCF: sin historia de caídas frecuentes (n=30) y AJS: adultos jóvenes sanos (n=10). Existió diferencia significativa en el componente horizontal entre los grupos CHCF y AJS ($\bullet p < 0.001$) y entre SHCF y AJS ($^{\circ} p < 0.001$), no así entre CHCF y SHCF ($p > 0.05$). Entre los componentes verticales se observó diferencia significativa entre los tres grupos. $* p < 0.001$, $^{\wedge} p < 0.001$, $\# p < 0.001$.

5.5. Pendiente entre los máximos componentes de velocidad del centro de masa ($P_{\dot{S}_{com}}$).

Los promedios de pendientes y sus desviaciones estándares fueron de: $-0.001 \pm 0.003 \text{ m/s} \cdot \text{s}^{-1}$, $0.002 \pm 0.003 \text{ m/s} \cdot \text{s}^{-1}$ y $0.001 \pm 0.001 \text{ m/s} \cdot \text{s}^{-1}$, para los grupos CHCF, SHCF y AJS respectivamente. Se registró una diferencia significativa entre los valores de pendiente entre los grupos CHCF y SHCF

($p < 0.001$), como también entre los grupos CHCF y AJS ($p < 0.0001$). No se observó diferencia significativa entre los grupos AJS y SHCF ($p > 0.05$). Estos hallazgos son mostrados en la figura 12.

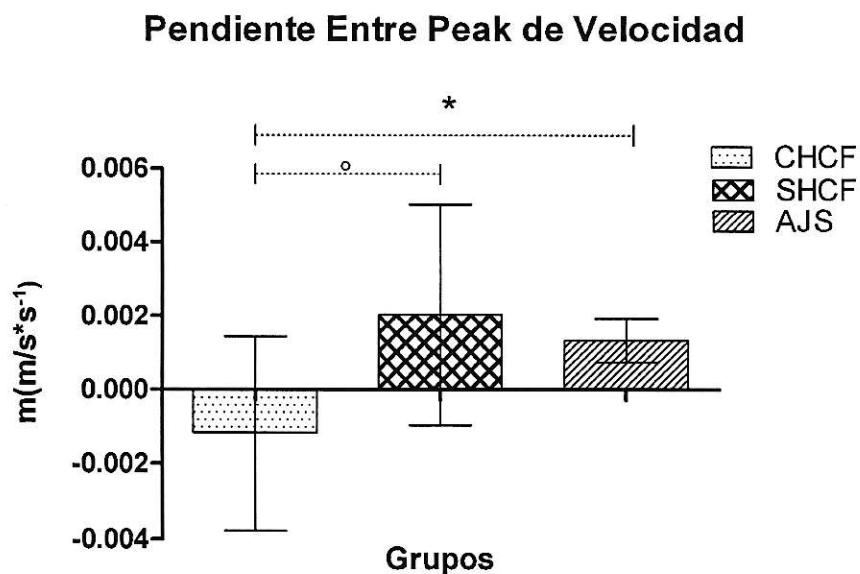


Figura 12. Comparación de las pendientes entre los valores máximos de los componentes de velocidad del centro de masa entre los grupo, se presentan los promedios y sus desviaciones estándares. CHCF: con historia de caídas frecuentes (n=30), SHCF: sin historia de caídas frecuentes (n=30) y AJS: adultos jóvenes sanos (n=10). Existió diferencia significativa entre los grupos CHCF y AJS ($*p < 0.0001$) y entre SHCF y CHCF ($^{\circ}p < 0.001$), no así entre AJS y SHCF ($p > 0.05$).

5.6. Máxima flexión de tronco ($\theta_{\max_{\text{Tronco}}}$) y tiempo de ejecución (T_{TSB}).

Estas variables sólo fueron analizadas en los grupos CHCF y SHCF. El promedio y desviación estándar para la

flexión de tronco en el grupo CHCF fue de $47^\circ \pm 10^\circ$ y en el grupo SHCF de $36^\circ \pm 9^\circ$. Se observó una diferencia significativa entre la $\theta_{\max_{\text{Tronco}}}$ entre ambos grupos ($p < 0.0001$).

El tiempo de ejecución en el grupo CHCF fue de 2.1 ± 0.8 segundos y para el grupo SHCF 1.4 ± 0.4 segundos. Dichos tiempos fueron estadísticamente distintos entre ambos grupos ($p = 0.0001$). El comportamiento de las variables de $\theta_{\max_{\text{Tronco}}}$ y T_{TSB} en los grupos CHCF y SHCF es presentado en la figura 13.

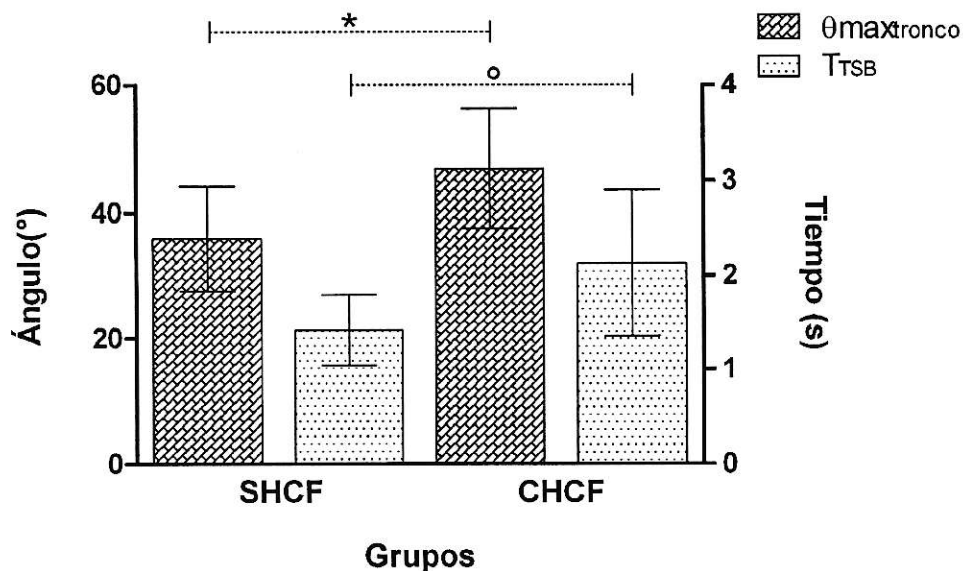


Figura 13. Comparación de la máxima flexión de tronco ($\theta_{\max_{\text{Tronco}}}$) y del tiempo de ejecución (T_{TSB}) entre los grupos CHCF y SHCF, se presentan los promedios y sus desviaciones estándares. CHCF: con historia de caídas frecuentes ($n=30$). SHCF: sin historia de caídas frecuentes ($n=30$). Existió diferencia significativa entre los grupos para $\theta_{\max_{\text{Tronco}}}$ ($*p < 0.0001$) y T_{TSB} ($^{\circ}p < 0.0001$).

5.7 Momentos Articulares y de soporte.

Las variables de momentos articulares fueron analizadas sólo en los grupos CHCF y SHCF. En la articulación de tobillo se registró un valor promedio y desviación estándar de 0.5 ± 0.2 Nm*kg*m para el grupo CHCF y de 0.5 ± 0.1 Nm*kg*m en el grupo SHCF. En rodilla el "torque" alcanzó un valor de 0.9 ± 0.3 Nm*kg*m en el grupo CHCF y de 0.9 ± 0.3 Nm*kg*m en el grupo SHCF. En cadera el momento de fuerza promedio fue de 0.8 ± 0.3 Nm*kg*m y 0.9 ± 0.4 Nm*kg*m para los grupos CHCF y SHCF, respectivamente. El "torque" de soporte promedio para el grupo CHCF fue de 0.9 ± 0.3 Nm*kg*m y para el grupo SHCF de 1.2 ± 0.3 Nm*kg*m.

Al comparar los momentos articulares al interior de cada grupo se observó en el grupo CHCF una diferencia significativa entre los momentos de tobillo y rodilla ($p < 0.0001$), tobillo y cadera ($p < 0.0001$) y tobillo y soporte ($p < 0.0001$). Por el contrario para este mismo grupo no se registraron diferencias significativas entre los "torques" de rodilla y cadera ($p > 0.05$), rodilla y soporte ($p > 0.05$), y entre cadera y soporte ($p > 0.05$). En el grupo SHCF también existió diferencia significativa entre los "torques" de tobillo y rodilla ($p < 0.0001$), tobillo y cadera ($p < 0.0001$), y tobillo y soporte ($p < 0.0001$). Sin embargo, No existió

diferencia significativa entre el "torque" de rodilla y cadera ($p>0.05$), pero si entre el momento de rodilla y soporte ($p<0.0001$), y cadera y soporte ($p<0.0001$). Estos hallazgos son esquematizados en las figuras 14 y 15 para los grupos CHCF y SHCF respectivamente.

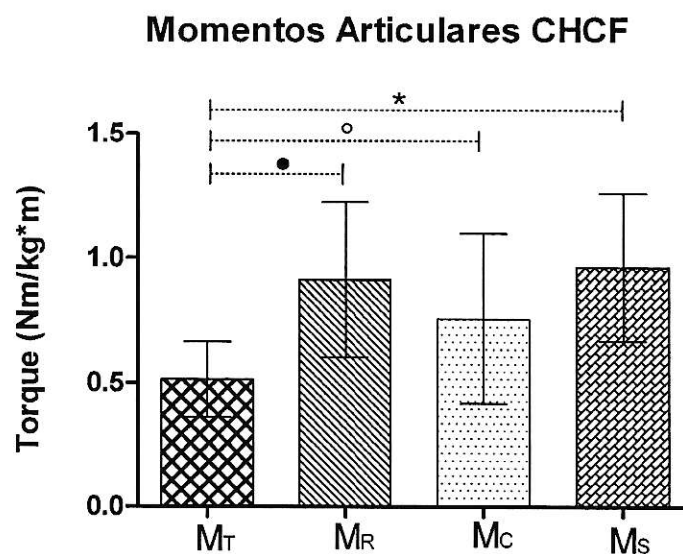


Figura 14. Valores promedios y desviaciones estándares de las variables M_C , M_R , M_T y M_S , en el grupo con historia de caídas frecuentes (CHCF, $n=30$). Existió diferencia significativa entre los "torques" de tobillo y rodilla ($\bullet p<0.0001$), tobillo y cadera ($\circ p<0.001$) y tobillo y soporte ($*p<0.001$)

Momentos Articulares SHCF

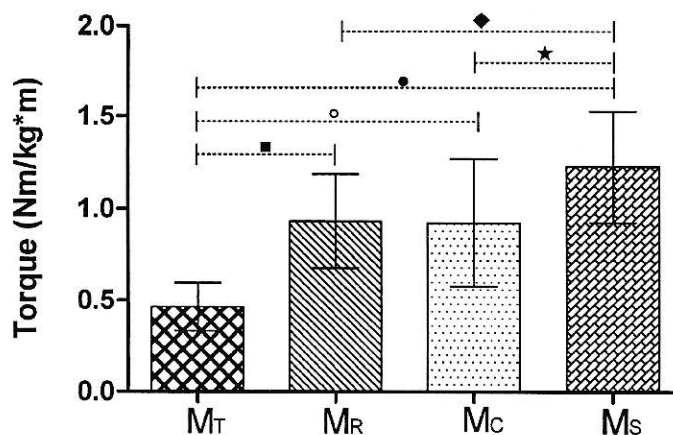


Figura 15. Valores promedios y desviaciones estándares de las variables M_C , M_R , M_T y M_S , en el grupo sin historia de caídas frecuentes (SHCF, $n=30$). Existió diferencia significativa entre los "torques" de tobillo y rodilla ($\blacksquare p < 0.0001$), tobillo y cadera ($\circ p < 0.001$) y tobillo y soporte ($\bullet p < 0.001$). Como también entre rodilla y soporte ($\blacklozenge p < 0.001$) y cadera y soporte ($\star p < 0.0001$)

Al comparar los momentos articulares entre los grupos, sólo se registró una diferencia significativa en el "torque" de soporte ($p=0.001$). Los valores promedios y desviaciones estándar de los "torque" articulares y de soporte en forma comparativa entre los grupos son representados en la figura 16.

Momentos Articulares SHCF y CHCF

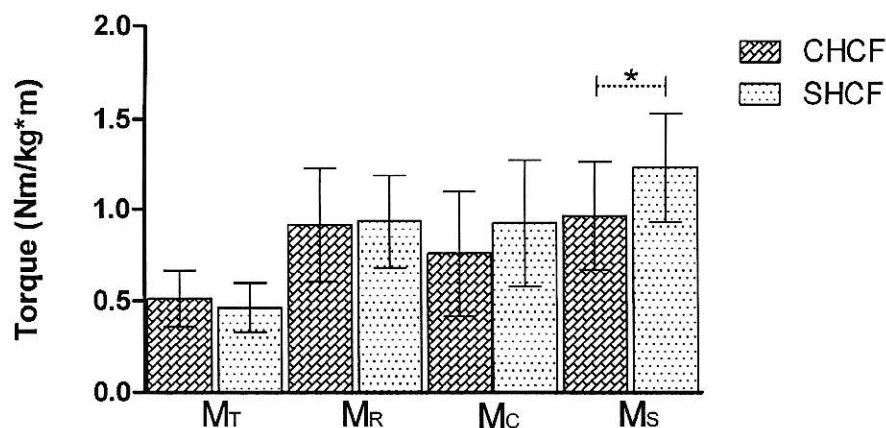


Figura 16. Valores promedios y desviación estándar de los momentos articulares de tobillo (M_T), rodilla (M_R), cadera (M_C) y de soporte (M_s) en los grupos CHCF y SHCF. CHCF: con historia de caídas frecuentes (n=30). SHCF: sin historia de caídas frecuentes (n=30). Existió diferencia significativa entre los grupos para M_s (* $p < 0.001$).

5.8. Correlación entre variables de análisis.

En el grupo CHCF se encontró correlaciones entre los componentes horizontal y vertical de la velocidad del centros de masa, y el tiempo de ejecución de la TSB (-0.62, 0.0003; -0.66 $p=0.00008$, respectivamente). Mientras que en el grupo SHCF sólo se encontró correlación significativa entre el componente vertical y el tiempo de ejecución de la TSB (-0.64, $p=0.001$). Tanto en el grupo CHCF y SHCF hubo correlación significativa entre la máxima flexión de tronco y el tiempo de ejecución de la TSB (0.47, $p=0.009$; 0.48,

p=0.007, respectivamente). Sólo en el grupos SHCF se correlacionó el torque máximo de cadera con el valor máximo de la velocidad horizontal del centro de masa (0.42, p=0.02). Del mismo modo, sólo en este último grupo se encontró correlación significativa entre la máxima flexión de tronco y la pendiente entre los valores máximos de la velocidad del centro de masa (-0.58, p=0.0009). Los coeficientes de correlación entre las variables de análisis son presentadas en las tablas 7 y 8, para los grupos CHCF y SHCF, respectivamente.

Tabla 7 Coeficientes de correlación entre variables de análisis en sujetos con historia de caídas frecuentes (n=30).

CHCF	$Max\dot{Scom}_y$	$Max\dot{Scom}_x$	$P_{\dot{Scom}}$	$\theta \max_{Tronco}$	T_{TSB}
M_C	-0.08	0.23	-0.31	-0.03	-0.06
M_R	-0.03	-0.14	0.19	0.20	0.35
M_T	-0.03	0.23	-0.17	0.27	0.09
M_S	-0.10	-0.07	-0.18	0.14	0.32
$Max\dot{Scom}_x$	0.37 []	----	-0.57 { }	-0.01	-0.62 π
$Max\dot{Scom}_y$	----	0.37 []	0.46**	-0.16	-0.66*
$P_{\dot{Scom}}$	0.46**	-0.57 { }	----	-0.16	0.02
$\theta \max_{Tronco}$	-0.16	-0.01	-0.16	----	0.47***

*p=0.00008; **p=0.010; ***p=0.009; []0.044; { }0.001; π p=0.0003

Tabla 8 Coeficientes de correlación entre variables de análisis en sujetos sin historia de caídas frecuentes (n=30)

<i>SHCF</i>	$Max\dot{S}com_y$	$Max\dot{S}com_x$	$P_{\dot{S}com}$	$\theta \max_{Tronco}$	T_{TSB}
M_C	0.01	0.42π	-0.27	0.13	-0.01
M_R	0.21	-0.05	0.03	-0.06	0.19
M_T	0.28	0.25	-0.05	0.38	-0.01
M_S	0.16	0.28	0.03	0.30	-0.09
$Max\dot{S}com_x$	0.34	----	-0.34	0.29	-0.31
$Max\dot{S}com_y$	----	0.34	0.66**	-0.33	-0.64*
$P_{\dot{S}com}$	0.66**	-0.34	----	-0.58∇	-0.46\blacksquare
$\theta \max_{Tronco}$	-0.33	0.29	-0.58∇	----	0.48\diamond

*p=0.001; **p=0.00007; ∇ p=0.0009; \blacksquare p=0.010; \diamond p=0.007; π p=0.02

5.9. Análisis discriminante.

La discriminación entre los grupos SHCF y CHCF, en base a las variables de análisis resultó ser estadísticamente significativa (Valor E: 1.175; Lamda Wilks: 0.4598; Chi cuadrado: 41.56; Grados de libertad: 9; p=0.000004). La ecuación discriminante obtenida fue:

$$PD = -0.034 M_T + 0.197 M_R - 0.135 M_C + 0.740 M_S + 0.189 Max\dot{S}com_x - 0.201 Max\dot{S}com_y + 0.619 P_{\dot{S}com} - 0.359 \theta \max_{Tronco} - 0.508 T_{TSB}$$

La distribución de los valores discriminantes para ambos

grupos son expuestos en la figura 17. Adicionalmente en la tabla 9 se muestra la comparación entre la historia de caídas frecuentes y la clasificación obtenido a partir de la ecuación discriminante. El nivel de coincidencia entre la historia de caídas frecuentes y la clasificación basada en el resultado de la ecuación discriminante fue de un 86%. El grado de especificidad y sensibilidad de la discriminación fue de un 83.3% y 86.6%, respectivamente (ver tabla 10).

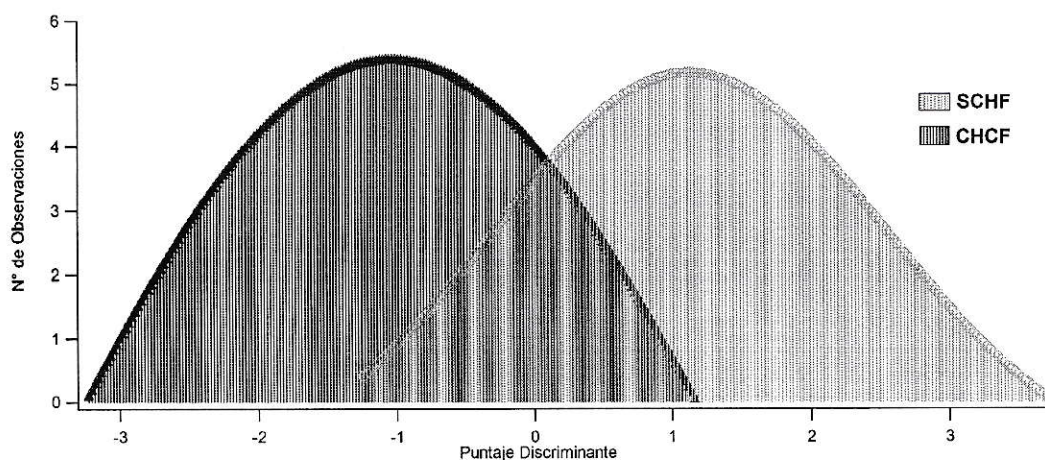


Figura 17. Distribución de los puntajes discriminantes en sujetos con historia de caídas frecuentes (CHCF) y sin historia de caídas frecuentes (SCHF) (n=60). (Valor E: 1.175; Lamda Wilks: 0.4598; Chi cuadrado: 41.56; Grados de libertad: 9; p=0.000004).

Tabla 9. Comparación entre la presencia (CHCF) o ausencia (SHCF) de historia de caídas frecuentes y la clasificación de la historia de caídas frecuentes mediante el resultado de la ecuación discriminante (PD).

Real	Estimado	PD	Real	Estimado	PD
CHCF	CHCF	-0.429	SHCF	SHCF	2.122
CHCF	CHCF	-0.050	SHCF	SHCF	1.600
CHCF	SHCF*	0.617	SHCF	SHCF	0.965
CHCF	SHCF*	0.103	SHCF	SHCF	0.998
CHCF	CHCF	-1.239	SHCF	SHCF	1.874
CHCF	CHCF	-0.025	SHCF	SHCF	1.299
CHCF	CHCF	-1.053	SHCF	SHCF	2.451
CHCF	CHCF	-1.309	SHCF	SHCF	1.467
CHCF	CHCF	-2.402	SHCF	SHCF	0.492
CHCF	CHCF	-0.314	SHCF	SHCF	3.219
CHCF	CHCF	-1.696	SHCF	SHCF	0.017
CHCF	CHCF	-0.441	SHCF	SHCF	2.250
CHCF	CHCF	-2.874	SHCF	SHCF	1.335
CHCF	CHCF	-1.511	SHCF	SHCF	0.166
CHCF	SHCF*	0.313	SHCF	SHCF	1.557
CHCF	CHCF	-1.365	SHCF	SHCF	2.221
CHCF	CHCF	-0.121	SHCF	SHCF	0.694
CHCF	CHCF	-2.867	SHCF	SHCF	1.435
CHCF	CHCF	-1.685	SHCF	SHCF	0.494
CHCF	CHCF	-2.158	SHCF	SHCF	1.245
CHCF	CHCF	-1.770	SHCF	CHCF*	-0.407
CHCF	CHCF	-1.337	SHCF	SHCF	2.160
CHCF	CHCF	-1.925	SHCF	CHCF*	-1.067
CHCF	CHCF	-1.835	SHCF	SHCF	1.126
CHCF	CHCF	-0.248	SHCF	CHCF*	-0.443
CHCF	CHCF	-0.340	SHCF	CHCF*	-0.266
CHCF	CHCF	-1.439	SHCF	SHCF	0.204
CHCF	CHCF	-1.005	SHCF	SHCF	1.571
CHCF	SHCF*	0.030	SHCF	SHCF	2.006
CHCF	CHCF	-1.593	SHCF	CHCF*	-0.818

* Falta de coincidencia entre el antecedente de caídas frecuentes y la clasificación realizada por el resultado de la ecuación discriminante (PD).

Tabla 10. Nivel de Sensibilidad y especificidad de la estimación de presencia (CHCF) o ausencia (SHCF) de historia de caídas frecuente en base al puntaje discriminante (n=60).

Real	% Acierto	Estimado PD		
		CHCF	SHCF	
CHCF	86.6	26	4	<i>Sensibilidad</i>
SHCF	83.3	5	25	<i>Especificidad</i>

% Acierto: proporción entre el número de casos reales y el número de casos estimados.

VI.- DISCUSIÓN.

Es estudio fue diseñado para determinar si los parámetros biomecánicos analizados durante la transferencias desde la posición a sedente a la bípeda eran capaces de discriminar entre sujetos con y sin historias de caídas frecuentes. En ese sentido, se observó que el tipo de distribución para una misma variable de análisis fue en algunos casos diferente entre los grupos CHCF y SHCF, como en el caso de la pendiente entre los máximos de velocidad del centro de masa y el "torque" de rodilla, y tobillo, dando luces de una diferencia en el comportamientos de los parámetros biomecánicos entre ambos grupos. Sin embargo, este fenómeno también podría ser atribuible al efecto del tamaño de la muestra.

6.1. Velocidad del centro de masa.

En todos los casos evaluados la máxima velocidad horizontal ocurrió antes que la máxima velocidad en el sentido vertical. El componente de velocidad horizontal produce la ganancia inicial de cantidad de movimiento

horizontal del cuerpo superior, luego esta cantidad de movimiento es transferida al sentido vertical para alcanzar la posición bípeda. Por esta razón los mecanismos de generación de cantidad de movimiento horizontal son claves para la TSB. Los resultados indican que el envejecimiento produce un deterioro en la capacidad de generar velocidad horizontal del centro de masa, dado que al comparar los valores máximos de velocidad horizontal entre los grupos AJS, CHCF y SHCF, el primero de estos generó componentes de mayor magnitud frente a los grupos CHCF y SHCF ($p < 0.001$). Los principales responsables de la generación de la cantidad de movimiento horizontal son los músculos flexores de tronco y cadera. Así lo demostró Scarborough y cols⁴⁹, quienes obtuvieron una buena correlación entre la fuerza máxima del músculo cuádriceps y la velocidad horizontal del centro de masa en la TSB ($r = 0.47$ $p = 0.004$). Los resultados del presente estudio no demostraron diferencias entre las magnitudes de la máxima velocidad horizontal del centro de masa entre sujetos CHCF y SHCF. Sin embargo, se demostró una correlación significativa entre el valor máximo de "torque" articular de cadera y el valor máximo de velocidad horizontal del centro de masa en el grupo SHCF ($r = 0.42$, $p = 0.02$), correlación que no se observó en el grupo CHCF ($r = 0.23$ $p > 0.05$). Estos resultados podrían indicar una falencia de los músculos flexores de

cadera para el desarrollo de cantidad de movimiento horizontal en el grupo CHCF. En este sentido, se registró una tendencia del grupo SHCF a desarrollar mayor "torque" de cadera en comparación con el grupo CHCF, no obstante, dicha diferencia no fue estadísticamente significativa. Sin embargo, se debe considerar que el nivel de "torque" de cadera requerido para la TSB a nivel de cadera sólo alcanza al 27% de su valor máximo⁵¹, por lo cual el momento articular máximo durante la TSB, no es un buen indicador de la capacidad máxima de generar "torque" y fuerza por parte de los flexores de cadera, estas dos últimas variables no fueron registradas en los sujetos de muestra. No obstante, Bernardi y cols⁵⁰ reportaron buena correlación entre el valor de la contracción voluntaria máxima de flexores de cadera y el tiempo de ejecución de la TSB. Por otro lado los resultados de este estudio demuestran que el tiempo de ejecución se correlaciona con la velocidad horizontal del centro de masa en el grupo CHCF, datos que en conjunto con los antecedentes bibliográficos apuntan a que el nivel de fuerza de los flexores de cadera pudiera ser un factor importante en el fenómeno de caídas frecuentes.

Por otro lado, la velocidad en el sentido horizontal se correlacionó en forma inversa con el tiempo de ejecución de

la TSB en el grupo CHCF ($r=-0.62$, $p=0.02$) y no en el grupos SHCF ($r=-0.31$, $p<0.05$), lo que podría poner de manifiesto que la transferencia de movimiento horizontal al vertical es más crítica en los sujetos CHCF en comparación con los sujetos SHCF, en los cuales la transferencia de la cantidad de movimiento horizontal al vertical no tendría la misma ponderación dado la ausencia de problemas en la generación de cantidad de movimiento vertical en este último grupos.

El comportamiento de la velocidad vertical también demostró ser afectada por el envejecimiento, dado que el grupos de AJS generó mayor velocidad que los grupos CHCF y SHCF ($p<0.0001$ para ambos casos). La diferencia en la capacidad de desarrollar velocidad del centro de masa en el sentido vertical estaría relacionada con la capacidad de generar fuerza por parte de la musculatura de la extremidad inferior. En este sentido, Scarborough y cols⁴⁹ reportaron una moderada correlación entre la fuerza máxima de los extensores de rodilla y el máximo momentum vertical del centro de masa ($r=0.53$, $p<0.005$), resultados similares fueron encontrados por Bernardi y cols⁵⁰ ($r=0.66$, $p<0.001$). Los resultados obtenidos en este estudio no demostraron una dependencia entre la velocidad vertical máxima y la magnitud de los torques articulares ($p>0.05$). Posiblemente esto pueda

se atribuido a que el nivel de "torque" articular requerido para la TSB sólo alcanza el 27% y 30% del torque máximo de cadera y rodilla respectivamente⁵¹.

Uno de los hallazgos más importantes de este trabajo fue que los sujetos CHCF generaron valores máximos de velocidad vertical del centro de masa menores que los sujetos SHCF ($p < 0.001$). Existe muy poca información acerca de las diferencias cinemáticas entre SHCF y CHCF durante la TSB. Sin embargo, existen reportes del comportamiento de la velocidad del centro de masa durante la TSB en jóvenes con secuelas de traumatismo encéfalo craneal⁵² y adultos mayores con deterioro motor⁵⁰.

Los resultados demuestran, que el envejecimiento produce una pérdida en la capacidad de generar velocidad vertical, pero al parecer este deterioro es de mayor magnitud en los sujetos CHCF, lo que podría ser un factor importantes asociado al fenómeno de caídas frecuentes. Los resultados sustentan una diferencia estadística entre la capacidad de generara velocidad vertical entre sujetos SHCF y CHCF, por lo cual la velocidad vertical del centro de masa puede ser considerada un buen diferenciador entre sujetos CHCF y SHCF, pudiendo ser utilizada en el futuro como un predictor de caídas en adultos mayores. Las diferencias en la capacidad de

desarrollar velocidad vertical podrían estar relacionadas entre otros factores a estrategia motora tendiente a mantener la estabilidad postural durante la TSB y por otro lado, al efecto de la debilidad muscular. En el primer caso, al realizar en forma más lenta la TSB, es más factible controlar por parte del sujeto la proyección de su centro de masa dentro la base de sustentación, lo cual es más complicado al realizar un movimiento rápido, sobre todo por los componentes inerciales que se puedan generar. Por otro lado, la pérdida de masa muscular que es parte del proceso de envejecimiento, produce una merma del área de sección transversal de los músculos, siendo esta variable uno de los factores geométricos más importase en la capacidad de generar fuerza.

Para caracterizar en un sólo parámetro el comportamiento de los componentes verticales y horizontales de la velocidad del centro de masa se utilizó la pendiente generada entre los valores máximos de dichos componentes y el tiempo transcurrido entre ambos. Existen datos bibliográficos que indican que la pendiente es positiva en adultos jóvenes sanos⁴⁹ y portadores de lesiones neurológicas⁵², lo que fue corroborado en este trabajo, mediante la evaluación de un grupo de adultos jóvenes sanos. También existen datos que en adultos mayores

sanos sin antecedentes de caídas frecuentes las pendientes en cuestión adopta valores positivos^{33,50,55}. Sin embargo, los antecedentes en adultos mayores con historia de caídas frecuentes son escasos. Bernardi y cols⁵⁰ reportó pobres valores de velocidad vertical durante la TSB en adultos mayores con deterioro motor, teniendo algunos de ellos importantes factores de riesgo de caídas frecuentes. Sin embargo, dicho autor no centró su análisis en la relación entre los componentes de velocidad. Un estudio previo del autor³³ realizado con una muestra de dieciséis AM SHCF y siete AM CHCF, demostró que, en estos últimos, la máxima cantidad de movimiento vertical fue menor que la horizontal; mientras que la condición contraria fue registrada en el grupo SHCF, esto implicó que las pendientes de las velocidades en el grupo CHCF fueron negativas, y positivas en el grupo SHCF. Estos hallazgos fueron corroborados por los datos de este trabajo, ya que se encontró una diferencia significativa entre los valores de pendientes entre los grupos CHCF y SHCF ($p=0.0001$), siendo las pendientes promedios negativa y positivas respectivamente. Estos datos sugieren que la pendiente puede ser considerada como un buen diferenciador entre sujetos CHCF y SHCF, pudiendo ser tomada en cuenta en el desarrollo de herramientas aplicadas a la

medición objetiva del riesgo de caídas en adultos mayores.

Las diferencias entre las pendientes registradas entre los grupos son atribuidas a una menor capacidad de los sujetos CHCF en desarrollar velocidad vertical de su centro de masa, con respecto al grupo SHCF. A su vez este último grupo en comparación al grupo de adultos jóvenes sanos. Los resultados sugieren que el proceso de envejecimiento se relaciona con la pérdida de capacidad de generar velocidad del centro de masa en contra de la gravedad. La causa más probable de este deterioro es la pérdida de fuerza muscular en las extremidades inferiores, dado a que ésta se correlaciona con la máxima fuerza de los músculos extensores de rodilla ($r=0.53, p<0.005$)⁴⁹. También existen clara evidencia que, junto con el envejecimiento, se produce una pérdida generalizada de la capacidad de generar fuerza y potencia muscular^{49, 54-56}. La causa más probable de este deterioro se relaciona con la pérdida de masa muscular por efectos de la sarcopenia⁵⁷.

6.2. Inclinación anterior de tronco.

La inclinación anterior de tronco es parte de la ejecución de la TSB. Al comparar la magnitud de esta variable, se observó que el grupo CHCF inclino más su tronco que el grupo SHCF ($p < 0.0001$). Este resultado indica un posible predominio de la estrategia de "flexión exagerada de tronco"^{15,58} en el grupo CHCF, en comparación con el SHCF. El incremento de la flexión anterior de tronco, podría deberse a una estrategia compensatoria para acercar el centro de masa a la base de sustentación dada por los pies, de esta forma incrementar la estabilidad postural¹⁵. También el incremento de la flexión anterior de tronco podría deberse a una estrategia compensatoria frente un deterioro en la capacidad de generar fuerza en los extensores de rodilla, dicha estrategia tendría por objetivo acercar el centro de masa del cuerpo superior al eje de rotación de la rodilla para disminuir el momento de inercia de este con respecto a dicho eje articular, con ello mejorar la eficiencia mecánicas de los extensores de esta articulación. Por otro lado, la magnitud de flexión de tronco se correlacionó en forma directa con el tiempo de ejecución de la TSB en ambos grupos de estudio (CHCF: $r = 0.47$, $p = 0.009$; SHCF: $r = 0.48$, $p = 0.01$). En

este sentido, aquellos sujetos que inclinan más su tronco tardan más en ejecutar la TSB, lo cual está relacionado con el riesgo de sufrir caídas en forma frecuente⁵⁹. Para el grupo SCHF se observó una correlación inversa entre la pendiente de los máximos de velocidad y la magnitud de la inclinación anterior de tronco ($r=-0.56$, $p=0.0009$), lo que no fue registrado en el grupo CHCF ($r=-0.16$, $p>0.05$). Estos resultados indican mientras mayor sea la flexión de tronco menor es la pendiente y viceversa en sujetos SHCF. Por el contrario en el grupo CHCF al no existir diferencia entre los máximos verticales y horizontales de la velocidad del centro de masa, la flexión de tronco no se relaciona con la magnitud de la pendiente.

6.3. Tiempo de ejecución de la TSB.

En sujetos adultos sanos se han reportado tiempos de 1.39⁶⁰, 1.60⁶¹ y 1.70⁶² segundos. El tiempo registrado en el grupo SHCF es levemente mayor que los registrados en adultos jóvenes sanos, concordante con lo publicado por Gross⁶³. El valor promedio registrado en el grupo SHCF, es indicador de

bajo riesgo de sufrir caídas frecuentes⁵⁹. Por en contrario el tiempo medido en el grupos CHCF fue mayor en comparación al grupo SHCF ($p < 0.0001$). Considerando la valoración del riesgo de caídas mediante el test función de pararse desde una silla, dicho tiempo es indicador de riesgo de sufrir caídas frecuentes⁵⁹. Desde esta perspectiva, estos resultados afirmar la característica de historia de caídas frecuentes en la muestra de sujetos CHCF evaluados y la ausencia de dicha historia en el grupo SHCF.

6.4. Torques articulares y de Soporte.

En este trabajo se evaluaron mediante una interfaz computacional los torques articulares de tobillo, rodilla, cadera y de soporte durante la TSB.

En ambos grupos el "torque" de soporte fue el de mayor magnitud que el resto de los torques articulares. Cross et al⁶³ reportaron que el "torque" articular de rodilla fue mayor que el de cadera en una muestra de sujetos jóvenes y adultos mayores SHCF. En el mismo sentido O'Meara y cols⁶⁴,

describieron un mayor "torque" en rodilla que en cadera. Por otro lado, Sibella y cols⁶⁵ observaron la misma tendencia en sujetos obesos, pero la situación inversa en su grupo control. En niños sanos, Seven y Cols⁶⁶ reportaron un predominio del "torque" de cadera por sobre el de rodilla en la misma tarea motora. Los resultados del presente trabajo demostraron que no existió diferencia significativa entre las magnitudes del "torque" articular máximo de cadera y rodilla ($p>0.05$), a pesar de existir una tendencia de este último a adoptar una mayor magnitud, especialmente en el grupo CHCF (ver figura 14). Las discrepancias en el predominio del "torque" de cadera por sobre el de rodilla, o viceversa, pueden ser atribuidos a diferencias metodológicas entre los autores y a distintas estrategias motoras.

Para los valores máximos de los torques articulares no se registraron diferencias significativas entre los grupos de estudio ($M_c:p=0.97$, $M_R:p=0.37$ y $M_T:p=0.22$). Tampoco se observó correlación entre los torques articulares y las variables cinemáticas o temporales registradas durante la TSB en ambos grupos, salvo una correlación entre el máximo valor de M_c y la velocidad horizontal del centro de masa en el grupo SHCF. La falta de diferencia entre los torques articulares registrados en ambos grupos podría ser atribuida

al bajo nivel de exigencia en el desarrollo de "torque" articular que es necesario para la TSB, que sólo implica cerca del 27 y 30% del "torque" máximo registrados en cadera y rodilla respectivamente⁵¹. Quizás en condiciones más exigentes, por ejemplo, realizar la TSB desde una altura de silla más baja que la utilizada en este estudio, podría demostrar diferencias entre los torques articulares de sujetos con y sin historia de caídas frecuentes.

Desde el punto de vista de la estrategia motora en el desarrollo de "torque" articular, los datos obtenidos sugieren que no existe una diferencia en dicha estrategia entre sujetos CHCF y SHCF.

El "torque" de soporte descrito inicialmente por Winter^{1,67}, implica la sumatoria de los torques extensores de la extremidad inferior. Según este autor, dicho "torque" sería el responsable de evitar el colapso de la extremidad inferior por acción de la gravedad al ejecutar una tarea motora que pudiera favorecer el colapso en cuestión. No existen antecedentes conocidos por parte del autor que describan el registro del "torque" de soporte en el estudio de la TSB, y menos aún en una comparación entre sujetos CHCF y SHCF. Los resultados obtenidos en este trabajo indicaron una diferencia significativa entre el valor máximo del

"torque" de soporte entre sujetos CHCF y SHCF ($p=0.001$). Este hallazgo sugiere que durante la TSB, los sujetos SHCF generan un mayor "torque" de soporte que los CHCF, haciendo a los primeros menos vulnerables al colapso, es decir, a sufrir una caída. La causa posible de la diferencia entre los grupos en el "torque" de soporte puede ser atribuida a un mayor grado de coordinación entre la generación del máximo "torque" articular en los sujetos SHCF, en comparación con los CHCF. Esto podría ser indicador de alteraciones a nivel de procesos de control motor en los sujetos CHCF en comparación a los sujetos SHCF.

6.5. Discriminación entre sujetos CHCF y SHCF.

Esta tesis tuvo por objetivo el desarrollo de una interfaz computacional de procesamiento de datos cinemáticos y cinéticos, aplicados a discriminar entre sujetos adultos mayores con y sin historia de caídas frecuente. Contar con parámetros que permitan discriminar en forma objetiva y precisa entre sujetos con y sin historia de caídas frecuentes, permitiría valorar con mayor exactitud el riesgo de sufrir caídas, de esta forma contribuir en forma importante

a la prevención de estas en adultos mayores.

Los parámetros biomecánicos registrados durante la TSB en este trabajo demostraron ser útiles para discriminar significativamente entre sujetos con y sin antecedentes de caídas frecuentes. En este sentido la sensibilidad (86.6%) y especificidad (83.3%) de la estimación de la historia de caídas en base a los resultados de la ecuación discriminante fueron buenas, con un 85% de concordancia entre la historia clínica y la estimación. Sin embargo, en el futuro sería necesario corroborar dichas características en una muestra de sujetos distinta a la muestra evaluada, con la finalidad de independizar la valoración de la especificidad y sensibilidad del análisis discriminante de los resultados a partir de los cuales fue construida.

En la actualidad la valoración del riesgo de sufrir caídas en forma frecuente se realiza mediante pruebas clínicas o funcionales, dentro las cuales existen algunas que han demostrado ser muy útiles para valorar dicho riesgo, sobre todo por su fácil aplicación y bajos costo^{31,32}. Sin embargo, muchos de los elementos involucrados en las evaluaciones clínicas poseen un alto grado de dependencia del evaluador, como por ejemplo, el Test de Tinetti³¹, el cual en uno de sus ítem valora la estabilidad de la marcha mediante

la percepción visual que tiene el evaluador acerca de la magnitud de la base de sustentación que describe el sujeto al caminar, percepción que carece de un parámetro objetivo de valoración de la estabilidad de la marcha. Por otro lado otras pruebas, como por ejemplo el "Timed up and go"³², utiliza parámetros más objetivos como el tiempo de ejecución de la TSB más el tiempo requerido para caminar tres metros. A pesar de ser una medición objetiva, este carece de poder analítico para determinar cuál es el factor musculoesquelético o de control postural de mayor ponderación en el riesgo evaluado. Considerando las falencias de las herramientas disponibles para la valoración del riesgo de caídas, es necesario el desarrollo de herramientas de mayor objetividad y poder analítico para mejorar el proceso de prevención de caídas. El desarrollo de herramientas tecnológicas podría permitir valorar el riesgo de caídas en forma objetiva, a través de parámetros biomecánicos, incrementando la precisión de la valoración del riesgo de sufrir caídas frecuentes. Sin embargo, la complejidad de la evaluación e instrumentación requerida la hace más restrictiva que las pruebas clínicas disponibles, por este motivo futuros esfuerzos deben ser canalizados al desarrollo de tecnologías simples y de bajo costo, que permitan registrar algunas de las variables que demostraron en este trabajo ser buenos discriminantes entre

sujetos con y sin historia de caídas frecuentes, con la finalidad de ser aplicadas a nivel de la atención primaria en pro de la prevención de caídas frecuentes en adultos mayores.

VII.- CONCLUSIONES

A partir de los resultados obtenidos en este trabajo es posible concluir que:

i).- La herramienta computacional desarrollada en esta tesis permitió describir el comportamiento de variables biomecánicas que están relacionadas con la historia de caídas frecuentes.

ii).- Las principales diferencias biomecánicas entre sujetos con y sin historia de caídas está en la capacidad de desarrollar velocidad del centro de masa y en el momento de soporte de la extremidad inferior.

iii).- Los parámetros biomecánicos registrados durante la transferencia de sedente a bípedo son útiles para discriminar entre aquellos sujetos que tiene mayor o menor predisposición a sufrir caídas en forma frecuente.

iv) Esta tesis entrega nuevos antecedentes acerca de los factores biomecánicos relacionados con el fenómeno de caídas frecuentes, contribuyendo con nueva y valiosa información para el futuro desarrollo de herramientas tecnológicas destinadas a medir el riesgo de caídas frecuentes en adultos mayores. De esta forma este trabajo aporta a la resolución de un problema de trascendencia sanitaria y social como lo es el fenómeno de las caídas frecuentes en los adultos mayores.

- (15)Pai YC & Patton J.(1997) Center of mass velocity-position predictions for balance control. *J Biomech* 30:347-54).
- (16)Winter DA.(1995) Human Balance and posture control during standing and walking. *Gait & Posture* 3:193-213.
- (17) Latash ML y cols (1998). *Progress in motor control*. Vol 1. pp 1-19. Human Kinetic. Champaign IL.
- (18) Latash ML.(2008) *Neurophysiological Basis of Movement*. Pp 189-197 Human Kinetic. Champaign IL.
- (17)Darling W y cols. (1996). Control of simple arm movements in the elderly humans. *Neurobiology of Aging*. 10:2;149-157.
- (18)Ferrandez & N. Teasdale. (1996) Changes in sensory motor behavior in aging. pp. 27-52. North Holland: Elsevier Science BV.
- (19)Ketcham, C.J y cols (2001). Older adults demonstrate trajectory distortions in multijoint coordination. *Society for Neuroscience Abstracts*, 27,834:1.
- (20)Galganski, M.E. y cols(1993). Reduced control of motor output in human hand muscle of elderly subjects during submaximal contractions. *Journal of neurophysiology*, 69,2108-2115.
- (21)Stelmach,G. E, & Sirica, A.(1996). Aging and proprioception. *Age*, 9,99-103.
- (22)Seidler-Dobrin, R.D., & Stelmach, G.E. (1998). Persistence in visual feedback control by the elderly. *Experimental Brain Research*, 119, 467-474.
- (23)Chapul, S. & Proteau, L. (1996). Modification with aging in the role placed by vision and proprioception for movement control. *Experimental Aging Research*, 22, 1-21.
- (24)Salgado, A., Guillén, F., & Ruiperez, I. (2002). *Manual de geriatría*. Pp 20-32. Masson. Barcelona.
- (25)Gonzalez, C. y cols. (2001). Características de las caídas en el adulto mayor que vive en la comunidad. *Revista Médica de Chile* , 129, 1021-1030.
- (26) Stevens, A. Y cols(2006). Fatalities and injuries from falls among older adults - United States, 1993-2003 and 2001-2005. *Morbidity and Mortality Weekly Report*. *ProQuest Medical Library*, 55, 1221.
- (27) Kannus, P., et al. (2005). Fall-Induced Deaths among elderly people. *American Journal of Public Health*, 95, 422-424.
- (28) Lilley, J., Arie, T., & Chilvers, C. (1995). Special reviews. Accidents involving older people: a review of the literature. *Age Ageing*, 24, 34-65.

- (29) Reyes-Ortiz CA, y cols (2005). Falls Among Elderly Persons in Latin American and the Caribbean Among Elderly Mexican-Americans. *Rev Panam Salud Publica/Pan Am J Public Health*;17(5/6):362-9.
- (30) Rubenstein LZ. (2006) Falls in older people: epidemiology, risk factors and strategies for prevention. *Age and Ageing* 35-S2: ii37-ii41.
- (31) Tinetti M, & Speechley M. (1989). Prevention of falls among the elderly. *New England Journal of Medicine*, 320, 1055-1059.
- (32) Podsiadlo D & Richardson S (1991). The timed "up & go": A test of basic functional mobility for frail elderly persons. *Journal of the American Geriatrics Society*, 39(2)142-148.
- (33) Guzmán RA y cols (2009). Diferencias en el desarrollo de momentum al levantarse desde una silla en adultos mayores con y sin historia de caídas frecuentes. *Rev Esp Geriatr Gerontol* 44(04) :200-4
- (34) Cahill BM, Carr JH (1999). Intersegmental coordination in sit-to-stand: an age cross-sectional study. *Phys Res Int* ;4:12-27.
- (35) Guralnik JM y cols (1994). A short physical performance battery assessing lower extremity function: association with self-reported disability and prediction on mortality and nursing home admission. *J Geronto*. 49:M85-M94.
- (36) Park ES y cols (2003). The characteristics of sit-to-stand transfer in young children with spastic cerebral palsy based on kinematic and kinetic data. *Gait & Posture* 17:43-9.
- (37) Nikfer E y cols (2002). Trunk movement in Parkinson's disease during rising from seated position. *Mov Disord* 17:274-82.
- (38) Burdett RG y cols (1985). Biomechanical comparison of rising from two types of chairs. *Phys Ther* 65:1177-83.
- (39) Monger JH y cols (2002) Evaluation of a home-based exercise and training programmer to improve sit-to-stand in patients with chronic stroke. *Clin Rehabil* 16:361-7.
- (40) Alexander NB (1991). Rising from a chair: effects of age and functional ability on performance biomechanics. *J Gerontol* 46:M91-8
- (41) Baer GD & Ashburn AM. (1995). Trunk movements in older subjects during sit-to-stand. *Arch Phys Med Rehabil*. 76:844-9.
- (42) Cheng PT y cols . (1998) The sit-to-stand movement in stroke patients and its correlation with falling. *Arch Phys Med Rehabil*. 79(9):1043-6.
- (43) Tinetti ME y cols (1988). Risk Factors for Falls Among Elderly Persons Living in the Community. *New England Journal of Medicine*. 319:1701-1707.

- (44) Lord SR y cols (2002). Sit-to-stand performance depends on sensation, speed, balance, and psychological status in addition to strength in older people. *J Am Geriatr Soc.* 57:M539-M543.
- (45) Csuka M & Mc Carty DJ.(1985) Simple method for measurement of lower extremity muscle strength. *Am J Med.* 78:77-81.
- (46) Chandler JM. (1997). Is lower extremity strength gain associated with improves performance so seated reaching tasks after stroke: a randomized controlled trial. *Stroke.* 28:722-728.
- (47) Hesse S y cols. (1998). Sit-to-stand maneuver in hemiparetic patients before and alter a 4-week rehabilitation programmer. *Scand J Rehabil Med.* 30:81-86.
- (48) Gómez y cols (2009), *Rev Esp Geriatr Gerontol.* 44(Espec Cong):1-176.
- (49) Scarborough DN y cols (1999). Quadriceps muscle strength and dynamic stability in elderly persons. *Gait and Posture* 10:10-20.
- (50) Bernardi M y cols (2004). Determinants of sit-to-stand capability in the motor impaired elderly. *Electromyogr Kinesiol.*14:401-10.
- (51) Kotake T y cols.(1993). An Analysis of sit-to-stand movements. *Arch Phys Med Rehabil.* 1993;74:1095-9.
- (52) Zablotny CM y cols (2003). Comparison between successful and failed sit-to-stand trials of a patients after traumatic brain injury. *Arch Phys Med Rehabil.*84:1721-5.
- (53) O'Meara DM & Simth RM (2006). The effects of unilateral grab rail assistance on the sit-to-stansd performance of older aged adults. *Human Movement Science* 25:257-274.
- (54) Skelton DA y cols (1994). Power and related functional ability of healthy people aged 65-89 years. *Age Ageing.*23:371-7.
- (55) De Vito G y cols. (1998). Determinants of maximal instantaneous muscle power in women aged 50-75 years. *Eur J Appl Physiol.* 78:59-6 4.
- (56) Hughes MA y cols(1996). The role of strength in rising from a chair in the functionally impaired elderly. *J Biomech.* 29:1509-13.
- (57) MacIntosh BR y cols (2006). Skeletal Muscle from and function. Second edition. pp 322-329 .*Human Kinetics.* Champaign. E.E.U.U.
- (58) Hughes MA & Schenkman ML.(1996).Chair rise strategy in the functionally impaired elderly. *J Rehabil Res Dev.* 33:409-12.
- (59) Nevitt MC y cols (1989). Risk Factors for recurrent nonsyncopal falls A prospective study. *JAMA.* 261; 2663-68.
- (60) Guzmán RA y cols(2007). Cinemática y Proporciones de desplazamiento de cadera, rodilla y columna lumbar , durante la transferencia de sentado a parado en sujetos jóvenes sanos . *Kinesiología* 26(4)23-31.

- (61) Tully EA y cols. (2005) Sagittal spine and lower limb movement during sit-to-stand in healthy young subjects. *Gait & posture*. 22:338-345.
- (62) Gadjdosik RL y cols (1992). Influence of short hamstring muscles on the pelvis and lumbar spine in standing and during the toe-touch test. *Clin Biomech*. 7:38-42.
- (63) Gross MM y cols. (1998). Effect of muscle strength and movement speed on the biomechanics of rising from a chair in healthy elderly and young women. *Gait and Posture*. 175-185.
- (64) O'Meara DM & Simth RM. (2006). The effects of unilateral grab rail assistance on the sit-to-stand performance of older aged adults. *Human Movement Science* 25:257-274.
- (65) Sibella F y cols. (2003). Biomechanical analysis of sit-to-stand movement in normal and obese subjects. *Clinical Biomechanics* 18:45-50.
- (66) Seven YB y cols (2008). Effects of back loading on the Biomechanics of sit-to-stand motion in healthy children. *Human Movements Science* 27:65-79.
- (67) Winter DA (1980). Overall principle of lower limb support during stance phase of gait. *Journal Biomechanics*. 13:923-7.

Anexo A

Cálculo de la longitud de los segmentos.

La longitud de cada segmento se cálculo a partir de las coordenadas XY de los marcadores utilizados para caracterizar dichos segmentos. Por ejemplo para calcular la longitud del segmento muslo se utilizaron las coordenadas XY de los marcadores ubicados en el trocánter mayor y en el condilo femoral leteral, de esta forma la longitud del muslo estuvo dada por:

$$L_{Muslo} = \sqrt{(TMF_x - CF_x)^2 + (TMF_y - CF_y)^2} \quad ;$$

donde, TMF_x , TMF_y , CF_y y CF_x son las coordenadas XY de trocánter mayor y del condilo femoral, respectivamente.

Anexo B

Cálculo del ángulo absoluto de los segmentos corporales.

El ángulo absoluto corresponde al ángulo formado por uno de los ejes del sistema de referencia - preferentemente el eje horizontal- y la proyección del segmento. Dicho ángulo denota la orientación del segmento corporal con respecto al eje del sistema de referencia que sea de interés². Así, por ejemplo el ángulo absoluto del segmento muslo esta dado por:

$$\theta_{Absoluto} = \tan^{-1} \frac{TMF_y - CF_y}{TMF_x - CF_x} ;$$

donde, TMF_x , TMF_y , CF_y y CF_x son las coordenadas XY de trocánter mayor y del condilo femoral, respectivamente.

Anexo C

Cálculo de la velocidad y aceleración angular de los segmentos corporales.

Ambas variables cinemáticas fueron obtenidas mediante derivación de la posición con respecto al tiempo. Así la velocidad angular se definió como:

$$\omega = \dot{\theta}_{Absoluto} = \frac{d\theta_{Absoluto}}{dt}$$

De igual forma la aceleración angular se obtuvo como sigue:

$$\alpha = \ddot{\theta}_{Absoluto} = \frac{d^2\theta_{Absoluto}}{dt^2}$$

Anexo D

Determinación de la coordinas XY del centro de masa de los segmentos corporales.

La ubicación del centro de masa (CDM) de los segmentos corporales se obtuvo a partir de la longitud de los segmentos y los factores de ubicación del CDM propuestos por Dempster⁸. Por ejemplo, la ubicación del centro de masa del muslo se determinó como sigue:

$$COMX_{Muslo} = TMF_x - (TMF_x - CF_x) \cdot 0.433 \quad ;$$

$$COMY_{Muslo} = TMF_y - (TMF_y - CF_y) \cdot 0.433 \quad ;$$

donde, TMF_x , TMF_y , CF_y y CF_x son las coordenadas XY de trocánter mayor y del condilo femoral respectivamente. 0.433 corresponde al factor proximal de la ubicación del CDM según Dempster (Tabla 4).

Anexo E.

Cálculo del centro de masa de un sistema multisegmentado.

La ubicación del centro de masa total de un sistema multisegmentado esta dado por la ubicación promedio del los centros de masa de los segmentos que componen dicho sistema, entonces las coordenadas XY del centro de masa están dado por(1,3):

$$CDM_x = \frac{1}{M} \sum_{i=1}^n m_i x_i \quad ;$$

$$CDM_y = \frac{1}{M} \sum_{i=1}^n m_i y_i \quad ;$$

donde, M es la masa total de los segmentos involucrados, m_i es la masa de cada uno de los segmentos corporales, y_i y x_i son las correspondientes coordenadas XY del los centros de masa de cada segmento comprometido.

Anexo F

Cálculo de la velocidad y aceleración lineal del Centro de Masa.

La velocidad y aceleración se obtuvieron mediante derivación, así la velocidad del CDM quedo definida por:

$$\dot{R}_{CDM} = \frac{d}{dt} \vec{R}_{CDM}$$

De igual forma la aceleración del centro de masa quedo definida por:

$$\ddot{R}_{CDM} = \frac{d^2}{dt^2} \vec{R}_{CDM}$$

Anexo G

Cálculo del momento de inercia de los segmentos corporales.

Los momentos de inercia fueron cálculos con respecto a los ejes proximales de rotación, es decir, para el segmento muslo, pierna y pie, fueron calculas con respecto a la cadera, rodilla y tobillo, respectivamente. Los momentos de inercia se calcularon en base a la longitud, masa y radios de giro, estos dos últimos parámetros según lo propuesto por Dempster^{1,3,8}. Por ejemplo, el momento de inercia del segmento muslo estuvo dado por:

$$I = M \cdot 0.010 \cdot (L_{muslo} \cdot 0.54)^2 ;$$

donde, M es la masa total del sujeto, 0.010 es el factor de proporcionalidad de la masa del muslo con respecto a la masa total (Tabla 4). L_{muslo} es la longitud del muslo (anexo A) y 0.54 es el radio de giro proximal del muslo (Tabla 4).

Anexo H

Modelo mecánico y cálculo de fuerzas de reacción articular y momentos articulares.

El modelo mecánico utilizado en esta tesis fue un modelo bidimensional de cuatro segmentos rígidos, los cuales representaron al pie, pierna, muslo y tronco. Este último incluyó a los segmentos de cabeza, cuello y extremidades superiores. El modelo mecánico¹⁻³ se muestran en la figura H.1.

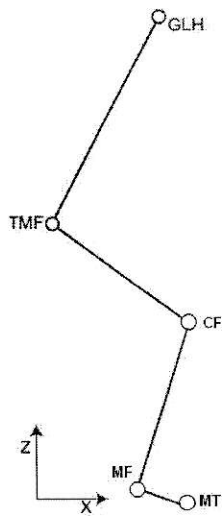


Figura H1: modelo mecánico para representar los segmentos corporales. GLH: centro articulación gleno-humeral. TMFO: ápice del trocánter mayor del fémur. CF: tubérculo del condilo femoral lateral. MF: ápice del maleolo fibular. MT: cabeza del segundo metatarsiano.

A partir del modelo mecánico se desarrollo el diagrama de cuerpo libre que se presenta en la figura H.2.

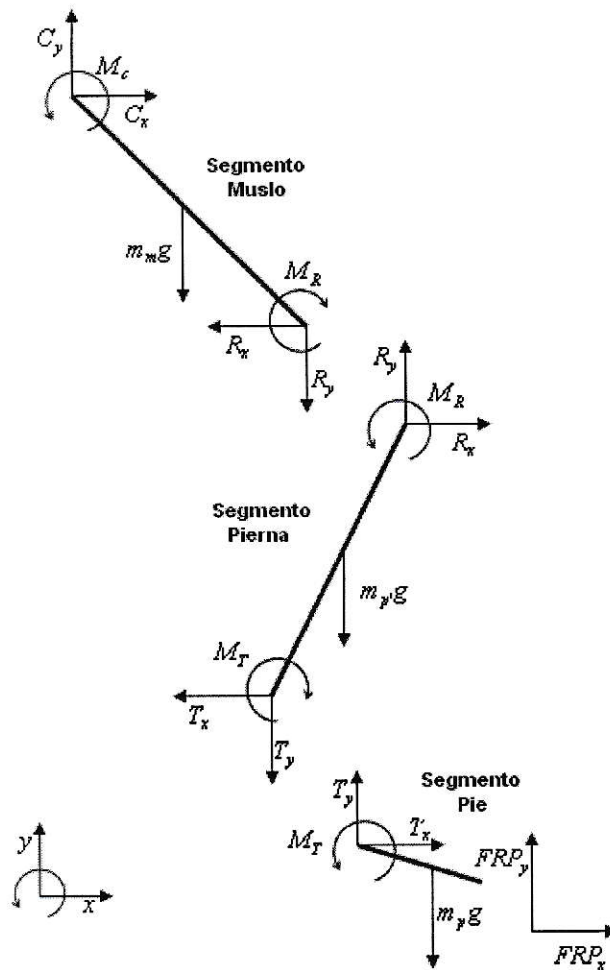
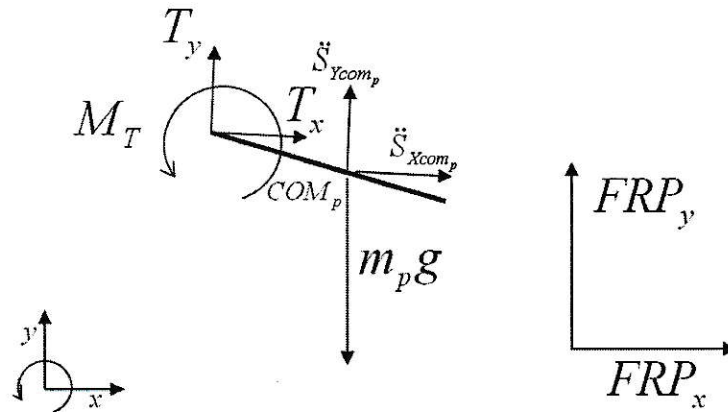


Figura H.2. Diagrama de cuerpo libre de los segmentos de la extremidad inferior, donde, FRP_y y FRP_x son los componentes vertical y horizontal de la fuerza de reacción del piso. $m_p g$, $m_p g$ y $m_m g$ son el peso de los segmentos pie, pierna y muslo, respectivamente. T_x y T_y son los componentes vertical y horizontal de la fuerza en el extremo proximal del segmento pie, denominada fuerza de reacción articular. De la misma forma las fuerzas R_x , R_y , C_x y C_y son las fuerzas de reacción articular de rodilla y cadera respectivamente. M_T , M_R y M_c son los momentos de fuerza en el extremo proximal de los segmentos pie, pierna y muslo, respectivamente.

Considerando el diagrama de cuerpo libre de la figura H.2, se construyeron las ecuaciones de movimiento para cada segmento, de tal modo, dichas ecuaciones para el segmento del pie fueron:



$$T_x = m_p \ddot{S}_{Xcom_p} - FRP_x \quad \text{e.c. 1;}$$

$$T_y = m_p (\ddot{S}_{Ycom_p} + g) - FRP_y \quad \text{e.c. 2;}$$

donde, T_x y T_y son los componentes horizontales y verticales de la fuerza de reacción articular respectivamente; m_p es la masa del pie, calculada a partir de la masa total de sujeto ponderada al factor de masa del pie propuesto por

Dempster (tabla 4). \ddot{S}_{Ycom_p} y \ddot{S}_{Xcom_p} son las componentes de la aceleración del centro de masa derivadas desde la posición de este último. FPR_x y FRP_y son las componentes horizontal y vertical de la fuerza de reacción del piso registradas mediante una plataforma de fuerza.

Una vez planteadas las ecuaciones de movimiento traslacional, se diseñó la ecuación de movimiento rotacional, donde, el torque estuvo dado por:

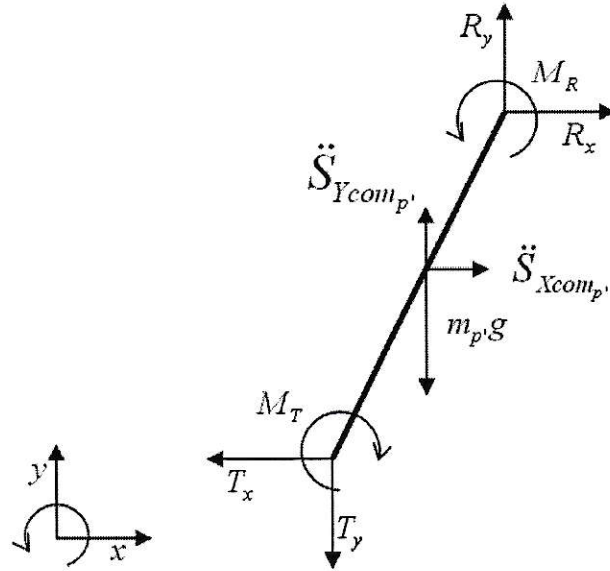
$$\tau_n = I\ddot{\theta} \quad \text{e.c.3;}$$

donde, I es el momento de inercia y $\ddot{\theta}$ es la aceleración angular del segmento. De esta forma el torque en torno al eje proximal de pie esta dado por:

$$M_T = I\ddot{\theta} + \tau_{m_p g} - \tau_{FRP_y} - \tau_{FRP_x} \quad \text{e.c. 4;}$$

donde, $\tau_{m_p g}$ es el torque que genera el peso del segmento; τ_{FRP_y} y τ_{FRP_x} son los torques que generan los componentes vertical y horizontal de la fuerza de reacción del piso respectivamente.

Para el segmento pierna se plantearon las siguientes ecuaciones a partir de su diagrama de cuerpo libre:

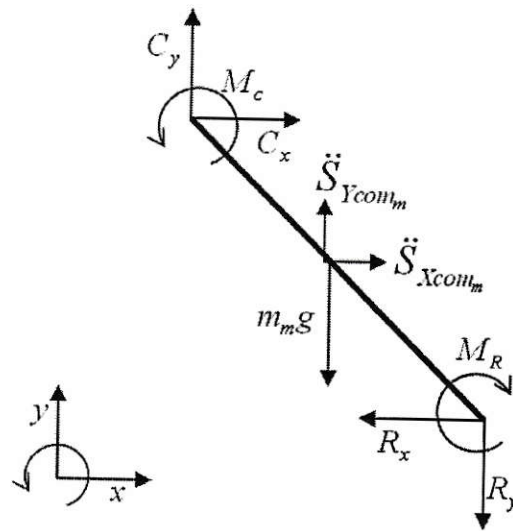


$$R_X = m_{p'} \ddot{S}_{Xcom_{p'}} - T_x \quad \text{e.c. 5;}$$

$$R_y = m_{p'} (\ddot{S}_{Ycom_{p'}} + g) - T_y \quad \text{e.c. 6;}$$

$$M_C = I\ddot{\theta}_m + M_R + \tau_{m_m g} + \tau_{R_y} + \tau_{R_x} \quad \text{e.c. 7;}$$

Para el segmento muslo se siguió el mismo procedimiento para la confección de sus ecuaciones de movimiento traslacional y rotacional.



$$C_X = m_m \ddot{S}_{Xcom_m} + R_x \quad \text{e.c 8}$$

$$C_y = m_m (\ddot{S}_{Ycom_m} + g) + R_y \quad \text{e.c 9}$$

$$M_C = I \ddot{\theta}_m + M_R + \tau_{m_m g} + \tau_{R_y} + \tau_{R_x} \quad \text{e.c 10}$$

Todas las ecuaciones de movimiento tanto traslacional como rotacional para cada segmento fueron incluidas en la interfaz computacional (ver anexo J).

Anexo I.

Cálculo del momento de soporte de la extremidad inferior.

El momento de soporte fue planteado por Winter⁶⁷.

Este parámetro es el resultado de la interacción de los momentos de tobillo, rodilla y cadera, los cuales conjugados darían soporte a la extremidad inferior y evitarían su colapso. Numéricamente el torque de soporte (Ms) está dado por:

$$M_{Soporte} = -M_{cadera} + M_{Rodilla} - M_{Tobillo}$$

El cálculo del momento de soporte fue incluido en la interfaz computacional (ver anexo J)

Anexo J

Código de programación Interfaz de análisis de datos cinemáticos y cinéticos en procesos de dinámica inversa.

El código utilizado para el procesamiento de los datos fue programado en lenguaje IgorPro 5.0, a continuación se expone el código desarrollado:

```
#pragma rtGlobals=1          // Use modern global access method.

//////////////////////////////////CARGAR DATOS CINEMÁTICOS//////////////////////////////////

Function ButtonProc_0(ctrlName) : ButtonControl
    String ctrlName
    variable /G masa, Talla, p1, p2, DetecFY
    variable /G g

                                g=9.8

    DoWindow /K Graph0
        DoWindow /K Graph1
            DoWindow /K Graph2
                DoWindow /K Graph3
                    DoWindow /K Graph4
                        DoWindow /K Graph5
                            DoWindow /K Graph6
                                DoWindow /K Graph7
                                    DoWindow /K Graph8
                                        DoWindow /K Graph9
                                            DoWindow /K Graph10

    DoWindow /K Graph11

        DoWindow /K table0
            DoWindow /K table1
                DoWindow /K table3
                    DoWindow /K table4
                        DoWindow /K table5
                            DoWindow /K table6
```

```

KillWaves/A/Z
LoadWave /J/A/O /Q/w
end

```

```

////////////////CARGAR DATOS DINAMICOS////////////////////////////////////

```

```

Function ButtonProc_1(ctrlName) : ButtonControl
String ctrlName

LoadWave /J/A/O /Q/W

```

```

end

```

```

////////////////////////////////SINCRONIZACION////////////////////////////////

```

```

Function ButtonProc_3(ctrlName) : ButtonControl
String ctrlName
wave w_y1,w_x1,w_mx1_sel,w_mz1_sel, w_y2,w_x2,w_mx2_sel,w_mz2_sel
wave ChanDesc, DX_R_foot, DY_R_foot, DX_R_ankle, DY_R_ankle,
DX_R_knee, DY_R_knee, DX_R_hip
WAVE DY_R_hip,DX_R_Should, DY_R_Should, DX_plate2, DY_plate2, DX_T1,
DY_T1

```

```

Variable/G PreLO, PostLO, Umbral_Fy1
Variable /G masa, Y1LEVEL
Variable q, w, b, c,e,f,g, D_w_1y1, Soff_y1

```

```

b=numpts(chandesc)
D_w_1y1=(masa*9.8)*Y1level
FindLevel /B=1 w_y1, D_w_1y1
q=Round(V_levelX)
print q
DeletePoints
0,q,w_y2,w_x2,w_mx2_sel,w_mz2_sel, w_y1,w_x1,w_mx1_sel,w_mz1_sel

FindLevel /B=1 w_y1, Umbral_Fy1
Soff_y1=Round(V_levelX)
print Soff_y1
c=Soff_y1-PreLO // 1 seg. antes
DeletePoints 0,c,w_y2,w_x2,w_mx2_sel,w_mz2_sel,
w_y1,w_x1,w_mx1_sel,w_mz1_sel

FindLevel /B=1 w_y1, Umbral_Fy1
Soff_y1=Round(V_levelX)
print Soff_y1
make/O/N=1 SynY1, SynTy1
SynY1[0]=Umbral_Fy1

```



```

                                SynTy1[0]=Soff_y1

FindLevel /B=1 chandesc, -0.0001
    w=Round(V_levelX)
    print w
        e=w-PreLO //un segundo antes
            DeletePoints 0,e,ChanDesc, DX_R_foot, DY_R_foot,
DX_R_ankle, DY_R_ankle, DX_R_knee
            DeletePoints 0,e,DY_R_knee, DX_R_hip, DY_R_hip, DX_R_Should,
DY_R_Should, DX_plate2, DY_plate2, DX_T1, DY_T1

FindLevel /B=1 chandesc, -0.0001
    F=(Round(V_levelX))+PostLO
    g=umpnts(w_y2)
        DeletePoints f,g,w_y2,w_x2,w_mx2_sel,w_mz2_sel,
w_y1,w_x1,w_mx1_sel,w_mz1_sel
        DeletePoints f, g,ChanDesc, DX_R_foot, DY_R_foot,
DX_R_ankle, DY_R_ankle, DX_R_knee, DY_R_knee
        DeletePoints f, g,DX_R_hip, DY_R_hip, DX_R_Should, DY_R_Should,
DX_plate2, DY_plate2
DeletePoints f,g, DX_T1, DY_T1

FindLevel /B=1 w_y1, Umbral_Fy1
    Soff_y1=Round(V_levelX)
    print Soff_y1
        make/O/N=1 SynY1, SynTy1
            SynY1[0]=Umbral_Fy1
            SynTy1[0]=Soff_y1
            make/O/N=1 SynT, SynTt

FindLevel /B=1 chandesc, -0.0001
    F=(Round(V_levelX))
    print f
        SynT[1]=-0.00001
        SynTt[1]=F

        Display/T SynY1 vs SynTy1; AppendToGraph/R ChanDesc;
AppendToGraph w_y1,w_y2;AppendToGraph/R/T SynT vs SynTt
            SetAxis bottom 0,(PostLo+PreLO)
            SetAxis top 0,(PostLo+PreLO)
            ModifyGraph
mode (SynY1)=3, rgb (SynY1)=(0,9472,39168)
            ModifyGraph
mode (SynT)=3, rgb (SynT)=(0,9472,39168)

end

```

```

////////////////////////////////////DETERMINACION DEL INICIO DE TSB////////////////////////////////////

```

```

function ButtonProc_4(ctrlName) : ButtonControl

```

```

String ctrlName
wave DX_t1
variable nivel1, nivel2,p, r,s
variable /G start
Variable /G UmbralON

WaveStats/R=(0,40) DX_t1
  nivel1 = V_avg+V_avg*UmbralON
  Findlevel/B=1DX_t1, nivel1
  r=Round(V_levelX)
  nivel2 = V_avg-V_avg*UmbralON
  Findlevel/B=1DX_t1, nivel2
  s=Round(V_levelX)
  print "r="+num2str(r)
  print "s="+num2str(s)

  if (r>=s)
    start=s
  else
    start=r
  endif

make /O /N=1, pon, ponx

  pon[0]=dx_t1[start]
  ponx=start

Display /W=(260,40,530,200) dx_t1
AppendToGraph pon vs ponx
ModifyGraph mode(pon)=3,rgb(pon)=(0,6400,26112)

end

```

```

////////////////////////////////ACOTAR DATOS AL INICIO////////////////////////////////
function ButtonProc_5(ctrlName) : ButtonControl
String ctrlName
Variable /G start

Variable /G Poff
Variable Amin, Vmax, Vy, Ay, Voff, Aoff

Differentiate DY_t1/X=ChanDesc/D=VY_t1
  Differentiate VY_t1/X=ChanDesc/D=AY_t1
    Differentiate DX_t1/X=ChanDesc/D=VX_t1
      Differentiate VX_t1/X=ChanDesc/D=AX_t1
        DeletePoints 0,start, DX_t1, DY_t1, VX_t1,
        VY_t1, AX_t1, AY_t1

```

```

DeletePoints 0,start, Msop,Mh,Mk,Ma,
MsopN,MhN,MkN,MaN, VComx,VComY, angtronco

wavestats AY_t1
  Amin = V_minloc
  aoff=Amin+30
  Findlevel /B=1 /R=(Amin,aoff) Ay_t1, 0.01
  ay=Round(V_levelX)
  wavestats VY_t1
  Vmax = V_maxloc
  Voff=Vmax+30

Findlevel /B=1 /R=(Vmax,Voff) Vy_t1, 0.01
vy=Round(V_levelX)
print "Amin="+num2str(amin)
print "Vmax="+num2str(Vmax)
print "ay="+num2str(ay)
print "vy="+num2str(vy)
  Poff=ceil((vy+ay)/2)
  print "poff="+num2str(poff)

make /O/N=1 MOff, MOffx
MOffx=Poff
MOff=Vy_t1[Poff]

display /W=(260,230,530,350) DY_T1, AY_T1, Vy_t1
  ModifyGraph rgb(AY_t1)=(0,39168,0)
  AppendToGraph MOff vs MOffx
  ModifyGraph
mode(MOff)=3, rgb(MOff)=(0,6400,26112)
  ShowInfo

end

//////////ACOTAR DATOS AL FINAL DE LA TSB//////////

function ButtonProc_6(ctrlName) : ButtonControl
  String ctrlName
  Variable /G Poff
  Variable e=0, r=0, i=0, b=0

  DeletePoints Poff,1000, DX_t1, DY_t1, VX_t1, VY_t1, AX_t1, AY_t1
  DeletePoints Poff,1000, Msop,Mh,Mk,Ma, MsopN,MhN,MkN,MaN,
VComx,VComY

e=numpts(Ma)
  make /O /N=(e) T_nor
  r=100/e
  print r

  for (i=0;i<=e;i+=1)

```

```

        if (e==0)
            t_nor[b]=round(r*i)
            b=b+1
        else
            t_nor[b]=round(r*i)
            b=b+1
        endif
    endfor

    DoWindow /K Graph3
    DoWindow /K Graph4
    DoWindow /K Graph5

    edit t_nor,Msop,Mh,Mk,Ma, MsopN,MhN,MkN,MaN, VComx,VComY
    showinfo

```

```
end
```

```
function angulosanatomicos()
variable xp

```

```
wave R_foot_dz, r_shank_dz, r_thigh_Dz, r_trunk_dz
```

```
xp=numpts(R_foot_dz)
```

```
make /O /N=(xp) ANGTobillo, ANGRodilla, ANGCadera, angTronco
    angTobillo= (R_shank_dz-(r_foot_dz+90))+180
    angRodilla= 180-(R_shank_dz-R_thigh_Dz)
    angCadera=(r_thigh_dz-r_trunk_dz)
    angTronco=90-r_trunk_dz
    SetScale/P x 0,0.016666666666,"s",
angTronco,ANGCadera,ANGRodilla,ANGTobillo

```

```
end
```

```
////////////////////////////////CONVERSION DE UNIDADES CM-MTS////////////////////////////////
```

```
function escala()
```

```

    wave ChanDesc, DX_R_foot, DY_R_foot, DX_R_ankle, DY_R_ankle,
    DX_R_knee, DY_R_knee
    wave DX_R_hip, DY_R_hip, DX_R_should, DY_R_should, DX_plate2,
    DY_plate2,DX_T1, DY_T1

```

```

variable i=0, p=0, b=0

DX_R_foot= DX_R_foot/100
  DY_R_foot =DY_R_foot/100
    DX_R_ankle= DX_R_ankle/100
      DY_R_ankle= DY_R_ankle/100
        DX_R_knee= DX_R_knee/100
          DY_R_knee= DY_R_knee/100
            DX_R_hip=DX_R_hip/100
              DY_R_hip=DY_R_hip/100
                DX_R_should=DX_R_should/100
                  DY_R_should=DY_R_should/100
                    DX_plate2=DX_plate2/100
                      DY_plate2=DY_plate2/100
                        DX_T1=DX_T1/100
                          DY_T1=DY_T1/100

end

//////////PROCESAMIENTO CENTRO DE PRESION//////////

Function COP()

wave w_mx2_sel, w_mz2_sel, w_mz2_sel, w_mx2_sel

variable b=0, i=0, p, a=0, e=0

p=numpts(w_mx2_sel)

make /O/N=(p), cpx, cpz

  for (i=0;i<=p;i+=1)
    if (w_mx2_sel[i]>-0.25 && w_mx2_sel[i]<0.25)
      cpx[b]=w_mx2_sel[i]
      b=b+1
    else
      cpx[b]=0
      b=b+1
    endif
  endfor

  for (a=0;a<=p;a+=1)
    if (w_mz2_sel[a]>-0.25 && w_mz2_sel[a]<0.25)
      cpz[e]=w_mz2_sel[a]
      e=e+1
    else
      cpz[e]=0
    endif
  endfor

```

```

                                e=e+1
endif
endifor

end

////////DEFINICION DE LA MASA DE SEGMENTOS CORPORALES//////////

Function SetVarProc(ctrlName,varNum,varStr,varName) :
SetVariableControl
    String ctrlName
    Variable varNum
    String varStr
    String varName
    Variable /G Masa
        variable /G MasaMuslo, MasaPierna, MasaPie, MasaTronco

MasaMuslo = masa*0.1 // Factores
Dempster
    MasaPierna= Masa*0.0465
    MasaPie= masa*0.0145
    MasaTronco= masa*0.4970

End

////////DETERMINACIÓN DE ANGULOS ABSOLUTOS Y RELATIVOS//////////
Function ang()
variable i=0, p=0, b=0

    wave ChanDesc, dx_R_foot, dy_R_foot, dx_R_ankle, dy_R_ankle,
DY_R_Knee, DX_R_Knee, DY_R_hip, DX_R_hip, DX_R_Should, Dy_R_Should

//////////Ángulos _ pie//////////

    p =numpts(dx_R_foot)
    make /O/N=(p), AFDz, R_foot_Dz

AFDz = (atan((dy_R_ankle-dy_R_foot)/(dx_R_ankle-dx_R_foot))*57.3)+360

for (i=0;i<=p;i+=1)
    if (AFDz[i]>=0)
        R_foot_Dz[b]=AFDz[i]
        b=b+1
    endif
endfor

```

```

else
    R_foot_Dz[b]=180+AFDz[i]
    b=b+1
endif

endfor

Differentiate R_Foot_DZ/X=ChanDesc/D=R_Foot_VZ
Differentiate
R_Foot_Vz/X=ChanDesc/D=R_Foot_AZ

/////////////////////////////////Ángulos _ pierna/////////////////////////////////
i=0
b=0

make /O/N=(p), Ashdz, R_shank_DZ

ASHdz = (atan((dy_R_knee-dy_R_ankle)/(dx_R_knee-dx_R_ankle))*57.3)

for (i=0;i<=p;i+=1)
    if (ASHdz[i]>=0)
        R_Shank_Dz[b]=Ashdz[i]
        b=b+1
    else
        R_shank_Dz[b]=Ashdz[i]+180
        b=b+1
    endif
endfor

R_shank_Dz=R_shank_Dz+180

Differentiate
R_shank_Dz/X=chanDesc/D=R_shank_VZ
Differentiate
R_shank_Vz/X=ChanDesc/D=R_shank_AZ

/////////////////////////////////Ángulos _ muslo/////////////////////////////////

make /O/N=(p), AThdz, R_thigh_DZ

AThdz = (atan((dy_R_hip-dy_R_knee)/(dx_R_hip-dx_R_knee))*57.3)

i=0
b=0

```

```

for (i=0;i<=p;i+=1)
    if (AThDz[i]>=0)
        R_thigh_Dz[b]=AThDz[i]
        b=b+1
    else
        R_thigh_Dz[b]=AthDz[i]+180
        b=b+1
    endif
endfor

        Differentiate R_thigh_Dz/X=ChanDesc/D=R_thigh_VZ
        Differentiate R_thigh_Vz/X=ChanDesc/D=R_thigh_AZ

//////////////////////////////////ANG_TRONCO//////////////////////////////////

make /O/N=(p), ATrunkDz, R_Trunk_DZ

ATrunkDz = (atan((dy_R_should-dy_R_hip)/(dx_R_should-dx_R_hip))*57.3)

i=0
b=0

for (i=0;i<=p;i+=1)
    if (ATrunkDz[i]>=0)
        R_Trunk_DZ [b]=ATrunkDz[i]
        b=b+1
    else
        R_Trunk_DZ [b]=ATrunkDz[i]+180
        b=b+1
    endif
endfor

        Differentiate R_Trunk_DZ /X=ChanDesc/D=R_trunk_VZ
        Differentiate R_trunk_Vz/X=ChanDesc/D=R_trunk_AZ

end

//////////////////////////////////LONGUITUD, COM , MOMENTOS DE INERCIA Y ACELERACIÓN
DEL COM DEL PIE//////////////////////////////////

Function pie()

```



```

variable /G masa
variable e
variable i=0, p=0, b=0

wave ChanDesc, dx_R_foot, dy_R_foot, dx_R_ankle, dy_R_ankle

e =numpnts(dx_R_foot)
make /O/N=(e), comFx, comFy, longF, Ifootcom, Ifootprox, Ifootdistal

LongF= sqrt((dx_R_ankle -dx_R_foot)^2+(dy_R_ankle-dy_R_foot)^2)
comFx= (dx_R_ankle)-((dx_R_ankle-dx_R_foot)*0.5)
comFy= (dy_R_ankle)-((dy_R_ankle-dy_R_foot)*0.5)
Ifootcom= masa*0.0145*(longF*0.475)^2
Ifootprox= masa*0.0145*(longF*0.690)^2
Ifootdistal= masa*0.0145*(longF*0.690)^2
Differentiate comFy/X=ChanDesc/D=VcomFy
//velocidad del centro de masa de pierna en Y
Differentiate comFx/X=ChanDesc/D=VcomFx //velocidad
del centro de masa de pierna e X
Differentiate VcomFy/X=ChanDesc/D=AcomFy //aceleración del centro de
masa de pierna en Y
Differentiate VcomFx/X=ChanDesc/D=AcomFx //aceleración del centro de
masa de pierna en X

end

```

//////////LONGITUD, COM , MOMENTOS DE INERCIA Y ACELERACIÓN DEL
COM DE LA PIERNA//////////

```

Function pierna()

variable /G masa
variable e

wave ChanDesc, dx_R_knee, dy_R_knee, dx_R_ankle, dy_R_ankle
e=numpnts(ChanDesc)

make /O/N=(e), comSx, comSy, AcomSx, AcomSy, longS, Ishankcom,
Ishankprox, Ishankdistal

LongS= sqrt((dx_R_knee -dx_R_ankle)^2+(dy_R_knee-dy_R_ankle)^2)
comSx= (dx_R_knee)-((dx_R_knee-dx_R_ankle)*0.433)
comSy= (dy_R_knee)-((dy_R_knee-dy_R_ankle)*0.433)
Ishankcom= masa*0.0465*(longS*0.302)^2
Ishankprox = masa*0.0465*(longS*0.528)^2
Ishankdistal =
masa*0.0465*(longS*0.643)^2
Differentiate comSy/X=ChanDesc/D=VcomSy //velocidad
del centro de masa de pierna en Y

```

```

        Differentiate comSx/X=ChanDesc/D=VcomSx //velocidad del
centro de masa de pierna en X
        Differentiate VcomSy/X=ChanDesc/D=AcomSy //aceleración del
centro de masa de pierna en
Differentiate VcomSx/X=ChanDesc/D=AcomSx //aceleración del centro de
masa de pierna en X

```

```
end
```

```

//////////LONGUITUD, COM , MOMENTOS DE INERCIA Y ACELERACIÓN DEL
COM DEL MUSLO//////////

```

```

Function Muslo()
variable e
variable /G masa
variable i=0, p=0, b=0

wave ChanDesc, DX_R_knee, DY_R_knee, DX_R_hip, DY_R_hip
e =numpts(DX_R_knee)
make /O/N=(e), comtx, comty,Vcomtx, Vcomty, Acomtx, Acomty, longt,
Ithighcom, Ithighprox, Ithighdistal

longt= sqrt((dx_R_hip-dx_R_knee)^2+(dy_R_hip-dy_R_knee)^2)
comtx= (dx_R_hip)-((dx_R_hip-dx_R_knee)*0.433)
comty= (dy_R_hip)-((dy_R_hip-dy_R_knee)*0.433)
Ithighcom= masa*0.1*(longt*0.323)^2
//dempster
Ithighprox= masa*0.1*(longt*0.540)^2
Ithighdistal= masa*0.1*(longt*0.653)^2
Differentiate comty/X=ChanDesc/D=Vcomty //velocidad
del centro de masa del muslo en Y
Differentiate comtx/X=ChanDesc/D=Vcomtx //velocidad del
centro de masa del muslo en X
Differentiate Vcomty/X=ChanDesc/D=Acomty //aceleración del
centro de masa del muslo en Y
Differentiate Vcomtx/X=ChanDesc/D=Acomtx //aceleración del centro de
masa del muslo en X

end

```

```

//////////LONGUITUD, COM , MOMENTOS DE INERCIA Y ACELERACIÓN DEL
COM DEL TRONCO//////////

```

```

Function tronco()

variable /G masa
variable a
wave dx_R_should, dy_R_should, dx_R_hip, dy_R_hip

```

```

a =numpts(dx_R_should)
make /O/N=(a), comTrunkx, comTrunky, longTrunk, ITrunkcom, Itrunkprox,
Itrunkdistal

```

```

longTrunk= sqrt((dx_R_should -dx_R_hip)^2+(dy_R_should-dy_R_hip)^2)
comTrunkx= (dx_R_should)-((dx_R_should-dx_R_hip)*0.495)
//factors distales Dempster
comtrunky= (dy_R_should)-((dy_R_should-dy_R_hip)*0.495)
Itrunkcom= masa*0.4970*(longtrunk*0.406)^2
Itrunkprox= masa*0.4970*(longtrunk*0.640)^2
Itrunkdistal=
masa*0.4970*(longtrunk*0.648)^2
Differentiate comTrunky/X=ChanDesc/D=Vcomtrunky
//velocidad del centro de masa de pierna en Y
Differentiate comtrunkx/X=ChanDesc/D=Vcomtrunkx //velocidad del
centro de masa de pierna en X
Differentiate Vcomtrunky/X=ChanDesc/D=Acomtrunky //aceleración del
centro de masa de pierna en Y
Differentiate Vcomtrunkx/X=ChanDesc/D=Acomtrunkx //aceleración
del centro de masa de pierna en X

```

```

end

```

```

////////////////////CALCULO DEL CENTRO DE MASA TOTAL////////////////////
Function COM()

```

```

wave Chandesc, Comtrunkx, Comtrunky, Comtx, ComTy, ComSx, ComSy, ComFx,
ComFy
variable /G masa
variable p=0

```

```

p=numpts (Chandesc)

```

```

Make /O/N=(p), COMx, COMy

```

```

ComX=
((masa*0.0145*ComFx)+(masa*0.0465*ComSx)+(masa*0.1*ComTx)+(masa*0.4970*
Comtrunkx))/(masa)

```

```

ComY=
((masa*0.0145*ComFy)+(masa*0.0465*ComSy)+(masa*0.1*ComTy)+(masa*0.4970*
Comtrunky))/(masa)

```

```

Differentiate ComX/X=ChanDesc/D=VComx //velocidad
del centro de masa en x

```

```

Differentiate ComY/X=ChanDesc/D=VComY
//velocidad del centro de masa en y

```

```

end

```

```
////////FUERZAS DE REACCIÓN ARTICULAR Y TORQUE EN TOBILLO////////
```

```
Function Tankle()  
Variable /G Masa, MasaPie, G  
Variable z  
wave w_T, w_x2, w_y2, cpx, cpz  
wave comFx, comFy, Ifootprox, AcomFy, AcomFx, DX_plate2, DY_plate2,  
DY_R_ankle, Dx_R_ankle, R_foot_az, R_foot_Dz  
  
z=numpts(cpx)  
make /O/N=(z), COPx, RX2, RY2  
  
R_foot_az = R_Foot_az/57.3 //transformación de grados a Radianes  
Rx2 = ((MasaPie)*(AcomFx))-(w_x2) //reacion tobillo horizontal  
Ry2= ((MasaPie)*(AcomFy+g))-w_y2 //reaccion tobillo  
vertical  
COPx = ((DX_plate2)-(0.25))+(cpx) //transformada  
lineal para COP  
  
make /O/N=(z), Tgrfx, Tgrfy, Tmg, AlfaF, Ma, d1, d2  
  
d1=sqrt((DX_r_ankle-comfx)^2+(dy_r_ankle-comfy)^2)  
d2=sqrt((DX_r_ankle-copx)^2+(dy_r_ankle-dy_plate2)^2)  
Tmg= (-d1*(cos(R_foot_Dz/57.3)))*(masapie*g)  
Tgrfy= (-d2*(cos(R_foot_Dz/57.3)))*w_y2  
Tgrfx= (d2*(sin(R_foot_Dz/57.3))*w_x2)  
AlfaF= IfootPROX*(R_FOOT_AZ)  
Ma= AlfaF+tmg-tgrfy-tgrfx  
  
end
```

```
////////FUERZAS DE REACCIÓN ARTICULAR Y TORQUE EN RODILLA////////
```

```
Function Tknee()  
variable /G MasaPierna, G  
variable r  
Wave comSx, comSy, Ishankprox, AcomSy, AcomSx, R_shank_AZ, DY_R_knee,  
DX_R_knee, RX2, RY2, Dx_R_ankle, Dy_R_ankle, ma, R_shank_DZ  
r=numpts(rx2)  
  
make/O/N=(r), Mk, TRx2, try2, trx3, try3, TmgS, RX3, RY3, AlfaS, d3, d4  
  
R_shank_AZ = R_shank_AZ/57.3  
RX3= ((masaPierna)*(AcomSx))+(RX2)  
Ry3= ((masaPierna)*(AcomSy+g))+ Ry2  
d3=sqrt((DX_r_knee-comsx)^2+(dy_r_knee-comsy)^2)  
d4=(sqrt((DX_r_ankle-dx_r_knee)^2+(dy_r_ankle-  
dy_r_knee)^2))  
TRY2=(-d4*(cos(R_shank_DZ/57.3)))*Ry2  
trx2= (d4*(sin(R_shank_DZ/57.3)))*Rx2  
TmgS= (-d3*(cos(R_shank_DZ/57.3)))*(masaPierna*g)  
AlfaS=(Ishankprox*R_shank_AZ)
```

```

Mk=Alfas+Ma-Try2+trx2-tmgs

end

//////////FUERZAS DE REACCIÓN ARTICULAR Y TORQUE EN CEDERA//////////

Function Thip()

wave comTx, comTy, Ithighprox, Acomtx, Acomty, R_thigh_AZ, DY_R_hip,
Dx_R_hip, DY_R_knee, DX_R_knee, Mk, Rx3, Ry3, r_thigh_dz
variable /G masaMuslo, g
variable r
r=umpnts(Rx3)
make /O/N=(r) RX4, RY4, Mh, Tmgt, TRx3, TRy3, alfaT, Mhcom, d5, d6

R_thigh_AZ=R_thigh_AZ/57.3
  RX4 = ((masaMuslo)*(Acomtx))+RX3
  RY4= ((masaMuslo)*(Acomty+g))+RY3
  d5=sqrt((DX_r_knee-comtx)^2+(dy_r_knee-comty)^2)
  d6=(sqrt((DX_r_hip-dx_r_knee)^2+(dy_r_hip-
dy_r_knee)^2))
  TRy3=(-d6*(cos(r_thigh_dz/57.3)))*Ry3

  trx3=(d6*(sin(r_thigh_dz/57.3)))*Rx3
  Tmgt= (-d5*(cos(r_thigh_dz/57.3)))*(masamuslo*g)
  AlfaT=(Ithighprox*R_thigh_AZ)
  Mh= (AlfaT+mk+try3+trx3+tmgt)

Display Ma,Mk,Mh
  Label left "Torque Neto [Nm]"
  ModifyGraph lsize(Mh)=2, rgb(Mh)=(0,0,39168)
  ModifyGraph lsize(Ma)=2, rgb(Ma)=(0,26112,0)
  ModifyGraph lsize(Mk)=0, rgb(Mk)=(65280,0,0)
  ModifyGraph lsize=2
  SetDrawEnv textrgb= (0,0,39168), fstyle= 1; DelayUpdate
  DrawText 0.121276595744681, 0.621739130434783, "Cadera"
  SetDrawEnv textrgb= (65280,0,0), fstyle= 1; DelayUpdate
  DrawText 0.119148936170213, 0.726086956521739, "Rodilla"
  SetDrawEnv textrgb= (0,26112,0), fstyle= 1; DelayUpdate
  DrawText 0.24468085106383, 0.78695652173913, "Tobillo"

end

//////////NORMALIZACIÓN DE LO TORQUES A LA TALLA Y MASA //////////

function Norma()

wave Ma, Mk, Mh, w_y2, w_x2
Variable /G masa, talla

```

```

variable k
k=numpts(ma)
make /O/N=(k) MaN, MkN, MhN, GRFy, GRFx, Msop, MsopN

MaN=(Ma)/(Masa*Talla)
MkN=(Mk)/(Masa*Talla)
MhN=(Mh)/(Masa*Talla)
Msop=-Mh+mk-ma
MsopN=-Man+MkN-MhN

SetScale/P x 0,0.01666666,"s", Msop,Mh,Mk,Ma, MsopN,MhN,MkN,MaN,
VComx,VComY
  Display MaN,MkN,MhN
    Label left "Torque Neto [Nm/(kg*m)]"
    ModifyGraph lsize(MhN)=2,rgb(MhN)=(0,0,39168)
    ModifyGraph lsize(MaN)=2,rgb(MaN)=(0,26112,0)
    ModifyGraph lsize(MkN)=0,rgb(MkN)=(65280,0,0)
    ModifyGraph lsize=2
    SetDrawEnv textrgb=(0,0,39168),fstyle=1;DelayUpdate
    DrawText 0.121276595744681,0.621739130434783,"Cadera"
    SetDrawEnv textrgb=(65280,0,0),fstyle=1;DelayUpdate
    DrawText 0.119148936170213,0.726086956521739,"Rodilla"
    SetDrawEnv textrgb=(0,26112,0),fstyle=1;DelayUpdate
    DrawText 0.24468085106383,0.78695652173913,"Tobillo"

```

end

//////////VARIABLES DE TALLA Y MASA//////////

```

Function CheckProc0(ctrlName,checked) : CheckBoxControl
  String ctrlName
  Variable checked

```

End

```

Function CheckProc1(ctrlName,checked) : CheckBoxControl
  String ctrlName
  Variable checked

```

End

//////////SERIES DE TIEMPO DE VARIABLES DE ANALISIS//////////

```

Function ButtonProc_7(ctrlName) : ButtonControl
  String ctrlName

```

```
wave Ma, Mk, Mh, Msop, MaN, MKN,MhN, MsopN, Vcomx, Vcomy,m, angtronco
```

```
edit Ma, mk, mh, msop, man,mkn, mhn, msopn  
AppendToTable vcomx,vcomy, angtronco
```

```
End
```

```
//////////DETERMINACIÓN DE VALORES MAXIMOS//////////
```

```
Function ButtonProc_8(ctrlName) : ButtonControl
```

```
String ctrlName
```

```
variable a=0, b=0, c=0
```

```
wave MKN, MaN,MsopN,MhN,Vcomx,VComy, angtronco
```

```
Make /O/N=1 MKNmaxEXT,MKNminFLEX, MHNmaxFLEX,MHNminEXT, MANmaxFD,  
MaNminFP, MSNmax,MsNmin,VCOMXP1,VCOMYP1,mP1, TrunkMax
```

```
wavestats /R=(xcsr(A),xcsr(B)) mAN
```

```
MaNmaxFD[0]=V_max
```

```
MaNminFP[0]=V_min
```

```
wavestats /R=(xcsr(A),xcsr(B)) mKN
```

```
MkNmaxEXT[0]=V_max
```

```
MkNminFLEX[0]=V_min
```

```
wavestats /R=(xcsr(A),xcsr(B)) mhN
```

```
MhNmaxFLEX[0]=V_max
```

```
MhNminEXT[0]=V_min
```

```
wavestats /R=(xcsr(A),xcsr(B)) msopN
```

```
MsNmax[0]=V_max
```

```
MsNmin[0]=V_min
```

```
wavestats /R=(xcsr(A),xcsr(B)) vcomx
```

```
vcomxp1[0]=v_max
```

```
a=v_maxloc
```

```
wavestats /R=(xcsr(A),xcsr(B)) vcomy
```

```
vcomyp1[0]=v_max
```

```
b=v_maxloc
```

```
c=(a-b)
```

```
mP1[0]=(vcomxp1[0]-vcomyp1[0])/(c)
```

```
wavestats /R=(xcsr(A),xcsr(B)) angtronco
```

```
trunkMax[0]=v_max
```

```
edit MKNmaxEXT,MKNminFLEX, MHNmaxFLEX,MHNminEXT, MANmaxFD, MaNminFP,  
MSNmax,MsNmin,VCOMXP1,VCOMYP1,mP1, TrunkMax
```

end

//////////////////////////////////PROCESAMIENTO//////////////////////////////////

Function PopMenuProc(ctrlName,popNum,popStr) : PopupMenuControl

String ctrlName

Variable popNum

String popStr

VARIABLE X

strswitch(popstr)

case "STS":

COP()

escala()

ang()

Pie()

Pierna()

muslo()

tronco()

COM()

torque()

angulosanatomicos()

Norma()

wave Mkn, Mhn, Man, MsopN, Ma, Mk, Ma, Msop

Display Vcomx, Vcomy

ModifyGraph rgb(VComY)=(0,0,52224)

Label left "Velocidad COM [m/s]"

SetDrawEnv textrgb= (0,0,39168),fstyle=

1;DelayUpdate

DrawText

0.195488721804511,0.537634408602151,"Vertical"

SetDrawEnv textrgb= (65280,0,0),fstyle= 1;DelayUpdate

DrawText 0.157894736842105,0.586021505376344,"Horizontal"

showinfo

display angTronco

Label left "Posición [°]"

ModifyGraph lsize=2,rgb=(0,17408,26112)

SetDrawEnv textrgb= (0,17408,26112),fstyle=

1;DelayUpdate

DrawText

0.151029748283753,0.423809523809524,"Tronco"

break


```
        default:  
    endswitch  
End
```

```
////////EJECUCIÓN DE CALCULO DE TORQUES EN CADERA, RODILLA Y TOBILLO///
```

```
function torque()
```

```
Tankle()
```

```
Tknee()
```

```
Thip()
```

```
end
```