

Guía Teórico Práctica de Análisis Biomecánico del Movimiento

Recurso de Apoyo a la Docencia
Equipo Docente UDD

Docente Responsable del Proyecto:
Eduardo Antonio Vega Gana

Docente Colaborador:
Joel Álvarez Ruf

Docentes Desarrolladores de contenido:
Eduardo Vega Gana
Joel Álvarez Ruf
Alejandro Troncoso Trujillo
Diego Robles Cruz
Tomás Santibáñez Arellano

"Proyecto financiado por Centro de Desarrollo de la Docencia, en el marco de Proyectos de Innovación y Fortalecimiento de la Docencia 2016".

Facultad de Medicina Clínica Alemana de Santiago Universidad del Desarrollo.

Carrera de Kinesiología, Santiago.

Prefacio

El espíritu tras el diseño y confección de este proyecto de apoyo a la docencia es la intención de facilitar el proceso de aprendizaje de nuestros estudiantes de Análisis Biomecánico del Movimiento.

La génesis de este documento se ubica en la necesidad de integrar múltiples fuentes y algunas de las áreas de las Ciencias del Movimiento Humano más pertinentes para aproximarse al campo del Control Motor y la Biomecánica. Se justifica en la escasa disponibilidad de literatura en español propia del campo de estudio y la aún más escasa disponibilidad de textos de estudio con un enfoque integrativo.

Por medio de esta Guía Teórico Práctica esperamos en los futuros Kinesiólogos y profesionales de la salud UDD potenciar la capacidad de asombro, la curiosidad y compromiso con el entendimiento del movimiento y la funcionalidad de las personas, a través de la presentación, explicación, análisis y discusión de diferentes fenómenos del movimiento humano presentes en las tareas cotidianas.

A través de diferentes actividades de seminario y laboratorio se pretende ayudar a la comprensión e integración de los principios neuromecánicos presentes en variados fenómenos del movimiento humano. Así también, el estudiante encontrará actividades de análisis y evaluación del movimiento humano que aportarán a la construcción de las bases de su razonamiento kinésico.

El texto resultante constituye un documento original y novedoso, pues recopila información de múltiples áreas de las Ciencias del Movimiento Humano y proporciona un hilo conductor desde la perspectiva de la Biomecánica con orientación Clínica pertinente para la formación de Kinesiólogos en Chile.

Equipo Docente Biomecánica UDD

*Joel Álvarez Ruf
Diego Robles Cruz
Tomás Arellano Santibáñez
Alejandro Troncoso Trujillo
Eduardo Vega Gana*

Índice

Prefacio	2
Capítulo 1: Análisis Biomecánico del Movimiento Humano; Definición conceptual	5
Definición de Análisis Biomecánico del Movimiento	5
Actividades: Niveles de Evaluación	5
Capítulo 2: Análisis Biomecánico para el estudio del Control Muscular	8
Aplicaciones de la Electromiografía de Superficie	8
Actividad I: Generalidades de la EMG	9
Actividad II. Interpretación de Análisis de la señal EMG.	10
Capítulo 3: Cinemática aplicada al Análisis Biomecánico del Movimiento Humano	12
Actividad 1: Aplicaciones e Interpretación de gráficas de Análisis Cinemático	12
Actividad 2: Cálculo de ángulos Absoluto y Relativo	14
Capítulo 4: Cinemática, Cinética, Trabajo y Energía: Integración de Conceptos	16
Actividad 1: Potencia	16
Actividad 2: Trabajo	17
Actividad 3: Impulso de una Fuerza	17
Actividad 4: Momento: Aplicación de conceptos	18
Actividad 5: Trabajo e Impulso; Análisis de gráficas	19
Capítulo 5: Descripción de patrones de movimiento por medio de Plataformas de Fuerza	21
Actividad 1: Salto desde sentadilla y Salto con contra-movimiento.	22
Actividad 2: Balance Postural	23
Actividad 3: Locomoción.	25
Capítulo 6: Problemas y preguntas fundamentales del Control Motor	26
Actividad 1: Evolución del concepto Control Motor	27
Actividad 2: Sinergias Musculares	27
Capítulo 7: Sistema Sensorio-Motor y Bases de la Estabilidad Articular	29
Actividad 1: Preguntas de definición conceptual	30
Actividad 2: Análisis Biomecánico de Aplicación Clínica	32
Capítulo 8: Sistema Sensorio-Motor Fundamentos del Balance y el Control Postural	36
Equilibrio, Estabilidad y Balance... ¿Son lo mismo?	36
Estabilidad Articular	37
Rol del sistema Sensoriomotor en la Estabilidad Articular	39
Estabilidad en el contexto del Control Postural	42
Recursos utilizados en la orientación y estabilidad postural	44
Actividades: Preguntas de Desarrollo	45
Capítulo 9: Biomecánica Básica de la Marcha	46
Aspectos Generales de la Marcha:	46
Modelos y Teorías de la Mecánica de la Marcha	47
Principios Mecánicos de la Marcha	48
Actividad 1: Descripción del Ciclo de Marcha	49
Actividad 2: Parámetros Espacio Temporales de la Marcha	50
Capítulo 10: Actividad Muscular durante la Marcha	51
Aspectos Generales del control muscular de la marcha	51

Descripción de la Actividad Muscular durante la Marcha:	53
Actividad 1: Análisis de la Actividad Muscular durante la Marcha	55
Capítulo 11: Análisis Biomecánico de la Marcha Patológica	58
Análisis Observacional de la Marcha Patológica	58
Actividad 1: Descripción del Patrón de Marcha	59
Actividad 2: Parámetros Espacio Temporales de la Marcha Patológica	60
Actividad 3: Cinemática de la Marcha Patológica	61
Cinemática de la Marcha (ejemplo)	62
Actividad Nº4: Cinética y Actividad Muscular de la Marcha	63
<i>Cinética y Actividad Muscular de la Marcha (ejemplo)</i>	64
Capítulo 12: Biomecánica Básica de los Gestos Deportivos	66
La Carrera:	66
Actividad Nº1: Generalidades de la Carrera	67
Actividad Nº2: Aspectos básicos de la relación Fuerza - Velocidad	68
Actividad 3: Fuerza de reacción del suelo y cinemática articular	69
Actividad 4: Técnicas de carrera en base a distintos tipos de apoyo	70
Actividad 5: Salto y Lanzamiento	71
ANEXO Nº1: Actividad Video-Fotogrametría	74
Parte 1: Uso de la planilla de datos cálculo aplicado al análisis cinemático:	74
Parte 2: Obtención de Coordenadas de los segmentos del Cuerpo	75
Parte 3: Cálculo de parámetros cinemáticos	79
Consideraciones	81
ANEXO Nº2: Teorías Actuales de Control Motor	83
Problemas fundamentales del control motor	84
Concepto de Sinergias Musculares: Base para la comprensión de TSD y UCM.	86
Teoría de Sistemas dinámicos	87
Hipótesis del Descontrol Múltiple	89
Teoría de Control de Umbrales o Hipótesis del Punto de Equilibrio	90
Teoría de Optimización desde Modelos Internos.	92
ANEXO Nº3: Problemas Fundamentales del Estudio del Control Motor	94
Variabilidad Motora y Redundancia Motora	94
Principio de Abundancia Motora	96
Retardo Sensorio-Motor	96
Referencias	99

Capítulo 1: Análisis Biomecánico del Movimiento Humano; Definición conceptual

El análisis de biomecánico del movimiento humano es considerado un razonamiento desarrollado por profesionales afines a las ciencias del movimiento o la actividad física. Al abordarse el concepto desde la etimología, se puede inferir que consiste en un procedimiento que pretende **separar** las partes del movimiento, para conocer los principios y elementos que posibilitan los diferentes cambios de posición del cuerpo humano.

Definición de Análisis Biomecánico del Movimiento

Según D.A. Winter el análisis biomecánico del movimiento es parte de evaluación del movimiento, el cual es un proceso constituido por tres niveles: observación, medición y análisis. Así, el análisis es considerado el nivel más alto de la evaluación del movimiento y puede ser entendido como una “Operación Matemática desarrollada sobre un conjunto de datos para presentarlos de otra forma o para combinarlos con datos de otras fuentes a fin de producir una variable que no es directamente medible”. Cabe destacar que los datos corresponden a información proveniente de los sistemas de medición que dan cuenta de parámetros cinemáticos, cinéticos y electrofisiológicos (electromiográficos).

Los distintos parámetros del movimiento humano son estudiados a partir del análisis de **señales biológicas** obtenidas mediante el uso de bioinstrumentos. No obstante el análisis de movimiento requiere de una fuerte base en la biomecánica y el control motor.

Objetivos:

1. Comprender el concepto de evaluación del movimiento humano.
2. Comprender y explicar el concepto de Análisis Biomecánico del Movimiento (ABM) en todos sus aspectos.
3. Incorporar el concepto de ABM en el proceso de evaluación del movimiento.
4. Contextualizar el ABM dentro de la definición de Kinesiología y su abordaje desde la ciencia y la clínica (tecnología).
5. Explicar los conceptos de Bioinstrumento y señal biológica.
6. Describir los bioinstrumentos más comunes y asociarlos con el tipo de información que proporcionan.

Actividades: Niveles de Evaluación

A continuación se presentan 3 gestos motores; salto contra movimiento (figura 1.1), pararse desde una silla (figura 1.2), y carrera (figura 1.3). Para evaluar los movimientos puede usar las imágenes a continuación o reproduzca los gestos y registrarlos en video.

1. Primer nivel de Evaluación
 - Describa el movimiento usando nomenclatura técnico para las articulaciones implicadas, detallando planos y ejes.
 - Establezca fases, tipos de trabajo y actividad muscular.

2. Segundo nivel de Evaluación

- Señale los aspectos sujetos a medición, útiles para evaluar cada movimiento. Se recomienda consultar bibliografía complementaria.
- Determine las herramientas a utilizar, las unidades de medida y la utilidad de las mediciones.

3. Tercer nivel de Evaluación

- Según la literatura, ¿qué métodos son utilizados para analizar los movimientos señalados?
- ¿Cuál es el propósito y/o aporte del análisis biomecánico para el estudio de cada uno de estos gestos?

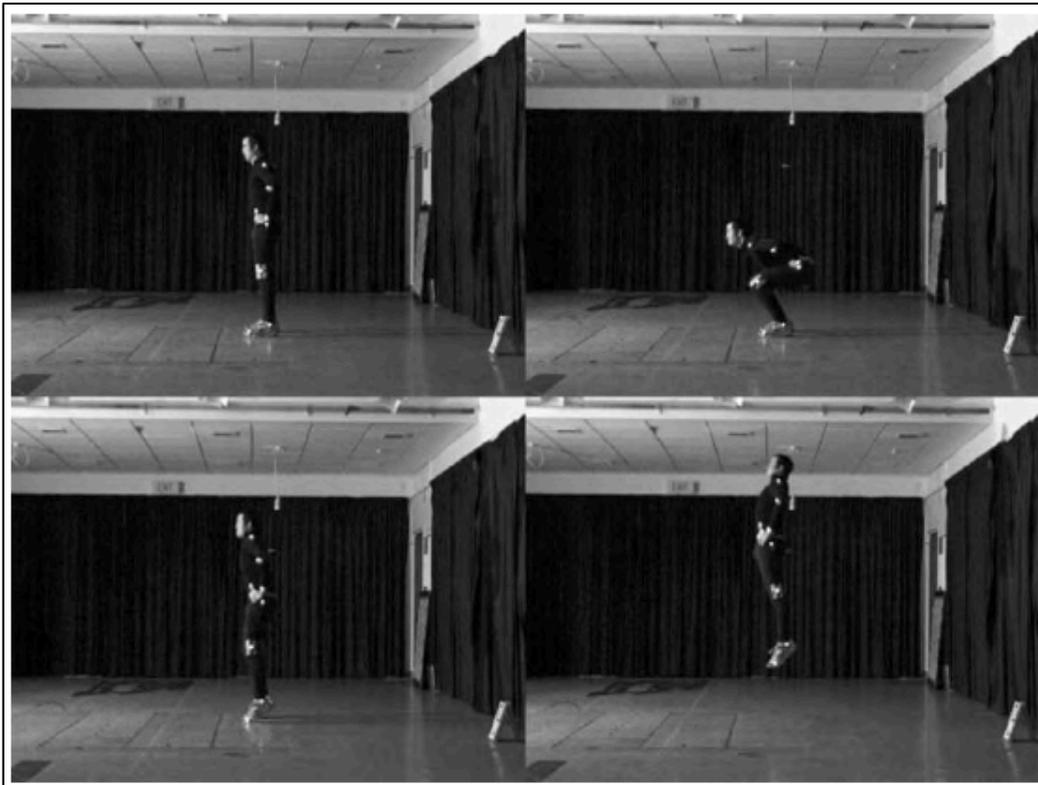


Figura 1.1: La secuencia de fotogramas muestra las principales fases del Salto Contramovimiento. Imagen tomada de (Bartlett, 2007). El primer cuadro de la secuencia corresponde al fotograma ubicado arriba a la izquierda, seguido de arriba a la derecha, abajo a la izquierda y abajo a la derecha, consecutivamente.



Figura 1.2: Secuencia de fotogramas representativa de las principales fases de y eventos del movimiento pararse desde una silla o Sit to Stand. La secuencia está ordenada de izquierda a derecha. Imagen tomada de (Schwenk, Gogulla, Englert, Czempik, & Hauer, 2012).

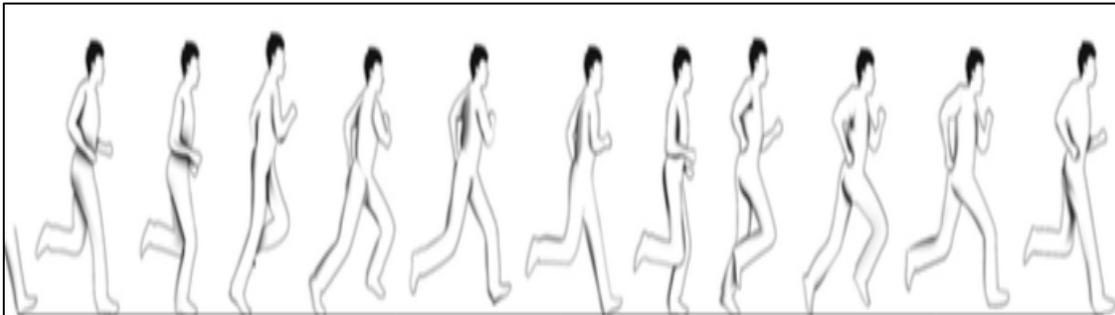


Figura 1.3: Secuencia de fotogramas representativa de las principales fases de y eventos del ciclo de la Carrera o Running. La secuencia está ordenada de izquierda a derecha. Imagen tomada de (Lohman, Balan Sackiriyas, & Swen, 2011)

Capítulo 2: Análisis Biomecánico para el estudio del Control Muscular

Aplicaciones de la Electromiografía de Superficie

Como ya se ha revisado, el Análisis de movimiento permite la identificación y separación de los elementos involucrados en el movimiento humano, siendo la actividad muscular uno de ellos. La actividad muscular da cuenta de la acción de los efectores sobre el ambiente y de las estrategias de control motor necesarias para manejar aspectos tales como grados de libertad, fuerza, respuesta y/o anticipación, que finalmente brindan funcionalidad a los individuos.

Dado que la actividad muscular constituye un proceso electrofisiológico, los aspectos relativos al control tanto inter como intra-muscular son estudiados a partir de señales eléctricas. La Electromiografía (EMG) es una técnica experimental concerniente al desarrollo de registros y análisis de señales mioeléctricas formadas de la variación fisiológica del estado de la membrana de la fibra muscular [...], también puede ser entendida como el estudio de la función muscular a través de señales provenientes de éste. (Basmajian y De Luca). Se pueden encontrar otras definiciones; “Registro de los potenciales de acción propagados a través del sarcolema de la fibra muscular” (Enoka, 2008); “Señal eléctrica asociada con la contracción de un músculo” (David A Winter, 2009); “Señal eléctrica proveniente del músculo”. (Sociedad Española de Neurofisiología).

La EMG Registra en el dominio temporal la suma algebraica de los Potenciales de Acción de Unidades Motoras (PAUMs) transmitidos a lo largo de la fibra muscular en el punto de ubicación del electrodo. **PAUM** es un acrónimo utilizado para designar a la señal eléctrica generada en la fibra muscular como resultado del reclutamiento de una unidad motora .

Gracias a la EMG ha sido posible describir algunos de los principios fundamentales del control muscular, incluyendo el más básico de todos conocido como “Principio del Tamaño”, el cual describe que las Unidades Motoras (UM) son reclutadas de manera ordenada, activándose desde la más pequeña a la de mayor tamaño (Adam & De Luca, 2003), es decir se reclutarían inicialmente aquellas Unidades Motoras con soma de menor diámetro, axón con menor velocidad de conducción y menor respuesta contráctil. Otro elemento fundamental del control muscular es el denominado “Fenómeno Onion-Skin”, correspondiente a la descripción de las variaciones de frecuencia de descarga que experimentan diferentes UM de un mismo músculo. Las UM que se reclutan más tarde lo harían con frecuencias de descarga mayores a las con que se activan las UM reclutadas antes, sin embargo al activarse las UM nunca superarían la frecuencia de descarga que en ese momento desarrollan las UM que se reclutaron en un inicio (Luca & Erim, 2001). El fenómeno Onion Skin es típicamente observado en músculos de las extremidades durante tareas con demandas de fuerza sub-máxima y es uno de los muchos elementos que sustentan la Teoría de Conducción Común, la cual sostiene que un grupo UM recibe una única señal, pero cada una de éstas respondería de manera independiente a las variaciones simultáneas de la señal que recibe el grupo de unidades motoras.

Objetivos:

1. Comprender cómo se incorpora la EMG en el concepto de análisis biomecánico del movimiento.
2. Comprender el marco teórico que da sustento a las principales aplicaciones de la EMG.
3. Aplicar todas las consideraciones técnicas necesarias para realizar un correcto registro EMG.

4. Describir las características básicas de la señal EMG en el dominio del tiempo y la frecuencia.
5. Realizar el procesamiento y análisis de señales EMG básico para un registro dado.

Actividad I: Generalidades de la EMG

1. Ingrese a <http://www.seniam.org/> y revise las recomendaciones para la ubicación de electrodos de EMG en los músculos bíceps braquial y tríceps braquial.
2. Bajo la supervisión del profesor, instale los electrodos sobre el sujeto participante.
 - a. Tome todas las consideraciones necesarias para evitar la contaminación de la señal.
3. Realice un registro de la máxima contracción voluntaria para cada músculo.
4. Realice un registro EMG para estudiar los ejercicios curl de bíceps (figura 2.1, izquierda) y pullo ver de tríceps (figura 2.1, derecha):

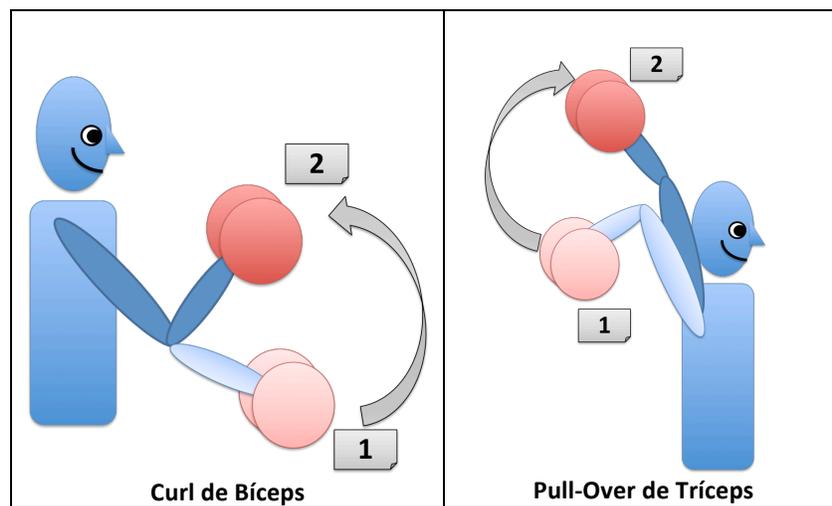


Figura 2.1: A la izquierda, esquema representativo del ejercicio Curl de Bíceps. El movimiento consiste en mover la mancuerna desde la posición 1 a 2. A la derecha esquema representativo del Pull Over de Tríceps. El movimiento consiste en mover la mancuerna desde la posición 1 a 2. Ambas figuras han sido desarrolladas con fines académicos por Equipo Docente Biomecánica UDD.

5. Realice el procesamiento de la señal:
 - a. Graficar el dominio temporal.
 - b. Implementar filtro digital.
 - c. Rectificar y graficar envolvente.
6. Análisis de la señal EMG:
 - a. Presente la señal en el dominio de la frecuencia.
 - b. Describa las características de la señal.
7. Realice un registro EMG de una tarea motora en la cual se consiga un patrón de “tres burst” entre bíceps y tríceps.
 - a. **Explique la función que cumple como ejemplo de co-activación muscular.**
8. Realice un registro EMG que represente una estrategia feed-back en bíceps y/o tríceps.
9. Realice un registro EMG que represente una estrategia feed-forward en bíceps y/o tríceps.
10. Finalmente, comente la relación entre el Principio del Tamaño y el Fenómeno Onion Skin se relaciona con los mecanismos básicos de regulación de la fuerza: Frecuencia de Descarga y Número de Unidades Motoras reclutadas.

Actividad II. Interpretación de Análisis de la señal EMG.

II.A Activación muscular del transverso del abdomen en un paciente sano y con dolor lumbar crónico:

Se analizará un registro de dos pacientes, con dolor lumbar crónico y sano, en 3 pruebas de elevación rápida de la extremidad superior. En la prueba se evaluó mediante EMGs el Transverso del Abdomen en sus porciones derecha e izquierda y el Músculo Deltoides, en conjunto con las aceleraciones de la extremidad superior derecha. Abra la carpeta denominada Actividad Ila en el “*current folder*” y ejecute por secciones el código Actividad_Ila.

1. Determine en la figura 1 cuáles son los canales que representan cada señal analizada y qué representan las variables en el eje X e Y.
2. ¿Cómo se realizó el cambio de variables nº de muestras en la figura 1 a tiempo en la figura 2 ?.
3. Observe la figura 3 y determine lo siguiente: ¿Qué significa que esté en el dominio de la frecuencia?. ¿Mediante qué cálculo matemático se transformó del dominio del tiempo al dominio de la frecuencia?. ¿Por qué el rango de frecuencias varía de 0 a 500 hz?. ¿En qué frecuencias se concentra el mayor poder espectral?. ¿Qué representa la espiga de los 50 hz?.
4. Se realizó un filtraje de la señal cruda que está representado en la figura 4 y 5. Observe y responda lo siguiente: ¿Para que se utiliza el filtro en tales bandas de frecuencia?. ¿Qué tipos de filtros se utilizaron?.
5. En la figura 7 debes marcar el inicio de activación del músculo cuando éste supera el umbral. ¿Cómo se determina el umbral de activación muscular?. ¿Qué estrategias musculares se realizan si el tiempo es positivo o negativo?
6. Anote los resultados de la variable “*inicio_activación*” que representa el inicio de activación del Transverso del Abdomen Dº e Iº respectivamente. Vuelva a realizar el análisis con el paciente con DLC y determine: ¿Cuáles son las diferencias en el inicio de activación muscular?. ¿Cuáles son las estrategias de control alteradas en el paciente con DLC?. ¿Cuál es la función de tales estrategias de control?. ¿Cuáles son las alteraciones neuromecánicas asociadas a la alteraciones de la estrategias de control?

II.B Comparación de niveles de activación muscular de cadera en tareas saltos

En el siguiente estudio se evaluó la actividad electromiográfica de glúteo Mayor, glúteo medio y aductores de la pierna dominante de un sujeto sano en la tarea de “*dropjump*” y “*squatjump*”. Previo a la tarea se realizaron contracciones voluntarias máximas (CMV) El objetivo es determinar los niveles de activación muscular y determinar el índice de cocontracción entre agonistas y antagonistas. Abra la carpeta denominada Actividad Iib en el “*current folder*” y ejecute por secciones el código Actividad_Iib.

1. La figura 1, 2 y 3 se describe la CMV de cada músculo. ¿Cuál es el rol de la CMV para el cálculo del nivel de activación muscular? Puede revisar Documento “ABC of EMG”(Konrad, 2005)
2. Observe la figura 4 e interprete los resultados de la normalización.
3. La figura 5 y 6 se gráfica la respuesta anticipatoria y reactiva al salto del cajón y al salto desde el squat respectivamente. Observe la información derivada de las variables *activación_drop* y *activación_squat* en el workspace. Las columnas representan los niveles de activación obtenidos

en la prueba en respuesta anticipatoria (fila 1) y reactiva (2). Interprete los resultados realizando una comparación entre músculos e¹n relación al tipo de respuesta y al tipo de salto.

4. Interprete los resultados de los índice de co-activación entre el agonista (glúteo medio y glúteo máximo) y antagonista (aductores)

II.C Activación muscular del tibial anterior y gastrocnemio durante la carrera.

En la siguiente evaluación se analizaron las variables de activación muscular del tibial anterior, gastrocnemio lateral y medial durante la carrera con antepié. Previo a la tarea se registraron las CMVI de los músculos correspondientes. Abra la carpeta denominada Actividad Ilc en el "*current folder*" y ejecute por secciones el código Actividad_Il.c.

1. ¿Cuál es la función del canal 4?. ¿Qué significa que esté normalizado por porcentaje de ciclo?
2. Considerando que el despegue de talón es aproximadamente al 40% del porcentaje de ciclo. Interprete los resultados mostrados en la figura 5 y 6. Incorpore en su interpretación los términos inhibición recíproca y coactivación.
3. ¿Cuál son los objetivos de cada estrategia de coordinación intermuscular?

Capítulo 3: Cinemática aplicada al Análisis Biomecánico del Movimiento Humano

La Cinemática describe objetiva y cuantitativamente el movimiento prescindiendo de las fuerzas involucradas, no obstante, considera parámetros tales como posición, desplazamiento, velocidad y aceleración. Estos parámetros pueden ser utilizados como indicadores de “calidad del movimiento” en el contexto del análisis de movimiento, es decir, cuando son combinados para producir variables no directamente medibles. También, por medio de dinámica inversa se puede estimar las fuerzas y torques implicados a partir de los parámetros cinemáticos.

Los bioinstrumentos utilizados para el análisis cinemático son clasificados como métodos directos e indirectos:

- Directos: Miden directamente la variable de interés mediante el uso de sensores, ejemplos son Electrogoniómetros, Acelerómetros y Giroscopios.
- Indirectos: A partir de datos de la posición de un marcador establece la posición de un punto de interés para luego derivar los parámetros restantes, entre ellos se encuentran los sistemas de imagen y sistemas magnéticos.

Las actividades a continuación han sido diseñadas para abordar métodos indirectos, específicamente la videofotogrametría.

Objetivos:

1. Comprender las aplicaciones de las técnicas de análisis cinemático para el estudio del movimiento humano.
2. Interpretar gráficas comúnmente utilizadas para expresar variables cinemáticas relativas al estudio de diferentes aspectos del movimiento humano.

Actividad 1: Aplicaciones e Interpretación de gráficas de Análisis Cinemático

Las variables cinemáticas posición, velocidad y aceleración son de gran utilidad para estudiar diferentes aspectos del movimiento. Éstas proporcionan valiosa información que puede ser transferible a la clínica, al entrenamiento deportivo, robótica y otras ciencias del movimiento humano.

A continuación se muestran algunas gráficas de diferentes variables cinemáticas como resultados de estudios relativos a diferentes técnicas (movimientos) de levantamiento manual de carga. Éstas son parte de los resultados de la publicación de (Hwang, Kim, & Kim, 2009), la cual reporta hallazgos en relación la curvatura lumbar y la cinética de extremidades inferiores durante tareas de levantamiento manual de carga realizadas con las técnicas squat y stoop.

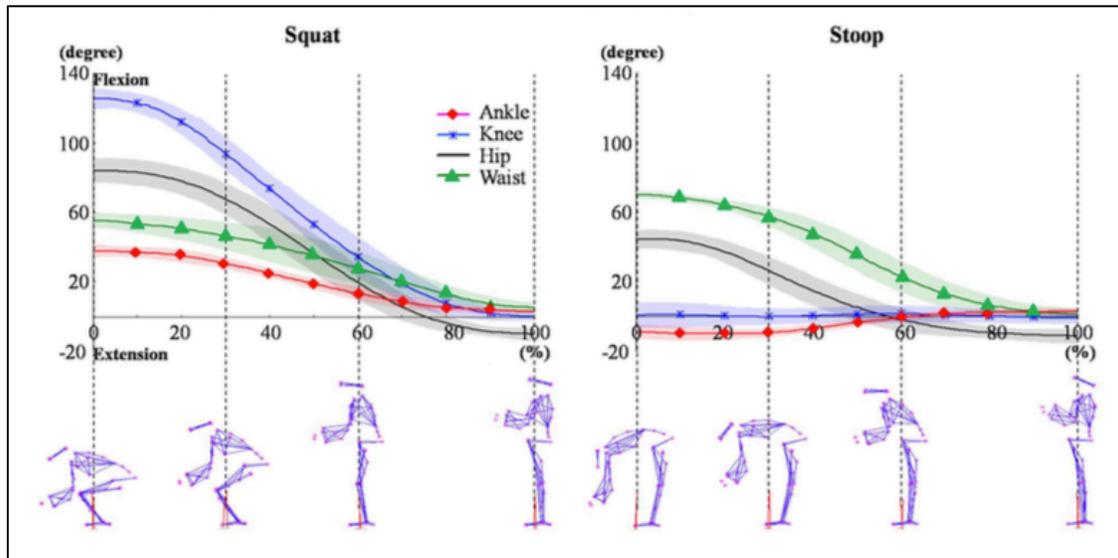


Figura 3.1. Comparación de las gráficas de **posición angular (grados)/ tiempo (% del ciclo)**, se representa el rango de movimiento de la cadera, región lumbar, rodilla y tobillo, para dos gestos motores ejecutados en el levantamiento manual de cargas: Squat (a la izquierda) y Stoop (a la derecha). Imagen tomada de (Hwang et al., 2009).

Considerando la información expresada en la figura 3.1, explique e infiera:

- Comente el aporte, en rango y amplitud de movimiento, de las diferentes articulaciones para cada gesto motor (tobillo, rodilla, cadera, tronco).
- Considerando sus conocimientos respecto a la Biomecánica de la columna lumbar, ¿cuál de las dos posiciones supone menor demanda mecánica para el disco intervertebral?. Fundamente.

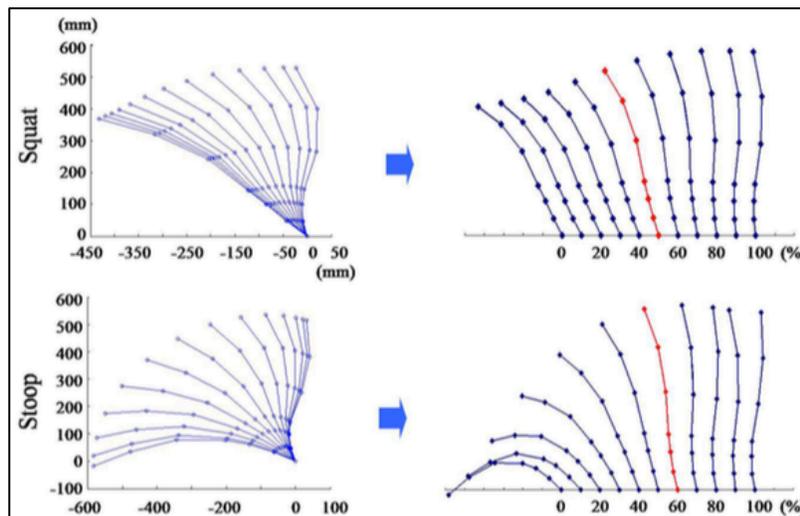


Figura 3.2: Muestra la confección de dos secuencias de diagramas de stick, las cuales representan la posición de la curvatura lumbar durante el levantamiento, desarrollado con los dos diferentes gestos motores. A la izquierda se representan las posiciones sobre el plano cartesiano. A la derecha se representa la posición de la región lumbar en relación a los diferentes porcentajes del tiempo de duración del gesto motor, además, se destaca en rojo el instante en que la columna pasa de la cifosis a la lordosis. Imagen original de (Hwang et al., 2009).

Considerando la información expresada en la figura 3.2, explique e infiera:

- ¿De qué forma el diagrama de sticks (figura 3.2) se complementa con la gráfica de posición angular en función del porcentaje del ciclo (figura 3.1) para.
- Qué implicancias tienen las diferencias mostradas en la gráfica de la curvatura lumbar en relación al porcentaje del ciclo.

Actividad 2: Cálculo de ángulos Absoluto y Relativo

Las gráficas revisadas son construidas a partir de cálculos cinemáticos realizados sobre imágenes o registros de video en los cuales se pueden identificar diferentes hitos óseos que son usados para estimar la posición de los segmentos corporales. Usando diferentes herramientas trigonométricas se pueden conocer las posiciones de los segmentos y las articulaciones, las cuales pueden expresarse como ángulos absolutos y relativos.

El primer paso para estimar este ángulo absoluto es conocer la pendiente “m” del segmento, usando la siguiente fórmula: $m=(Y2-Y1)/(X2-X1)$, reemplazando en ella las coordenadas (x,y) de los puntos que forman el segmento. Luego al valor “m” se le aplica la función Tan-1 para obtener el ángulo formado entre la horizontal y el segmento, dentro de un triángulo rectángulo. Finalmente, éste ángulo debe ser corregido según el cuadrante en el cual se encuentra el segmento, en consecuencia, el ángulo absoluto se calcula de diferente forma dependiendo de las condiciones.

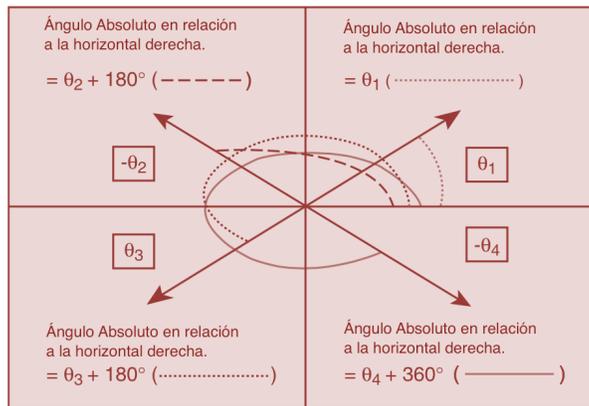


Figura 3.3: Cálculo del ángulo Absoluto. Esquema modificado de (Hamill, Knutzen, & Derrick, 2015)

El teorema del coseno (Hamill et al., 2015) es un procedimiento matemático que posibilita el cálculo de un ángulo Θ (teta) al interior de cualquier tipo de triángulo, siendo el cateto opuesto a Θ el denominado “a”. Éste teorema se expresa de la siguiente manera:

$$\cos\theta = \frac{b^2 + c^2 - a^2}{2bc}$$

Los catetos a, b y c, son calculados usando las coordenadas de los puntos que conforman los segmentos del triángulo. Una vez, obtenido el coseno de Θ , se aplica sobre este valor la función cos-1 para determinar el ángulo Θ .

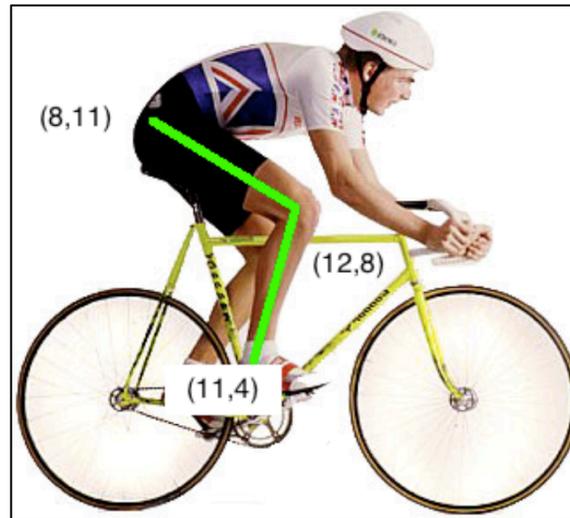


Figura 3.4: Coordenadas (X,Y) para los hitos óseos: trocánter mayor, cóndilo lateral del fémur y maléolo lateral. Imagen diseñada con fines académicos por Equipo Docente Biomecánica UDD.

Determine la posición de la articulación de la rodilla del ciclista, considerando las coordenadas de trocánter mayor, cóndilo lateral del fémur y maléolo lateral mostradas en la figura 3.4.

- Calcule el ángulo absoluto de los segmentos muslo y pierna del ciclista.
- Cálculo de ángulo relativo de la rodilla usando teorema del coseno.

Capítulo 4: Cinemática, Cinética, Trabajo y Energía: Integración de Conceptos

Los principios, también conocidos como “Leyes de Newton” proporcionan los conceptos mecánicos básicos necesarios para la comprensión del movimiento, pues en términos simples, permiten relacionar las características del movimiento con las fuerza implicadas en éste. Tales principios resultan de gran utilidad en el contexto clínico, ya que el tratante o evaluador a través de su conocimiento y aplicación es capaz de entender las relaciones entre diferentes fuerzas y las consecuencias de éstas sobre el cuerpo. Se considera que las Leyes de Inercia, de Aceleración y de Acción-Reacción corresponden al andamiaje que sustenta todas las técnicas avanzadas de análisis Biomecánico del movimiento.

Dado que la Ley de Inercia plantea que *“todo cuerpo mantiene el reposo o su velocidad lineal, a menos que una fuerza interactúe con él”*, este principio debe ser considerado para todo análisis que se relacione con la estimación de la energía necesaria para cambiar la velocidad de un cuerpo, por ejemplo, equilibrio estático, equilibrio dinámico y momento, entre otros.

Por otro lado, la Ley de Aceleración sentencia que *“la aceleración que experimenta un cuerpo es directamente proporcional a la fuerza que la produce”*, es decir, establece relaciones causa efecto, mostrando la íntima relación entre los aspectos cinéticos y cinemáticos.

Finalmente, la Ley de Acción-Reacción propone que *“para toda acción existe una reacción igual y opuesta”*, lo cual significa que al haber movimiento se producen interacciones simultáneas entre dos cuerpos, generándose efectos recíprocos de un cuerpo sobre otro. No obstante, los efectos sobre un cuerpo se contrarrestan por los efectos sobre el otro, estando el resultado final de la interacción por la segunda Ley de Newton, ya que las consecuencias de la aplicación se expresan como la aceleración de cada cuerpo, la cual a su vez es dependiente de la masa.

Actividad 1: Potencia

1).- Para que un individuo pueda arrastrar sobre una superficie horizontal un cajón de masa 80 kg, con velocidad constante 0,5 m/s , se requiere aplicar una fuerza de 392N en dirección horizontal.

A) ¿Cuál es la potencia que se debe suministrar?

- Calcule:

B) Si ahora el cajón es de menor altura, pero mantiene su masa, el individuo se ve forzado a generar fuerza en un ángulo de 30° con la horizontal. ¿cuál es la magnitud de la fuerza necesaria para arrastrar el cajón a la misma velocidad del caso inicial?

- Calcule:

Actividad 2: Trabajo

En base a los tipos de contracción muscular, identifique y justifique los tipos de trabajo según el movimiento resultante.

Tipo de Contracción	Tipo de Trabajo	Justificación
		Se desarrolla fuerza sin desplazamiento resultante.
	Trabajo Positivo	
Excéntrico		

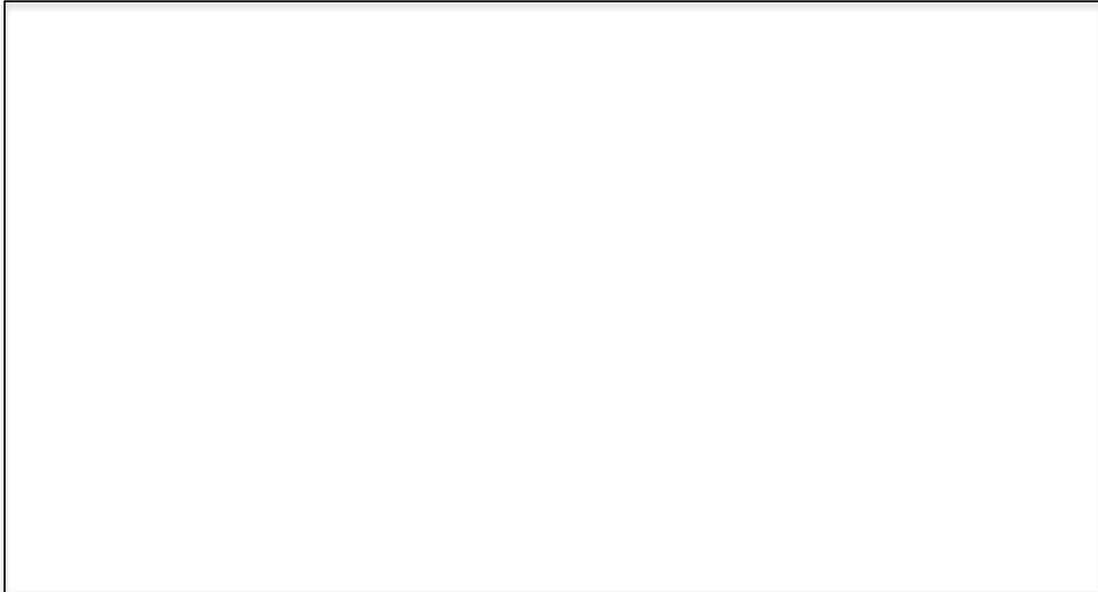
Actividad 3: Impulso de una Fuerza

Cuando un jugador de fútbol patea un penal el tiempo que permanecen en contacto la pelota y el pie es de 0,005 segundos. Como resultado la pelota (masa 0,8 kg) adquiere una velocidad de 100 km/h.



Figura 4.1: La fuerza que ejerce la patada del jugador sobre la pelota modifica el impulso y a la vez la velocidad que alcanza la pelota. Fotografía de Srdjan Suki (EFE) disponible en https://elpais.com/deportes/2012/06/25/eurocopa_futbol/1340611996_901647.html, rescatada el 10/08/17.

- ¿Cuál es la fuerza que ejerce el pie del jugador sobre la pelota?
Calcule:



Actividad 4: Momento: Aplicación de conceptos

Considerando los Principios de Newton, expresados en los conceptos de Momento lineal y Momento de inercia, responda:

- ¿por qué el deportista asume una postura de flexión en la **posición de salida** de la carrera (ver figura 4.2)?
- ¿Cómo influye esta posición sobre la movilidad y estabilidad del cuerpo del atleta?

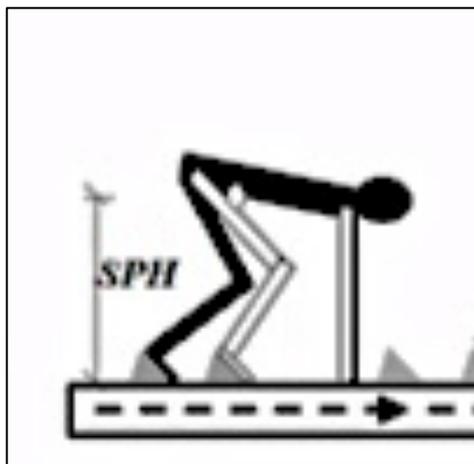
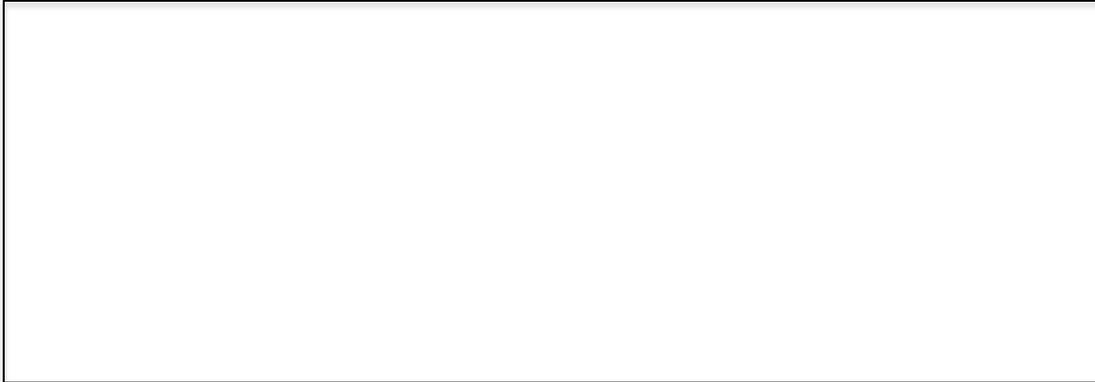


Figura 4.2: La posición del deportista se relaciona con el momento de inercia que necesita el deportista para salir rápidamente y realizar una gran aceleración. Imagen modificada de (Milanese, Bertuccio, & Zancanaro, 2014).



Actividad 5: Trabajo e Impulso; Análisis de gráficas

Son muchos los reportes que mencionan las diferencias de altura alcanzadas entre los saltos tipo squat y contra movimiento. A continuación encontrará gráficas de impulso y potencia resultado de dos tipos de salto *realizados por un mismo individuo*: Salto Contra-movimiento (CMJ) y Salto Squat (SJ).

5.1) Impulso y momento lineal: Usando la información presentada a continuación explique y argumente desde la mecánica por qué en el SJ (gráfica A) se logran menores alturas que en el CMJ (gráfica B). Note que A y B, en línea continua representa la fuerza de reacción del suelo y en línea cortada la velocidad del cuerpo.

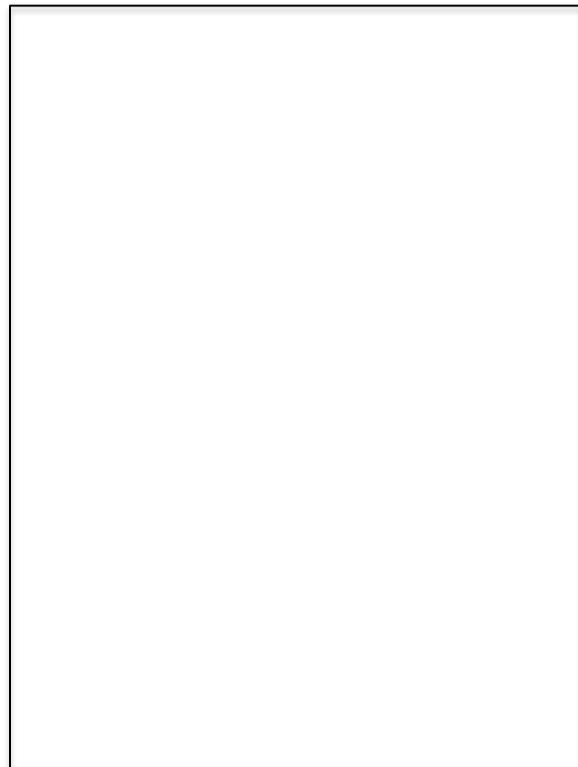
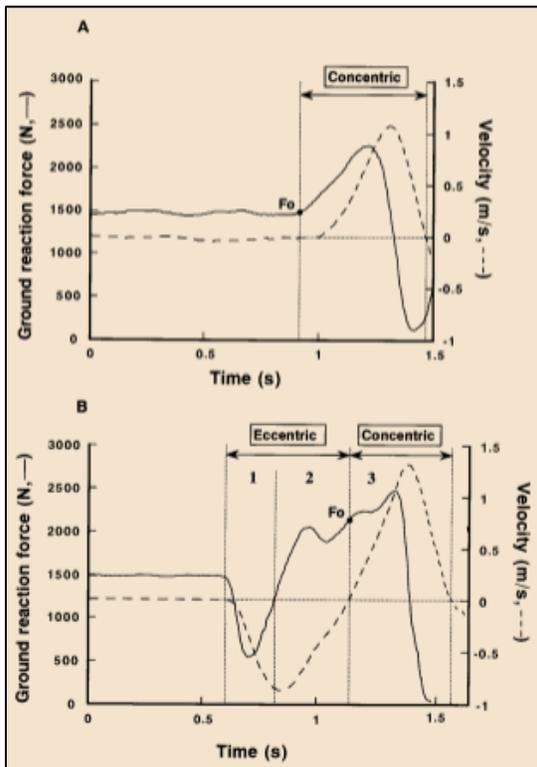


Figura 4.3: Comparación de las curvas de impulso entre los saltos tipo Squat (A) y Contramovimiento (B). Se complementa con la identificación de las fases excéntrica y concéntrica. Tomada de Takarada et al. 1997.

5.2) En la gráfica a continuación, las curvas superpuestas corresponden a potencia mecánica (FRS * velocidad vertical) resultado de tres condiciones diferentes, obtenidas de los saltos de un mismo sujeto.

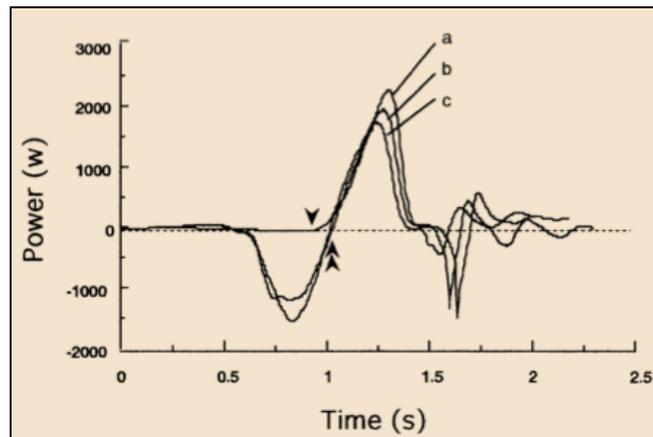


Figura 4.4: Potencia de tres diferentes saltos realizados por un mismo individuo. A y B corresponde a salto tipo squat y C corresponde a contramovimiento. Tomada de Takarada et al. 1997.

Las curvas **a** y **b** representan CMJ, mientras que **c** representa un SJ. Las puntas de flecha indican el inicio de la actividad concéntrica. En el caso **a** el peak de fuerza excéntrica F_0 fue de 2145N, mientras que en **b** fue de 2380N. Tomando en cuenta esta información explique cómo la potencia afecta el rendimiento en altura de un salto.

5.3) Finalmente, considerando las diferencias en los gestos motores, determine cuál es el rol del estiramiento de la unidad músculo tendón en un ciclo excéntrico-concéntrico sobre las modificaciones de fuerza, velocidad y potencia.

Capítulo 5: Descripción de patrones de movimiento por medio de Plataformas de Fuerza

El tercer principio de Newton postula que a toda fuerza de acción le corresponde una del mismo módulo y dirección pero de sentido contrario denominada reacción, es decir, plantea que todas las fuerzas actúan en pares. Comúnmente este enunciado es conocido como Ley de Acción y reacción. Este principio está presente en todo movimiento observable, por ejemplo, si empujamos el suelo hacia abajo y éste no se deforma nos devolverá una fuerza hacia arriba en la misma dirección, con el mismo módulo pero con sentido contrario, permitiendo la elevación durante un salto.

Los fenómenos relacionados con el tercer principio de Newton en Análisis Biomecánico comúnmente son estudiados por medio de registros de fuerza de reacción del suelo desarrollados con plataformas de fuerza. Las plataformas de fuerza son bioinstrumentos capaces de registrar la fuerza de reacción del suelo correspondiente a diferentes tareas o movimientos que se desarrollan sobre éstas. Tales bioinstrumentos permiten obtener parámetros objetivos y cuantitativos necesarios para el análisis biomecánico a partir de la cinética, dado que mediante su uso es posible determinar magnitud, sentido y dirección de la fuerza, además del torque.

La mayoría de las plataformas de fuerza están constituidas por un grupo de sensores “piezoeléctricos”, los cuales corresponden a elementos que responden al efecto piezoeléctrico, es decir, pueden modificar la amplitud de la señal en respuesta a la deformación y fuerza aplicada sobre el material. Esta señal representa el módulo de fuerza aplicada cada uno de los tres ejes ortogonales de la plataforma de fuerza (vertical, medio-lateral, antero-posterior).

La señal correspondiente al vector de fuerza de reacción del suelo es utilizada para estudiar distintos aspectos del movimiento humano, así como diversos gestos motores. En la actividad del capítulo se revisarán tres de las aplicaciones de las plataformas de fuerza más ampliamente utilizadas en análisis biomecánico: análisis del salto, balance postural y locomoción humana (marcha y carrera).

Objetivos:

1. Comprender los fundamentos del análisis cinético por medio de plataformas de fuerza.
2. Reconocer eventos y fases en distintos patrones de movimiento descritos por medio del vector de fuerza de reacción del suelo.
3. Analizar registros cinéticos para la obtención de variables cinéticas, gráficas de impulso y control postural estático.

Actividad I: Salto desde sentadilla y Salto con contramovimiento.

Con ayuda del Profesor evalúe a dos compañeros en las siguientes tareas: Salto desde sentadilla y salto con contramovimiento. Guarde los datos del registro, incorpórelos a la carpeta común denominada Actividad I y ejecute el código Actividad I.

- 1) Describa las etapas de cada salto con la ayuda del artículo *"Recognizing Movements from the Ground Reaction Force"*.
- 2) Diferencie las figuras de fuerza de reacción normalizada de SQJ y CMJ.
- 3) ¿Qué representan variables de impulso denominadas impulso_frs (fuerza de reacción del suelo), impulso_peso_corporal e impulso_total?. ¿Cómo se calculan?.
- 4) ¿Cuáles son las diferencias en las variables impulso y altura de salto entre el SQJ y CMJ?.
- 5) ¿Cuál es la justificación de las diferencias encontradas?

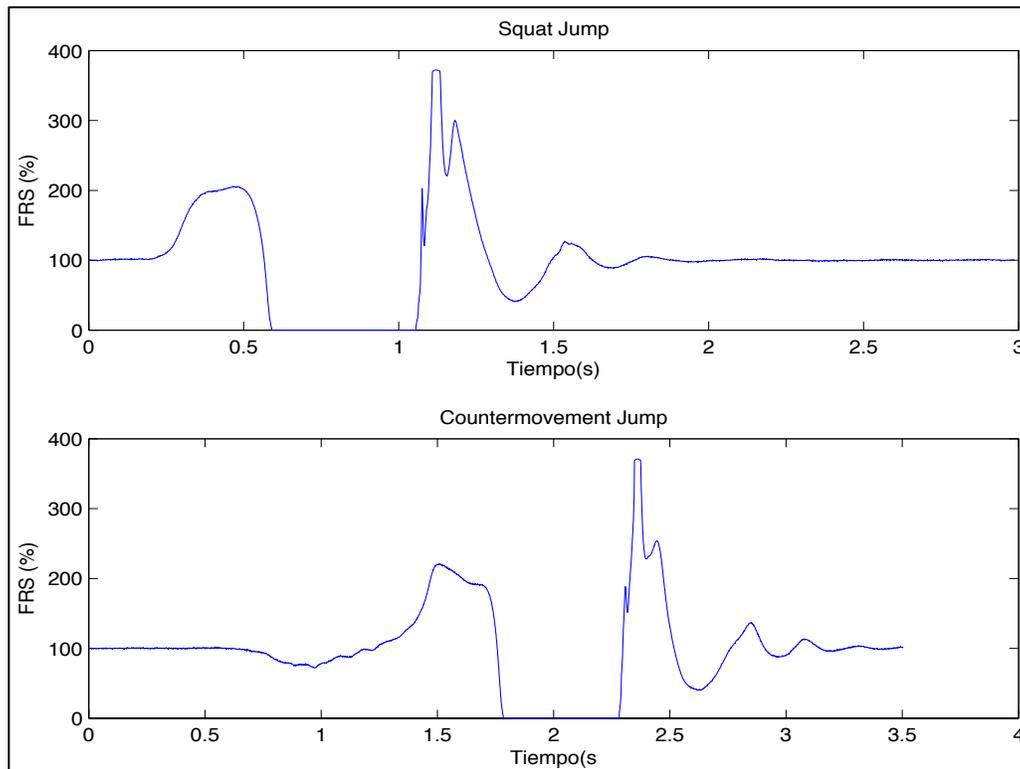


Figura 5.1: Gráficas de Fuerza de reacción del suelo en función del tiempo correspondientes a saltos tipo squat (arriba) y contramovimiento (abajo). Datos obtenidos en Laboratorio de Biomecánica UDD.

Actividad 2: Balance Postural

Con la ayuda del Profesor evalúe a 2 compañeros en las siguientes tareas de balance:

Bipedestación ojos abiertos; ojos cerrados; tarea doble; apoyo monopodal. Guarde los datos de los registros, incorpórelos a la carpeta común denominada Actividad II y ejecute el código Actividad II.

- 1) Describa en términos de las variables de las gráficas de la figura 5.2.
- 2) Interprete los resultados mostrados en las gráficas de barras de la figura 5.3.
- 3) Discuta las diferencias encontradas basándose en los dominios del control postural descrito en el artículo de Horak (2006) "Postural orientation and equilibrium: what do we need to know about neural control of balance to prevent falls?". Considere esquema de figura 5.4.

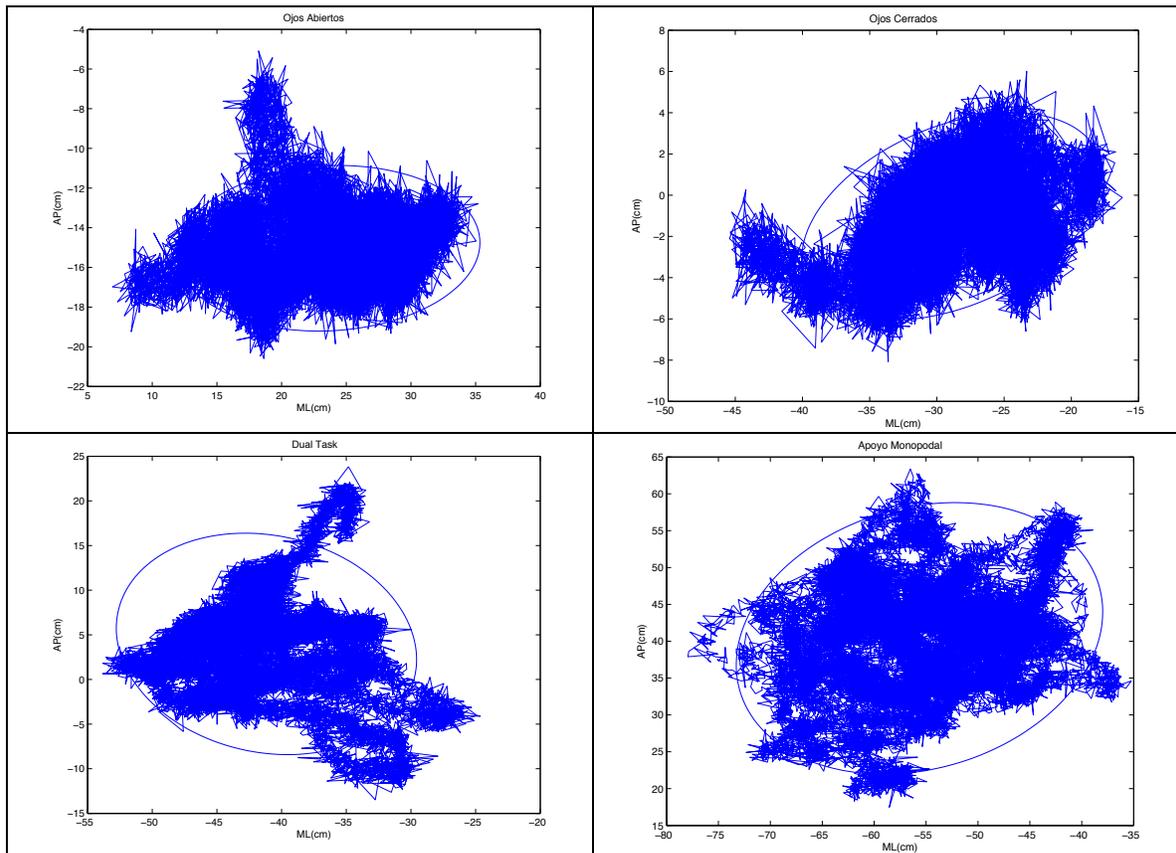


Figura 5.2: Estatokinesiogramas de las condiciones Ojos Abiertos (arriba izquierda), Ojos Cerrados (arriba derecha), Tarea Dual (abajo izquierda) y Apoyo Monopodal (abajo derecha). Datos obtenidos en Laboratorio de Biomecánica UDD.

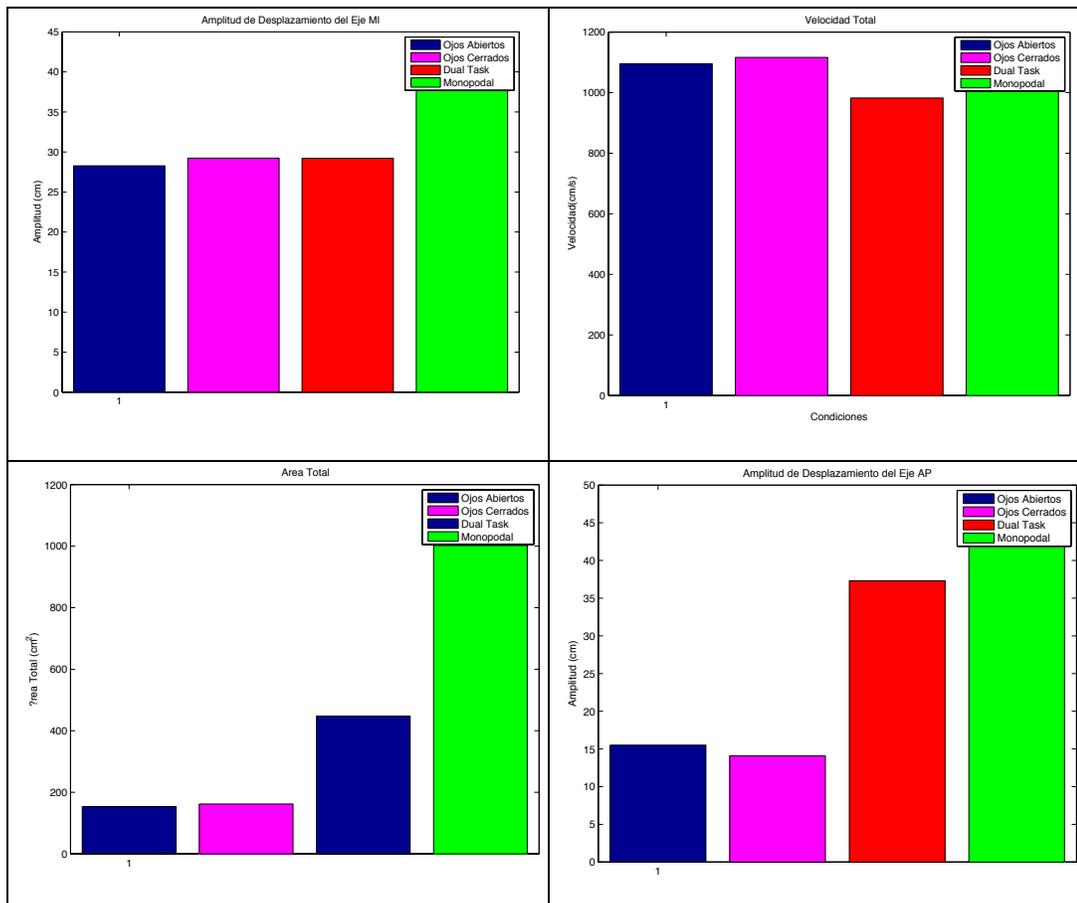


Figura 5.3: Comparación de las variables Amplitud del desplazamiento medio lateral (arriba izquierda), Velocidad Total (arriba derecha), Área total (abajo izquierda) y Amplitud del desplazamiento antero posterior (abajo derecha) entre las condiciones Ojos Abiertos, Ojos Cerrados Tarea Dual y Apoyo Monopodal. Datos obtenidos en Laboratorio de Biomecánica UDD.

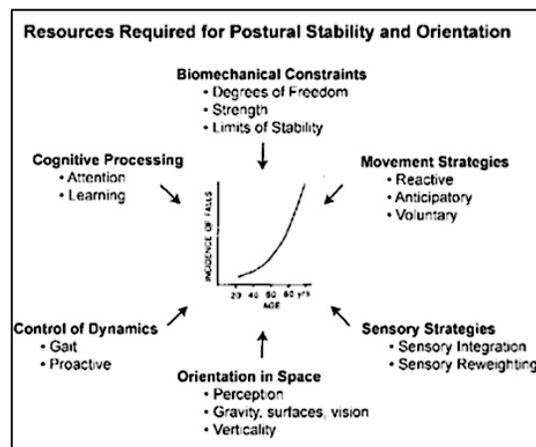


Figura 5.4: Recursos necesarios para la Estabilidad Postural y la Orientación. Horak FB. Postural Orientation and equilibrium: what do we need to know about neural control of balance to prevent falls?. Age and Ageing 2006. 35-S2; 17-111.

Actividad 3: Locomoción.

Evalúe a una compañera en las siguientes tareas: Marcha normal, marcha con tacos, carrera con retropié y carrera con antepié. Guarde los datos de los registros, incorpórelos a la carpeta común denominada Actividad III y ejecute el código Actividad III.

- 1) Identifique los ejes de la fuerza de reacción del suelo analizada en los gráficos 1, 2, 3 y 4 de la figura 5.5.
- 2) Diferencie los 4 tipos de locomoción en relación a la forma de la curva de FRS, área bajo la curva, a los peak máximos y mínimos en en los gráficos 1, 2, 3 y 4 de la figura 5.5.
- 3) Justifique las diferencias encontradas incorporando conceptos tales como: fase reactiva, fase activa, fuerza de frenado, transferencia de cargas, impulso, entre otros.

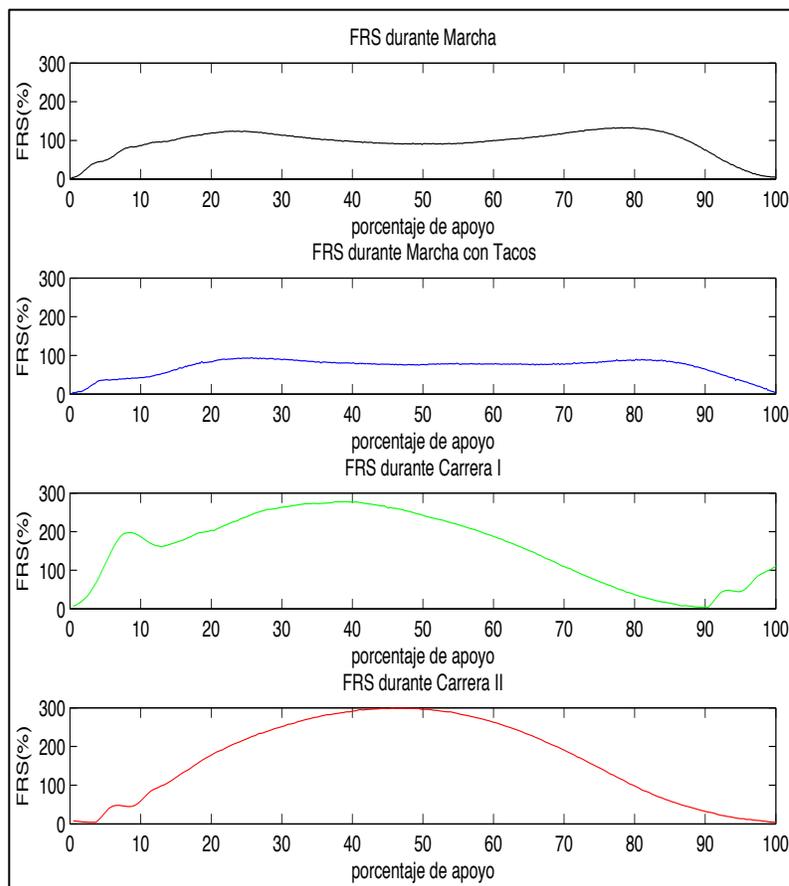


Figura 5.5: Curvas de fuerza de reacción del suelo para la fase de apoyo de cuatro diferentes formas de locomoción. Datos obtenidos en Laboratorio de Biomecánica UDD.

Capítulo 6: Problemas y preguntas fundamentales del Control Motor

Según M. Latash, Control Motor puede ser definido como un “área de la ciencia natural que explora cómo el SNC produce movimientos propositivos, coordinados en su interacción con el resto del cuerpo y su medio ambiente” (M. L. Latash, 2008a), es decir, estudia cómo el SNC logra movimientos dirigidos a un objetivo, desarrollados por varias partes del cuerpo en conjunto en consideración de la información sensorial. Por otro lado, Anne Shumway-Cook sostiene que el Control Motor corresponde al “Estudio de la causa y naturaleza del movimiento, lo cual incorpora dos elementos: Estabilización de la postura (control de la postura y equilibrio) y Desplazamiento del cuerpo en el ambiente (control del movimiento)” (Shumway-Cook & Woollacott, 1995) y agrega que surge como la interacción del individuo con la tarea y el entorno.

Desde ambas definiciones se puede inferir que para valorar algún aspecto del control motor es necesario contar con variables que den cuenta de la tarea motora desarrollada, de la relación con el ambiente y de las características o capacidades del individuo a fin de construir una nueva variable como indicador de los mecanismos de control implicados. En otras palabras, para estudiar el control motor se hace necesario desarrollar análisis del movimiento, pues se generan variables indirectamente medibles a partir de variables cinéticas, cinemáticas y electrofisiológicas (David A Winter, 2009).

Es en este contexto que el estudio del control motor se ha encontrado con dos problemas fundamentales. Primero, existe un problema de redundancia motora, pues hay “muchos más grados de libertad disponibles para una tarea específica que lo estrictamente necesario”, entonces es pertinente preguntarse ¿cómo el SNC selecciona soluciones particulares para infinitas combinaciones de acuerdo al diseño abundante de nuestro sistema neuromotor en los niveles de análisis?, entendiendo que el control se puede dar en el nivel de la célula, del músculo, de la articulación o de varias articulaciones. Y, un segundo problema está relacionado con el tiempo que toma el sistema en generar un movimiento, dado que existe una serie de procesos en distintos niveles del sistema que toman tiempo antes de generarse el movimiento. El tiempo total depende de los procesos involucrados, pues el movimiento puede surgir como resultado de retroalimentación de la información sensorial (propioceptiva y exteroceptiva), estando sujeto al retardo de la dinámica de los receptores como también al retardo a lo largo de las fibras nerviosas y las sinapsis, pero no siempre es así, ya que el movimiento podría iniciar desde centros superiores, con lo cual se reducirían los tiempos involucrados.

Objetivos:

1. Comprender el concepto de control motor y los problemas fundamentales del sistema sensorio-motor para su estudio.
2. Comprender la evolución lógica de las teorías de control motor.
3. Comprender el control del movimiento bajo las teorías actuales.
4. Integrar los conceptos de las teorías de control motor en la comprensión del control motor patológico.

Actividad 1: Evolución del concepto Control Motor

- Variados aspectos son incorporados de diferente forma por las distintas teorías de control motor. Así, la forma de tratar y abordar la relación con el ambiente, el controlador central, el uso de la información sensorial y el movimiento mismo, ha evolucionado a través de las diferentes teorías.
- Complete el siguiente cuadro indicando las diferencias entre tres de las principales teorías del control motor en relación a los aspectos señalados.

	Refleja	Sistemas Dinámicos	Modelos Internos
Rol de la Información Sensorial	Estimula respuestas estereotipadas		
Relación con el medio ambiente		Condiciones críticas del ambiente pueden cambiar el movimiento espontáneamente	
Movimiento Resultante			Predictivo o Anticipatorio

Actividad 2: Sinergias Musculares

1. Defina el concepto de Sinergia.
2. ¿Cuáles son las características básicas de una sinergia?
3. ¿Qué rol se le atribuye a la sinergia para la solución de problemas del control motor?
4. Desde la perspectiva de la Hipótesis de Descontrol Múltiple ¿de qué forma la sinergia logra ser eficaz en el cumplimiento de la tarea?
5. Analice:

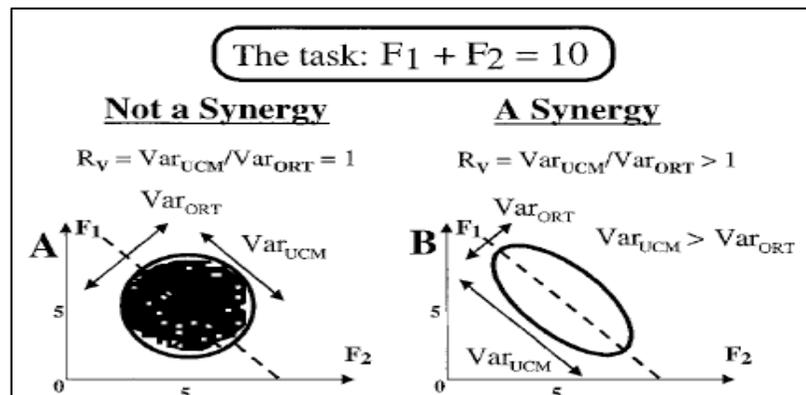


Figura 6.1: extraída de Latash ML, Scholz JP, Schöner G. Motor control strategies revealed in the structure of motor variability. Exercise and Sport Science Reviews 2002b;30:26–31.

La figura muestra una comparación entre dos tareas (realizadas 100 veces cada una) por medio de gráficas fuerza/fuerza para dos músculos participantes en cada tarea. La gráfica (A) no corresponde a una sinergia, mientras que la (B) sí es una sinergia. Dado el comportamiento de la fuerza en ambos casos ¿Por qué (B) puede calificarse como sinergia, a contrario del caso (A)?.

Capítulo 7: Sistema Sensorio-Motor y Bases de la Estabilidad Articular

El término Sistema Sensorio-Motor (SSM) es utilizado para describir la integración y procesamiento sensorial, motor y central de los componentes que mantienen la homeostasis articular durante el movimiento (Riemann & Lephart, 2002a), por lo cual es considerado un sub-componente del control motor y puede ser entendido como un sistema biológico que controla las contribuciones de los elementos dinámicos para la Estabilidad Articular Funcional (EAF).

Para entender el aporte del SSM a la EAF es necesario diferenciarla de la Estabilidad Mecánica y del concepto de tradicional de estabilidad (Panjabi, 1992). Una articulación presenta estabilidad Mecánica cuando ésta conserva su laxitud fisiológica, artrocinemática indemne y estructuras sin cambios degenerativos. Mientras que según el modelo de White & Panjabi, la estabilidad articular es comprendida como resultado de la interacción de los elementos neurales, pasivos y activos. Así, la estabilidad mecánica sólo da cuenta de la integridad de ciertos elementos necesarios para el logro de la estabilidad articular. Algo similar sucede con EAF, ya que sostiene que los elementos activos y neurales son suficientes para estabilizar a la articulación. Así la EAF pone en relevancia el rol de los elementos activos para restaurar o mantener la posición a partir de los mecanismos homeostáticos feedback y feedforward generados en base a la información sensorial.

El aporte de la propiocepción para el control motor tendría dos funciones principales. La primera relacionada con proveer información necesaria para la planificación del movimiento y el ajuste de programas motores frente a cambios inesperados en el medio externo. Y una segunda, relacionada con la planificación y modificación de comandos motores generados internamente, proporcionando la información requerida para solucionar problemas de movimiento que surgen de la regulación de la actividad muscular y el posicionamiento articular en movimientos intersegmentarios (Riemann & Lephart, 2002b). Por otro lado, la propiocepción se considera fundamental para la generación de comandos feedforward, pese a que éstos también recibirían aportes sólo parciales de información visual, pues la propiocepción proveería de una cantidad de información mucho mayor a la estrictamente necesaria para resolver diferentes problemas de movimiento.

Cabe destacar que es común encontrar mal uso del concepto de propiocepción y en consecuencia una mal entendimiento del concepto Sistema Sensorio-Motor, ya que de manera errónea propiocepción es tratado como sinónimo de kinestesia, sensación de posición, balance, equilibrio, estabilidad articular, etc. Para despejar esta confusión se puede definir propiocepción como la información aferente que surge de áreas internas periféricas del cuerpo, que contribuyen al control postural, estabilidad articular y diferentes sensaciones conscientes. Tal información puede ser clasificada en tres modalidades: sensación de tensión, sensación posición articular y kinestesia, cada una de las cuales es objetivable y medible mediante métodos de laboratorio (Riemann, Myers, & Lephart, 2002).

La definición de estabilidad como la capacidad del sistema para volver a su posición de equilibrio después de una perturbación implica que los tejidos pasivos no son capaces de asegurar completamente la estabilidad, ya que necesita de la actividad muscular, tanto refleja como voluntaria.

Alteraciones de la magnitud de la activación, así como la latencia de la respuesta o del orden del reclutamiento pueden generar inestabilidad. No obstante, para hacer frente a una perturbación puede recurrirse a dos estrategias diferentes: Primero, cuando la perturbación es inesperada, se inician la respuesta refleja y/o activación voluntaria con su inherente retraso. En un segundo caso, cuando la perturbación es esperada, el componente activo muestra una pre-activación con el objetivo de evitar el desplazamientos indeseados de las articulaciones. Debido a que la estabilidad puede aumentar como producto del aumento de la co-activación muscular (Enoka, 2008), el SNC aumenta la rigidez de la articulación de manera anticipada a la perturbación, permitiendo la generación de mayores niveles de fuerza que cuando las respuestas son tardías (Dupeyron, Perrey, Micallef, & Pélissier, 2010). Cuando se conoce el momento que se producirá la perturbación, el sistema se puede estabilizar con pequeñas respuestas biomecánicas, mientras que cuando es inesperada la perturbación predominan los mecanismo reflejos y, por lo tanto las restricciones biomecánicas de la respuesta están relacionadas con el tiempo involucrado en la contracción muscular refleja.

Respuestas musculares estabilizadoras pueden ser activadas a partir de inputs visuales y vestibulares y en el registro EMG son señalados como M3, en contraste a la respuesta M1 correspondientes al reflejo monosináptico de estiramiento. También se pueden encontrar respuestas de reflejo de estiramiento, de mayor latencia, que son denominadas respuesta M2 (Shumway-Cook & Woollacott, 1995). En términos generales se puede sostener que las respuestas mediadas por mecanismos reflejos corresponden a feedback de corta latencia, en cambio el feedback de larga latencia se daría debido a los tiempos involucrados en la transmisión, procesamiento de la señal y generación de fuerza muscular en respuestas voluntarias (Reeves, Narendra, & Cholewicki, 2007). De esta forma, el componente M1 presenta un retraso mínimo compatible con el reflejo de estiramiento dado por la activación monosináptica de aferencias del tipo Ia del Huso Neuromuscular (HNM). El componente M2 tendría una integración en el nivel supraespinal, pero correspondería a reflejos iniciados en terminales nerviosos cutáneos y subcutáneo (Corden, Lippold, Buchanan, & Norrington, 2000), aunque estudios previos también sugieren que el componente M2 estaría dado por reflejos iniciados en vías aferentes de tipo II del HNM.

Objetivos:

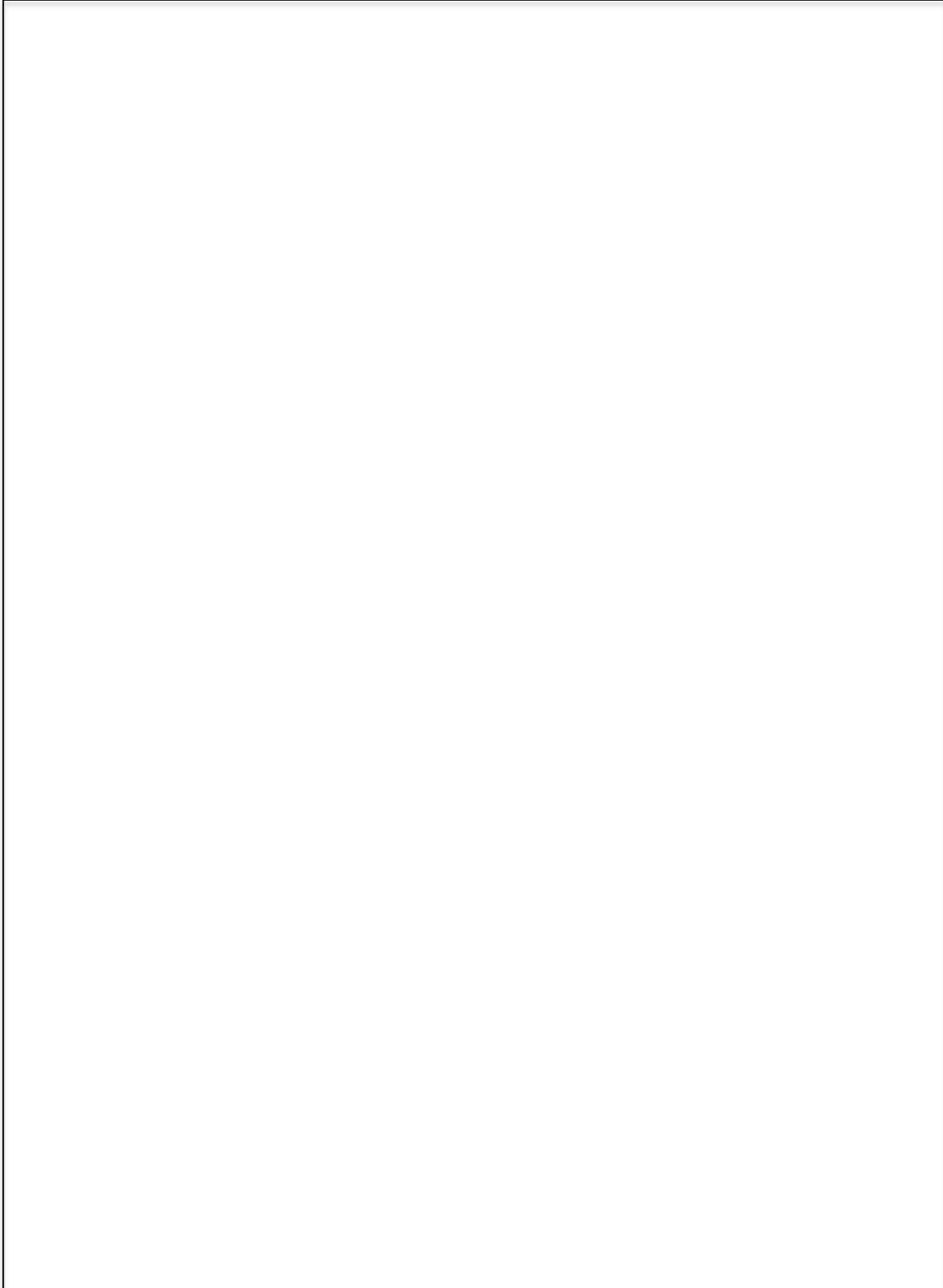
- a) Comprender el aporte del sistema sensoriomotor en la estabilidad articular.
- b) Determinar la participación y la función de los mecanismos de restauración homeostática en diferentes tareas motoras.
- c) Establecer relación entre el control neuromuscular y la mantención de la estabilidad articular durante actividades funcionales.

Actividad I: Preguntas de definición conceptual

Responda:

1. Defina propiocepción y describa cada uno de sus elementos (tipos de información sensorial).
2. Señale las dos funciones o roles de la propiocepción para el sistema sensorio-motor.
3. ¿Puede ser una articulación estable si sus elementos pasivos cápsulo-ligamentoso presentan algún tipo de injuria o deterioro? ¿Por qué?

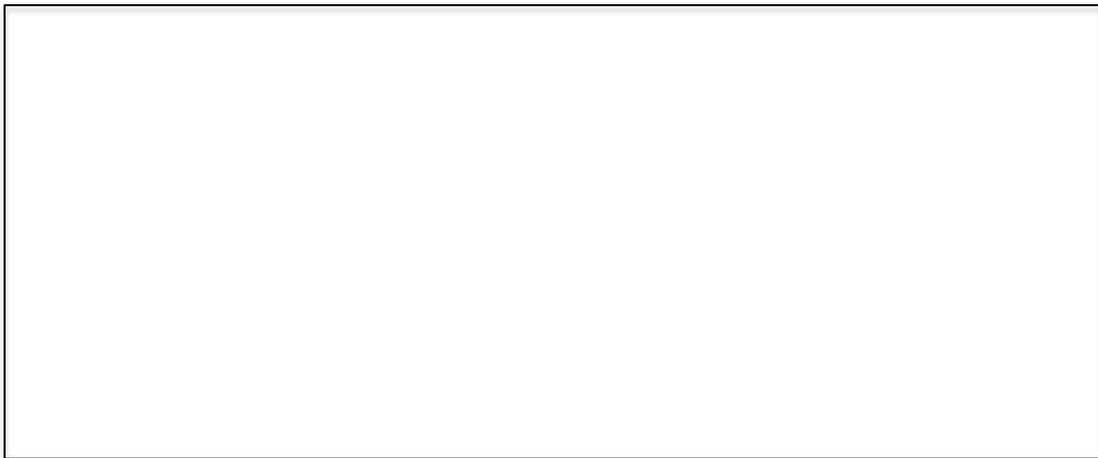
4. En un sujeto deportista que sufre de esguince crónico de tobillo ¿qué componentes de la estabilidad mecánica y/o funcional pueden estar comprometidos?. Justifique.
5. ¿Sobre qué componentes de la estabilidad se podría intervenir para mejorar su performance?. Justifique.



Actividad 2: Análisis Biomecánico de Aplicación Clínica

Suponga un sujeto que se encuentra de pie en posición erguida, a quien se le solicita que a la orden de "YA!!" levante un brazo (realizando flexión del hombro) lo más rápido posible hasta alcanzar la horizontal. El motor principal de esta tarea es el deltoides anterior y el tiempo que tardaron en ser activados fue de 120ms. No obstante, en la misma tarea los Isquiotibiales ipsilaterales se activaron 50ms antes que el deltoides. Entendiendo que el caso corresponde a un ejemplo de respuesta automática:

1. ¿A qué tipo de respuesta automática correspondería?, Justifique.
2. ¿Cuál sería el propósito de la activación temprana de la musculatura del miembro inferior?



La siguiente gráfica (figura 7.1) muestra dos curvas de torque (eje Y)/posición angular (eje X) para dos músculos antagonistas entre sí. Se ha trazado una línea discontinua que señala una posición angular en la cual ambos músculos logran desarrollar el mayor torque de su curva, además esta misma representaría el mayor stiffness de la articulación (Enoka, 2008).

1. En la posición señalada ¿cuál es la relación de fuerza entre ambos músculos?
2. ¿Qué efectos tiene este comportamiento sobre el stiffness articular?
3. ¿Qué aporte puede tener sobre la estabilidad articular? Señale en qué condiciones se utiliza la estrategia de control mostrada en la gráfica.
4. ¿puede tener algún efecto negativo sobre la estabilidad?

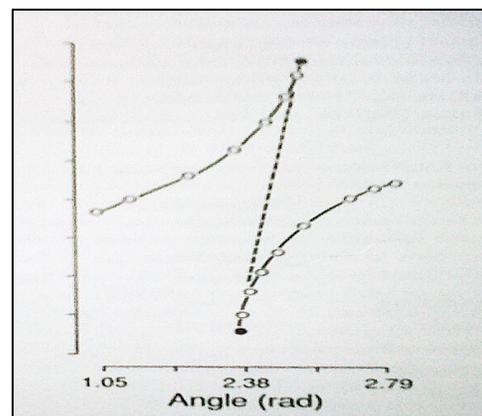
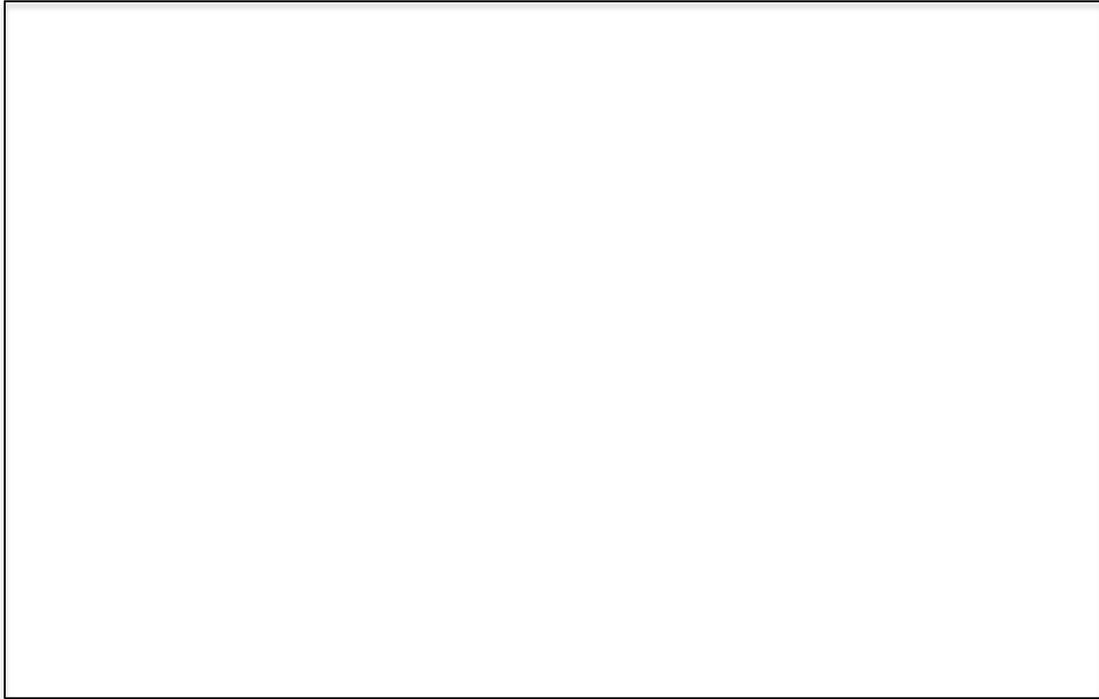


Figura 7.1: Stiffness de una Articulación. El eje Y de la gráfica corresponde al torque generado por el músculo (Nm). Los puntos blancos permiten trazar dos curvas, denominadas características invariables, las cuales representan el torque articular para cada posición angular. La línea continua relaciona la actividad de agonistas y antagonistas. Imagen modificada de (Enoka, 2008).



Un individuo que se entrena en el gimnasio, se encuentra de pie realizando repetidas veces flexión de codo desde la posición neutra (0° de flexión) hasta los 135° . Considerando que el sujeto moviliza sólo el antebrazo:

1. ¿Por qué se modifica el torque externo a lo largo del rango de movimiento?
2. Identifique y describa el mecanismo de control que asiste los cambios de torque interno durante el movimiento.



En la figura 7.2 se puede apreciar la latencia de la respuesta y la amplitud de la actividad EMG (Dupeyron et al., 2010).

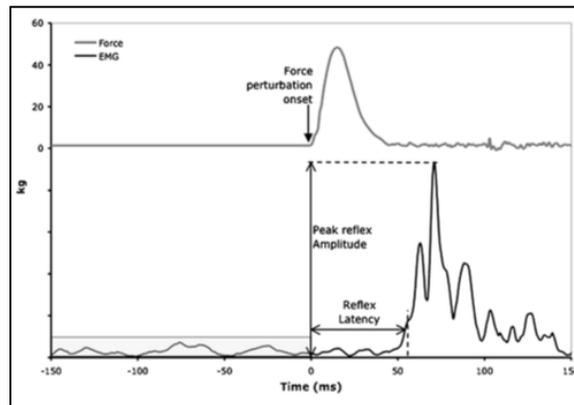


Figura 7.2: Respuesta de la musculatura lumbar luego de que la columna sufriera una perturbación hacia anterior.
Imagen original de (Dupeyron et al., 2010).

1. ¿Qué musculatura podría estar representada en el ejemplo?
2. La latencia registrada en el experimento fue de 57ms. Considerando que corresponde a un reflejo de estiramiento ¿Qué componentes de la respuesta refleja se pueden identificar en la señal EMG?
3. ¿A qué se debe que la respuesta muscular presente diferentes componentes identificables en el registro EMG?

Analice la gráfica mostrada en la figura 7.3, correspondiente a un desorden neuromuscular gatillado por deformación del ligamento bajo aplicación de una carga constante en largos periodos (Solomonow, 2004).

1. Desde el concepto de sistema sensorio-motor ¿qué mecanismo reflejo justifica los cambios en la actividad EMG a partir de la deformación del ligamento?.
2. ¿Qué cambios funcionales del ligamento se pueden inferir de la gráfica?
3. ¿Qué cambios funcionales del músculo se pueden inferir de la gráfica?
4. ¿Pueden tener alguna contribución estos mecanismos para la estabilidad articular? Justifique.

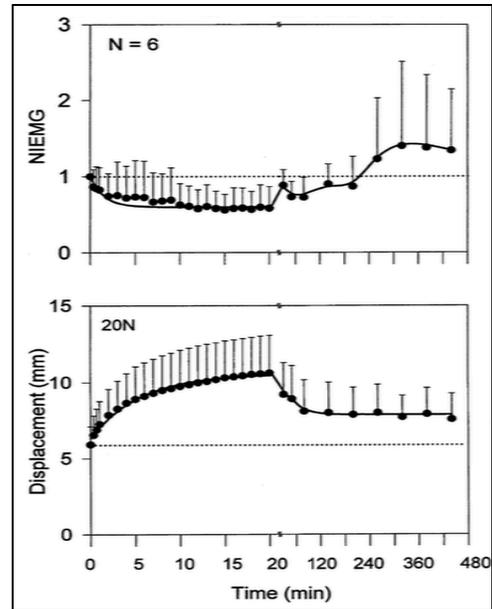


Figura 7.3: Etapas de un desorden neuromuscular gatillado por la alteración de las propiedades mecánicas del ligamento. Arriba, se exhiben los cambios en la actividad EMG a lo largo del tiempo durante el cual el ligamento ha sido sometido a una carga constante. Abajo, se presentan la deformación que sufre el ligamento a lo largo del tiempo, producto de la aplicación de una carga constante.

Capítulo 8: Sistema Sensorio-Motor

Fundamentos del Balance y el Control Postural

Objetivos:

- Definir y diferenciar los conceptos Estabilidad, Robustez, Rendimiento, Equilibrio y Balance.
- Analizar desde una perspectiva neuromecánica el concepto de Balance según Horak.
- Analizar la función integrativa del sistema sensoriomotor.
- Explicar la selección y ejecución de las diferentes estrategias posturales.

Introducción:

Este documento revisa varios de los conceptos más importantes y necesarios para comprender el fenómeno de la estabilidad, como una de las habilidades fundamentales del control de movimiento, la cual está presente en diferentes niveles y por lo tanto, tiene diferencias en su abordaje conceptual. Además, se intenta presentar de manera simple y ordenada distintas aplicaciones del término que permitan acercarse a una definición más general.

Equilibrio, Estabilidad y Balance... ¿Son lo mismo?

Muy frecuentemente el término Estabilidad es tratado como un sinónimo de Balance y Equilibrio. Si bien es cierto, estabilidad, equilibrio y balance son términos que están relacionados, tienen un significado diferente.

Desde la mecánica, **equilibrio** es una condición en la cual tanto la sumatoria de las fuerzas, como la sumatoria de los torques que actúan sobre un cuerpo es igual a cero. Por otro lado, **estabilidad** en términos generales podría ser definida como la capacidad de un sistema para mantener o recuperar su función; entendiendo que tal función podría ser mantener la posición o la trayectoria. Así, se denomina **estabilidad estática** a la capacidad de un sistema para mantener o recuperar su posición, luego de sufrir una perturbación. Mientras que la **estabilidad dinámica** alude a la capacidad de un sistema para recuperar su trayectoria, luego de experimentar una perturbación (Reeves et al., 2007).

Entonces, estabilidad como término puede ser aplicado a la función de distintos sistemas estudiados desde la vereda de la biomecánica y el control motor, por ello es común encontrar estudios variados que hablan de estabilidad articular, estabilidad de la marcha, estabilidad postural, entre otras, pero en todas sus aplicaciones lo que engloba a todas las definiciones es la capacidad de retornar a la función, luego de una perturbación.

Balance

Actualmente, es considerada como la habilidad de optimizar el uso de los recursos que ofrece el sistema para el control de la postura en diferentes contextos, lo cual implica la capacidad de respuesta y de

adaptación y aprendizaje del sujeto en función de su voluntad y de las demandas del entorno (Horak, Henry, & Sumway-Cook, 1997).

Estabilidad

Es un concepto amplio, para el cual existen varias definiciones, no obstante cada una de ellas requiere de un contexto, pues puede ser aplicado a una articulación, a un sistema, a un cuerpo, a la postura, etc.

Estabilidad Articular

Es la capacidad de una articulación de mantener o recuperar *rápidamente*, si es perdida, la posición original tras la aparición de un disturbio mecánico. Se relaciona con la mantención de la congruencia articular, es decir, con conseguir y recuperar la coincidencia relativa de las superficies articulares opuestas (Reeves et al., 2007). Se considera que a mayor congruencia, mayor es la estabilidad. Dentro del concepto de estabilidad articular es posible encontrar precisiones del término, por lo cual puede encontrarse acompañada de apellidos que restringen su uso a distintos aspectos de la estabilidad articular.

- Estabilidad Articular Pasiva: es determinada por el perfil óseo de la articulación, cápsulas y ligamentos. Está dada por los elementos o componentes que no modifican su estructura para cumplir su rol.
- Estabilidad Articular Activa: Está determinada por los músculos estabilizadores. Éstos modifican activamente su estructura para cumplir su rol.
- Estabilidad Articular Dinámica: está dada por la interacción de elementos pasivos y activos en condición de movimiento. En tal caso siempre predomina la utilización de elementos activos.
- Estabilidad Articular Estática: está dada por la interacción de elementos pasivos y activos en ausencia de movimiento.

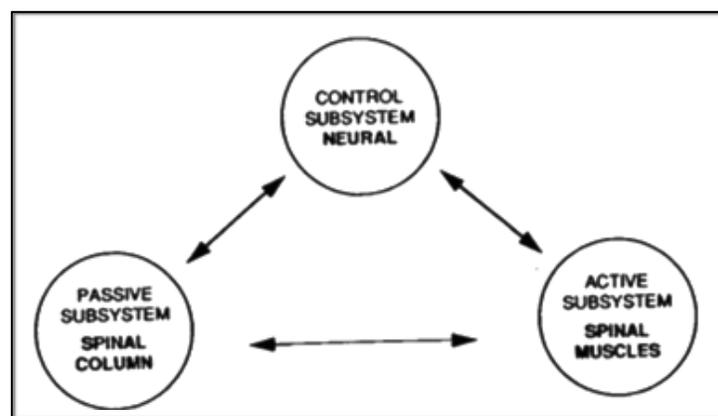


Figura 8.1: Concepto de estabilidad según White & Panjabi, dado por la interacción de los subsistemas neural, activo y pasivo. Imagen modificada de (Panjabi, 1992).

Ya que el concepto de estabilidad puede ser entendido en un nivel más general, en el cual se pueda aplicar a diferentes sistemas, es posible referirse a la estabilidad dinámica como la capacidad del sistema para mantener y/o recuperar la trayectoria pese a las perturbaciones externas, mientras que estabilidad estática hace referencia a la capacidad del sistema para mantener y/o recuperar la posición pese a las

perturbaciones externas. En ambos casos se hace uso de elementos pasivos y activos, los cuales se relacionan con el medio interno y externo a través del aporte del componente neural.

Ya que el concepto de estabilidad puede ser entendido en un nivel más general, en el cual se pueda aplicar a diferentes sistemas, es posible referirse a la estabilidad dinámica como la capacidad del sistema para mantener y/o recuperar la **trayectoria** pese a las perturbaciones externas, mientras que estabilidad estática hace referencia a la capacidad del sistema para mantener y/o recuperar la **posición** pese a las perturbaciones externas. En ambos casos se hace uso de elementos pasivos y activos, los cuales se relacionan con el medio interno y externo a través del aporte del componente neural.

Uno de los modelos de estabilidad más ampliamente usados es el de White & Panjabi (figura 8.1), el cual parte de la afirmación de que la estabilidad es el resultado de la interacción de tres subsistemas: pasivo, activo (muscular) y control (neural); dónde el subsistema pasivo proporciona estabilidad intrínseca, los músculos brindan principalmente estabilidad dinámica, y la unidad de control neural realiza una constante evaluación y determinación de los requisitos para la estabilidad, los cuales son coordinados con la respuesta muscular (Panjabi, 1992). En condiciones normales los tres subsistemas trabajan en armonía y consiguen la estabilidad necesaria. La unidad de control neural estima las demandas de estabilidad en base a la información propioceptiva (sensación de posición, sensación de tensión y kinestesia) y en respuesta genera patrones de activación muscular apropiados para cada instancia .

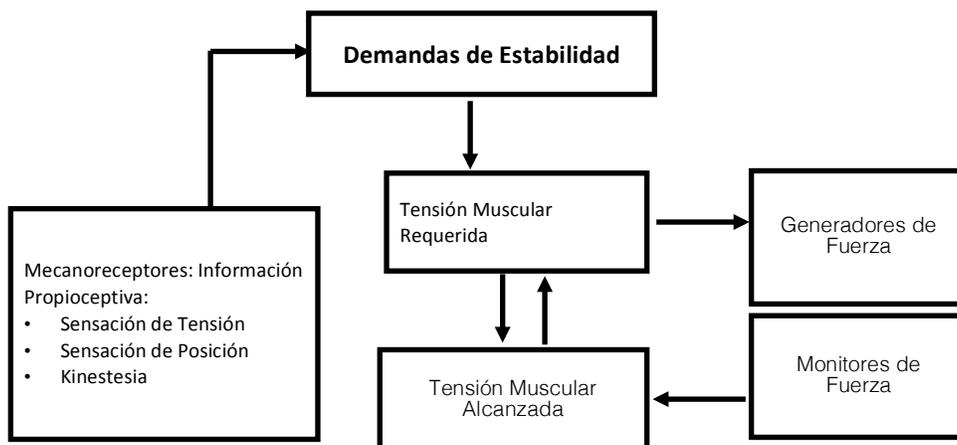


Figura 8.2: Funcionamiento del Sistema de Estabilidad Articular. Traducción de esquema original de (Panjabi, 1992).

De manera complementaria White & Panjabi plantean que las distintas demandas mecánicas están dadas por la postura y el movimiento, por lo cual se hace fundamental la información propioceptiva para determinar si se está en condiciones estáticas o dinámicas y estimar la fuerza necesaria para cumplir con los objetivos de la tarea (figura 8.2).

El funcionamiento del sistema de estabilidad se basa en el uso de la información propioceptiva para determinar las demandas o requerimientos de estabilidad, para los cuales se logra estimar la tensión muscular requerida y función de ésta se genera la fuerza muscular, que a su vez es monitoreada por mecanorreceptores que informan de la fuerza lograda y la comparan con la generada para regular la respuesta. Específicamente, la estabilidad articular incorpora dos términos más que ayudan entender el concepto, pues un sistema no puede ser descrito como más o menos estable, sino simplemente es estable o inestable, pero cuando es considerado estable puede ser capaz de recuperar su función con mayor o menor velocidad, capacidad que conocida como **rendimiento**; mientras que si la articulación es capaz de tolerar mayores rangos de carga o desplazamiento y recuperar su posición luego de la perturbación, se dice que ésta presenta **robustez** (Reeves et al., 2007).

Rol del sistema Sensoriomotor en la Estabilidad Articular

Para que una articulación sea funcionalmente estable se necesita de la generación de respuestas oportunas ante perturbaciones de la homeostasis y, por lo tanto, también se requiere del uso de información sensorial, la cual es primeramente integrada y procesada. En base a este principio se puede inferir que no es posible separar la función motora de la sensorial para comprender los mecanismos que regular la estabilidad articular.

Dado que, actualmente, que la estabilidad articular es considerada como la función sinérgica; en la que los huesos, articulaciones, cápsulas, ligamentos, músculos, tendones, receptores sensoriales y vías neurales espinales y corticales actúan en armonía para garantizar la homeostasis articular; es que se requiere de aplicar el término **Sistema Sensoriomotor** (SSM) (ver figura 8.3) para describir cómo los receptores periféricos, elementos de integración y procesamiento central y la respuesta motora establecen relaciones funcionales para mantener homeostasis articular durante los movimientos corporales.

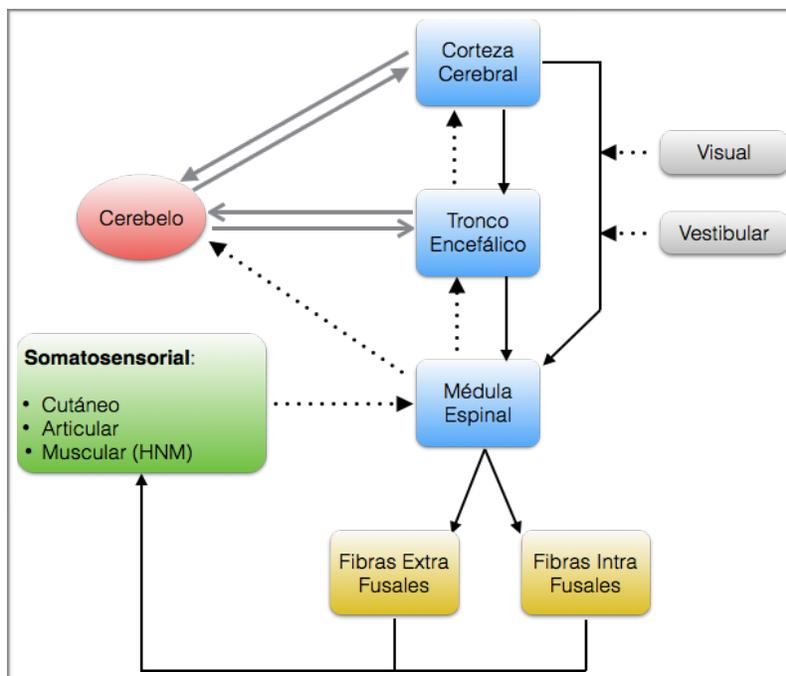


Figura 8.3: Componentes y funcionamiento del Sistema Sensoriomotor. Traducción de esquema original de (Riemann & Lephart, 2002a).

Así, los diferentes inputs sensoriales son llevados al SNC por vías aferentes para ser integrados en distintos niveles de control en el eje central: la médula espinal, el tronco cerebral y la corteza cerebral. Por otro lado, existen dos áreas de asociación: el cerebelo y los ganglios basales, que desarrollan la modulación y regulación de los mandos centrales. Las **respuestas en el nivel medular** se expresan como reflejos provocados por la estimulación de los mecanorreceptores cutáneos, musculares y articulares, que logran la excitación de las motoneuronas alpha y gamma. Estas respuestas son altamente estereotipadas y de acción rápida. En el **nivel del tronco encefálico** se regulan y modulan de forma directa las actividades motoras basadas en la integración de la información sensorial que proviene de la fuente visual, vestibular y somatosensorial, para generar los circuitos básicos que controlan el equilibrio postural y muchos de los movimientos estereotipados y automáticos del cuerpo humano. Se considera que éstas son respuestas intermedias, automáticas, pero no tan marcadamente estereotipadas. Finalmente, el **nivel cortical** de

integración se inician y controlan los movimientos voluntarios más complejos y específicos. En la corteza motora primaria se generan los comandos neuronales responsables de la ejecución del movimiento; mientras que en la corteza motora secundaria, se encarga de organizar y preparar comandos motores; y el área motora suplementaria planifica y coordina movimientos complejos que se dan como secuencias o interacciones entre distintos grupos musculares (Riemann & Lephart, 2002a).

De la figura 8.3 se puede desprender que la información somatosensorial es fundamental para que el SNC organice el movimiento en respuesta a las demandas del ambiente y la tarea, siendo la información propioceptiva la más influyente en la generación de respuestas y la modulación de la actividad muscular.

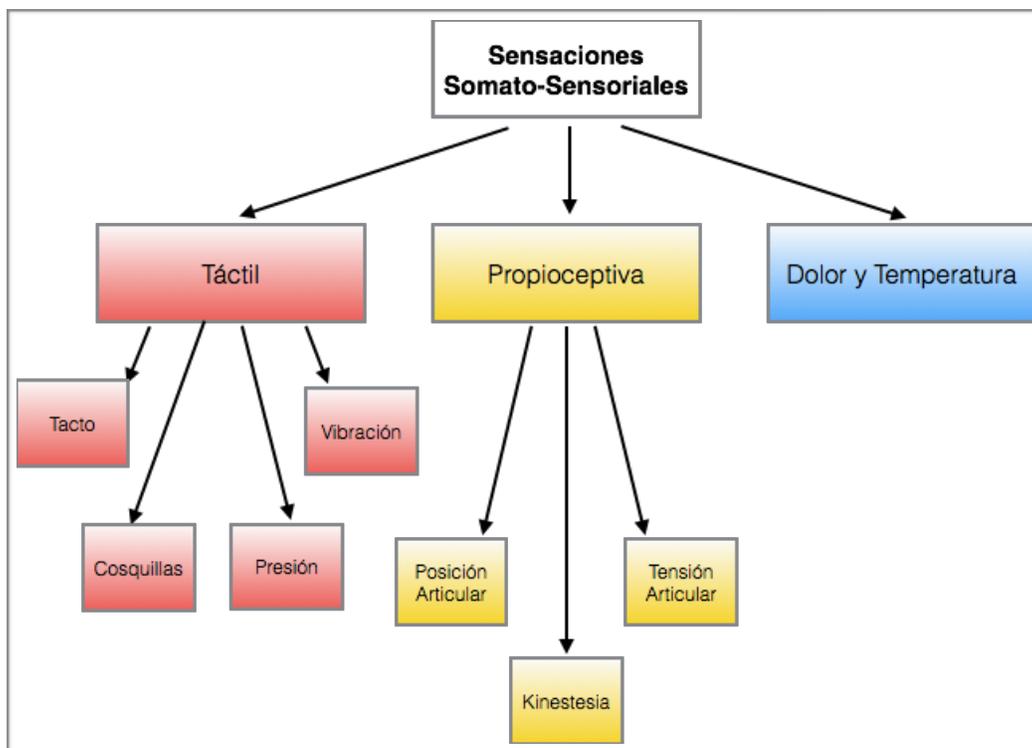


Figura 8.4: Sensaciones somatosensoriales. Incluye sensaciones táctil, propioceptiva, dolor y temperatura. Traducción de esquema original de (Riemann & Lephart, 2002a).

La hipótesis de Input Final Común (figura 8.4) plantea que las aferencias somatosensoriales y los comandos provenientes de áreas supra-espinales son integrados para converger en las motoneuronas gamma, las cuales inervan la región periférica del HNM donde las fibras musculares intrafusales presentan función contráctil. Así, se logra influir sobre la actividad de MN Gamma que modifica la longitud de las fibras intrafusales, modificándose la sensibilidad del huso neuro muscular (HNM), pues cambia la longitud de la región sensorial (zona central o ecuatorial). Por otro lado, el sistema sensoriomotor también cuenta con áreas de asociación: cerebelo y ganglios basales, cuya función es modular y coordinar los comandos motores, no obstante no pueden iniciarlos directamente.

Pieza fundamental del funcionamiento del SSM son los mecanismos de regulación homeostática conocidos como **Feedback (FB) y Feedforward (FF)**, los cuales funcionan de manera complementaria y son utilizados para mantener y restaurar la función articulación, respondiendo o anticipándose a las perturbaciones que actúan sobre el sistema. El control *feedback* se refiere a la respuesta dada vía refleja

por un estímulo sensorial. Mientras que el control *feedforward* corresponde a acciones de anticipación realizados previo a la detección sensorial de una disrupción de la homeostasis y está influenciado por experiencias anteriores.

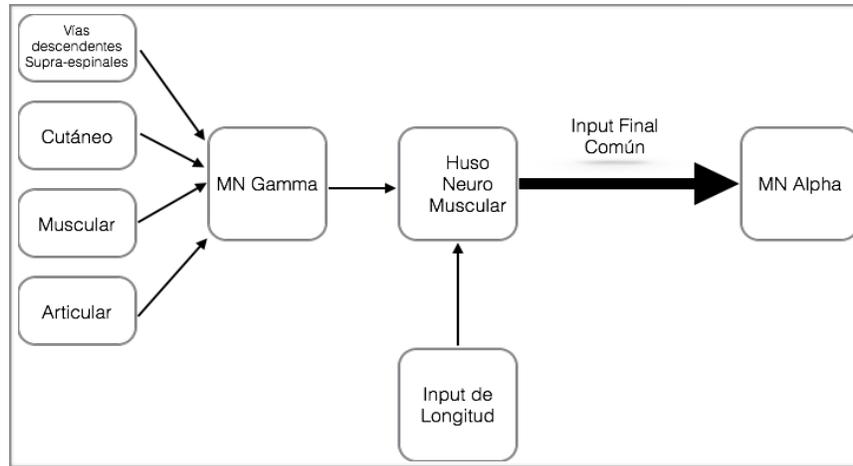


Figura 8.5: Hipótesis de Input Final Común, explica la regulación de la sensibilidad del Huso Neuro muscular. . Traducción de esquema original de (Riemann & Lephart, 2002a).

El mecanismo *feedback*, puede tener una eficacia limitada para la protección articular debido a que la activación de la musculatura implicada presenta un retardo electromecánico dado por las funciones de conducción, integración y procesamiento incluidos en la generación de la respuesta motora. Pese a estas limitaciones del FB, el mantenimiento de la postura y movimientos más lentos son regulados en gran medida por éste. Por otra parte, el mecanismo de preactivación involucra una preparación mediante la anticipación a la fuerza o el movimiento implicado en una posible perturbación. Esta preparación puede ser aprendida y ajustada a las diferentes acciones que se presenten mediante la acumulación de experiencias motrices (Riemann & Lephart, 2002b).

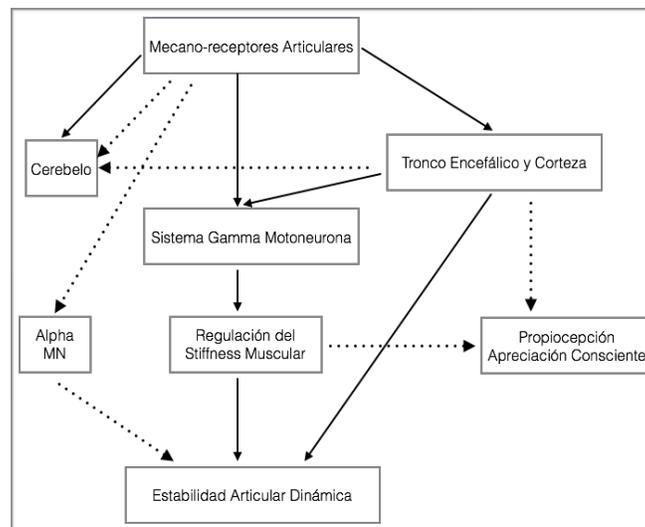


Figura 6.8: Rol de los mecanorreceptores sobre la apreciación consciente de la propiocepción y la estabilidad articular dinámica. . Traducción de esquema original de (Riemann & Lephart, 2002a).

De esta forma, se puede decir que el SSM se organiza de forma que la información proveniente de mecanorreceptores es utilizada para que el individuo consiga una referencia consciente de su estado en relación a las demandas mecánicas del ambiente así como también para controlar la sensibilidad del HNM, la cual regula el Stiffness Muscular o rigidez muscular dada por el nivel de activación entre agonistas y antagonistas, determinante para conseguir la estabilidad dinámica con diferentes niveles de robustez y rendimiento.

Estabilidad en el contexto del Control Postural

Cuando la estabilidad es abordada desde el control motor, es decir, desde la interacción entre individuo, tarea y ambiente, surge la necesidad de hablar de un concepto más amplio denominado **"Balance"**, pues se podrá aplicar el concepto de estabilidad al estudio de gestos motores. Así, será posible referirse a la estabilidad de la marcha y la estabilidad del control postural bípedo, todas capacidades incluidas dentro una habilidad mayor denominada balance.

El hecho de que los seres humanos seamos bípedos y que durante la locomoción el contacto con el suelo varíe entre apoyos bipodales, monopodales e incluso sin apoyo, en la fase aérea de la carrera, plantea un desafío importante para nuestro sistema de control de la postura, porque tres cuartas partes de nuestro cuerpo están situadas a dos tercios de la altura del cuerpo por encima del suelo, haciendo de éste un sistema inherentemente inestable a menos que un sistema de control esté actuando continuamente. Así, surge el desafío de optimizar el uso de diferentes recursos que ofrece el sistema para controlar la postura en múltiples condiciones. Denominamos **postura** a la descripción de la relación entre los segmentos corporales y del alineamiento de éstos respecto a la vertical. No obstante, es necesario tomar en cuenta que la postura es variable y dependiente del contexto, por lo cual es más recomendable hablar de **control postural**, considerando que el control de la postura es realizado con dos objetivos principales: orientación postural y estabilidad postural (Shumway-Cook & Woollacott, 1995). El primer objetivo está relacionado con el control activo del alineamiento y el tono respecto a la gravedad, bases de sustentación, entorno visual y referencia interna; y requiere de la interpretación de información sensorial convergente desde los sistemas visual, vestibular y propioceptivo. Mientras que la estabilidad postural se refiere a la coordinación de estrategias sensorio-motoras para estabilizar en centro de masa durante tareas proactivas o gatilladas por perturbaciones externas.

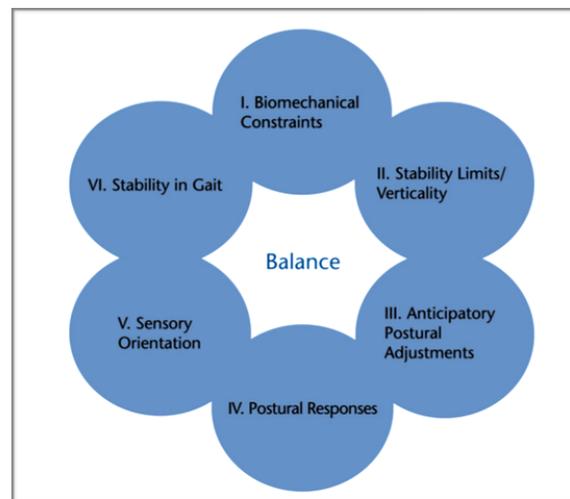


Figura 7.8: Modelo de Balance, según Horak. Incluye seis esferas o sub-sistemas en los que se expresa el balance. Diagrama extraído de (Horak, Wrisley, & Frank, 2009)

El **control postural tendría un objetivo mayor**, controlar el alineamiento del cuerpo y sus segmentos para facilitar los movimientos voluntarios y de respuesta frente a perturbaciones externas, el cual al ser logrado le brinda funcionalidad a un individuo. Cuando el estudio o abordaje del control postural contempla la funcionalidad del individuo como el resultado de la interacción de factores internos y externos, se puede decir que estamos hablando de **balance**, ya que se está haciendo referencia a un término más amplio, pues implica que más allá de sus objetivos específicos.

Un primer acercamiento al concepto de **balance** es realizado por Winter, donde lo define como un término genérico que describe la dinámica de la postura del cuerpo para prevenir una caída, relacionado con las fuerzas inerciales actuando sobre el cuerpo y las características inerciales de los segmentos corporales (D A Winter, 1995). No obstante, existe una segunda definición, desarrollada por Horak, la cual afirma que el **balance** es la habilidad del sistema nervioso de aprender a usar todos los sistemas; elementos mecánicos, sistemas sensoriales y músculos disponibles y diversas regiones cerebrales; para lograr la estabilidad postural de forma proactiva, adaptativa y centralmente organizada sobre la experiencia previa y la intención (Horak et al., 1997). Este planteamiento resulta estar en relación con una mirada desde el Control Motor, ya que apunta a la generación de movimientos propositivos y coordinados en su interacción con el resto del cuerpo y su medio ambiente. El modelo de Horak considera que el balance se expresa en múltiples funciones que pueden ser ordenadas en esferas o subsistemas que aportan a la funcionalidad global de un individuo (Horak et al., 2009). Entre ellas se encuentran las **restricciones biomecánicas**, factores relacionados con la fuerza y rango de movimiento que determinan el alineamiento postural y la relación del centro de masa con la base de sustentación; **límites de estabilidad y verticalidad**, relacionada con la capacidad del individuo para cambiar su alineamiento y mover su centro de masa sin modificar la base de sustentación; **ajustes anticipatorios**, dados por la función de la corteza motora secundaria y suplementaria para generar estrategias de movimiento automático previas al movimiento voluntario; **respuesta postural**, refleja la actividad del FB integrado en todos los niveles que resulta en la realización de movimientos para corregir la postura frente a perturbaciones; **orientación sensorial**, corresponde a la orientación espacial dada por la integración de la información somato sensorial, visual y vestibular, esencial para mantener la estabilidad en condiciones de superficie o entorno visual cambiante; por último la **estabilidad en la marcha o estabilidad dinámica** la cual se hace presente en los patrones motores presentes en la locomoción y en otras tareas que involucran cambios en la base de sustentación.

Todos los movimientos ejecutados para regular la postura bípeda, sirven para controlar al centro de masa sobre la base de sustentación a través de patrones preestablecidos denominados estrategias (Shumway-Cook & Woollacott, 1995). Tales estrategias son tres: estrategia de tobillo, de cadera y de paso (figura 6.8); y consisten en la ejecución sinergias musculares usadas en la regulación del torque articular que resulta en cambios en la posición del centro de masa (Horak et al., 1997) (figura 7.8). Previo a la ejecución de cualquier estrategia (figura 8.8) se realiza una ponderación de diferentes factores que deben ser controlados para establecer un plan de acción (Horak, 2006a). No obstante, la capacidad del sistema para regular la ponderación de estos factores depende de las restricciones biomecánicas y neurales preexistentes, o sea, depende del control motor, entendido como la relación individuo, tarea y ambiente.



Figura 8.8: Estrategias de movimiento utilizados para el control postural a partir del manejo del centro de masa sobre la base de sustentación. Imagen tomada de (Horak, 2006b).

Recursos utilizados en la orientación y estabilidad postural

Como ya se mencionó, el control postural tiene dos objetivos específicos: la orientación y la estabilidad postural; los cuales para ser alcanzados necesitan de ciertos recursos. De manera pedagógica, estos requerimientos son organizados en seis tipos de recursos:

- Limitantes Biomecánicos: Rango de movimiento articular, fuerza y límites de estabilidad.
- Estrategias de Movimiento: movimientos reactivos, voluntarios o anticipatorios
- Estrategias Sensoriales: integración sensorial y ponderación sensorial.
- Orientación en el espacio: La capacidad de orientar el cuerpo con respecto a la gravedad, la superficie de apoyo, el entorno visual y las referencias internas, es un componente crítico del control postural.
- Control Dinámico: relacionados con la locomoción y los movimientos proactivos
- Procesamiento Cognitivo: atención y aprendizaje.

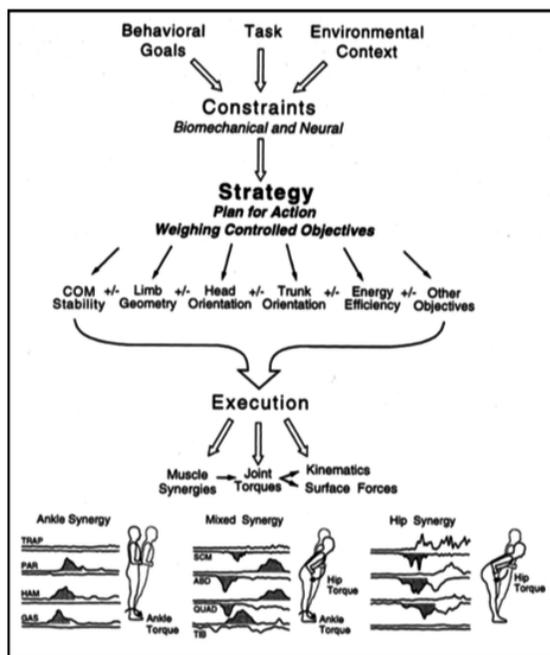


Figura 8.9: La cinética, cinemática y actividad muscular propias de una estrategia motora son resultado de la consideración de diversos factores neurales y biomecánicos que cada individuo utiliza para interactuar con su ambiente, tarea y objetivos conductuales. Diagrama original de (Horak et al., 1997).

Finalmente, se puede agregar que los mecanismos FB regulan la activación muscular y actualizan los comandos FF cuando existen variaciones de las condiciones ambientales iniciales o se requieren cambios constantes en el stiffness muscular exigidos por las regulaciones de la fuerza muscular cuando varía la longitud muscular durante el movimiento angular de una articulación.

El Balanceo Postural Espontáneo representa los movimientos del centro de masa proyectados sobre la base de sustentación, bajo la premisa de que estos movimientos son oscilaciones pendulares desarrolladas en modelo de péndulo invertido que tiene su punto de apoyo en la base de sustentación y la masa pendulante es representada por el centro de masa. Generalmente, el balanceo postural

espontáneo es graficado mediante un diagrama denominado estatokinesiograma, el cual consiste en la representación de la trayectoria trazada por la proyección vertical del centro de masa (centro de gravedad) sobre la base de sustentación. Este diagrama puede ser construido con datos provenientes de plataformas de fuerza o sensores inerciales (acelerómetros). En éste el centro del gráfico polar (plano cartesiano con el valor cero en el centro) representa el centro de la base de sustentación y la trayectoria trazada representan ajustes posturales dentro de los límites de estabilidad. DA Winter sostiene que el balanceo postural espontáneo es una de varias formas de estimar el balance o uno de los distintos aspectos del balance. Esta prueba se fundamenta en el concepto de balance definido como “la dinámica de la postura corporal para prevenir la caída” (D A Winter, 1995). Además, considera los efectos de la inercia sobre el cuerpo y sus segmentos, por lo cual fundamenta los desplazamientos del centro de presión en los movimientos del centro de masa con sus respectivas variaciones de aceleración lineal y angular, como se muestra en el cuadro de la derecha de la figura 8.10.

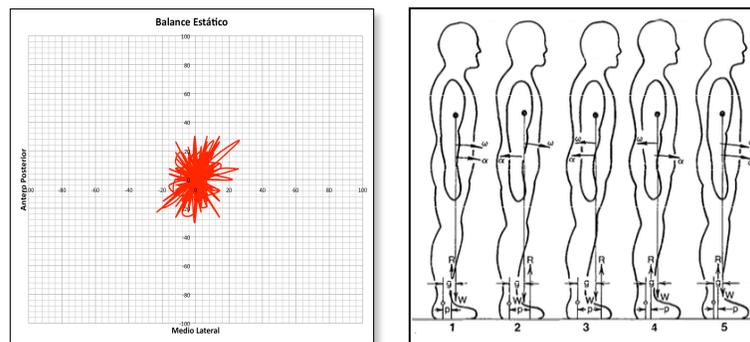


Figura 8.10: A la izquierda, Estatokinesiograma como indicador del Balanceo Postural Espontáneo, representativo del control del centro de masa dentro de los límites de estabilidad en postura bípeda, correspondiente a datos obtenidos en Laboratorio de Biomecánica UDD con fines docentes. A la derecha, prueba de balanceo postural espontáneo (sway) con las respectivas variaciones de aceleración lineal y angular del cuerpo (David A Winter, Patla, Ishac, & Gage, 2003)

Actividades: Preguntas de Desarrollo

- Desarrolle una definición para el concepto de Estabilidad y diferéncielo de equilibrio y balance.
- ¿Cómo aportan la robustez y el rendimiento a la estabilidad articular?
- Explique la función de sistema de Gamma MN y la hipótesis de Input final común.
- ¿Cuál es el rol de la propiocepción para controlar el balanceo postural espontáneo?
- ¿Cómo interactúan los mecanismos feedback y feedforward para conseguir la homeostasis articular?
- ¿Qué recursos del control postural se ven afectados en ausencia del input visual?
- Explique el concepto de límites de estabilidad y cómo éstos pueden cambiar en las distintas estrategias de control postural.

Capítulo 9: Biomecánica Básica de la Marcha

Introducción:

La marcha es la forma de locomoción característica y preferida de los humanos. Consiste en transportar el peso corporal mediante el movimiento alternante y rítmico de las extremidades inferiores. El tronco, cabeza, cuello y extremidades superiores representadas en el centro de masa corresponderían a la carga a desplazar, mientras que las extremidades inferiores cumplirían una función principalmente motora (Vaughan, Davis, & O'Connor, 1999). Pese a que esta descripción general resulta correcta, es necesario señalar que tanto los miembros inferiores como el resto del tronco tienen rol importante para la estabilidad dinámica de la marcha. Estudios recientes realizados en modelos robóticos han demostrado que el braceo (movimiento alternante de los brazos) tiene una importante función estabilizadora, pese a que se desarrolle principalmente gracias a movimientos pendulares, es decir mediado por dinámica pasiva de la marcha, con escaso costo energético (Collins, Adamczyk, & Kuo, 2009).

Un ciclo de marcha está constituido por una zancada, o sea, por todos los eventos que transcurren entre dos contactos sucesivos de un mismo pie. Esto implica que la zancada es la unidad mínima de estudio de la marcha y que todos los descriptores usados para caracterizarla, ya sean espacio-temporales, cinéticos, cinemáticos y neuromusculares, hacen referencia al gesto motor que se da entre dos contactos seguidos del mismo pie.

Objetivos:

- Explicar los principios mecánicos fundamentales de las teorías de marcha actuales.
- Describir en términos espacio temporales el patrón de marcha normal.
- Aplicar el método de análisis biomecánico al patrón de marcha sano, para subdividirlos en fases y sub-fases e identificar sus principales elementos cinemáticos.

Aspectos Generales de la Marcha:

Se puede disecar la marcha en dos grandes fases; apoyo y balanceo, a su vez conformadas por ocho sub-fases o períodos, las cuales corresponden a la identificación de diferentes movimientos que deben ejecutarse para cumplir con las tareas fundamentales para la realización de la marcha.

La terminología más extendida es la propuesta por J. Perry (Rancho Los Amigos) (Perry, 1992), pero es una alternativa a la nomenclatura original, confeccionada por Cochrane (Vaughan et al., 1999), la cual también reúne ocho subdivisiones para describir el ciclo de marcha:

- Apoyo
 1. Contacto del Talón
 2. Apoyo Plantar
 3. Apoyo Medio
 4. Despegue del Talón
 5. Despegue de los dedos

- Balanceo
 6. Aceleración
 7. Balanceo Medio
 8. Desaceleración

J. Perry considera que las diferentes subdivisiones del ciclo de marcha permiten dar cuenta de tres grandes tareas: *Aceptación del peso, soporte monopodal y avance del miembro oscilante* (Perry, 1992). Sin embargo, Whittle detalla cuatro tareas, similares, pero con énfasis en los *requisitos que debe cumplir un patrón de marcha para ser considerado normal*, es decir sin movimientos compensatorios ni aumento del consumo energético (Whittle, 2007). Un patrón de marcha normal requiere de cuatro tareas básicas:

1. Soporte de peso en apoyo monopodal, sin colapso.
2. Estabilidad estática y dinámica en apoyo monopodal.
3. La extremidad oscilante debe lograr avanzar a una posición en la cual pueda relevar el apoyo.
4. Debe desarrollar la fuerza suficiente para realizar el movimiento de las extremidades y el desplazamiento del tronco.

Fases	Períodos (Sub-Fases)
Apoyo	Respuesta a la Carga
	Apoyo Inicial
	Apoyo Medio
	Apoyo Final
	Oscilación Previa
Balanceo	Balanceo Inicial
	Balanceo Medio
	Balanceo Final

Tabla 1 Subdivisiones del Ciclo de marcha según J. Perry (Perry, 1992)

Modelos y Teorías de la Mecánica de la Marcha

Actualmente, los conocimientos referentes a la mecánica básica de la marcha se encuentran en expansión y discusión, pues existe consenso respecto a la descripción de muchos elementos mecánicos, no obstante la comprensión del aporte de cada uno de éstos es debatible.

Tradicionalmente han sido dos las teorías o modelos que han intentado explicar la mecánica de la marcha: Modelo del Péndulo Invertido y Teoría de los Seis Determinantes. De ambas la comunidad académica acepta muchos de los preceptos expuestos, sin embargo una tercera, la Teoría de Marcha Dinámica, rechaza algunos de estos argumentos y construye una nueva perspectiva que considera sólo algunos de los elementos presentados por las teorías más clásicas.

En términos generales, la Teoría de los Seis Determinantes considera que la mecánica de la Marcha permite cumplir con el objetivo de trasladar el centro de gravedad con el mínimo “esfuerzo muscular”, lo cual sería posible reduciendo al mínimo su desviación respecto a la línea de progresión. Los determinantes corresponden a seis diferentes elementos mecánicos que ayudarían a minimizar los movimientos del centro de masa. Empero, el movimiento del Centro de Masa (CoM) no describe una trayectoria lineal sino más bien sinusoidal, lo cual es necesario para reducir el esfuerzo muscular, pues ayuda a la conservación del momento de inercia. Además, existen estudios que evidencian que algunos de estos determinantes aumentan las oscilaciones del centro de masa y que la reducción de las oscilaciones tendría el efecto contrario al deseado, ya que aumentaría el gasto energético debido a que necesitaría de un aumento del trabajo y el torque articular (Kuo & Donelan, 2010).

Por otro lado, el modelo del Péndulo Invertido plantea que durante la fase de apoyo el centro de masa se mueve de forma pendular, pero con un eje ubicado a nivel del pie, por lo cual el péndulo no funciona como uno tradicional, sino como un péndulo invertido, de modo tal que en ausencia de perturbaciones se favorece la conservación de la energía y se minimiza el trabajo. Cabe destacar que la extremidad en

balanceo seguiría la dinámica de un péndulo convencional, donde la masa oscilante se encuentra por debajo del eje o apoyo del péndulo.

Como ya se mencionó, las diferentes teorías presentan limitaciones. Por ejemplo, la Teoría de los Determinantes de la Marcha, considera como determinantes a la Inclinación pélvica y flexión de rodilla, pero existe evidencia de que éstos no disminuyen significativamente el desplazamiento vertical del COM. Así mismo, la rotación pélvica no suaviza la trayectoria del COM e incluso algunos determinantes aumentan desplazamiento del CoM. Por su parte el modelo del Péndulo Invertido no logra explicar diferencias de la energía utilizada frente diferentes parámetros espacio-temporales que modifican el movimiento pendular y presenta la gran dificultad de no poder aplicarse para explicar la fase de doble apoyo.

Principios Mecánicos de la Marcha

Los mecanismos responsables de la marcha resultan fascinantes, pues consiguen que ésta sea dinámicamente estable y de muy bajo costo energético. El Modelo de Marcha Dinámica (MMD) sostiene que en gran medida esto se consigue gracias a la función de los elementos pasivos y un mínimo aporte del control activo.

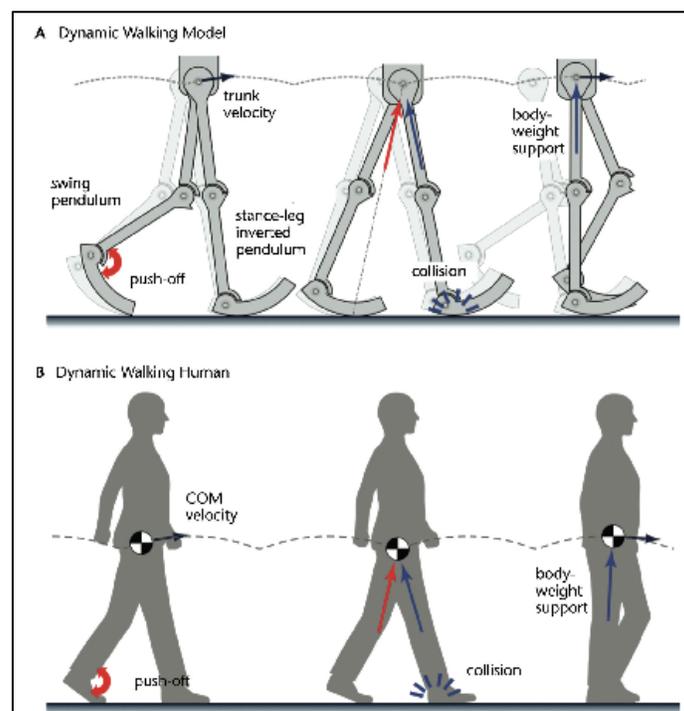


Figura 9.1: MMD comprende los movimientos balísticos de las extremidades para disminuir el costo energético y brindar estabilidad mediante la mantención del momento de inercia. La estabilidad y disminución del costo energético también dependen del control activo usado para redireccionar el CoM y posicionar el durante la colisión. Extraída de (Kuo & Donelan, 2010)

El MMD toma elementos de las teorías clásicas, pero pone en relevancia la estabilidad de la marcha como objetivo principal, sin desatender otros objetivos como la reducción del costo energético. Incorpora el

concepto de colisión para explicar que la aceptación de carga en la etapa de doble apoyo requiere de control activo y sirve para conservación de energía de un paso a otro, ya que permite acumular energía potencial elástica en los tejidos para luego movilizar el centro de masa al apoyo medio, alcanzando una mayor altura para acumular energía potencial e iniciar el siguiente paso.

Actividad 1: Descripción del Ciclo de Marcha

Se puede entender la zancada como el 100% de un ciclo y, por consiguiente, cada sub-fase podría identificarse como un porcentaje de la duración total del ciclo. Al ejercicio de expresar el tiempo de duración de un ciclo como porcentajes se denomina normalización en función del tiempo y permite comparar los eventos de diferentes ciclos de marcha pese a que sean distintos en duración.

Complete la siguiente tabla para identificar y describir los diferentes períodos del ciclo de marcha, mostrados en la figura 9.2. Use la nomenclatura de J. Perry (Rancho Los Amigos) y asocie cada período a los eventos que lo delimitan y a las tareas básicas de la marcha también propuestas por J. Perry.

% del Ciclo										
Eventos										
Períodos (Subfases)										
Tareas										
Fases										
Zancada										

Figura 9.2: Principales fases y eventos del Ciclo de marcha en el plano sagital. Imagen modificada de (Neumann, 2007).

Según el MMD la estabilidad sería el objetivo principal de la mecánica de la marcha, ya que implica poder responder a las perturbaciones del medio con un bajo costo energético mediante la participación de

elementos pasivos, lo cual a su vez se asegura con la regulación largo del paso, la posición del pie y el ancho del paso a través del control activo. El MMD atribuye a la dinámica pasiva de la pierna para conducir la mayor parte o la totalidad de la marcha. Usa los movimientos balísticos del apoyo y balanceo como péndulos con un movimiento periódico. La colisión de la extremidad con el suelo redirecciona el CoM e inicia el próximo paso siendo gran parte de la marcha realizada sin trabajo y muy poca fuerza muscular, lo cual exige cierta compensación con trabajo positivo principalmente durante el despegue.

Para mantener un patrón de marcha estable y económico resulta fundamental que cada individuo ajuste de manera natural sus parámetros espacio temporales: cadencia, velocidad, largo de la zancada, entre otros, ya que pasos más largos exigen un mayor trabajo para redireccionar el CoM y pasos más cortos o frecuentes aumentan el costo energético (Kuo & Donelan, 2010).

Actividad 2: Parámetros Espacio Temporales de la Marcha

La descripción y análisis observacional del ciclo de marcha, en conjunto, brindan la posibilidad de estudiar con detención los diferentes pequeños movimientos necesarios para su ejecución, sin embargo no permite obtener datos numéricos para caracterizarla, por lo cual se debe recurrir a la medición de parámetros temporales, espaciales y espacio/temporales.

Con la próxima actividad se revisarán tales mediciones.

Materiales:

- Huincha de medir (3m o 5m).
 - Transportador
 - Talco para pies.
 - Pasillo o superficie lisa con capacidad para realizar 10 pasos sobre ella.
 - Cronómetro.
1. Solicite a un(a) compañero(a) impregnar sus pies de abundante talco (pie descalzo con o sin calcetines).
 2. Mida la distancia que deberá ser recorrida.
 3. Prepare su cronómetro y una tabla para apuntes.
 4. Luego, cuente el número de pasos y mida el tiempo que ocupa su compañero(a) en recorrer la pista.
 5. A partir de las huellas dejadas defina una zancada derecha y una izquierda.
 6. Proceda a determinar: ancho del paso, ángulo del paso, largo del paso, largo de la zancada, cadencia y velocidad.

Se recomienda que para realizar la actividad se respalde en la definición de Neumann para descriptores espaciales y temporales de la marcha (Neumann, 2007).

Capítulo 10: Actividad Muscular durante la Marcha

Introducción:

Durante la Marcha el SNC controla varios músculos simultáneamente, en forma de una secuencia de activación que se presenta como una onda de acciones musculares que fluyen desde el contacto de talón hasta el siguiente contacto de talón. La mayor parte de los grandes grupos musculares están activos durante o cercano al apoyo de talón y al levantamiento de dedos, es decir, próximos al doble apoyo. Cabe destacar que éstos son los periodos de aceleración y desaceleración de las piernas en que el peso es transferido de una extremidad a la otra.

Una de las principales acciones de los músculos es acelerar y desacelerar el movimiento angular de las piernas, lo cual representa acciones cercanas a la etapa de apoyo doble. Por otro lado, durante el apoyo medio y el balanceo medio la mayor parte de los grandes grupos musculares están escasamente activos, a excepción de del glúteo medio y el tríceps sural durante el apoyo y el tibial anterior durante la oscilación. Si bien en el apoyo medio el glúteo medio actúa como abductor de cadera, estabilizando la pelvis para permitir la oscilación del lado contralateral, es el apoyo inicial la subfase en la cual experimenta una mayor activación (Vaughan et al., 1999). La mayor actividad del Tríceps en el apoyo medio previene una dorsiflexión excesiva del tobillo y permite controlar la traslación hacia anterior del sujeto, mientras que en el Balanceo Medio el Tibial anterior (también los extensores del pulgar y largo de los dedos) provee actividad dorsiflexora para evitar el arrastre de los dedos sobre el suelo (Vaughan et al., 1999).

Objetivos

- Comprender la función de los distintos grupos musculares en consideración del tipo de trabajo y contracción realizado.
- Aplicar el método de análisis biomecánico al patrón de marcha sano, para subdividirlos en fases y sub-fases e identificar sus principales elementos cinéticos, cinemáticos y neuromusculares.

Aspectos Generales del control muscular de la marcha

Uno de los elementos más importantes para comprender la actividad muscular durante la marcha es el intercambio de energías potencial y cinética. Se debe tener en cuenta que la energía cinética es mayor en aquellos puntos del ciclo de marcha en que el CoM se encuentra más bajo, en tanto que la energía potencial es mayor en aquellos puntos del ciclo en que el CoM se encuentra más alto (Neumann, 2007).

Dicho de otra forma, habría mayor energía cinética en aquellos puntos del ciclo de marcha en que se produce el apoyo doble, ya que en éstos se produce en un hemicuerpo el trabajo positivo necesario para la propulsión y en el otro hemicuerpo se produce el trabajo negativo para prevenir el colapso de la extremidad.

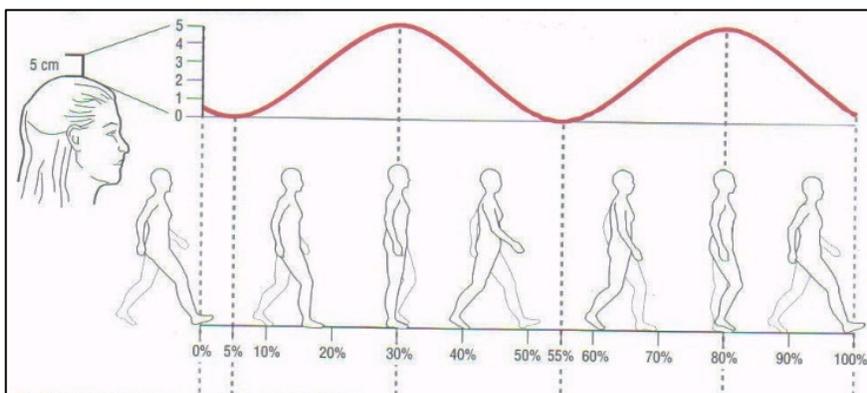


Figura 10.1: Altura del CoM durante la marcha. La mayor altura del CoM coincide con las subfases de apoyo medio (30% del ciclo) y de balanceo medio (80% del ciclo). Imagen extraída de (Neumann, 2007).

Las aproximaciones tradicionales del análisis biomecánico de la marcha han puesto el énfasis en el control muscular para la generación de trabajo positivo, sin embargo el modelo de Marcha Dinámica considera que la actividad muscular es tanto o más necesaria para desarrollar trabajo negativo, ya que la colisión exige actividad muscular excéntrica para que las articulaciones generen fuerza extensora mientras desarrollan movimiento angular en sentido flexor.

Si se toma en cuenta que son varias las articulaciones que realizan trabajo positivo y negativo de forma simultánea, resulta lógico que las funciones de los diferentes músculos sean agrupadas en patrones o factores que intentan asociar la actividad muscular con ciertos eventos cinéticos y cinemáticos propios del ciclo de marcha.

El análisis de la actividad muscular por medio de patrones o factores facilita la descripción de las funciones individuales y sinergias involucradas. Así, los factores o patrones representarían conjuntos de músculos que se activan de forma coordinada para cumplir una tarea (movimiento) específica de la marcha.

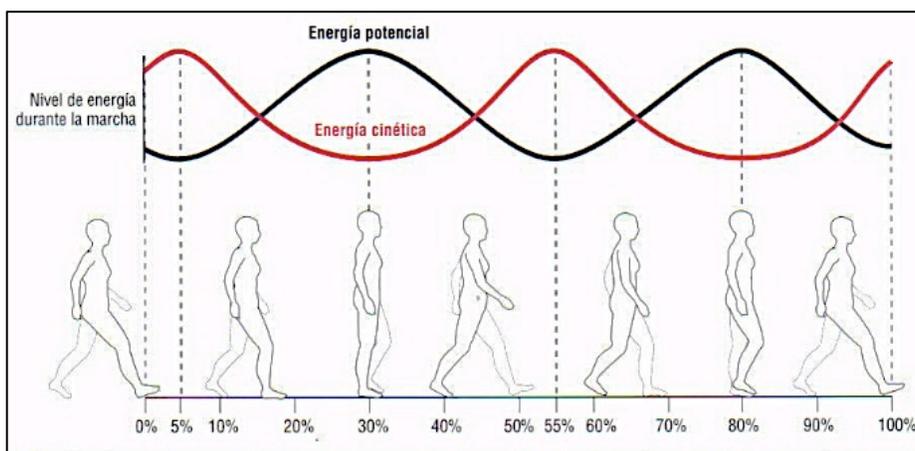


Figura 10.2: Niveles de energía cinética y potencial durante la marcha. Nótese el intercambio de energía en los puntos señalados con el 0%, 5%, 30%, 55%, 80% y 100% del ciclo. Imagen tomada de (Neumann, 2007).

Es común encontrar, en textos de biomecánica y terapia física, gráficas que muestran el timing de activación de los músculos que participan de la marcha, pero éstas no asocian las funciones de diferentes músculos para cumplir con una de las tareas de la marcha en particular, en más, pueden presentarse como funciones aisladas.

Descripción de la Actividad Muscular durante la Marcha:

La actividad de muscular durante la marcha suele ser representada como gráficas de EMG (EMG Rectificado y suavizado) en el dominio del tiempo, expresada como porcentaje del ciclo, lo cual resulta muy cómodo para identificar los momentos del ciclo de marcha en que músculo es más solicitado. En estas gráficas se puede observar que diferentes músculos de distintas articulaciones presentan similares variaciones en su nivel de actividad eléctrica en similares momentos del ciclo. A partir de esta observación se puede inferir que músculos de diferentes articulaciones aportarían al cumplimiento de una misma tarea de la marcha.

Si se analizan los registros EMG de varios músculos de la extremidad inferior a lo largo del porcentaje del ciclo de marcha se pueden observar 4 o 5 burst de actividad eléctrica. Éstos mostrarían que durante el ciclo marcha son cinco los momentos críticos en los que se requiere de la activación de distintos músculos, lo cual sugiere que la actividad muscular durante la marcha en parte sería mediada por Patrones Generados Centralmente (CPG), ya que a lo largo del ciclo de marcha el sistema controlaría 5 burst de activación simultánea que están asociados a 5 eventos cinético/cinemáticos específicos.

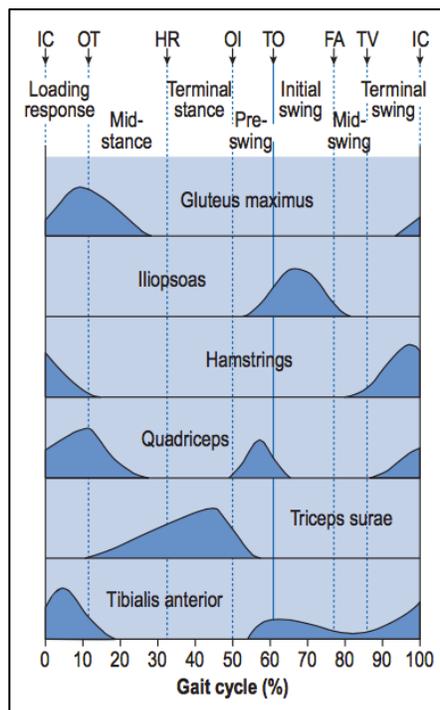


Figura 10.3: EMG en el dominio temporal normalizada al % del ciclo de marcha. Se muestran los tiempos y niveles de activación de los grupos musculares de mayor tamaño de la extremidad inferior. Gráfica extraída de (Whittle, 2007).

Los 5 burst “componentes temporales básicos” (**figura 10.4**) el patrón de activación están asociados a los eventos: **Aceptación de peso, propulsión, estabilización en doble apoyo, despegue y apoyo de talón** (Ivanenko, Poppele, & Lacquaniti, 2006). Considerando que el patrón de activación se respeta incluso variando la carga y/o la velocidad durante la marcha, se fortalece la hipótesis de que la activación muscular de la marcha es mediada por CPGs.

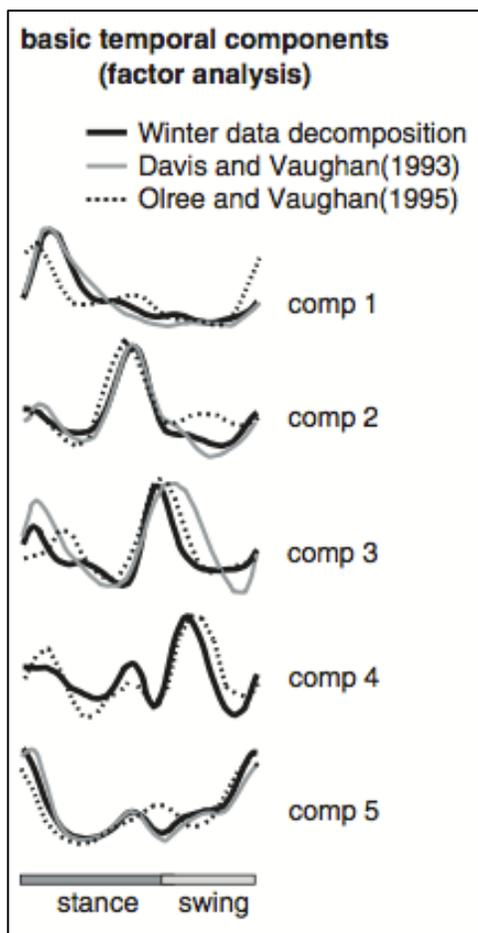


Figura 10.4: Componentes temporales básicos del patrón de activación de la marcha. Imagen tomada de (Ivanenko et al., 2006).

Son numerosos los trabajos que han descrito los componentes principales de la activación EMG de la marcha y todos coinciden en la existencia de 4 o 5 factores que representan el timing de activación de los músculos.

Vaughan (Vaughan et al., 1999) identifica 4 factores (patrones de activación) en los que logra describir la actividad de la mayoría de los músculos. Tales factores los nombra en relación a los eventos del ciclo realizados que se corresponden con el tiempo en el que se realiza la activación:

1. Respuesta a la carga
2. Propulsión
3. Bifásico
4. Apoyo mediante talón.

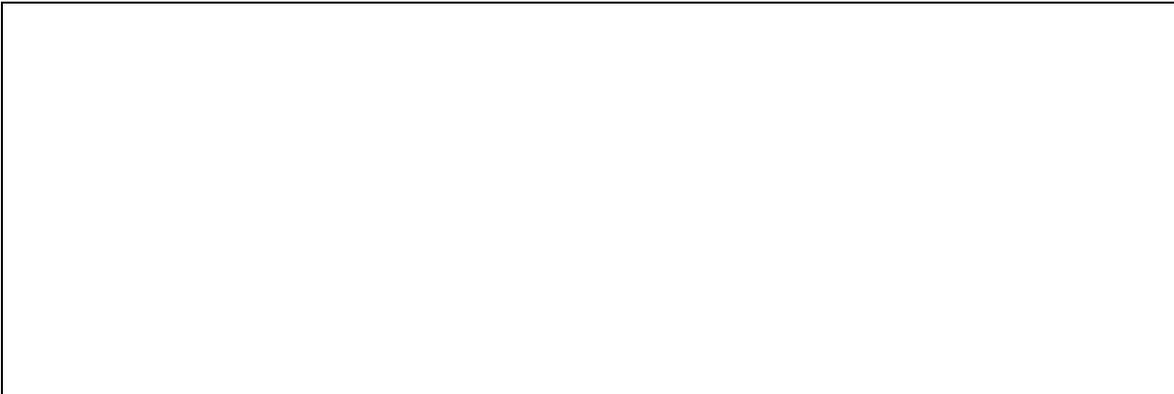
Estos factores son patrones de activación que permiten agrupar a los músculos según los tiempos de activación necesarios para desarrollar diferentes eventos del ciclo.

Por ejemplo, los músculos agrupados en el factor de respuesta a la carga serían aquellos que exhiben una mayor activación cerca del 10% del ciclo de marcha, cuando se acepta el peso al inicio del ciclo de marcha. Dado que la aceptación de carga ocurre en distintas articulaciones, en este factor es posible agrupar músculos que no son anatómicamente agonistas, pero que se activan simultáneamente para cumplir con algún

evento del ciclo. Por ello, se presenta una similitud de los perfiles de activación del glúteo medio y el vasto lateral, ya que ambos son músculos encargados de aceptar la carga. Resulta importante destacar que en este ejemplo ambos músculos realizan trabajo negativo al responder a la carga, pero también ocurren sinergias que desarrollan trabajo positivo, como es el caso de gastrocnemios y sóleo que realizan trabajo positivo para movilizar el CoM, por lo cual son agrupados en el factor de propulsión, el cual muestra su mayor activación cerca del 50% del ciclo de marcha coincidiendo con el despegue del talón.

Actividad 1: Análisis de la Actividad Muscular durante la Marcha

1.1) Considerando que la marcha exige coordinación entre ambos hemicuerpos, es evidente que mientras un hemicuerpo realiza uno de los componentes básicos de la marcha, el otro hemicuerpo debe desarrollar otro diferente. La literatura reporta que el patrón de activación es el mismo en ambos hemicuerpos, pero presenta una desfase de medio ciclo entre un hemicuerpo y el otro (Ivanenko et al., 2006). Entonces, señale qué músculos del lado derecho presentan una mayor activación mientras el lado izquierdo realiza el componente de apoyo de talón.



1.2) A continuación se presentan 4 perfiles de actividad EMG (factores) y un listado de 12 músculos que se activan de manera importante durante la marcha. Para cada perfil de activación (Vaughan et al., 1999) señale 3 músculos de los presentados en el listado: **erectores espinales, extensor largo de los dedos, Isquiotibiales, vasto lateral, gastrocnemios, glúteo medio, recto femoral, sartorio, tibial anterior, sóleo, peronéo largo y aductor largo.**

Factor de Apoyo mediante Talón

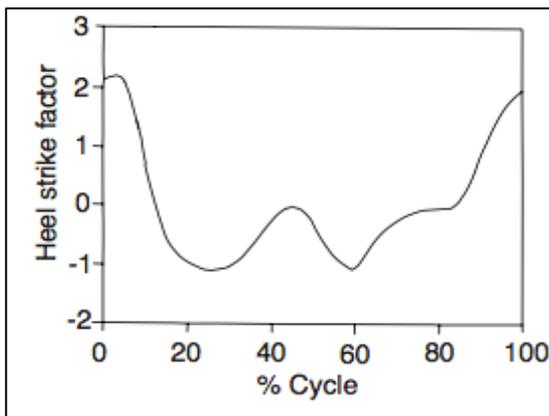


Figura 10.5: Factor de apoyo mediante talón. Gráfica representativa de la actividad EMG de los músculos que participan en la ejecución y control del apoyo mediante talón. Imagen original de (Vaughan et al., 1999).

Factor de Respuesta a la Carga

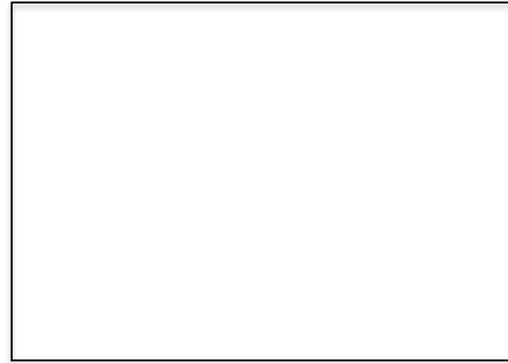
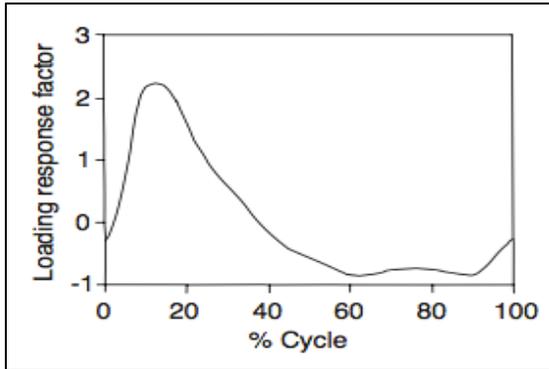


Figura 10.6: Factor de respuesta a la carga. Gráfica representativa de la actividad EMG de los músculos que participan en la ejecución y control de la respuesta a la carga. Imagen original de (Vaughan et al., 1999).

Factor de Propulsión

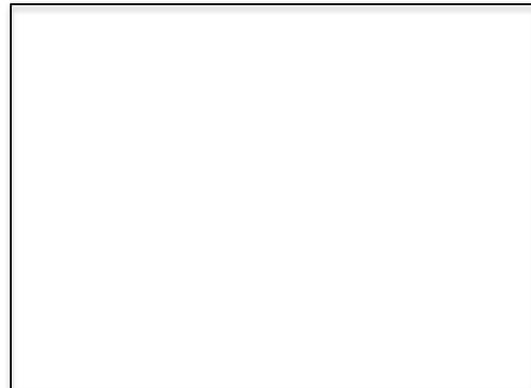
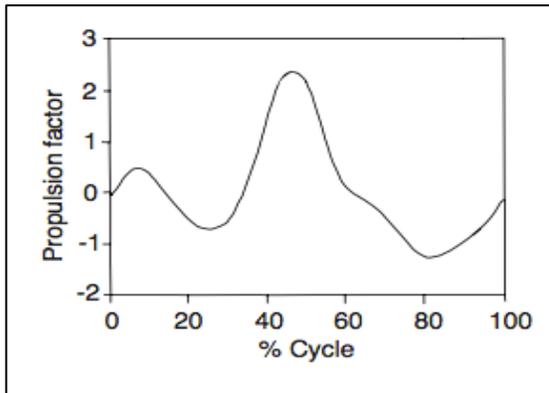


Figura 10.7: Factor de propulsión. Gráfica representativa de la actividad EMG de los músculos que participan en la ejecución y control de la propulsión. Imagen original de (Vaughan et al., 1999).

Factor Bifásico

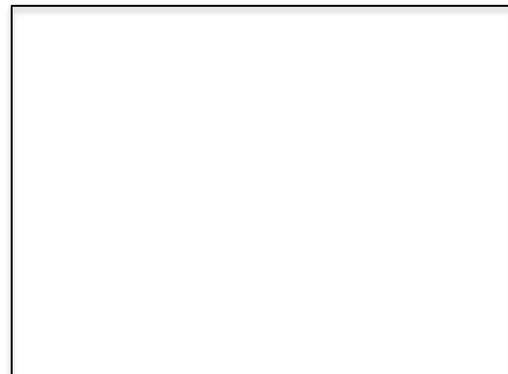
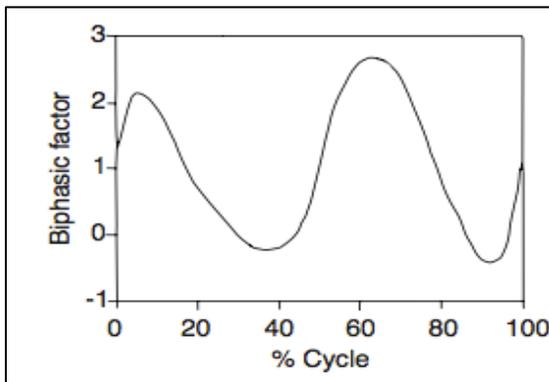


Figura 10.8: Factor bifásico. Gráfica representativa de la actividad EMG de los músculos que participan en la ejecución y control del apoyo doble. Imagen original de (Vaughan et al., 1999).

1.3) La ilustración a continuación muestra los niveles de activación de los principales grupos musculares de la extremidad inferior durante la fase de apoyo (Vaughan et al., 1999). A mayor oscuridad de la coloración, mayor nivel de activación se representa.

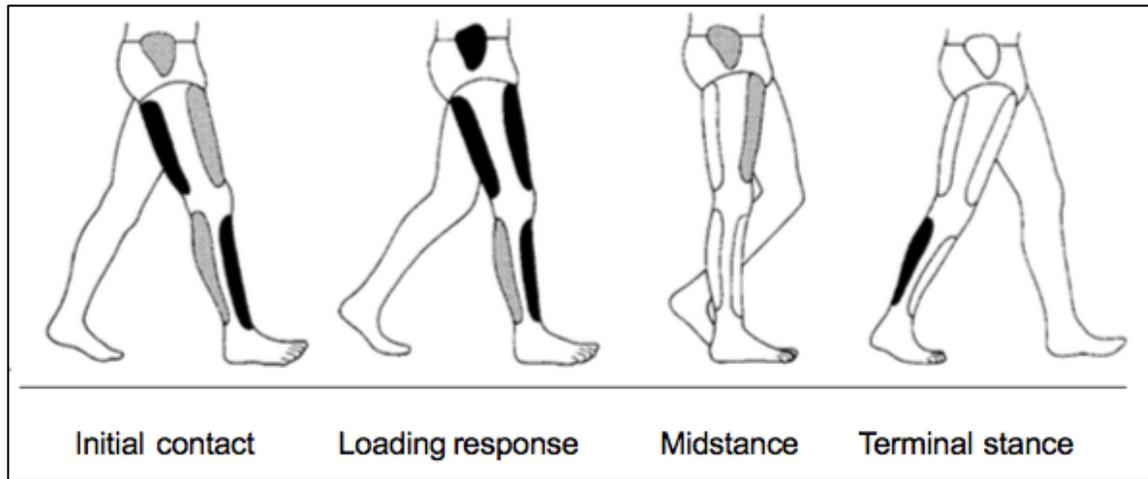


Figura 10.9: Vista lateral de la fase de apoyo representada a través del nivel de actividad de algunos de los principales músculos del miembro inferior. El relleno blanco del músculo representa al músculo sin actividad, mientras que el relleno negro del músculo expresa un alto nivel de actividad y la coloración gris del relleno indica que el músculo se activa parcialmente. Imagen modificada de (Vaughan et al., 1999).

Explique los cambios en la actividad del **tibial anterior**, **glúteo medio**, **gastrocnemios e Isquiotibiales** a través de los eventos de **contacto inicial**, **respuesta a la carga**, **apoyo medio y apoyo final**.

Área reservada para la explicación de los cambios en la actividad de los músculos mencionados durante las etapas de la fase de apoyo.

Capítulo 11: Análisis Biomecánico de la Marcha Patológica

Pese a que la marcha normal o habitual presenta cierta variabilidad entre individuos sanos, se puede reconocer un “patrón de marcha normal” con un característico comportamiento cinético, cinemático y de la actividad muscular, así como también se puede establecer un “rango normal” para las diferentes variables que pueden medirse en un ciclo de marcha. Las modificaciones del patrón de marcha se pueden expresar como valores fuera de rango para los distintos tipos de variables y en ocasiones podrían dar cuenta de patologías músculo esqueléticas y/o neuromusculares (Whittle, 2007). Así, un patrón de marcha anormal es considerado un patrón de marcha patológica (Neumann, 2007), pues implica patologías subyacentes. Muchos patrones de marcha patológica son identificables por medio de la evaluación observacional, pero otros son sólo evidentes al realizar el análisis biomecánico.

En el caso de un individuo presente alteración de cualquiera de las tareas básicas de la marcha, es esperable que presente un patrón patológico. En el patrón de marcha normal, estas tareas se desarrollan sin un mayor gasto energético, no obstante en la marcha patológica las mismas tareas se pueden realizar, pero por medio de compensaciones, las cuales corresponden a movimientos anormales desarrollados para responder a demandas mecánicas específicas. Si cualquiera de estas tareas no lograra realizarse, el individuo requeriría de ayudas técnicas u órtesis para caminar de forma autónoma.

Análisis Observacional de la Marcha Patológica

Se le ha proporcionado un grupo de videos para analizar 4 patrones de marcha patológica. Utilice la literatura recomendada para lograr una mejor interpretación de las gráficas y una mayor precisión de sus mediciones y definiciones.

Objetivos:

- I) Utilizar nomenclatura técnico anatómica para la descripción del movimiento humano.
- II) Identificar los eventos que componen al ciclo de marcha.
- III) Comprender la relación entre los parámetros espacio temporales de la marcha y los condicionantes biomecánicos de cada individuo.
- IV) Inferir las modificaciones del comportamiento articular asociadas a los condicionantes biomecánicos de cada individuo.
- V) Inferir las modificaciones cinéticas asociadas a los condicionantes biomecánicos de cada individuo.
- VI) Realizar un análisis biomecánico de las compensaciones expresadas en el patrón de marcha para determinar las demandas musculares resultantes.

Actividad 1: Descripción del Patrón de Marcha

Usando la siguiente tabla identifique las modificaciones (anormalidades específicas) del patrón de marcha (Whittle, 2007).

- A) Señale la(s) zancada(s) afectada(s) y el(los) eventos del ciclo de marcha que se ven alterados.
- B) Describa los hallazgos más importantes identificados en cada evento del ciclo de marcha, determinando las compensaciones que muestra el individuo en respuesta a la limitación original la condición de base.

	Zancada		Hallazgos	
	Izquierda	Derecha	Compensaciones	Condicionantes
Contacto Inicial	X			Señale aquí los elementos que causan la modificación del patrón de marcha, ya sea debilidad, espasticidad, desalineamiento, entre otras.
Apoyo Inicial	marque con una X el evento del ciclo de marcha afectado	puede marcar ambos lados si el caso lo amerita		
Apoyo Medio			Describa las estrategias que usa el individuo para compensar el deterioro de base.	
Apoyo Final			Tip: Generalmente el movimiento desarrollado es una expresión de la forma en que el individuo resuelve su problema de base	
Pre-oscilación	en caso de no aplicar	—	—	—
Balanceo Inicial	ejemplo1:	X	Circunducción: resultado de la combinación de movimientos en los 3 planos de la articulación coxofemoral, desarrollado para facilitar el balanceo	debilidad de flexores de cadera que afecta al balanceo inicial y medio.
Balanceo Medio	X	ejemplo2	Hip Hicking: estrategia usada para levantar la hemipelvis y prevenir el arrastre de la extremidad en el balanceo	limitación de la flexión de rodilla por rigidez articular.
Balanceo Final				

Actividad 2: Parámetros Espacio Temporales de la Marcha Patológica

En base a los hallazgos identificados, determine qué parámetros espacio temporales (Neumann, 2007) de la marcha pueden presentar modificaciones y por qué.

- A) Indique el hemicuerpo y parámetro afectado.
B) A partir de sus observaciones infiera un motivo o causa posible de la modificación del parámetro.

	Parámetro Espacio Temporal	Comentario
Largo del Paso derecho	X	Debido a la debilidad del glúteo medio izquierdo se afecta la capacidad para estabilizar la cadera en apoyo monopodal, por lo cual el tiempo de apoyo de la extremidad izquierda se reduce y con ello el tiempo de balanceo para la extremidad derecha, resultando en un paso derecho corto.
Largo del Paso izquierdo		
Largo de la zancada derecha		
Largo de la zancada izquierda		
Ángulo del paso		
Ancho del Paso	-	no hay alteraciones de este parámetro
Velocidad		
Cadencia		

Actividad 3: Cinemática de la Marcha Patológica

A continuación se presentan gráficas normales de la cinemática angular de las articulaciones de cadera, rodilla y tobillo en el plano sagital (Whittle, 2007). Considere a éstas como base comparativa.

- Trace una curva de la cinemática angular que describa, de forma aproximada, el comportamiento de la articulación más demandada para el caso estudiado. No se solicita una alta precisión en la gráfica trazada, sino sólo una estimación en base a las observaciones realizadas.
- Explique la gráfica, señalando los principales cambios que se aprecian en la curva y justificando éstos. **Revise el ejemplo en la página siguiente. El documento no incluye gráficas para el plano frontal y transversal. Por lo tanto para describir las alteraciones identificadas en estos planos debe recurrir a la bibliografía.**

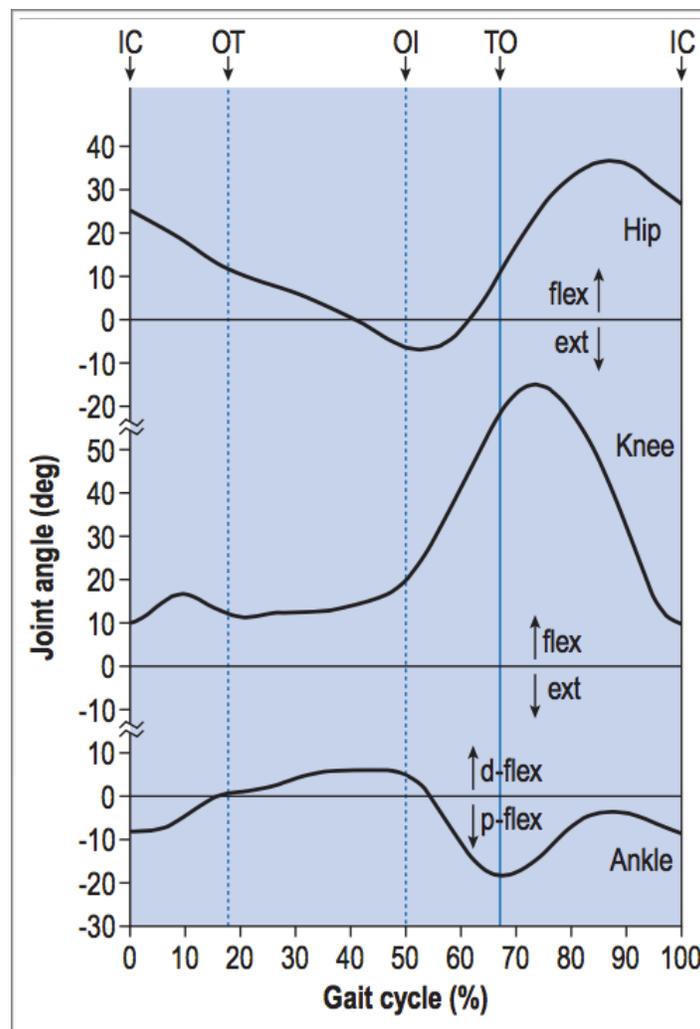


Figura 11.1: Patrón cinemático de la marcha en el plano sagital representado a través de las gráficas de posición angular en función del ciclo de marcha para las articulaciones de cadera, rodilla y tobillo. Imagen extraída de (Whittle, 2007).

Cinemática de la Marcha (ejemplo)

- a) La curva en rojo representa las modificaciones cinemáticas esperadas para la articulación de la rodilla. La curva representada en negro corresponde a la base comparativa de la marcha normal.

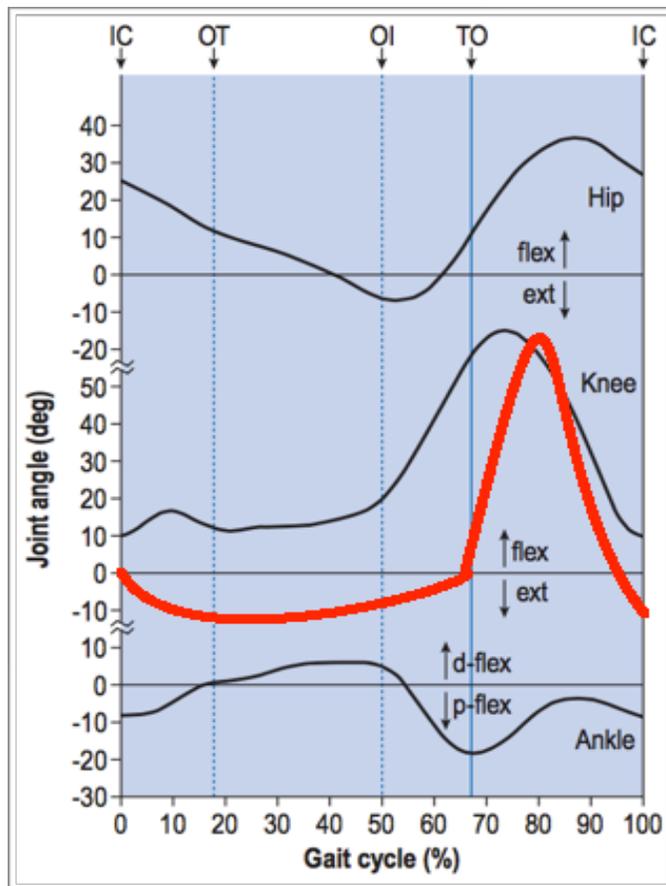


Figura 11.2: Patrón cinemático de la marcha en el plano sagital representado a través de las gráficas de posición angular en función del ciclo de marcha para las articulaciones de cadera, rodilla y tobillo. Las curvas trazadas en negro expresan el patrón habitual de comportamiento angular. La curva trazada en rojo muestra una modificación del patrón cinemático de la rodilla caracterizado por una hiperextensión de rodilla durante el apoyo inicial. Imagen modificada de (Whittle, 2007).

- b) La gráfica muestra un aumento de la extensión de la rodilla. En la fase de apoyo la rodilla no consigue posicionarse en flexión, sino en extensión (valores negativos). Así también se muestra que en el balanceo final la rodilla se extiende excesivamente. Por lo tanto, se puede concluir que no se consigue el control excéntrico durante el apoyo, principalmente durante la respuesta a la carga. Dado que se afectan ambas fases de la marcha se presume que el comportamiento anormal de la articulación está condicionado por una debilidad del cuádriceps, pues no se consigue controlar la flexión a través de contracción excéntrica en fase de apoyo, mientras que la excesiva extensión de rodilla en balanceo sería el resultado de un aumento de la velocidad angular en la extensión que se realiza a través de un movimiento pendular exagerado utilizado para extender la rodilla de manera pasiva.

Actividad N°4: Cinética y Actividad Muscular de la Marcha

A continuación se presentan gráficas normales de la cinética de la marcha, estudiada a través de la fuerza de reacción, en los componentes antero-posterior, medio-lateral y vertical del vector (Headon & Curwen, 2002; Neumann, 2007).

- Trace una curva que describa las variaciones del vector de fuerza de reacción en uno de sus componentes (antero-posterior, medio-lateral o vertical). Se sugiere que la curva trazada corresponda a la dirección en la que son más evidentes o determinantes las variaciones de la cinética.
 - Explique la gráfica, señalando los principales cambios que se aprecian en la curva y justificando éstos.
 - Analice las nuevas demandas mecánicas provocadas por los cambios del vector debido a la compensación desarrollada por el paciente. Analice sólo una articulación en cualquiera de los eventos de la fase de apoyo, considerando los músculos más demandados en el evento del ciclo de marcha estudiado y explique la función que cumplen para llevar a cabo su tarea específica durante la marcha.
- **Revise el ejemplo en la página siguiente.**

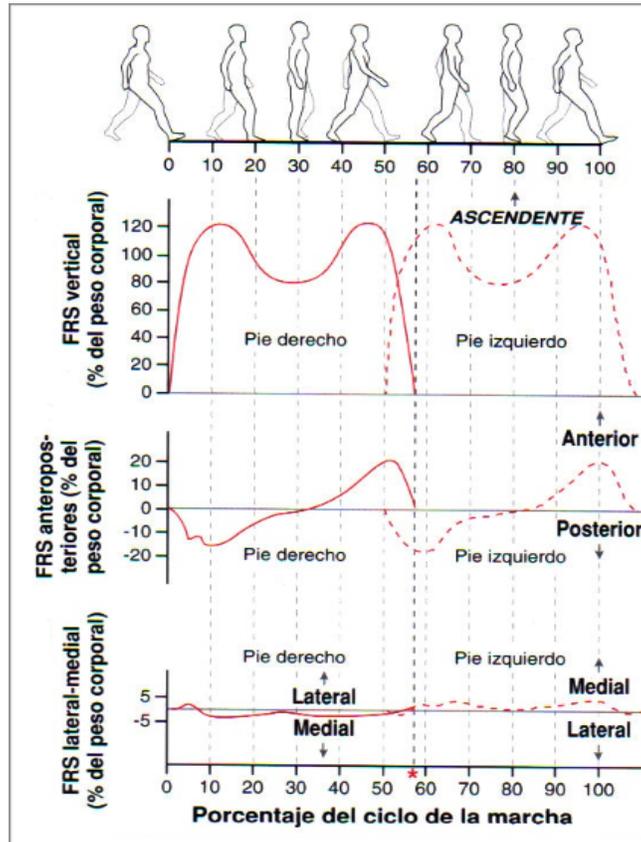


Figura 11.3: Patrón cinético para la variación de la magnitud de los componentes vertical, antero-posterior y medio-lateral del vector de fuerza de reacción del suelo durante un ciclo de marcha. Nótese que sólo se puede medir fuerza de reacción del suelo en la fase de apoyo. Por consiguiente se representa en línea continua la fuerza de reacción para el paso derecho y en línea discontinua para el paso izquierdo. Imagen extraída de (Neumann, 2007).

Cinética y Actividad Muscular de la Marcha (ejemplo)

- La curva en azul representa las modificaciones cinéticas esperadas para el componente antero-posterior del vector de fuerza de reacción del suelo. La curva representada en rojo corresponde a la base comparativa de la marcha normal.
- Se puede observar que, para este caso, se presenta una disminución de las fuerzas en dirección antero-posterior, pues tanto los valores negativos como los positivos se encuentran más cercanos a cero, o sea existe una disminución de las fuerzas reactivas (sentido posterior) y de las fuerzas activas (sentido anterior). Dicho de otra forma, existiría una disminución de las fuerzas de fricción asociadas a la respuesta a la carga (sentido posterior) y de las fuerzas relacionadas con la propulsión (sentido anterior). Esto podría deberse a una disminución del torque generado a nivel de cadera, tanto en sentido excéntrico (en la respuesta a la carga) como en sentido concéntrico (en el apoyo final y pre-oscilación). La causa de este patrón radica en la debilidad de la musculatura glútea del paciente.

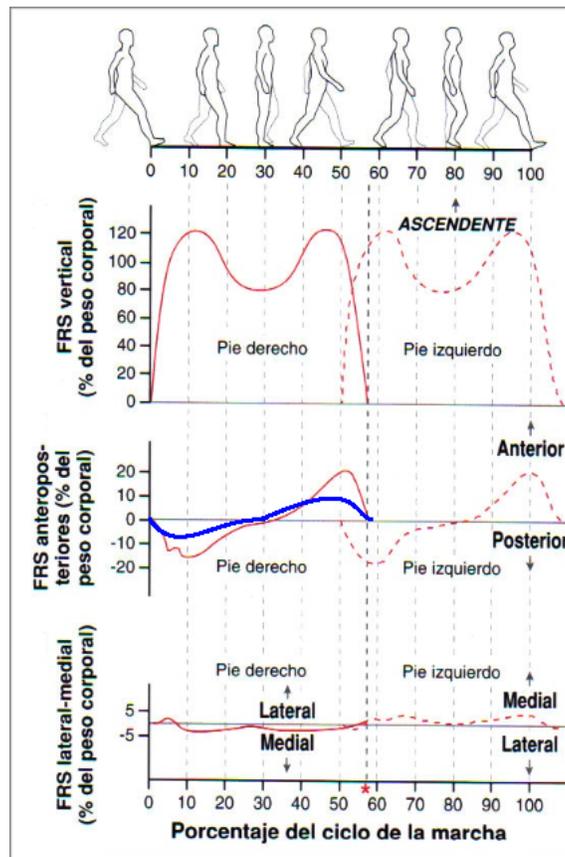


Figura 11.4: Patrón cinético para la variación de la magnitud de los componentes vertical, antero-posterior y medio-lateral del vector de fuerza de reacción del suelo durante un ciclo de marcha. Las curvas trazadas en rojo expresan el patrón habitual de comportamiento cinético de la marcha. La curva trazada en azul muestra una modificación del comportamiento del componente antero-posterior del vector, asociado a debilidad del glúteo mayor y medio. Imagen modificada de (Neumann, 2007).

- c) La imagen muestra a la izquierda la dirección del vector de fuerza de reacción para el patrón normal de marcha. A la derecha, se presenta la modificación del vector esperada para la compensación desarrollada por un paciente con debilidad de extensores de cadera (Whittle, 2007). Esta compensación se basa en cambiar el sentido del torque externo, pasando de un torque flexor de cadera (normal) a un torque extensor, debido a que el vector de fuerza de reacción pasa posterior al eje de rotación de la cadera en el plano sagital. El cambio en la dirección del vector en relación al eje de rotación es logrado con una inclinación posterior del tronco que provoca un desplazamiento posterior del centro de masa en la respuesta a la carga. Todos estos cambios concuerdan con los hallazgos descritos anteriormente, pues la compensación señalada es acompañada a un acortamiento de la zancada, lo cual reduce las fuerzas de fricción generando menores demandas para la musculatura extensora de cadera.

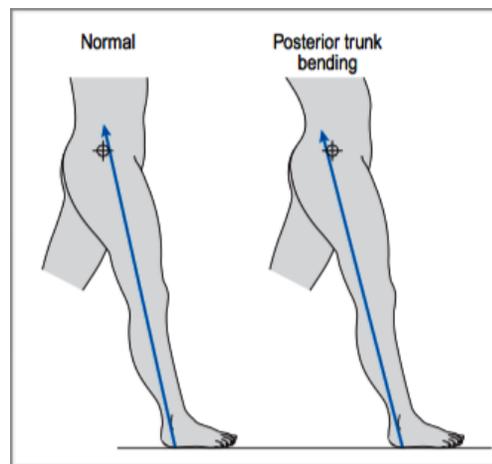


Figura 11.5: Dirección del vector de fuerza de reacción del suelo durante el apoyo inicial de la marcha en el plano sagital. A la izquierda se observa la dirección ideal para el vector, la cual permite que éste se proyecte por anterior del eje de rotación de la cadera. A la izquierda, se aprecia una modificación de la dirección del vector que implica una modificación en postura del tronco para compensar la proyección del vector por anterior del eje de rotación de la cadera. Imagen extraída de (Whittle, 2007).

Capítulo 12: Biomecánica Básica de los Gestos Deportivos

Como ya ha sido discutido, el Análisis Biomecánico es un procedimiento que permite comprender los principios y causas del movimiento por medio de la identificación de sus componentes cinéticos, cinemáticos y electrofisiológicos, siendo una herramienta de gran utilidad para optimizar el desempeño deportivo, así como también para prevenir lesiones asociadas a la actividad deportiva.

Históricamente la biomecánica deportiva ha sido extendida a la valoración de las capacidades y habilidades de los deportistas, no obstante el desarrollo de la biomecánica y otras disciplinas del campo del control motor ha favorecido que la biomecánica deportivo se amplíe al perfeccionamiento de los gestos deportivos, ya sea con la finalidad de mejorar el desempeño motor o asegurar la regularidad de la práctica deportiva por medio de la prevención de lesiones.

En este capítulo se mostrarán algunos ejemplos de análisis biomecánico con el fin de aportar a la comprensión de los principios y elementos mecánicos de gestos deportivos básicos tales como la carrera, el salto y el lanzamiento. Además, se analizarán gestos deportivos para definir las mejores prácticas con el propósito de prevenir lesiones músculo-esqueléticas.

La Carrera:

La carrera, así como la marcha, es una forma de locomoción propia de los humanos. Consiste en un tipo de desplazamiento que se basa en apoyar y balancear las extremidades de manera alternante. La diferencia fundamental con la marcha radica en que durante la carrera sólo existen apoyos monopodales, de modo que puede ser descrita como una sucesión de saltos monopodales. Otra diferencia elemental es que el CoM durante la carrera sigue la trayectoria de un proyectil, es decir, sigue un movimiento parabólico que alcanza su mayor altura durante el balanceo.

La principal diferencia entre la marcha y la carrera radica en que la carrera carece de la fase de doble apoyo, lo cual exige que para alternar entre un apoyo y el otro se deba realizar un salto para pasar de un paso al siguiente. De este modo en el balanceo de la carrera no hay un movimiento pendular de la extremidad oscilante, sino un movimiento del cuerpo entero que sigue la trayectoria de un proyectil que incluye un periodo denominado como “vuelo”, en el que ambos pies se encuentran despegados del suelo. Otras diferencias entre ambos gestos motores se relacionan con parámetros espacio temporales; velocidad, cadencia y longitud del paso.

Las dos formas más comunes de locomoción humana, marcha y carrera, presentan grandes diferencias entre sus características cinéticas y cinemáticas. Para comprender tales diferencias se debe tener en cuenta que un individuo pasa de la marcha a la carrera cuando necesita desplazarse a mayor velocidad. A su vez, la velocidad de la marcha depende del producto entre la cadencia y la longitud del paso, pero llega un punto en que no se puede aumentar más la velocidad de la marcha modificando estos parámetros, por lo cual se recurre a una nueva estrategia cinemática de modo que permite cubrir una mayor distancia con cada zancada de manera más económica, ya que realiza un mejor aprovechamiento de los elementos pasivos al presentar una fase aérea.

La altura del CoM durante la carrera depende de la velocidad de ésta, de manera que la oscilación vertical del CoM disminuye a medida que aumenta la velocidad de la carrera (Figura 2) (Enoka, 2008). A su vez la velocidad de la carrera depende de la longitud de la zancada, la cual es resultado de la fuerza aplicada durante el apoyo y el tiempo de duración del apoyo.

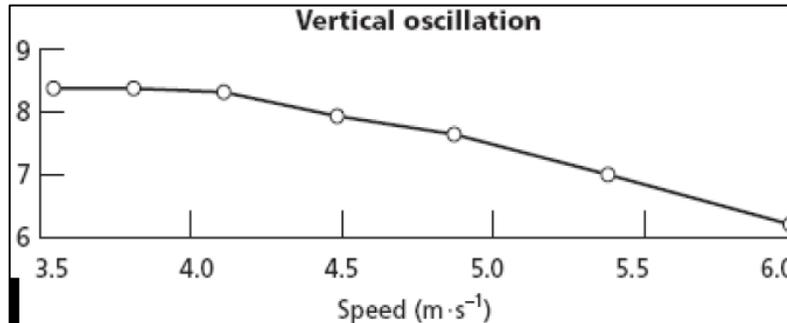


Figura 12.1: Oscilación vertical del centro de masa en relación a la velocidad de la carrera. Imagen extraída de (Enoka, 2008). Se puede apreciar la disminución de la oscilación vertical del CoM en la medida que aumenta la velocidad de la carrera.

En términos genéricos las disciplinas deportivas basadas en la carrera pueden dividirse en pruebas de velocidad y pruebas de fondo, donde las primeras corresponden a competencias de corta duración en las que se privilegia el rendimiento en velocidad en distancias cortas, mientras que las segundas corresponden a pruebas en las que se premia la resistencia de los deportistas en competencias de largo aliento.

Actividad N°1: Generalidades de la Carrera

La gráfica a continuación muestra los ciclos de la carrera y de la marcha. Identifique las diferencias entre ambos gestos para completar la tabla comparativa.

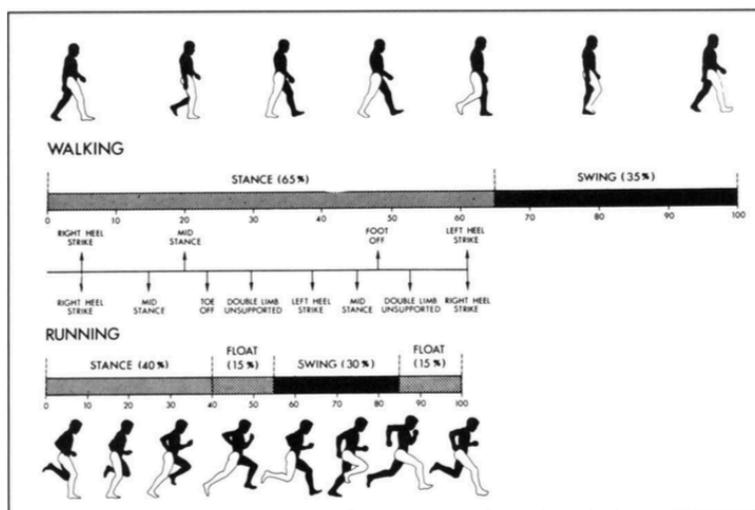


Figura 12.2: Comparación de las fases y ciclos de la marcha y la carrera. Imagen de Adelaar RS. The practical biomechanics of running. Am J Sports Med 1986; 14:4 97-50, extraída de (Chan & Rudins, 1994).

	Marcha	Carrera
Duración del Apoyo (% del ciclo)		
Duración del Balanceo (% del ciclo)		
Presencia de Apoyo Doble		
Presencia de Vuelo		
Duración del Apoyo Simple (% del ciclo)		

Actividad N°2: Aspectos básicos de la relación Fuerza - Velocidad

La velocidad de la carrera presenta una relación directa con la fuerza de reacción del suelo (componentes vertical y antero-posterior), pero una relación inversa con la duración del tiempo de apoyo (contacto del pie con el suelo). Es posible apreciar estas características de la carrera en la *figura 3.12*, a continuación.

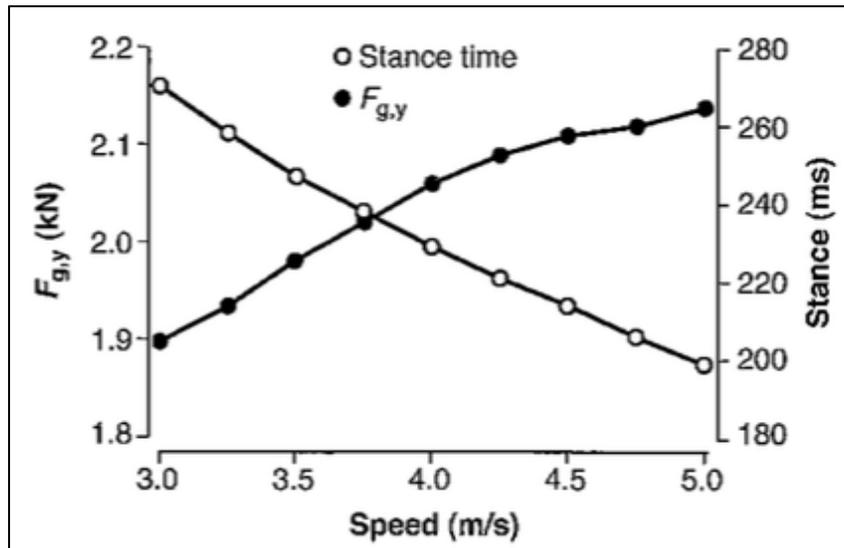


Figura 12.3: Variaciones de la fuerza de reacción del suelo y el tiempo de apoyo en relación a la velocidad de la carrera. Imagen tomada de (Enoka, 2008)

- **Considerando la mecánica de la carrera**, sus fases y principales características cinéticas y cinemáticas, explique por qué las variables se relacionan de la forma expresada en la gráfica.
- ¿Cómo la Potencia desarrolla durante la carrera afecta el desempeño en velocidad?
- ¿La magnitud del Impulso afecta la velocidad de carrera alcanzada?. Justifique su respuesta.



Actividad 3: Fuerza de reacción del suelo y cinemática articular.

La actividad muscular durante la carrera condiciona su cinética y cinemática, por lo tanto variaciones en la capacidad del músculo para generar tensión van a producir modificaciones en el movimiento y fuerza resultante. La gráfica a continuación muestra la influencia de la fatiga sobre la fuerza de reacción del suelo y la cinemática del miembro inferior. La condición fatiga representa el estado del sujeto después de haber completado una prueba de maratón.

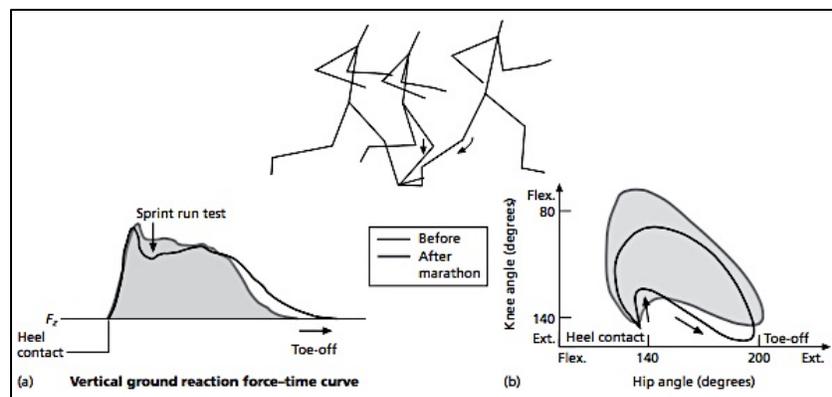
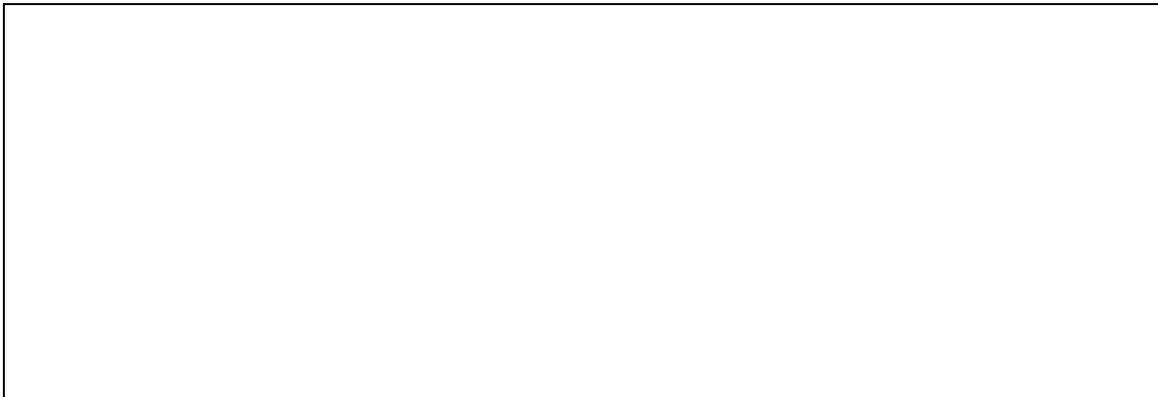


Figura 12.4: Influencia de la maratón sobre la carrera en (a) la fuerza de reacción vertical y (b) el diagrama ángulo/ángulo de las articulaciones de rodilla /cadera. La flecha en (b) señala el apoyo inicial. Nótese las diferencias entre la condición previo a la maratón (sin fatiga) y posterior a la maratón (fatigado). Note las diferencias pre y post maratón de la forma de la curva de fuerza/tiempo al momento del contacto y las diferencias del diagrama ángulo/ángulo luego del apoyo de talón. Imagen tomada de (Zatsiorsky, 2000).

- A partir de la información presentada en la gráfica inferior qué tipo de contracción y trabajo realiza la musculatura durante el apoyo inicial y apoyo medio de la carrera. Justifique su respuesta tomando en consideración la influencia de la fatiga sobre la cinética y cinemática de la carrera.
- En su opinión ¿tienen alguna relación los cambios en la fuerza de reacción con las modificaciones en el movimiento resultante? Fundamente su respuesta a partir de los grupos musculares que actúan en las articulaciones mencionadas.



Actividad 4: Técnicas de carrera en base a distintos tipos de apoyo

Actualmente el análisis biomecánico de los gestos deportivos aporta al entendimiento de los principios neuromecánicos involucrados, además ayuda a la mejora del rendimiento deportivo y prevención de lesiones músculo esqueléticas. Así, desde una perspectiva más general se puede decir que ayuda a mantener un rendimiento competitivo por el mayor tiempo posible.

En la siguiente actividad se evaluarán las diferencias entre dos técnicas de carrera y su influencia sobre la demanda mecánica a nivel del patrón de la curva de fuerza de reacción del suelo y la carga articular.

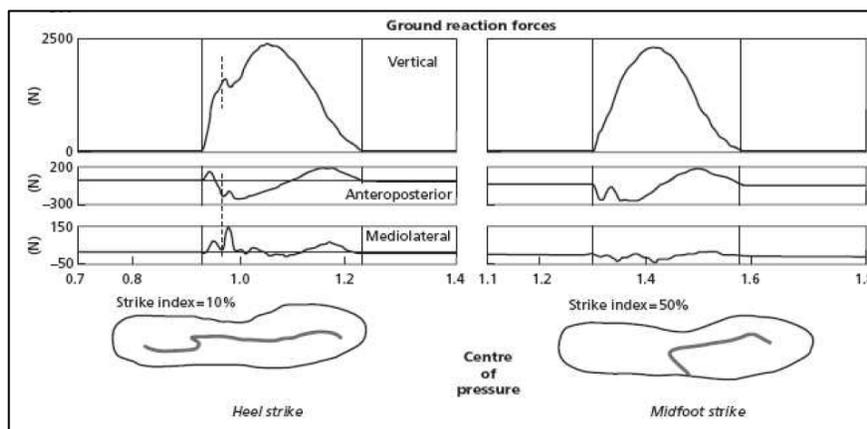


Figura 12.5: Comparación del recorrido de centro de presión y de la magnitud de los componentes antero-posterior, vertical y medio-lateral del vector de fuerza de reacción del suelo durante la carrera realizada con dos diferentes técnicas. A la izquierda, apoyo mediante talón. A la derecha, apoyo mediante mediopié. Imagen modificada de (Zatsiorsky, 2000).

La figura 12.5 exhibe las curvas de fuerza de reacción del suelo antero-posterior, vertical y medio-lateral de dos diferentes técnicas de carrera: apoyo de talón (heel strike) y apoyo de mediopié (midfoot strike). Además, se presentan de manera complementaria los diagramas de centro de presión a lo largo del pie, los cuales muestran la trayectoria del Centro de Presión mientras el pie se apoya.

- Usando la información expresada en la gráfica infiera cuál de las dos técnicas es más recomendable para un deportista que practica running regularmente considerando tanto la optimización de la técnica como la prevención de posibles lesiones asociadas a sobrecarga.
- Argumente tomando en cuenta el mejor aprovechamiento de la fuerza (los tres componentes) y el impacto sobre las principales articulaciones del miembro inferior.



Actividad 5: Salto y Lanzamiento

Son múltiples los gestos motores considerados como deportivos y en términos generales pueden ser descritas como secuencias cinemáticas y de activación muscular que logran el mejor desempeño en una prueba deportiva. Éstos pueden ser muy complejos en cuanto a exigencias en coordinación, estabilidad, potencia, etcétera, pero todos o la mayoría corresponden a modificaciones de los patrones motores básicos: correr, saltar, lanzar, golpear, patear y atrapar. Todos éstos se desarrollan entre los 3 y 7 años de edad y posibilitan que cada individuo cuente con los recursos motores necesarios para realizar una amplia gama de tareas de locomoción, equilibrio y manipulación con una alta funcionalidad, de modo que pueda adaptarse y desenvolverse de manera autónoma en su medio.

Si bien el salto es considerado como un gesto motor cuyo propósito es la locomoción y forma parte de los patrones motores básicos, a nivel deportivo es valorado en altura y longitud. Así también es parte de las habilidades motoras incorporadas en deportes de mayor complejidad, en los cuales se requiere del uso de implementos o se realizan en colaboración con una pareja o equipo. Uno de los “grandes secretos” de los deportistas saltadores es que más allá de conseguir una maduración de la técnica por medio del entrenamiento de fuerza y/o velocidad, también optimizan su técnica por medio de otros recursos tales como la coordinación y la flexibilidad.

A continuación se ilustra una gráfica del tiempo de activación de diferentes músculos durante un salto. Se representan en barras los tiempos de activación muscular previos a la fase de despegue del salto. Los tiempos están normalizados en función de la variación entre el mejor y el peor rendimiento en altura. Los músculos representados corresponden a Gastrocnemio Lateral (LG), Bíceps Femoral (BF), Vasto Medial (VM) y Recto Femoral (RF). Se puede apreciar con claridad que el músculo BF es el primero en activarse.

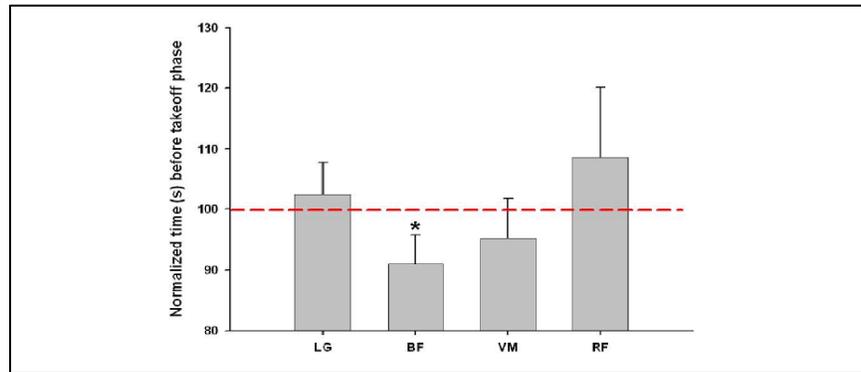
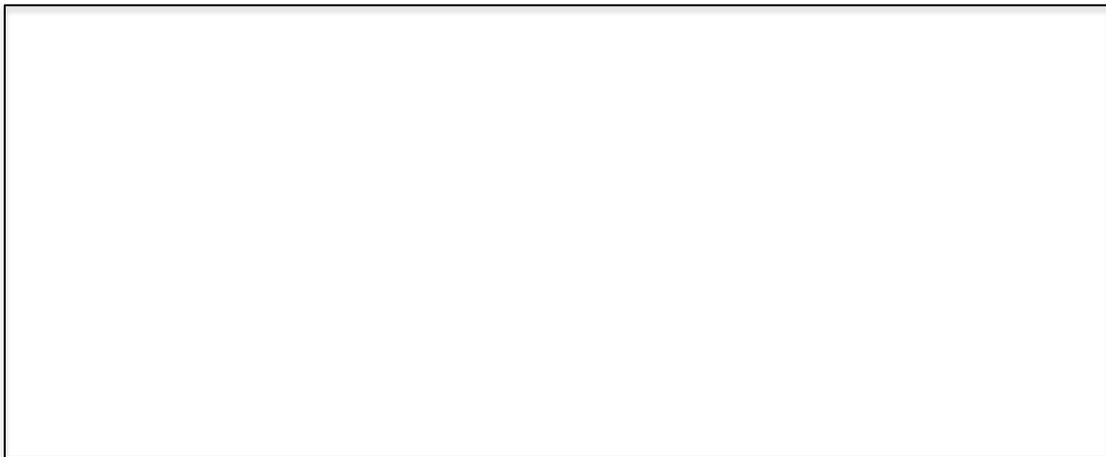


Figura 12.6: Promedio y desviación estándar del tiempo de activación EMG normalizado del Gastrocnemio Lateral (LG), Bíceps femoral (BF), Vasto medial (VM) y Recto femoral (RF). La normalización fue realizada considerando el porcentaje de variación del peor rendimiento en relación al mejor. (* $p < 0.05$). Ilustración tomada de (Pereira et al., 2008).

- Considerando el tiempo de activación del BF marca diferencias significativas entre el mejor y el peor salto realizado por un deportista. ¿A qué tipo de salto correspondería la secuencia representada en la gráfica?
- Desde un punto de vista biomecánico. ¿Cómo ayuda la preactivación del BF a optimizar el rendimiento del saltador?. Considere en su respuesta aspectos relacionados con la anatomía y la curva longitud/tensión del músculo.



La unidad músculo tendón almacena la energía elástica potencial en los elementos elásticos en serie para luego reutilizarla en forma de trabajo mecánico en el inmediatamente posterior trabajo concéntrico si el período de tiempo entre las fases excéntrico y concéntrica es corto (Takarada, Hirano, Ishige, & Ishii, 2014). Si el tiempo de acoplamiento es muy largo, la energía elástica se disipa en forma de calor. Es posible realizar una valoración de la capacidad de un individuo para aprovechar el componente elástico mediante la medición de la diferencia porcentual entre la altura lograda en los ejercicios Squat Jump (SJ) y Countermovement Jump (CMJ). Esta evaluación se puede desarrollar en el campo deportivo o en el contexto clínico y su resultado es denominado **índice de elasticidad (IE)**:

$$IE = \left(\frac{\text{Altura de CMJ}}{\text{Altura de SJ}} \right) * 100$$

La altura de cada salto (H) se estima a partir de la medición del tiempo de vuelo, ya que es un método más consistente que la medición directa de la altura de cada salto. De no contarse con plataformas de salto o plataformas de fuerza para medir el tiempo de vuelo se puede medir de forma directa la altura del salto.

$$H = \frac{(g * (\frac{t}{2}))^2}{2g}$$

Dos deportistas A y B, realizan una prueba de salto. Se mide el tiempo de vuelo que desarrollan en Saltos de tipo SJ y CMJ.

- A partir de los datos determine la altura de vuelo y el índice de elasticidad para cada sujeto.
- ¿Qué interpretación le puede dar a las diferencias entre ambos sujetos?
- ¿Qué recomendaciones basadas en el análisis biomecánico podría entregar al sujeto que logra el menor rendimiento en altura para mejorar sus resultados y prevenir posibles lesiones?.
- Para justificar su respuesta se recomiendan los artículos de (Pereira et al., 2008) y (Takarada et al., 2014).

SUJETO	Tiempo de Vuelo de SJ	Tiempo de Vuelo de CMJ	Altura de SJ	Altura de CMJ	índice de Elasticidad
A	0,55	0,59			
B	0,57	0,58			

ANEXO N°1: Actividad Video-Fotogrametría

Parte I: Uso de la planilla de datos cálculo aplicado al análisis cinemático:

1. Ejercitarse en la aplicación de un método de análisis cinemático simple y versátil.
2. Conocer utilidades de la planilla de cálculo aplicadas al análisis del movimiento.
3. Analizar datos de videofotogrametría para la obtención de gráficas y diagramas.

Las planillas de cálculo tales como Excel de Microsoft o Calc de Open Office son utilizadas generalmente para construir tablas de datos y gráficos para muchas disciplinas. En Biomecánica pueden ser usadas para ordenar coordenadas y aplicar funciones que obtener datos cinemáticos como la posición angular de un segmento durante un movimiento realizado.

Transponer columnas a filas usando la función “transponer”:

La transposición de datos es usada para presentar en forma de fila datos presentados en columna, para luego usar otras funciones que incorporan dichos datos. La transposición mediante el uso de ésta función permite que los datos puedan ser reemplazados y transpuestos automáticamente. En el ejemplo se muestran las coordenadas (X,Y) de puntos anatómicos, tomados desde un fotograma de un sujeto mientras camina. Ver figura A1.1.

Fotograma	Punto	Marcador	Coordenadas	
			X	Y
Frame 1	1	Cresta Iliaca	278	322
	2	Trocánter Mayor	265	271
	3	Cóndilo Lateral	267	182
	4	Maléolo Lateral	258	68
Frame 2	5	Cresta Iliaca	277	321
	6	Trocánter Mayor	265	271
	7	Cóndilo Lateral	268	181
	8	Maléolo Lateral	258	69

Tabla A1.1: Coordenadas X, Y ordenados en columnas, para los puntos de los fotogramas 1 y 2. Datos generados con fines académicos por Equipo Docente Biomecánica UDD.

La tabla A1.2 corresponde a un ejemplo de transposición (ubicada a la derecha en la hoja de cálculo del documento .xls adjunto en materiales del curso), en la cual ya se ha realizado la transposición de las coordenadas X del primer fotograma.

Tabla de Transposición								
Fotograma	X				Y			
	Cresta Iliaca	Trocánter Mayor	Cóndilo Lateral	Maléolo Lateral	Cresta Iliaca	Trocánter Mayor	Cóndilo Lateral	Maléolo Lateral
1	278	265	267	258				
2								

Tabla A1.2: Coordenadas X, Y ordenados en filas luego se haber aplicado transposición a datos presentados en columnas. Corresponden a los puntos de los fotogramas 1 y 2. Datos generados con fines académicos por Equipo Docente Biomecánica UDD.

Realice la transposición de las coordenadas X del segundo fotograma, usando la siguiente fórmula en la casilla H5: =TRANSPONER(D9-D12). Luego de presionar ENTER sólo se habrá transpuesto el primer valor.

Para lograr que todos sean transpuestos debe arrastrar la fórmula por una cantidad de columnas igual a la cantidad de filas del listado original, incluyendo la celda en la cual escribió la sentencia anterior. Una vez seleccionada la cantidad apropiada de celdas debe presionar el botón de función. En Microsoft Office aparecerá una ventana con la función seleccionada, entonces presione las teclas CTRL+SHIFT+ENTER y luego suéltelas comenzando con la tecla ENTER, como se muestra en figura A1.3.

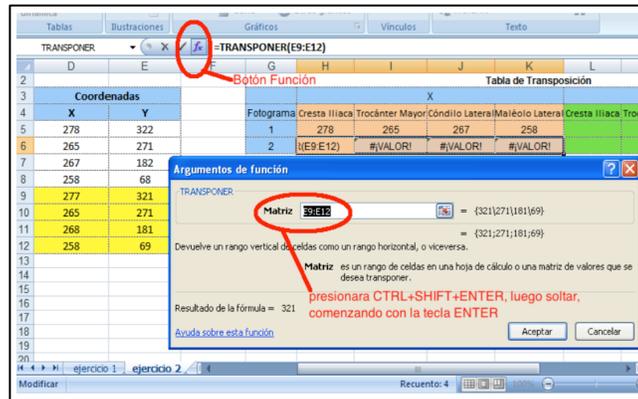


Tabla A1.3: Aplicación de función transponer sobre un conjunto de celdas. Datos generados con fines académicos por Equipo Docente Biomecánica UDD.

Realice el mismo procedimiento con las coordenadas Y de los fotogramas 1 y 2. Una vez aprendido este procedimiento está preparado para construir su propia tabla de transposición. Esto evitará que deba escribir los datos uno por uno, para presentarlos en fila, una vez que haya obtenido las coordenadas presentadas en columnas. Así previene posibles errores de tipeo y acelera el proceso de análisis. Las dimensiones de la tabla de transposición que usted cree dependerá del número de puntos anatómicos usados para definir las articulaciones en estudio.

Parte 2: Obtención de Coordenadas de los segmentos del Cuerpo

Ha sido entregado a cada grupo de trabajo una serie de fotogramas, de los cuales debe extraer las coordenadas X,Y para luego utilizarlas en el cálculo de variables cinemáticas usadas para describir objetiva y cuantitativamente el movimiento humano. La herramienta para extraer estas coordenadas es el software Image-J. A continuación se presenta una serie de pasos para utilizarlo:

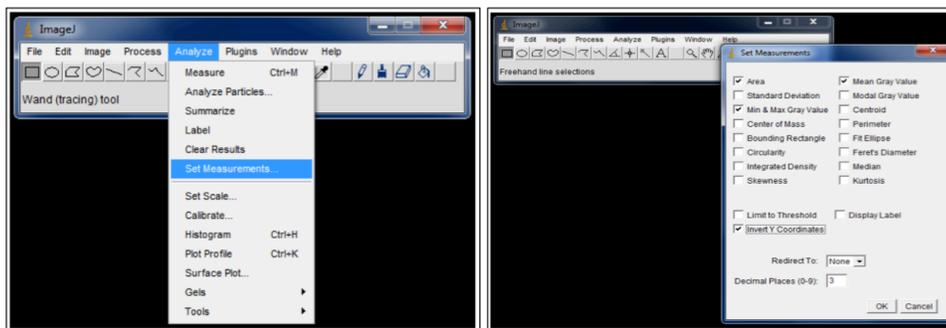


Figura 1.4: Configuración Software Image J. Imágenes generadas por Equipo Docente de Biomecánica UDD para enseñanza en el uso de software libre con fines académicos.

Configurar Software Image J:

Abra el software Image J. En la barra de menú, ingrese a la opción Analyze y luego a Set Measurements. Se abrirá una nueva ventana y en ésta marque la casilla Invert Y Coordinates como se presenta en figura A1.4. Para configurar la herramienta Punto, con el fin de seleccionar las coordenadas de los puntos de interés también es necesario modificar algunas opciones que ofrece el software libre Image J. Ingrese, en la barra de menú, a la opción Edit. Una vez se despliegue el listado, haga click en Options. Se desplegará un nuevo listado, en éste seleccione Point Tool. Se abrirá la ventana Point Tool, en ella marque las casillas Auto-Measure y Auto-Next Slice. Ver figura A1.5.

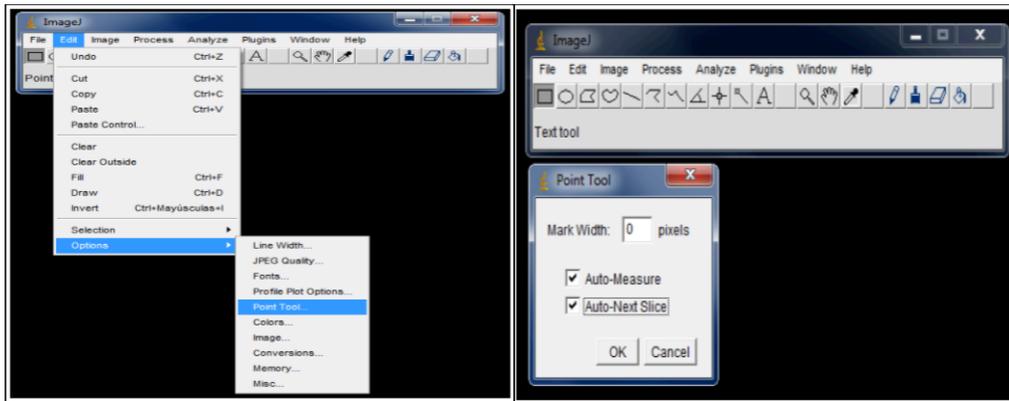


Figura A1.5: Configuración de Herramienta Punto para la selección de coordenadas de los puntos de interés. Imágenes generadas por Equipo Docente de Biomecánica UDD para enseñanza en el uso de software libre con fines académicos.

Obtención de las coordenadas de los marcadores:

Las coordenadas de los puntos de interés provienen de las imágenes digitales de cada fotograma que compone el registro en vídeo del movimiento estudiado. Éstos fotogramas son obtenidos mediante el uso de cualquier editor de vídeo que permita la fragmentación del vídeo en fotogramas. Este tipo de software también es libre y los hay para los diferentes sistemas operativos, así como también para fragmentaciones de diferentes calidades, pudiendo identificar fotogramas para vídeos registrados tanto a baja como alta velocidad. Una vez que es fragmentado el vídeo todos los fotogramas deben ser archivados en una misma carpeta, para posteriormente se abierten en ImageJ para identificar sus coordenadas.

En la barra de menú de Image J ingrese a File y escoja la opción Open. Se abrirá una ventana en la cual debe seleccionar el fotograma con el que trabajará. Debe hacer esta operación respetando el orden de los fotogramas.

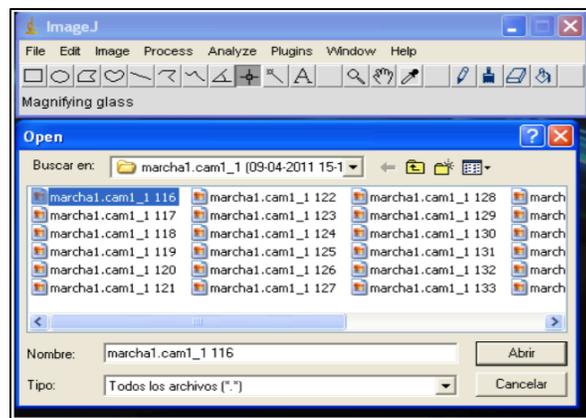


Figura A1.6: Selección de fotogramas desde carpeta contenedora. Imágenes generadas por Equipo Docente de Biomecánica UDD para enseñanza en el uso de software libre con fines académicos.

Seleccione el primer fotograma y con la herramienta punto señale los marcadores luminosos de manera ordenada (CI, TM, CF, ML, CC y VMTT). Una vez que haya iniciado el registro de las coordenadas aparecerá una ventana con la tabla "RESULTS" en la cual se agregarán los datos de cada marcador. Recuerde respetar el orden sugerido.



Figura A1.5: Identificación de coordenadas desde fotograma seleccionado. Imágenes generadas por Equipo Docente de Biomecánica UDD para enseñanza en el uso de software libre con fines académicos.

Una vez finalizado el marcaje del fotograma, puede cerrar éste y abrir un nuevo fotograma. Los datos serán agregados bajo los datos de la tabla Results. Cuando termine de ubicar todos los marcadores de todos los fotogramas, en la tabla Results seleccione "File" y luego "Save As". Se creará un archivo de texto con los datos, en una carpeta escogida por usted.

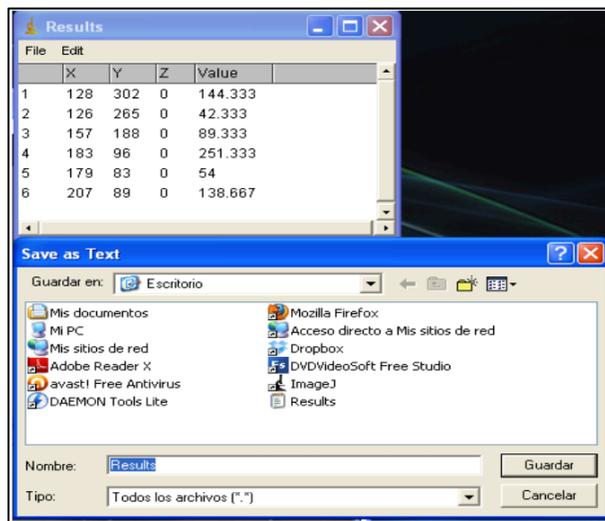


Figura A1.6: Creación de archivo de texto con las coordenadas de cada marcador. Imágenes generadas por Equipo Docente de Biomecánica UDD para enseñanza en el uso de software libre con fines académicos.

Ingresar los datos a la planilla de datos Excel:

Para realizar un tratamiento de los datos es necesario tratar los datos en una planilla de datos, de cualquier software ofimática. Abra la carpeta contenedora del archivo de texto creado, a continuación realice click externo sobre el archivo de texto creado. Seleccione la opción “Abrir con” y luego escoja el Software que usará para abrir planillas de datos (Excel u Open Office u otra). El archivo se verá como muestra la figura A1.7.

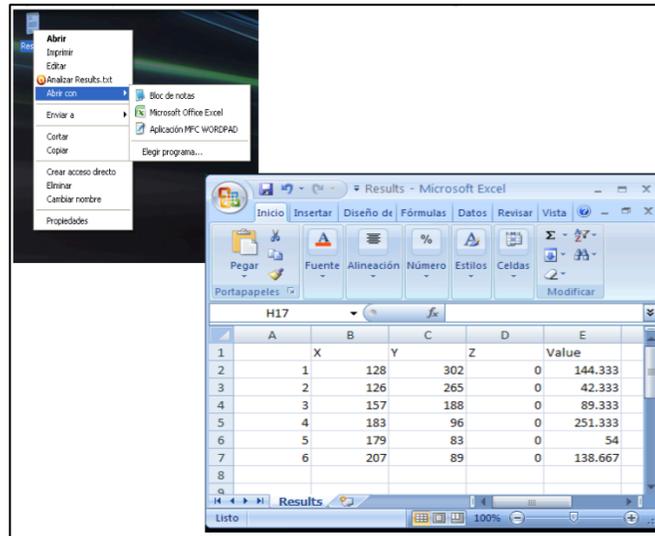


Figura A1.7: Abrir archivo .txt en planilla de datos. Imágenes generadas por Equipo Docente de Biomecánica UDD para enseñanza en el uso de software libre con fines académicos.

Para poder realizar cálculos y gráficas con las coordenadas de cada marcador de los fotogramas obtenidos, primero debe llevar el conjunto de datos a la tabla de transposición para aplicar diferentes funciones sobre el grupo de datos. En la planilla de datos seleccione los datos de las columnas X e Y. Luego cópielos sobre la tabla de transposición que usted ha creado o, ahora, cree una que permita presentar los datos en un número de columnas determinado por el número de marcadores por fotograma. Por ejemplo, si un fotograma está definido de por un 6 marcadores, tendrá 6 coordenadas x y 6 coordenadas Y, presentes en filas, entonces la tabla de transposición requerirá estar constituida por 6 columnas para coordenadas X y 6 columnas para coordenadas Y, como muestra la figura A1.8. Los datos desde Image J, también pueden ser copiados directamente a una planilla de datos, usando desde FILE, en la tabla RESULTS, la opción COPY ALL. También puede usar la opción COPY sobre sólo algunos datos seleccionados.

Frame	Punto	X	Y
1	M1	392	263
	M2	390	230
	M3	416	151
	M4	436	63
	M5	430	52
	M6	458	57
2	M1	413	261
	M2	410	229
	M3	434	152
	M4	443	61
	M5	433	53
	M6	463	50

		X						Y					
FRAME	tiempo	M1	M2	M3	M4	M5	M6	M1	M2	M3	M4	M5	M6
1	0	392	390	416	436	430	458	263	230	151	63	52	57
2	0,05	413	410	434	443	433	463	261	229	152	61	53	50

Figura A1.8: Transposición de coordenadas X,Y en planilla de datos. Imágenes generadas por Equipo Docente de Biomecánica UDD para enseñanza en el uso de software libre con fines académicos.

Parte 3: Cálculo de parámetros cinemáticos

Ordenamiento de los datos:

Sobre los datos de la tabla desarrollada por usted, aplique el teorema del coseno revisado en la en el Capítulo 3: “Cinemática Aplicada al Análisis Biomecánico del Movimiento”. El teorema del coseno (Hamill et al., 2015) será utilizado para estimar los ángulos relativos las articulaciones a estudiar.

La figura A1.9 sugiere un formato de organización de los datos necesarios para estimar el ángulo absoluto a partir de la aplicación del teorema del coseno. Para determinar el ángulo de cada articulación se requiere de los catetos “a, b y c”. Una vez estimados los catetos éstos son incorporados en una función para determinar el coseno del ángulo de interés, $\cos \vartheta$. Una vez calculado $\cos \vartheta$, se debe aplicar $\cos^{-1}\vartheta$ con el objetivo de conocer el valor de ϑ , el ángulo de interés, pero éste se presenta en radianes, lo que hace necesario que finalmente éste valor sea expresado en grados para conocer el valor del ángulo absoluto. El resultado final de la planilla debiese tener un aspecto similar al de la planilla mostrada en la figura A1.10. Una vez desarrolladas las fórmulas de cada casilla, arrastre las fórmulas a lo largo de las columnas para que éstas se apliquen en todas las casillas.

Articulación 1						Articulación 2					
a	b	c	cos ϑ	ϑ (Rad)	ϑ (Grados)	a	b	c	cos ϑ	ϑ (Rad)	ϑ (Grados)

Figura A1.9: Organización de datos para aplicación del teorema del coseno y cálculo del ángulo absoluto ϑ . Imagen creada por Equipo Docente de Biomecánica UDD para enseñanza en el uso de software libre con fines académicos.

FRA ME	tiem po	X						Y						Articulación 1						Articulación 2					
		M1	M2	M3	M4	M5	M6	M1	M2	M3	M4	M5	M6	a	b	c	cos ϑ	ϑ (Rad)	ϑ (Grados)	a	b	c	cos ϑ	ϑ (Rad)	ϑ (Grados)
1	0	392	390	416	436	430	458	263	230	151	63	52	57												
2	0,05	413	410	434	443	433	463	261	229	152	61	53	50												

Figura A1.10: Aspecto final de la planilla usada cálculo del ángulo absoluto ϑ de las articulaciones estudiadas. Imagen creada por Equipo Docente de Biomecánica UDD para enseñanza en el uso de software libre con fines académicos.

Gráficos de Stick:

Las figuras de Stick, (figuras de varillas) permiten visualizar los cambios de posición que experimenta un sujeto durante un movimiento. Para construir un diagrama de stick que represente a un fotograma, debe seleccionar las columnas con las coordenadas X,Y para todos los puntos anatómicos de un fotograma. Una vez seleccionadas las coordenadas, en el menú de insertar gráficos escoja la gráfica de tipo “dispersión”. El resultado será un diagrama de sticks.

Para diagramar una secuencia de posiciones mediante figuras de stick se deben seleccionar las coordenadas de varios fotogramas. Sin embargo, el ordenamiento de los datos debe incluir un espacio entre cada conjunto de datos de un fotograma, como muestra la figura A1.12. Una vez se haya incluido un espacio entre cada conjunto de coordenadas éste debe ser seleccionado para nuevamente aplicar una gráfica de tipo dispersión. El resultado de esta operación es una secuencia de Sticks también conocida como stack. Gracias a esta secuencia es posible evidenciar los cambios de posición de los segmentos durante el movimiento ejecutado. Cobran gran importancia en circunstancias en las que se requiere de un apoyo visual para contextualizar la interpretación de gráficas y variables cinemáticas.

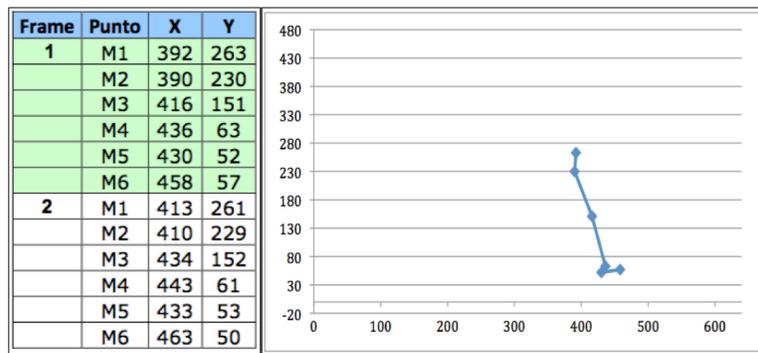


Figura A1.11: Stick desarrollado con las coordenadas de un fotograma. A la izquierda, coordenadas X,Y de dos fotogramas. A la derecha, Diagrama de Stick resultante de la construcción de la gráfica de dispersión generada con las coordenadas del primer fotograma. Imagen creada por Equipo Docente de Biomecánica UDD para enseñanza en el uso de software libre con fines académicos.

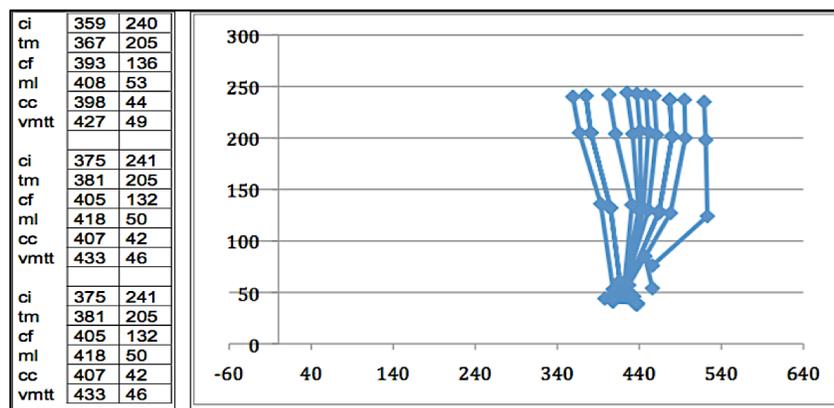


Figura A1.12: Secuencia de Sticks desarrollada con las coordenadas de diez fotogramas. A la izquierda, coordenadas X,Y de tres de los fotogramas seleccionados. A la derecha, Secuencia de Sticks resultante de la construcción de la gráfica de dispersión generada con las coordenadas diez fotogramas. Imagen creada por Equipo Docente de Biomecánica UDD para enseñanza en el uso de software libre con fines académicos.

Gráficos Posición Angular/Tiempo:

Para graficar el ángulo absoluto de la articulación en función del tiempo es preciso agregar en la planilla de cálculo una columna con el tiempo correspondiente a cada fotograma (frame). Ésta debe ubicarse a la izquierda de las columnas que contienen los valores de los ángulos, así será considerada como eje X en el gráfico *posición angular vs tiempo*.

Luego de desarrollar completamente los cálculos de la tabla se puede proceder a seleccionar las columnas que contienen los datos de las variables tiempo y ángulo absoluto para crear las gráficas de dispersión.

Las gráficas posición angular vs tiempo son la presentación más frecuente para los datos cinemáticos de la marcha, ya que son de gran utilidad para describir el aporte en rango de movimiento que realizan las diferentes articulaciones. Además, sirven para complementar el análisis de la función muscular tradicionalmente realizado desde la perspectiva de la anatomía funcional o por medio de EMG. Por lo tanto, son consideradas como información fundamental para comprender la demanda mecánica de cada articulación, ya que brindan contexto al gesto motor facilitando la identificación de movimientos concéntricos, isométricos o excéntricos, así como también la contribución de cada articulación al movimiento global. En la figura A1.13 se puede ver la construcción de una gráfica *posición angular vs*

tiempo a correspondiente a un gráfico de dispersión para las variables tiempo y ángulo absoluto, expresado en grados.

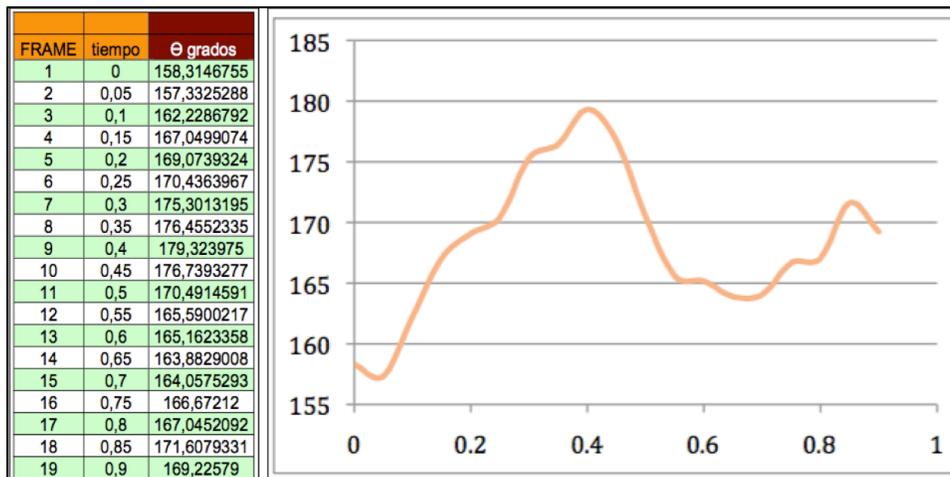


Figura A1.13: A la izquierda, planilla de datos con las columnas tiempo y posición angular, en grados, correspondiente a 19 fotogramas. A la derecha, Gráfica posición angular vs tiempo construida con los datos de tiempo posición angular expresada en grados. Imagen creada por Equipo Docente de Biomecánica UDD para enseñanza en el uso de software libre con fines académicos.

Consideraciones

Cálculo del Intervalo de Tiempo entre fotogramas:

El intervalo de tiempo entre un fotograma y otro depende de la frecuencia de muestreo de la cámara de video usada para registrar el movimiento. En el ejemplo de la tabla anterior el intervalo de tiempo es de 0,05 segundos, pues la cámara usada tiene una capacidad de 20 cuadros por segundo, lo que puede expresarse como 20 HZ, o sea la captura de 1 fotograma tarda 1/20 segundos. Así, en el caso de un registro con tasa de muestreo de 30HZ, el intervalo de tiempo es de 0,033 segundos. En el caso en que use una fragmentación de video distinta a la tasa de muestreo original, estime la duración del ciclo de movimiento estudiado y divídalo por el total de fotogramas correspondientes a este ciclo. Ejemplo; si el ciclo de movimiento tiene una duración de 2 segundos y se usan 50 fotogramas para describir el ciclo, el intervalo de tiempo entre fotogramas es de 2/50 o 0.04 segundos, así el fotograma nº1 estará en el tiempo 0, el no2 en el tiempo 0.04, el no3 en 0.08 y así respectivamente.

Aplicación de la Regla de Tres para conversión de unidades y normalización del ciclo:

La principal razón por la cual los datos deben ser normalizados es para permitir la comparación entre distintos individuos o evaluaciones realizadas en distintos momentos. Un movimiento siempre es estudiado a través de su mínima porción no repetitiva o ciclo, en el caso de la marcha, un zancada. Podemos tener dos pacientes que desarrollen una marcha normal, pero el tiempo que toman para realizar un ciclo de marcha es distinto. Entonces al comparar los sujetos mediante gráficos en función del tiempo sería en distintas escalas. Para evitar este problema los sujetos se comparan usando % del ciclo. Este se calcula fácilmente, basta con aplicar regla de tres sobre el tiempo del fotograma y el tiempo total del ciclo. Ejemplo: Cuento con listado de 33 fotogramas para un ciclo de marcha de 1 segundo. O sea, el intervalo de tiempo entre un fotograma y otro es de 1/33 segundos o 0,03s. Considerando que el fotograma 1 representa 0s, el fotograma 3 será el tiempo 0,06s.

Se aplica regla de 3; $\frac{X}{100} = \frac{0.06}{1}$ y obtenemos que X o fotograma 3 representa el 6% del ciclo.

Corrección del Ángulo Relativo según posición anatómica:

El ángulo relativo debe ser corregido para poder comparar los datos del paciente/sujeto con datos de normalidad. Esta corrección se basa en la posición anatómica establecida para cada articulación. Ejemplo; la posición anatómica del codo, conocida como posición neutra es también la posición de 0° de flexión, la cual corresponde a un ángulo relativo de 180° entre el segmento brazo y el segmento antebrazo en el plano sagital. Así, un ángulo relativo de 150° de codo, debe corregirse como 180°-150°, lo cual se interpreta como 30° de flexión, mientras que un ángulo 185° de codo, corresponde a 5° de extensión (hiper-extensión).

Construcción del Ciclograma:

Un ciclograma corresponde a una gráfica diseñada para describir la interacción entre dos articulaciones durante un único ciclo del gesto motor o durante muchos ciclos (Whittle, 2007). Si el ciclograma sólo comprende un ciclo, éste debe ser representativo del gesto motor analizado y puede ser utilizado para estimar el aporte de cada articulación a la tarea motora, pues dará cuenta de la articulación que desarrolla una mayor excursión del rango de movimiento y, por lo tanto es la que se privilegia en la estrategia motora seleccionada. Por otro lado, si el ciclograma está constituido por varios ciclos, es posible determinar la consistencia del gesto motor (Awai & Curt, 2014; Kutilek & Farkasova, 2011), es decir, la repetibilidad del patrón. No existe una convención para la construcción del ciclograma, no obstante, siempre debe ser confeccionarse considerando los datos de posición angular de dos articulaciones contiguas.

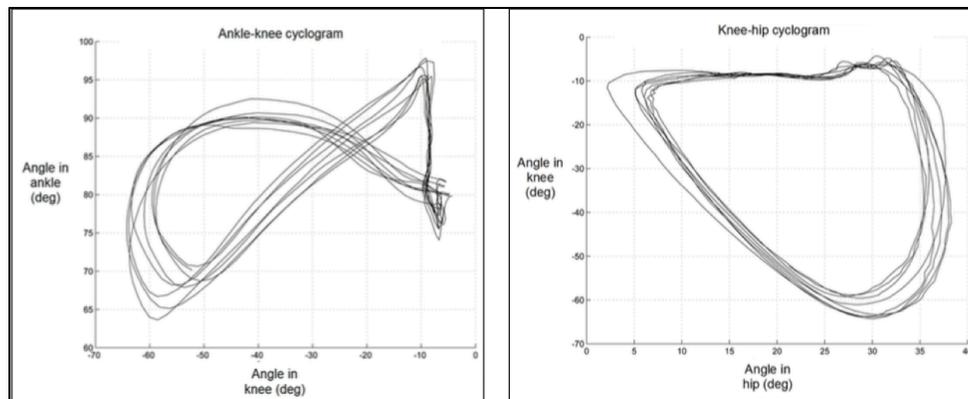


Figura A1.13: Ciclogramas originales del trabajo de (Kutilek & Farkasova, 2011). A la izquierda, Ciclograma Marcha Tobillo/Rodilla. A la derecha, Ciclograma Marcha Rodilla/Cadera.

ANEXO N°2: Teorías Actuales de Control Motor

Documento de Apoyo Docente

Profesor Alejandro Troncoso Trujillo; Equipo Docente Biomecánica UDD

Resumen: *En el estudio del control motor ha existido un amplio interés por comprender cómo el SNC produce movimientos propositivos, coordinados en su interacción con el resto del cuerpo y su medio ambiente. Este interés ha permitido el desarrollo de complejas teorías que abordan el problema incorporando todas las dimensiones del control del movimiento (individuo, tarea y ambiente). Este apunte propone una descripción de las teorías actuales del control del movimiento y los problemas fundamentales del control motor que deben responder. En función de optimizar la comprensión y el aprendizaje se plantean problemas en cada segmento para ser solucionados.*

Palabras claves: *Sinergias musculares, Redundancia Motora, Teoría de sistemas dinámicos, Hipótesis del punto de equilibrio, Teoría del descontrol múltiple, Hipótesis de optimización.*

Introducción

El estudio de cómo se controlan nuestros movimientos a lo largo de nuestra historia ha tenido evoluciones fascinantes, desde la conceptualización del control del movimiento a partir de la relación alma-cuerpo hasta acercamientos complejos que presentan al SNC como su controlador central (M. L. Latash, 2008a). Las teorías desde el siglo XX con la aparición de la teoría refleja presentada por Sherrington, han evolucionado a una complejidad mayor, donde el individuo se declara como un ente activo dentro del ambiente en el cual interactúa. Actualmente existe acuerdo que el individuo no puede ser estudiado sin la relación con su medio y tampoco puede comprenderse el movimiento humano sin considerar nuestra percepción e intención (Kelso, 2009; Wolpert & Ghahramani, 2000).

En el marco del debate actual del control motor según Latash (M. L. Latash, 2008a), las teorías actuales que otorgan una mayor comprensión y a su vez una mayor controversia son la teoría de sistemas dinámicos (TSD), hipótesis del punto de equilibrio (HPE), hipótesis del descontrol múltiple (UCM) y teoría de optimización.

Previo a la descripción de cada teoría es importante mencionar dos problemas fundamentales del control del movimiento que cada teoría intenta solucionar, los cuales son el problema de redundancia motora y el problema de retardo sensorio- motor.

Problemas fundamentales del control motor

Problema de redundancia motora.

El problema de redundancia motora fue descrito inicialmente por Bernstein el año 1967, referido al amplio número de grados de libertad que deben ser controlados por nuestros sistemas. El término grado de libertad es usado para describir el número de diferentes formas en la cual una unidad de control (ejemplo: articulaciones, músculos, unidades motoras, células etc.) puede ser organizada. A partir de esto, nosotros podemos especificar los grados de libertad disponible en varios niveles de análisis. Si nuestra unidad de control son las articulaciones, por ejemplo para mover nuestra extremidad superior requerimos 7 grados de libertad (considerando hombro, codo y muñeca), es decir, 3 grados de libertad para el hombro (puede moverse en flexo- extensión, abducción-aducción y rotación lateral o medial), 2 grados para el codo (flexo-extensión) y 2 grado para la muñeca (flexo-extensión y abducción-aducción). Ahora si nuestra unidad de control son los músculos, los grados de libertad aumentan dramáticamente, regulando un mínimo de 26 grados de libertad: 10 músculos en la articulación del hombro, más 10 en la articulación del codo y 6 músculos en la articulación de muñeca. Ahora si nuestra unidad de control son las unidades motoras el número de grados de libertad aumenta exponencialmente, en miles. Si combinamos el número total de posibles combinaciones de los grados de libertad disponibles dentro de estas tres unidades de acción tenemos más de ¡¡600 millones de combinaciones!! que podemos utilizar para mover nuestros brazos.

Por lo tanto, el problema de redundancia motora nos plantea la siguiente pregunta ¿Cómo el SNC selecciona soluciones particulares para infinitas combinaciones de nuestros sistemas en los diferentes niveles de análisis?

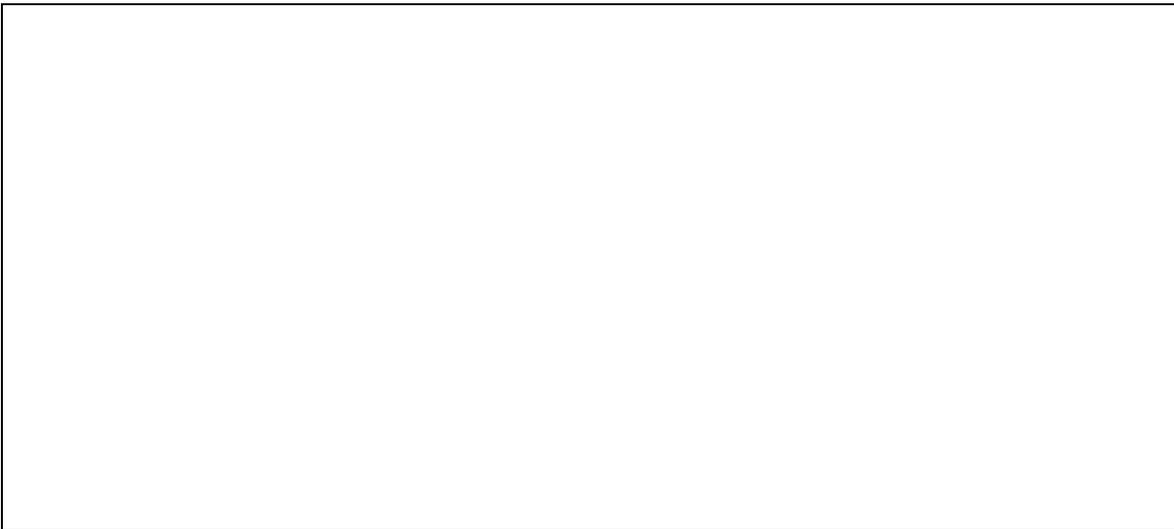
Actualmente existen dos formas cualitativamente diferentes para abordar el problema de redundancia motora. Un abordaje asume que un controlador encuentra una única solución cada vez que un problema surja (Teoría de optimización). El segundo abordaje asume que el controlador facilita un grupo de soluciones igualmente aceptables más que tratar de encontrar soluciones únicas (Teoría de sistemas dinámicos e Hipótesis del descontrol múltiple) a través de la utilización de sinergias musculares.

Problema 1. En un nivel de análisis del reclutamiento de unidades motoras. Explique cómo el principio del tamaño ayuda a reducir las posibles combinaciones.

Problema del retardo sensorio-motor

El retardo está presente en todas las etapas del sistema sensorio-motor, del retardo en recibir información sensorial aferente, al retardo en nuestros músculos en responder los comandos eferentes. El feedback o retroalimentación de la información sensorial (que incluye la información del ambiente y de nuestras propias acciones) esta sujeto a retardo evidenciado en la dinámica de los receptores como también en el retardo a lo largo de las fibras nerviosas y las sinapsis. Las teorías actuales han abordado el problema incorporando varios conceptos que veremos más adelante. Una de la solución más plausible es el fenómeno de predicción sensorial.

Problema 2. En movimientos rápidos y lentos ¿Cómo el retardo sensorio-motor puede afectar nuestra performance?



Problema 3. Si caminamos tranquilamente por la vereda y existe un pastelón que está suelto ¿Qué mecanismos de control debemos incorporar para responder de manera previa y rápida a tal perturbación?

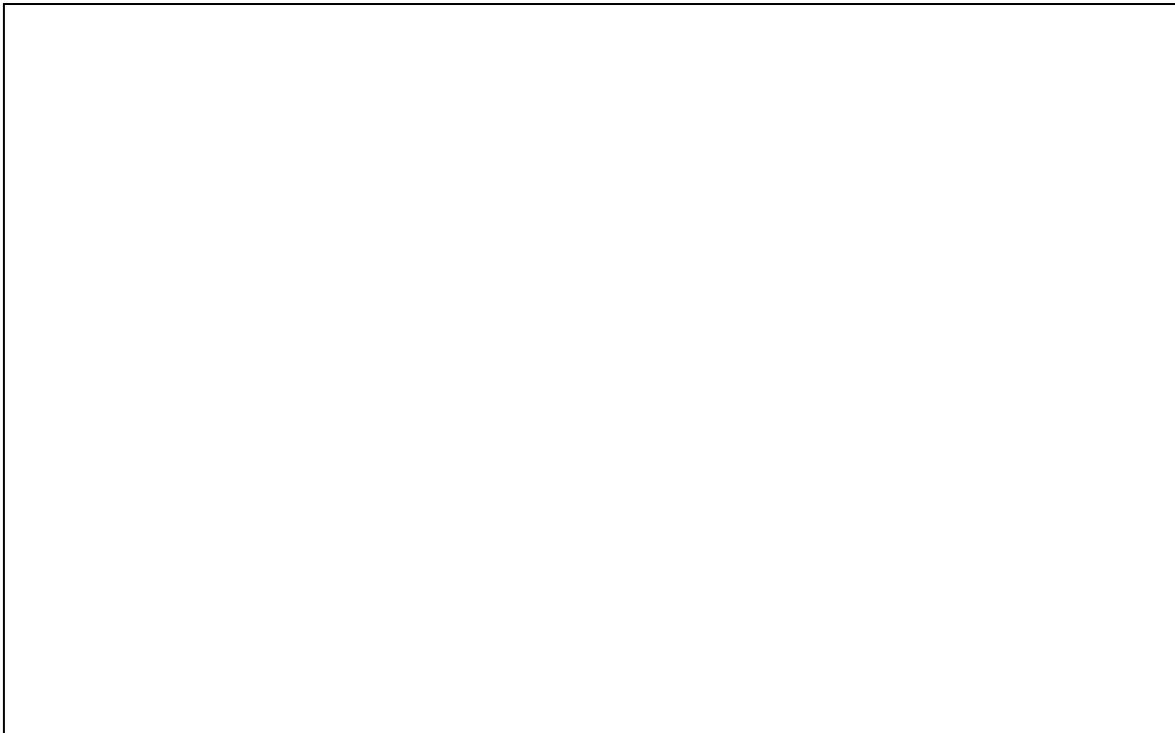


Concepto de Sinergias Musculares: Base para la comprensión de TSD y UCM.

Cuando el SNC genera un movimiento voluntario propositivo, muchos músculos, cada uno comprendido por cientos de unidades motoras, son simultáneamente activados y coordinados. El conjunto de músculos activados de manera coherente en tiempo y espacio se denominan sinergias musculares (D'Avella & Bizzi, 2005). Las sinergias con estructuras neurales coordinativas que cumplen la función de aliviar al SNC en su carga de trabajo en relación al control del movimiento, (recordemos que nuestro sistema debe trabajar al mínimo gasto energético) (Bizzi & Cheung, 2013)

Las sinergias pueden ser descritas por tres características fundamentales. La primera es la contribución, referida a que si un elemento (ej. Biceps Braquial) produce más o menos de lo que se espera (ej. en fuerza) otro elemento (ej. Braquial) debe mostrar cambios en su contribución (ej. En la fuerza) tal que la tarea sea realizada apropiadamente. Otra característica es la flexibilidad/estabilidad, implica que la tarea debe ser alcanzada por soluciones variables, es decir, combinaciones flexibles de los elementos que tengan la característica común que otorgue estabilidad a una característica importante del desempeño de la tarea. La última característica es la dependencia de la tarea, referida a la habilidad de una sinergia a cambiar su funcionamiento de manera adaptada a la tarea o en otras palabras formar una diferente sinergia para propósitos distintos basados en el mismo set de elementos (M. L. Latash, 2008a)

Problema 4 ¿Cuáles son los problemas si es el SNC trabajara enviando señales pre escritas a cada unidad motora considerando que estas trabajan de manera independiente?. Lectura recomendada: Synergy, Mark Latash (M. L. Latash, 2008b). (Páginas 5-15)



Teoría de Sistemas dinámicos

En un contexto de la vida diaria debemos lidiar constantemente con diferentes condicionantes que imponen nuestras propias capacidades físicas, cognitivas, psicológicas, la tarea propiamente tal y el ambiente dinámico en el cual está inmerso. La interacción con tales condicionantes permite que el individuo desarrolle una conducta motora adaptativa dirigida al objetivo considerando siempre que las demandas externas del ambiente dinámico en el cual nos desenvolvemos son igual participe en la formación de estos patrones de coordinación. Por lo tanto, lo que plantea la TSD es que los patrones de movimientos emergen a partir de la interacción con el entorno y la presencia de determinados parámetros o condicionantes (orgánicas, de la tarea y del ambiente) que modifican su comportamiento (Kelso, 2009).

Tales conceptos se cimentaron con las observaciones de Kelso, Haken y Bunz, en la confección de un modelo teórico (modelo HKB) que explicaba el comportamiento coordinativo. La tarea utilizada consistía en mover rítmicamente los dedos índices de cada mano al ritmo de un metrónomo. Se iniciaba el movimiento de forma paralela, activando los músculos homólogos alternativamente, (relación denominada en antifase). Se pidió a los sujetos que no modificaran el movimiento consciente si notaban que el patrón iba a cambiar, sino que dejaran que los dedos se movieran en forma confortable. A cada pulsación del metrónomo, los sujetos debían finalizar el ciclo completo y la frecuencia se fue incrementando progresivamente. Se observó que a partir de un valor crítico de frecuencia, el movimiento cambiaba espontáneamente y los dedos empezaban a moverse en fase, activándose los músculos homólogos (Haken, Kelso, & Bunz, 1985). De esta simple observación se fue delineando la teorías de sistemas dinámicos, que plantea que para pasar de un estado a otro a partir de ciertos parámetros de control (tal como el metrónomo) de la tarea y del medio ambiente emerge la coordinación natural, como un proceso de auto-organización (Davids, Glazier, Araújo, & Bartlett, 2003). Este proceso de auto-organización, a pesar que lingüísticamente uno podría interpretarlo como un fenómeno místico, Kelso plantea que el sistema neurobiológico en distintos subsistemas, tiene la habilidad de intercambiar materia, energía e información con el ambiente, y que los sistemas se organizan a sí mismo. Tal perspectiva, como un sistema termodinámico abierto, plantea que el SNC no presenta un programa de instrucciones de lo que debe hacer y cuando hacerlo, tal como los acercamientos robóticos, más bien existe una coordinación dinámica entre las estructuras del SNC en orden de generar un patrón de coordinación (Kelso, 2009). Lo relevante de esta teoría es la inclusión del ambiente como igual participe en la generación de patrones de coordinación y al considerar tal mutua relación entre el individuo-ambiente es inherente la inclusión de la percepción como sistema fundamental en la en el planeamiento y organización motora, y en el proceso de toma de decisiones. Tal participación de la percepción en la acción se realiza extrayendo propiedades claves del ambiente (ej. información visual, auditiva) y propiedades claves de nuestro cuerpo (ej. propiocepción) en función de desempeñarnos de la manera más funcional y adaptativa (Seifert, Button, & Davids, 2013).

Otro concepto fundamental en el desarrollo de la TSD es la variabilidad. La variabilidad se refiere a que la realización constante de una misma tarea siempre conlleva en algún grado diferentes formas de utilizar los patrones de la tarea, incluyendo a nivel cinemático, cinético y patrones de activación muscular. Bernstein, para esto utiliza la expresión “repetición sin repetición” cuando describe la realización repetitiva de una tarea. Esta frase significa que cada repetición de un acto envuelve patrones neurales y motores únicos e irrepetibles (Davids et al., 2003).

La variabilidad del movimiento bajo tales conceptos contribuye a la exploración de múltiples soluciones para la acción motora, facilitando estrategias flexibles y adaptativas que no depende de programas rígidos para cada tarea o cada cambio de condición. (Davids et al., 2003; Harbourne & Stergiou, 2009). Por lo tanto, la variabilidad del movimiento es conceptualizada con un rol funcional al observarla como una propiedad fundamental en la búsqueda de soluciones efectivas y a la adaptabilidad constante a los

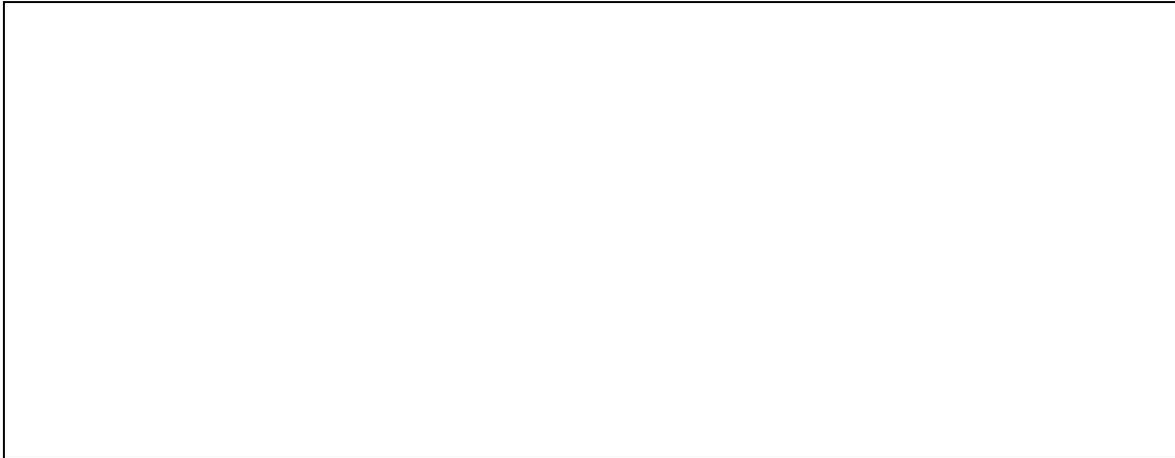
cambios de las condicionantes orgánicas, de la tarea y del ambiente. Bajo esto, una pobre variabilidad la adquisición de acciones más expertas puede estar restringida por la no exploración de las soluciones. Esta pobre variabilidad se ha observado en adultos y niños con alteraciones neurológicas. Así, también, una excesiva variabilidad recae en la utilización de rangos de movimiento no coherentes con la tarea, como lo que ocurre con personas atáxicas (Harbourne & Stergiou, 2009). Por lo tanto, se propone que existe un rango óptimo de variabilidad, que va desde escasa variabilidad a mucha variabilidad.

Problema 5. Bajo esta teoría ¿Cuál es la principal deficiencia de la teoría de programas motores generales o esquemática?

Problema 6. Si un jugador de fútbol lanza 10 tiros libres y acierta siempre en un cuadrante superior derecho ¿Cuál de estos elementos es el menos variable?. Los patrones de reclutamiento muscular, la cinemática de las articulaciones, los torques de cada segmentos o la trayectoria del balón.

Problema 7. En una tarea de escalada en hielo ¿Qué individuo es más variable, el novato o el experto? ¿Por qué?.

Problema 8. Describa las condicionantes orgánicas, de la tarea y del ambiente de un paciente con inestabilidad postural como consecuencia de una alteración somatosensorial en la planta del pie (diabético) que desea subir una escalera de superficie irregular.



Artículo recomendado: Davids K, Glazier P, Duarte A y Bartlett R (2003) Movement system as Dynamical Systems. The Functional Role of Variability and its Implications for Sports Medicine Sports Med 33 (4): 245-260 .

Hipótesis del Descontrol Múltiple

La UCM descrita principalmente por Shöner, Sholz y Latash intenta responder específicamente al problema ¿Cómo el SNC selecciona soluciones particulares para infinitas combinaciones de acuerdo al diseño abundante de nuestro sistema neuromotor en los niveles de análisis?. La UCM asume que no existe una estrategia única y óptima para realizar una tarea, más bien señala que el controlador puede organizar los elementos en una sinergia que naturalmente asegure un desempeño motor eficaz. Entonces, el controlador solo debe enviar variables de tareas y delegar la responsabilidad para desempeñarse de manera estable a estructuras inferiores, las cuales son las sinergias. Como podemos observar tales conceptos son similares a lo planteado por la TSD.

La UCM está basada en el principio de abundancia, que es similar al concepto de redundancia motora, en relación a que existen muchos más grados de libertad para una tarea específica que los estrictamente necesarios, sin embargo, pone hincapié en la compensación del error o las flexibles soluciones que ocurren cuando se coordinan los elementos motores para lograr una tarea, es decir, que el controlador no busca una única solución más bien facilita una familia de soluciones igualmente efectivas que son capaces de resolver una tarea (Leirós & García, 2014). La UCM asume que cuando un controlador (ej. SNC) de un sistema de multi-elementos (ej. Fuerza flexores de codo) quiere estabilizar un particular valor de una variable del desempeño (ej. fuerza total de 10 N), se selecciona un sub-espacio (ej. Fuerza Bíceps Braquial y Braquial) dentro del espacio de elementos (ej. Todos los músculos relacionados con la tarea) tal que, dentro de un sub-espacio el resultado total es constante ((M. Latash, Scholz, & Schöner, 2002). En palabras más sencillas, la UCM plantea que para un movimiento se seleccionan un set de elementos (ej. Unidades motoras, músculos, torques, trayectorias) que se pueden organizar de diferentes maneras, con una alta variabilidad (A este sitio se le llama descontrolado) siempre y cuando la variable de interés (por ejemplo la fuerza interna que produce un conjunto) se mantenga constante, por lo tanto, la variabilidad de los elementos será buena si cumple con que la variable de interés que se realice. La UCM y la

metodología utilizada nos permite identificar sinergias de no sinergias y sinergias buenas de sinergias malas. Lo más importante es los elementos que deben ser capaces de compensar el error entre los elementos seleccionados para mantener la variable estable. Una buena sinergia es capaz de compensar las mayores posibilidades de errores entre elementos y una mala sinergia es capaz de compensar solo una parte de los errores entre los elementos.

Problema 9. Si tengo en un experimento mis dos dedos deben generar en conjunto 100 N. ¿Cuándo podemos considerar ambos dedos como sinergia o no sinergia?. ¿Cuándo podemos considerar que los elementos presentan una buena variabilidad o mala variabilidad?



Artículo recomendado: Latash ML, Scholz JP, Schöner G. Motor control strategies revealed in the structure of motor variability. Exercise and Sport Science Reviews. (M. Latash et al., 2002).

Teoría de Control de Umbrales o Hipótesis del Punto de Equilibrio

La hipótesis del punto de equilibrio (HPE) o Teoría de control de umbral, como prefiere Feldman denominarla, presenta más de 40 años desde su creación, en los cuales ha resistido y evolucionado a un marco más complejo de lo que se proponía en sus inicios. Feldman y Levin proponen que más que ser contraria a la TSD, la HPE toma los conceptos de los sistemas complejos dinámicos para explicar como el SNC controla el movimiento, es decir, es parte de la TSD (Feldman & Levin, 2009).

La HPE toma tres principios (dos físicos y uno fisiológico) bases para su comprensión (M. Latash, 2010). El primer principio parte desde la física, relacionado con el control como un sistema dinámico, donde las acciones resultan de cambios en el estado de equilibrio que el organismo y el ambiente tienden a alcanzar en un proceso de interacción mutua (M. Latash, 2010). Tales cambios pueden ser logrados voluntariamente, por el organismo, o involuntariamente por cambios en las fuerzas ambientales (Feldman & Levin, 2009). Esto Feldman y Levin, lo describen para enfatizar que el estado de equilibrio es condicionado tanto por el organismo como el ambiente y de esta forma el organismo puede solo influenciar pero no completamente predeterminarlo, el ambiente es un igual participe en lograr tal estado (igual a lo planteado por TSD). Por tanto a diferencia de lo que plantean los modelos internos, el controlador no podría directamente computar las trayectorias, fuerzas, torque o niveles de activación (Feldman & Levin, 2009).

El segundo principio físico declara que cualquier sistema físico trata de alcanzar un estado de mínima energía potencial. En este contexto el control de movimientos voluntarios, implica que cualquier sistema trata de alcanzar un mínimo nivel de activación muscular en sus parámetros especificados centralmente y bajo las condicionantes anatómicas y externas.

El principio fisiológico está basado en la naturaleza umbral de la activación de las células neurales. Latash lo explica a un nivel neuronal, señalando que cuando uno ajusta los valores umbrales de una neuronas (por ejemplo, por un cambio en el nivel de activación sub-umbral de la despolarización de una membrana) se define un rango de señales externas que podría guiar a la generación de un potencial de acción. Este esquema cambia a un circuito de Feedback, el cual puede guiar a un estado de equilibrio del sistema envuelto todos sus elementos y las fuentes de señales externas. En el caso de un músculo individual la combinación de los tres principios guía a un esquema dentro el cual el controlador especifica un parámetro (primer principio) representado por el reflejo tónico de estiramiento (tercer principio). De acuerdo con la HPE en la activación muscular voluntaria los comandos centrales utilizan reflejos para cambiar el nivel de la actividad muscular y especificar parámetros de tales reflejos. El punto de equilibrio (EP) de una articulación individual es un vector bidimensional el cual representa los valores del ángulo de la articulación y el torque articular total balanceando las fuerzas externas en un estado de equilibrio. El sistema nervioso puede influenciar el punto de equilibrio cambiando la posición del umbral, denominada la característica invariante (IC) de los segmentos en el cual los músculos comienzan a reclutarse (Feldman & Levin, 2009) Esto fisiológicamente se enmarca en el reflejo tónico de estiramiento, el cual incorpora todos los loops reflejos que pueden ser influenciados por la actividad o excitabilidad de la motoneuronas gamma o interneuronas. El feedback de otros receptores que no pertenezcan al músculos (subcutáneos, piel) puede también ayudar a definir la curva de las características invariantes (M. L. Latash, 2008b)

En otras palabras, el sistema nervioso tiene la facultad de cambiar las posiciones umbrales donde el músculo comienza aumentar su actividad EMG para producir las acciones motoras. En tal forma, el sistema nervioso fuerza al organismo para encontrar otro estado de equilibrio en la interacción con el ambiente. Dependiendo del patrón de cambio del umbral y las condiciones ambientales, el sistema puede producir diferentes acciones motoras, alcanzadas del torque isométrico deseado o posición de la mano golpeo de un balón etc. Si la acción es ejecutada en una forma satisfactoria, el cambio central específico en las posiciones umbrales pueden ser guardadas en la memoria motora y reproducirse en forma similar dependiendo de las condiciones ambientales. Si no, el sistema puede modificar el comando central del umbral hasta que el objetivo u otro objetivo moto alcanzado (Feldman & Levin, 2009). A pesar que este esquema es fundado en la activación de un músculo en solitario, Feldman y Levin han planteado que puede ser generalizados a sistemas múltiples músculos, articulaciones, efectores y sistemas de todo el cuerpo. Sin embargo, los mecanismos neuronales se organizan de manera similar al reflejo tónico de estiramiento (Feldman & Levin, 2009).

Problema 10. ¿Qué es el reflejo tónico de estiramiento?

Problema 11. ¿Cuál es la principal falencia de la Hipótesis del Punto de Equilibrio?

Teoría de Optimización desde Modelos Internos.

A diferencia de las teorías anteriores, el estudio para la teoría de optimización del control motor emerge de modelos computacionales, que se enmarca entre la interacción de señales sensoriales y los comandos motores (Wolpert y Ghahramani 2000). Bajo esta perspectiva, se señala que el SNC realiza una representación interna de las transformaciones sensoriales a motoras y motoras a sensoriales, denominados modelos internos. De tal aspecto emergen los modelos internos anticipatorios o predictivos, que modela la relación causal entre las acciones y sus consecuencias, el cual tiene como rol primario de predecir el comportamiento del cuerpo y del mundo. Los sistemas que realizan las transformaciones opuestas, es decir desde la consecuencia a las acciones, se denominan modelos internos inversos. El comando motor, difiere rotundamente con la teoría de umbrales, pues la perspectiva de los modelos internos plantea que un modelo inverso es construido mapeando el estado deseado a lo largo de todas las trayectorias del comando motor, a su vez plantea que existe una única solución la cuál es óptima dada las condicionantes ambientales, lo cual difiere con lo planteado con la UCM y TSD.

Los modelos internos plantean una atractiva estructura para explicar cómo los individuos utilizan la información sensorial y la comparan con la información sensorial predictiva. A modo simplificado, el individuo realiza una estimación del estado actual basado en los estados estimados previos, el cual representa la distribución de los posibles movimientos que podrían realizarse. Una copia del comando motor (descarga coloraría), que es una copia eferente y un modelo predictor dinámico permite actualizar el estado de los estados previos. Este nuevo estado es refinado con el uso de la predicción del feedback sensorial y su comparación a través de un filtro de Kalman con el feedback sensorial real. De esta forma, el individuo tiene la estimación del estado actual, que permite disminuir la incertidumbre que se tenía en el comienzo de la estimación (Wolpert & Ghahramani, 2000).

Ahora bien, cuando nos enfrentamos en un contexto tenemos varias posibilidades de estimarlo. Bajo los modelos internos la selección de una estimación está relacionada con estadística, que elige la mejor estimación del contexto según las probabilidades determinadas a través del feedback predicho y el feedback sensorial actual, por tanto el sistema seleccionará el movimiento que presente una mayor vecindad en términos de probabilidad en el contexto (Wolpert & Ghahramani, 2000). En esto el proceso de aprendizaje de modelos internos se basa en la capacidad de actualizar el modelo interno inverso, reduciendo el error sensoriomotor al mínimo, lo cual se consigue comparando la predicción sensorial dependiente del modelo interno anticipatorio con el feedback sensorial actual. Cuando se reduce el error sensoriomotor posteriormente existe un aprendizaje por reforzamiento que permite mejorar el desempeño alcanzando una solución óptima en función de costos (Franklin & Wolpert, 2011).

Problema 12. Explique con sus propias palabras la Teoría de Modelos Internos apoyándose en la siguiente figura.

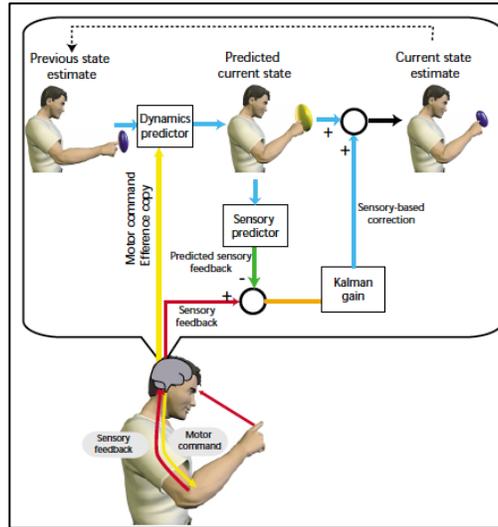
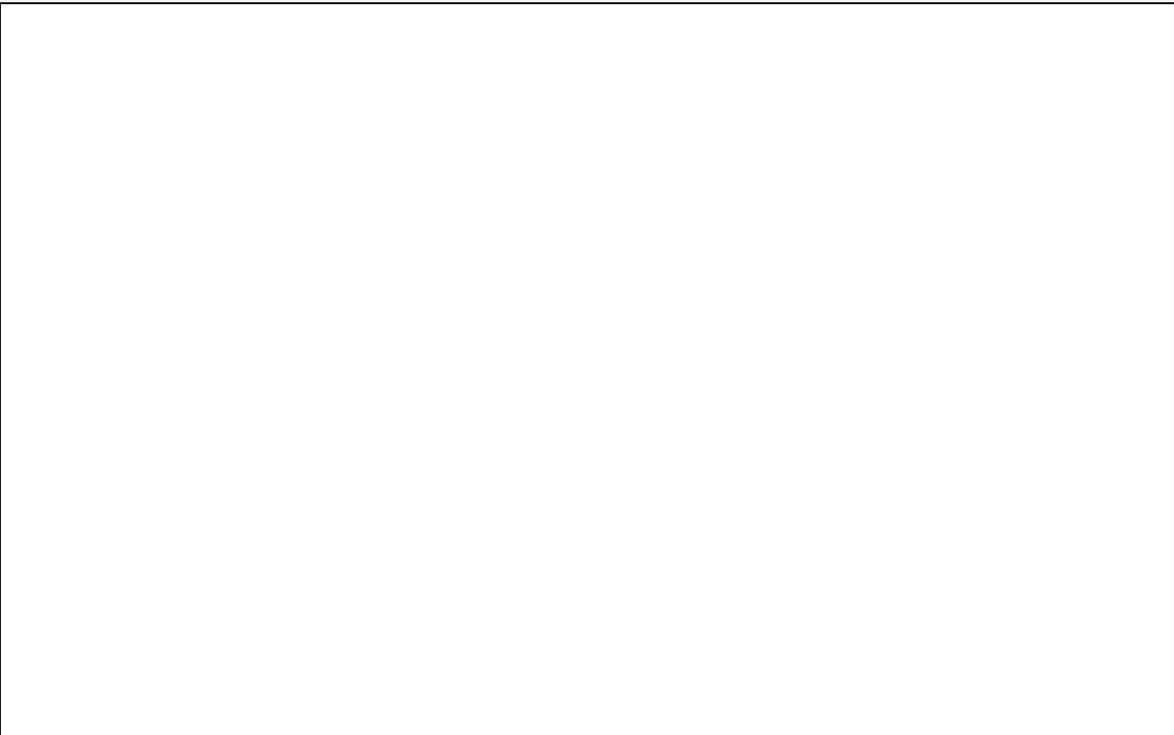


Figura A2.1: Esquema de un paso de un modelo de filtro Kalman que estima de manera recurrente o recursiva la localización la ubicación del dedo durante un movimiento. Imagen original de (Wolpert & Ghahramani, 2000)



Artículo Recomendado: Wolpert & Ghahramani (2000). Computational Principles of movement neuroscience. Nature Neuroscience.

ANEXO N°3: Problemas Fundamentales del Estudio del Control Motor

Documento de Apoyo Docente

Profesor Alejandro Troncoso Trujillo; Equipo Docente Biomecánica UDD

El estudio de como se controlan nuestros movimientos a lo largo de nuestra historia ha tenido evoluciones fascinantes, desde la conceptualización del control del movimiento a partir de la relación alma-cuerpo hasta acercamientos complejos que presentan al SNC como su controlador central (Latash, 2008). Las teorías desde el siglo XX con la aparición de la teoría refleja presentada por Sherrington, han evolucionado a una complejidad mayor, donde el individuo se declara como un ente activo dentro del ambiente en el cual interactúa. Actualmente existe acuerdo que el individuo no puede ser estudiado sin la relación con su medio y tampoco puede comprenderse el movimiento humano sin considerar nuestra percepción e intención (Newell, 1986; Feldman y Levin, 2005, Kelso 2009; Wolpert et al. 2000). En el marco del debate actual del control motor según Latash en el año 2008, las teorías actuales que otorgan una mayor comprensión y a su vez una mayor controversia son la teoría de sistemas dinámicos (TSD), hipótesis del punto de equilibrio (HPE), hipótesis del descontrol múltiple (UCM) y teoría de optimización. Estas teorías de control motor intentan solucionar los problemas que nos plantea el sistema sensorio-motor en su estudio, los cuales son: el problema de redundancia motora y el problema de retardo sensorio-motor que se discutirá en profundidad en las siguientes secciones.

Variabilidad Motora y Redundancia Motora

Si usted le pide a diferentes personas con distintos niveles de habilidad a resolver la misma tarea motora o incluso a una persona a resolver la misma tarea varias veces, todas las variables que se pueden evaluar (torque, nivel de activación, cinemática articular, velocidad del martillo, etc.) mostrarán diferentes patrones en las diferentes personas (variabilidad entre sujetos) y en las diferentes repeticiones (variabilidad intra-sujeto). Este fenómeno se denomina variabilidad motora. Bernstein utiliza la expresión repetición sin repetición para describir la variabilidad motora, que expresa que un patrón neural es único e irrepetible, y depende de las diferentes condicionantes ambientales, de la tarea y del propio sujeto, las cuales se modifican constantemente. La variabilidad motora está relacionada con la redundancia motora, sin embargo, no son sinónimos. Para analizar ambos conceptos, detengámonos en el estudio realizado por Bernstein el año 1920. Bernstein, padre del control motor, estudió la cinemática de martilladores altamente expertos realizando golpes de martillo a un mismo objetivo en varios ensayos. Los sujetos altamente entrenados mostraron que las trayectorias del martillo varía ensayo tras ensayo y que las trayectorias de las articulaciones involucradas en el movimiento presenta una mayor variabilidad que las mismas trayectorias del martillo (Shoner et al. 2002, Latash 2013).

La variabilidad en las articulaciones ensayo tras ensayo nos señala que nuestro sistema sensorio-motor presenta diferentes formas de coordinar nuestras articulaciones derivados de los múltiples elementos que nuestro SNC debe controlar. Esto último define el problema de redundancia motora, referido al amplio número de grados de libertad que deben ser controlados por nuestros sistemas en la ejecución del

movimiento (Latash, 2013). El término grado de libertad es usado para describir el número de diferentes formas en la cual una unidad de control (ejemplo: articulaciones, músculos, unidades motoras, células etc.) puede ser organizada. A partir de esto, nosotros podemos especificar los grados de libertad disponible en varios niveles de análisis. En el caso que nuestra unidad de control son las articulaciones y deseamos mover nuestra extremidad superior, se requiere 7 grados de libertad (considerando hombro, codo y muñeca), es decir, 3 grados de libertad para el hombro (puede moverse en flexo-extensión, abducción-aducción y rotación lateral o medial), 2 grados para el codo (flexo-extensión) y 2 grado para la muñeca (flexo-extensión y abducción-aducción). Si nuestra unidad de control son los músculos, los grados de libertad aumentan dramáticamente, regulando un mínimo de 26 grados de libertad: 10 músculos en la articulación del hombro, más 10 en la articulación del codo y 6 músculos en la articulación de muñeca. Finalmente, en el caso nuestra unidad de control son las unidades motoras, el número de grados de libertad aumenta exponencialmente, en miles. Si combinamos el número total de posibles combinaciones de los grados de libertad disponibles dentro de estas tres unidades de acción tenemos más de ¡¡600 millones de combinaciones!! que podemos utilizar para mover nuestros brazos.

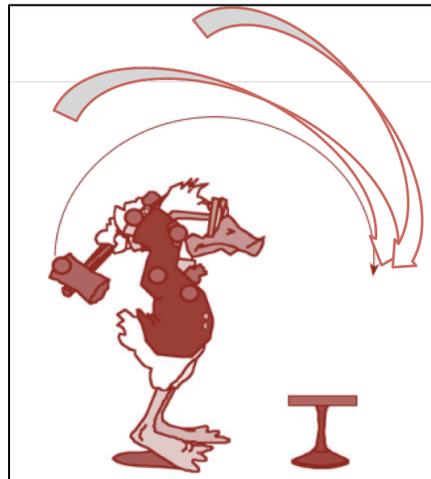


Figura A3.1: Cuando un martillador golpea un objeto con la punta del martillo, las trayectorias de todas las articulaciones involucradas muestran una amplia variabilidad. También existe una variabilidad en la trayectoria de la punta del martillo, sin embargo, es menor que la trayectoria de las articulaciones individuales. Imagen modificada (M. L. Latash, 2008b), página 49.

Por lo tanto, el problema de redundancia motora nos plantea la siguiente pregunta: ¿Cómo el SNC selecciona soluciones particulares para infinitas combinaciones de nuestros sistemas en los diferentes niveles de análisis?

Actualmente existen dos formas cualitativamente diferentes para abordar el problema de redundancia motora. Un abordaje asume que un controlador encuentra una única solución cada vez que un problema surja (Teoría de optimización). El segundo abordaje asume que el controlador facilita un grupo de soluciones igualmente aceptables más que tratar de encontrar soluciones únicas (Teoría de sistemas dinámicos e Hipótesis del descontrol múltiple) a través de la utilización de sinergias musculares. Estas últimas teorías conciben al sistema más que redundante, abundante.

Principio de Abundancia Motora

En la sección anterior se describió que en cualquier movimiento y en cualquier nivel de análisis del sistema para producir movimientos voluntarios, existen más elementos que contribuyen al desempeño que lo absolutamente necesario para resolver aquellas tareas motoras. El principio de abundancia otorga una mirada más positiva al problema de redundancia, considerando que por definición la redundancia significa algo extra que no se requiere utilizar, mientras que abundancia significa algo extra que uno disfruta tener para utilizarlo. El principio de abundancia señala que, en un diseño de sistemas de múltiples elementos para la producción de movimiento, los múltiples grados de libertad no son fuentes de problemas computacionales, más bien es un aparato rico que permite que la precisión en el desempeño sea alcanzada con estabilidad (variabilidad disminuida a lo largo de los ensayos y/o efectos pequeños ante perturbaciones externas) y flexibilidad (habilidad de cambiar a diferentes soluciones si las condicionantes de la tarea cambia). Por lo tanto, para enfrentarse al problema de redundancia, nuestro SNC no busca una única solución óptima, más bien, facilita familias de soluciones que son igualmente capaces de resolver una tarea (Latash, 2010).

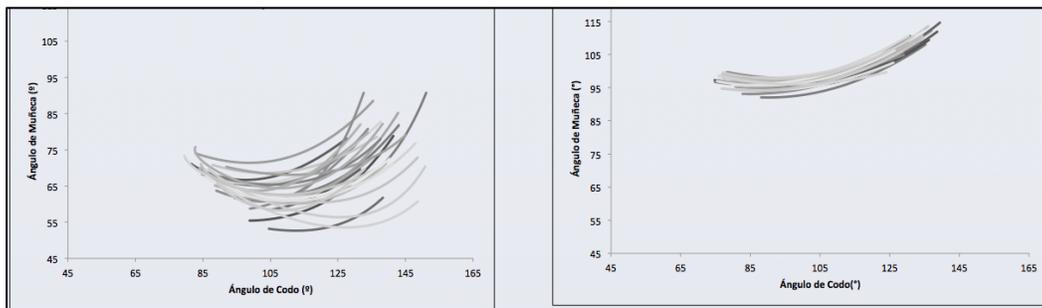


Figura A3.2: Coordinación interarticular codo-muñeca entre sujeto Novato (izquierda) y sujeto experto (derecha). Observe la alta variabilidad en el sujeto novato en comparación al sujeto Experto. Esquemas desarrollados con datos proporcionados por Equipo Docente Biomecánica UDD para fines académicos.

Para ejemplificar lo descrito previamente, en la figura 2 se muestra la coordinación motora de dos sujetos al realizar 30 lanzamientos de tiros libres en baloncesto. El participante novato (izquierda) muestra formas muy variables de coordinar sus articulaciones para realizar la tarea (con bajo éxito), en comparación con el sujeto experto que muestra formas consistentes ensayo tras ensayo para realizar la tarea con éxito. El jugador experto nos señala que para realizar la misma tarea, el SNC otorgó soluciones familiares o similares para ejecutar la tarea de manera óptima, con una variabilidad intrínseca que permite adaptarse a las condicionantes nuevas que expone la diferente temporalidad de la ejecución del lanzamiento. En el caso del sujeto novato, el SNC otorgó múltiples soluciones con una alta variabilidad para explorar las diferentes formas de coordinar sus articulaciones con la finalidad de encontrar, a través de la practica constante, soluciones similares que permitan desempeñarse de manera exitosa.

Retardo Sensorio-Motor

El retardo está presente en todas las etapas del sistema sensorio-motor: del retardo en recibir información sensorial aferente, al retardo en nuestros músculos en responder los comandos eferentes. El feedback o retroalimentación de la información sensorial (que incluye la información del ambiente y de nuestras propias acciones) está sujeto a retardo evidenciado en la dinámica de los receptores como también en el retardo a lo largo de las fibras nerviosas y las sinapsis. Este retardo es cercano a los 100 ms, pero depende de las modalidades sensoriales específicas (Por ejemplo, es más largo para la visión que para la propiocepción). De esta forma, podríamos señalar que vivimos en el pasado, con nuestros

sistemas de control solamente teniendo acceso a información no actualizada del cuerpo y de nuestro propio cuerpo (Franklin Wolpert, 2011). Esto es similar a cuando vemos una estrella la cual posiblemente no exista por el retardo de la información visual debido a los años luz que nos separa.

A nivel cortical un comando eferente de la corteza motora toma alrededor de 40 ms en producir fuerza en un músculo debido al retardo en la conducción desde la corteza hacia al músculos (16 ms) y el retardo electro-mecánico (generación de fuerza en el musculo) que toma alrededor de 25 ms. Otras modalidades toman incluso mayor tiempo, con un retardo en respuestas involuntarias ante estímulos visuales de alrededor de 110-150 ms.

Analicemos los movimientos rápidos y lentos. Por ejemplo, en un caso extremo tal como el movimiento sacádico del ojo (cambio rápido de la mirada desde un punto a otro punto), la duración del movimiento es más corta que el retardo sensoriomotor, lo que significa que el feedback sensorial no puede utilizar para guiar el movimiento, debido a que la información sensorial relacionado con el movimiento llega posterior al término del movimiento. Por otra parte, en movimientos lentos, el retardo hace que el control mediante la información sensorial sea difícil debido a que tal información está fuera de línea y la posibilidad para el sistema de corregir los errores que son pequeños no existe, guiado a una potencial inestabilidad en los patrones de movimientos (Franklin Wolpert, 2011).

A pesar de tal problema, nuestro sistema sensoriomotor tiene habilidades excepcionales para realizar una acción altamente compleja y también responder de manera efectiva ante una perturbación del medio. Por ejemplo, en la figura 3 se compara a un sujeto experto versus novato en la capacidad de identificar donde caería el balón posterior a un lanzamiento rápido del oponente. Como la velocidad de la pelota de tenis es rápida (100 km/hr) la posibilidad de seguir la trayectoria mediante la visión es difícil, considerando el retardo sensorio-motor que conlleva actualizar constantemente la posición de la pelota, por lo tanto, para ser más preciso los individuos deben ser capaces de predecir lo que el oponente realiza, mediante la información que provee el cuerpo del oponente previo a la ejecución del movimiento (aspecto que no posiblemente no realice el novato). Como los individuos expertos presentan mayor experiencia relacionado tanto con la ejecución del movimiento, como la percepción de la tarea, estos son capaces de predecir con mayor precisión el resultado final (punto de rebote con el piso) observando con mayor detención el gesto del oponente más que la trayectoria del balón. Este fenómeno es un ejemplo para comprender que la predicción sensorial es un componente plausible para solucionar el problema del retardo sensorio-motor.

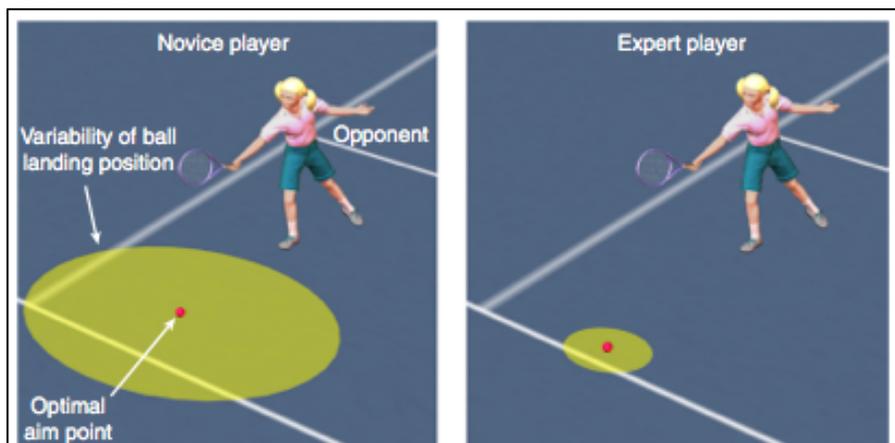


Figura A3.3: El sujeto experto es capaz de predecir con mayor precisión el punto del rebote del balón que en comparación al sujeto novato que presenta una amplia variabilidad de los sitios posibles donde golpee el balón. Extraída de (Wolpert & Flanagan, 2010).

Conclusión

El sistema sensorio-motor nos plantea grandes dificultades para su análisis debido a las características de los múltiples elementos que se coordinan en la producción del movimiento. Las dos características fundamentales de nuestro sistema motor, referidas a las abundantes formas de coordinar los elementos (en cualquier nivel de análisis) y al retardo sensorio-motor, exponen grandes preguntas que las nuevas teorías de control motor intentan responder

¿Cómo el SNC selecciona soluciones particulares para infinitas combinaciones de nuestros sistemas en los diferentes niveles de análisis?. ¿Cómo nuestro SNC lidia con el retardo sensorio-motor?. Desde sus respectivas perspectivas las diferentes teorías actuales del Control Motor intentan resolver tales interrogantes.

Referencias

- Adam, A., & De Luca, C. J. (2003). Recruitment order of motor units in human vastus lateralis muscle is maintained during fatiguing contractions. *Journal of Neurophysiology*, *90*(5), 2919–27. <http://doi.org/10.1152/jn.00179.2003>
- Awai, L., & Curt, A. (2014). Intralimb coordination as a sensitive indicator of motor-control impairment after spinal cord injury. *Frontiers in Human Neuroscience*, *8*(March), 1–8. <http://doi.org/10.3389/fnhum.2014.00148>
- Bartlett, R. (2007). *Introduction to Sports Biomechanics* (Second Edi). New York: Taylor & Francis e-Library.
- Bizzi, E., & Cheung, V. C. K. (2013). The neural origin of muscle synergies. *Frontiers in Computational Neuroscience*, *7*(April), 1–6. <http://doi.org/10.3389/fncom.2013.00051>.
- Chan, C. W., & Rudins, A. (1994). Foot Biomechanics During Walking and Running. *Mayo Clinic Proceedings*, *69*(5), 448–461. [http://doi.org/10.1016/S0025-6196\(12\)61642-5](http://doi.org/10.1016/S0025-6196(12)61642-5).
- Collins, S. H., Adamczyk, P. G., & Kuo, A. D. (2009). Dynamic arm swinging in human walking. *Proceedings. Biological sciences / The Royal Society*, *276*(1673), 3679–88. <http://doi.org/10.1098/rspb.2009.0664>.
- Corden, D. M., Lippold, O. C. J., Buchanan, K., & Norrington, C. (2000). Long-Latency Component of the Stretch Reflex in Human Muscle Is Not Mediated by Intramuscular Stretch Receptors. *J Neurophysiol*, *84*(1), 184–8.
- D'Avella, A., & Bizzi, E. (2005). Shared and specific muscle synergies in natural motor behaviors. *Proceedings of the National Academy of Sciences*, *102*(8), 3076–3081. <http://doi.org/10.1073/pnas.0500199102>
- Davids, K., Glazier, P., Araújo, D., & Bartlett, R. (2003). Movement Systems as Dynamical Systems. *Sports Medicine*, *33*(4), 245–260. <http://doi.org/10.2165/00007256-200333040-00001>
- Dupeyron, A., Perrey, S., Micallef, J.-P., & Péliissier, J. (2010). Influence of back muscle fatigue on lumbar reflex adaptation during sudden external force perturbations. *Journal of electromyography and kinesiology: official journal of the International Society of Electrophysiological Kinesiology*, *20*(3), 426–32. <http://doi.org/10.1016/j.jelekin.2009.05.004>
- Enoka, R. M. (2008). *Neuromechanics of Human Movement* (Fourth Edi). Human Kinetics.
- Feldman, A. G., & Levin, M. F. (2009). The equilibrium-point hypothesis--past, present and future. *Advances in experimental medicine and biology*, *629*, 699–726.
- Franklin, D. W., & Wolpert, D. M. (2011). Review Computational Mechanisms of Sensorimotor Control. *Neuron*, *72*(3), 425–442. <http://doi.org/10.1016/j.neuron.2011.10.006>
- Haken, H., Kelso, J. A. S., & Bunz, H. (1985). A theoretical model of phase transitions in human hand movements. *Biological Cybernetics*, *51*(5), 347–356. <http://doi.org/10.1007/BF00336922>
- Hamill, J., Knutzen, K., & Derrick, T. (2015). *Biomechanical Basis of Human Movement* (Fourth Edi). Philadelphia: Wolter Kluwer.

- Harbourne, R. T., & Stergiou, N. (2009). Movement Variability and the Use of Nonlinear Tools: Principles to Guide Physical Therapist Practice. *Physical Therapy*, 89(3), 267–282. <http://doi.org/10.2522/ptj.20080130>
- Headon, R., & Curwen, R. (2002). Recognizing Movements from the Ground Reaction Force. *CiteSeer*, 1–8.
- Horak, F. B. (2006a). Postural orientation and equilibrium : what do we need to know about neural control of balance to prevent falls ? *Age and Ageing*, 35(S2), 7–11. <http://doi.org/10.1093/ageing/afl077>
- Horak, F. B. (2006b). Postural orientation and equilibrium: what do we need to know about neural control of balance to prevent falls? *Age and ageing*, 35 Suppl 2, ii7-ii11. <http://doi.org/10.1093/ageing/afl077>
- Horak, F. B., Henry, S., & Sumway-Cook, A. (1997). Postural Perturbations : New Insights for Treatment of Balance Disorders. *Physical Therapy*, 77(5), 517–533.
- Horak, F. B., Wrisley, D. M., & Frank, J. (2009). The Balance Evaluation Systems Test (BESTest) to Differentiate Balance Deficit. *Physical Therapy*, 89(5), 484–498.
- Hwang, S., Kim, Y., & Kim, Y. (2009). Lower extremity joint kinetics and lumbar curvature during squat and stoop lifting. *BMC musculoskeletal disorders*, 10, 15. <http://doi.org/10.1186/1471-2474-10-15>
- Ivanenko, Y. P., Poppele, R. E., & Lacquaniti, F. (2006). Motor control programs and walking. *The Neuroscientist*, 12(4), 339–48. <http://doi.org/10.1177/1073858406287987>
- Kelso, S. (2009). Statistical Physics Approaches to Seismicity. En R. A. Meyers (Ed.), *Encyclopedia of Complexity and Systems Science* (pp. 1537–1564). Berlin: Springer-Verlag. <http://doi.org/10.1007/978-0-387-30440-3>
- Konrad, P. (2005). *ABC of EMG – A Practical Introduction to Kinesiological Electromyography*. Noraxon INC. USA.
- Kuo, A. D., & Donelan, J. M. (2010). Dynamic Principles of Gait and Their Clinical Implications. *Physical Therapy*, 90(2), 157–176.
- Kutilek, P., & Farkasova, B. (2011). Prediction of lower extremities ' movement by angle – angle diagrams and neural networks. *Acta of Bioengineering and Biomechanics*, 13(2), 57–65.
- Latash, M. (2010). Motor Synergies and the Equilibrium-Point Hypothesis. *Motor Control*, 14(3), 294–322. <http://doi.org/10.1088/0031-9155/55/20/011.DigiWarp>
- Latash, M. L. (2008a). Motor Control : The Heart of Kinesiology. *Quest*, 60, 19–30.
- Latash, M. L. (2008b). *Synergy*. New York: Oxford University Press. <http://doi.org/10.1093/acprof:oso/9780195333169.001.0001>
- Latash, M., Scholz, J., & Schöner, G. (2002). Motor Control Strategies Revealed in the Structure of Motor Variability Motor Control Strategies Revealed in the. *Exercise and Sport Sciences Reviews*, 30(1), 26–31. <http://doi.org/10.1097/00003677-200201000-00006>
- Leirós, R., & García, J. L. (2014). La acelerometría en la valoración clínica del equilibrio estático y dinámico. En U. de Vigo (Ed.), *IV Congreso Internacional de Ciencias del Deporte y la Educación Física. (VIII Seminario Nacional de Nutrición, Medicina y Rendimiento Deportivo)* (pp. 1–6). Pontevedra, España.

- Lohman, E. B., Balan Sackiriyas, K. S., & Swen, R. W. (2011). A comparison of the spatiotemporal parameters, kinematics, and biomechanics between shod, unshod, and minimally supported running as compared to walking. *Physical Therapy in Sport*, 12(4), 151–163. <http://doi.org/10.1016/j.ptsp.2011.09.004>
- Luca, C. J. De, & Erim, Z. (2001). Common Drive in Motor Units of a Synergistic Muscle Pair. *Journal of Neurophysiology*, 87, 2200–2204.
- Milanese, C., Bertuccio, M., & Zancanaro, C. (2014). The effects of three different rear knee angles on kinematics in the sprint start. *Biology of Sport*, 31(3), 209–215. <http://doi.org/10.5604/20831862.1111848>
- Neumann, D. (2007). *Fundamentos de la Rehabilitación Física. Cinesiólogía del Sistema Musculoesquelético*. Milwaukee, Wisconsin: Editorial Paidotribo.
- Panjabi, M. M. (1992). The Stabilizing System of the Spine. Part I. Function, Dysfunction, Adaptation, and Enhancement. *Journal of Spinal Disorders*, 5(4), 383–389.
- Pereira, R., Machado, M., Miragaya, M., Pereira, L. N., Sampaio-jorge, F., Rj, E. T. E. F. V., ... Rj, C. (2008). Muscle Activation Sequence Compromises Vertical Jump Performance. *Serbian Journal of Sports Sciences 2008*, 2(1–4), 85–90.
- Perry, J. (1992). *Gait Analysis Normal and Pathological Function*. (S. Incorporated, Ed.) (First Edit). Thorofare, USA: Slack Incorporated.
- Reeves, N. P., Narendra, K. S., & Cholewicki, J. (2007). Spine stability: The six blind men and the elephant. *Clinical biomechanics (Bristol, Avon)*, 22(3), 266–74. <http://doi.org/10.1016/j.clinbiomech.2006.11.011>
- Riemann, B. L., & Lephart, S. M. (2002a). The Sensorimotor System, Part I: The Stability. *Journal of Athletic Training*, 37(1), 71–79.
- Riemann, B. L., & Lephart, S. M. (2002b). The Sensorimotor System , Part II : The Role. *Journal of Athletic Training*, 37(1), 80–84.
- Riemann, B. L., Myers, J. B., & Lephart, S. M. (2002). Sensorimotor system measurement techniques. *Journal of athletic training*, 37(1), 85–98.
- Schwenk, M., Gogulla, S., Englert, S., Czempik, A., & Hauer, K. (2012). Test-retest reliability and minimal detectable change of repeated sit-to-stand analysis using one body fixed sensor in geriatric patients. *Physiological Measurement*, 33(11), 1931–1946. <http://doi.org/10.1088/0967-3334/33/11/1931>
- Seifert, L., Button, C., & Davids, K. (2013). Key properties of expert movement systems in sport: An ecological dynamics perspective. *Sports Medicine*, 43(3), 167–178. <http://doi.org/10.1007/s40279-012-0011-z>
- Shumway-Cook, A., & Woollacott, M. H. (1995). *Control Motor Teoría y Aplicaciones Prácticas*. (J. Butler, Ed.) (Primera Ed). Baltimore, Maryland: Williams – Wilkins.
- Solomonow, M. (2004). Ligaments: a source of work-related musculoskeletal disorders. *Journal of electromyography and kinesiology: official journal of the International Society of Electrophysiological Kinesiology*, 14(1), 49–60. <http://doi.org/10.1016/j.jelekin.2003.09.011>

- Takarada, Y., Hirano, Y., Ishige, Y., & Ishii, N. (2014). Stretch-induced enhancement of mechanical power output in human multijoint exercise with countermovement Stretch-induced enhancement of mechanical power output in human multijoint exercise with countermovement. *J Appl Physiol* 83:1749-1755, 83, 1749–1755.
- Vaughan, C., Davis, B., & O'Connor, J. C. (1999). *Dynamics of Human Gait* (Second Edi). Cape Town, South Africa: Kiboho Publishers.
- Whittle, M. (2007). *Gait Analysis An Introduction* (Fourth Edi). Philadelphia: Elsevier Ltd.
- Winter, D. A. (1995). Human balance and posture control during standing and walking. *Gait & posture*, 3(4), 193–214.
- Winter, D. A. (2009). *Biomechanics and Motor Control of Human Movement* (Fourth Edi). Waterloo, Ontario, Canada.
- Winter, D. A., Patla, A. E., Ishac, M., & Gage, W. H. (2003). Motor mechanisms of balance during quiet standing. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 13, 49–56. [http://doi.org/10.1016/S1050-6411\(02\)00085-8](http://doi.org/10.1016/S1050-6411(02)00085-8)
- Wolpert, D. M., & Flanagan, J. R. (2010). Motor learning. *Current Biology*, 20(11), 467–472. <http://doi.org/10.1016/j.cub.2010.04.035>
- Wolpert, D. M., & Ghahramani, Z. (2000). Computational principles of movement neuroscience. *Nature Neuroscience*, 3(11s), 1212–1217. <http://doi.org/10.1038/81497>
- Zatsiorsky, V. M. (2000). *Biomechanics in Sport*. (V. M. Zatsiorsky, Ed.) (First Edit, Vol. IX). Pennsylvania: Blackwell Science Ltd.