



UNIVERSIDAD METROPOLITANA DE CIENCIAS DE LA EDUCACIÓN  
FACULTAD DE ARTES Y EDUCACIÓN FÍSICA  
DEPARTAMENTO DE KINESIOLOGÍA

“PROCESAMIENTO Y ANÁLISIS DE SEÑALES ELECTROMIOGRÁFICAS DE LA  
MARCHA HUMANA EN SUJETOS ADULTOS MAYORES SANOS, ENTRE 60 A 70  
AÑOS: ESTUDIO PILOTO Y ANÁLISIS DESCRIPTIVO”

Tesis para Optar al grado de Licenciado en Kinesiología

Mauricio Calfucura Mix  
Bladimir Fuentes Escárate  
Guillermo Urqueta Rojas

Profesor Guía: Claudio Tapia Malebrán  
Profesor Patrocinante: Leonidas Arias Poblete

Santiago, Marzo 2015





UNIVERSIDAD METROPOLITANA DE CIENCIAS DE LA EDUCACIÓN  
FACULTAD DE ARTES Y EDUCACIÓN FÍSICA  
DEPARTAMENTO DE KINESIOLOGÍA

“PROCESAMIENTO Y ANÁLISIS DE SEÑALES ELECTROMIOGRÁFICAS DE LA  
MARCHA HUMANA EN SUJETOS ADULTOS MAYORES SANOS, ENTRE 60 A 70  
AÑOS: ESTUDIO PILOTO Y ANÁLISIS DESCRIPTIVO”

Tesis para Optar al grado de Licenciado en Kinesiología

Mauricio Calfucura Mix  
Bladimir Fuentes Escárate  
Guillermo Urqueta Rojas

Profesor Guía: Claudio Tapia Malebrán  
Profesor Patrocinante: Leonidas Arias Poblete

Santiago, Marzo 2015



## Agradecimientos

Este trabajo va dedicado a todas aquellas personas que me han entregado lo mejor de sí, apoyándome constantemente. En especial a mi familia, la cual ha sido un pilar fundamental en este proceso, y a lo largo de toda la vida enalteciendo mi calidad como persona.

A mis compañeros tesisistas, por el enorme esfuerzo realizado para llevar a cabo este trabajo  
A la Universidad Metropolitana de las Ciencias de la Educación, por haber facilitado sus instalaciones y colaborar con mi proceso de formación integral.

Finalmente a nuestro profesor guía Claudio Tapia Malebrán y al Kinesiólogo Leonidas Arias, por su buena disposición y por la capacidad de transmitirnos su experiencia científica.

Guillermo Urqueta Rojas

Primeramente doy gracias a Dios por permitirme realizar esta investigación y por la fuerza durante el transcurso de la carrera y en este trabajo. Agradezco también a todas las personas cercanas a mí, por el apoyo incondicional en esta etapa de tesis. Entre ellas principalmente mi madre, mi padre, mis hermanas y mi polola, especialmente a ellos dedico este trabajo.

Incluyo a los agradecimientos a mis compañeros en este trabajo, quienes también son amigos y de los cuales valoro el esfuerzo, paciencia, y motivación para finalizar esta investigación.

A la Universidad Metropolitana de las Ciencias de la Educación por facilitar sus instalaciones y permitir una formación íntegra durante la carrera.

Mauricio Calfucura Mix

Ya finalizando este proceso, quiero agradecer a todas las personas que han estado conmigo en las buenas y en las malas, ya que sin ellos este proceso no estaría culminando. Entre ellos a mis padres, hermanos y abuelos. Además agradecer a la familia Álvarez Fuentes por su apoyo incondicional en todos los momentos extremos que he vivido. A Estefania por su cariño y comprensión en todo este proceso. A mis amigos, en especial a mis compañeros de este trabajo, ya que sin ellos, este proceso no se culminaría.

Además a los profesores Claudio Tapia y Leonidas Arias por entregarnos todos los medios para poder realizar esta investigación.

Bladimir Fuentes Escarate



# Índice General

1.- Resumen .....	1
1.1.- Introducción .....	3
1.2.- Relevancia .....	4
1.3.- Objetivo General .....	5
1.4.- Objetivos Específicos .....	5
2.- Marco Teórico	
2.1.- Adulto Mayor .....	6
2.1.1.- Envejecimiento .....	6
2.1.2.- Transición demográfica .....	7
2.1.3.- Efectos fisiológicos del envejecimiento .....	10
2.2.- Marcha .....	13
2.2.1.- Control Neural de la marcha .....	14
2.2.2.- Ciclo de la Marcha .....	15
2.2.4.- Marcha del AM .....	18
2.2.5.- Técnicas de Análisis de la Marcha .....	20
2.3.- EMG superficie .....	21
2.3.1.- Generación y fuentes de señales EMG .....	21
2.4.- Factores que afectan a la señal EMG .....	22
2.5.- Interpretación de la señal EMG .....	23
2.5.1.- Recolección de datos .....	24
2.5.2.- Procesamiento de datos .....	26
2.5.3.- Normalización .....	31
2.5.4.- Análisis kinesiológico .....	31
2.6.- Procesamiento en el dominio del tiempo .....	32
2.6.1.- Envolvente .....	32
2.6.2.- Suavizado .....	33
2.6.3.- Umbral de activación muscular .....	33
2.6.4.- Perfil de activación muscular .....	35

3.- Diseño Metodológico	
3.1.- Diseño.....	36
3.2.- Participantes .....	36
3.3.- Protocolo de medición.....	38
3.4.- Bioinstrumentación y músculos a evaluar.....	40
3.5.- Procesamiento de la señal .....	41
4.- Resultados	
4.1.- Filtrado Mediante ICA .....	44
4.2.- Perfiles y Tiempos de Activación Muscular .....	45
5.- Discusión.....	47
6.- Conclusión.....	53
7.- Bibliografía .....	54
8.- Anexos.....	61

## Apéndice

- EMG = Electromiografía
- EEG = Electroencefalografía
- ECG = Electrocardiografía
- EEII = Extremidades Inferiores
- SNC = Sistema Nervioso Central
- CPG = Generador de Patrones Centrales
- RLM = Región Locomotora Mesencefálica
- EMPAM = Examen de Medicina Preventiva del Adulto Mayor
- CI = Contacto Inicial
- RC = Respuesta a la Carga
- AM = Apoyo Medio
- AF = Apoyo Final
- PO = Previa a la Oscilación
- OI = Oscilación Inicial
- OM = Oscilación Media
- OF = Oscilación Final
- UM = Unidad Motora
- PAUM= Potencial de Acción de una Unidad Motora
- SENIAM = Surface Electromyography for the Non-Invasive Assessment of Muscles (Electromiografía de superficie para la evaluación no invasiva de músculos)
- PDS = Procesamiento digital de señales
- PCA = Análisis de componentes principales
- ICA = Análisis de componentes independientes
- SCF= Separación ciega de fuentes
- $f_c$  = Frecuencia de corte
- CVM = Contracción Voluntaria Máxima
- RMS = Root Mean Square (Raíz cuadrada media)
- TPMA= Tiempo de Perfil Medio Ajustado
- MAV = Valor de Amplitud Media

- SD = Desviación Estándar
- GME = Glúteo Medio
- RF = Rectus Femoris
- VM = Vastus medialis
- BF = Biceps femoris
- TA = Tibialis anterior
- GL = Gastrocnemius lateralis
- SO = Soleus
- MatLab© = Laboratorio de matrices

# 1.- Resumen

En las últimas décadas en nuestro país han ocurrido cambios demográficos, los cuales han generado un crecimiento de la población adulto mayor. Durante esta etapa de la vida se pueden manifestar diversos deterioros relacionados con el envejecimiento, afectando la capacidad funcional de este grupo etario. Dicha pérdida se ve reflejada en las alteraciones que sufre la marcha, lo cual repercute de forma negativa tanto en la autonomía como en la calidad de vida de esta población.

Por lo tanto, un estudio que se encargue de detallar este gesto motor en los adultos mayores adquiere gran importancia, ya que facilitaría la distinción entre un patrón normal de la marcha frente a otro con deterioros. Para poder obtener dicho patrón, en este estudio se utilizó el análisis de señales electromiográficas. Estas señales fueron obtenidas de 14 músculos de 12 voluntarios sanos (entre 60 y 70 años), a través de un electromiógrafo. La recolección de datos se llevó a cabo a través de una frecuencia de muestreo de 2000 Hz. Luego para establecer el inicio de cada ciclo de marcha, se sincronizó 2 sensores de presión, los cuales se ubicaron en cada talón. Por último se obtuvieron 240 ciclos de marcha que fueron procesados de la siguiente forma: en primera instancia el ruido fue aislado mediante una técnica denominada “análisis de componentes independientes” (ICA), posterior a ello se normalizó temporalmente cada ciclo de la marcha a 2000 puntos con el objetivo de obtener el tiempo promedio de activación muscular, luego se aplicó la transformada de Hilbert para adquirir la envolvente de la señal, posteriormente la detección del umbral de activación se realizó mediante la aplicación de la raíz media cuadrática más 2 DS ( $\text{RMS} + 2 \text{DS}$ ), y finalmente la señal fue suavizada a 50 puntos. Dicho procesamiento se llevó a cabo usando Matlab©2012.

Los resultados de este estudio muestran ciertas similitudes con la investigación realizada por Paróczai en el 2006, en cuanto al timing de activación del bíceps femoral. Por otra parte, al realizar una comparación con el trabajo de Schmitz 2009 se encontraron diferencias con respecto a los tiempos de inicio y término de la activación de los músculos registrados, dado principalmente por la metodología utilizada. Finalmente al relacionar este estudio con una tesis realizada en población adulto joven, se encontraron algunas diferencias: en la población adulto mayor la actividad muscular del tibial anterior se llevó a cabo durante todo el ciclo de la marcha, ausencia del músculo bíceps femoral durante la

fase de propulsión en comparación con el adulto joven, y finalmente disimilitudes en cuanto a los inicio y termino de algunos músculos durante las fases de la marcha.

## **Abstract**

In recent decades in our country demographic changes have occurred, which have generated a growing elderly population. During this stage of life can manifest various age-related impairments, affecting the functional capacity of this age group. This loss is reflected in the change that suffers the march, which has negative effects on both the autonomy and quality of life for this population.

Therefore, a study detailing responsible for this gesture engine in older adults is of great importance, as it would facilitate the distinction between a normal gait patterns over another with impairments. To obtain this pattern, in this study the analysis of electromyographic signals was used. You are signals were obtained in 14 muscles of 12 healthy volunteers (60 to 70), through an electromyograph. Data collection was done through a sampling frequency of 2000 Hz. Then to set the start of each driving cycle, two pressure sensors are synchronized, which were placed in each bead. Finally 240 gait cycles were processed as follows were obtained: in the first instance the noise was isolated by subsequent technique called "independent component analysis" (ICA), to it each gait cycle temporarily normalized to 2000 points in order to obtain the average time of muscle activation, then the Hilbert transform was implemented to acquire the signal envelope, subsequently detecting the activation threshold is performed by applying the root mean square over 2 DS ( $RMS + 2 DS$ ), and finally the signal was smoothed to 50 points. Such processing is carried out using Matlab © 2012.

The results of this study show certain similarities with the investigation by Paróczai in 2006, regarding the timing of activation of the biceps femoral. Moreover, when making a comparison with the work of Schmitz 2009 differences were found with respect to the start and end of the muscle activation recorded, mainly because the methodology used. Muscle activity of the tibial anterior in the elderly population took place throughout the gait cycle, absence of hamstring muscle during phase: Finally to relate this study with a thesis at young adult population, some differences were found propulsion compared to young adults, and finally dissimilarities regarding the start and end of some muscles during gait phases.

## 1.1.- Introducción

Uno de los principales acontecimientos ocurridos durante la última década ha sido la mayor expectativa de vida en la población, dado principalmente por los cambios generados en las tasas de mortalidad, natalidad y fecundidad, producto de la evolución de la medicina, avances tecnológicos, y la implementación de políticas públicas. En base a estos acontecimientos, se generaron cambios en la transición demográfica provocando el envejecimiento de la población, que en Chile se encuentra en una etapa avanzada [1]. Sumado a lo anterior, se debe considerar el deterioro gradual en las condiciones de salud física y mental que acompaña a este proceso de envejecimiento, sobre todo si estos trastornos de salud son progresivos en vez de regresivos, y crónicos en lugar de agudos, lo cual implica un aumento excesivo en los costos de salud [2].

En esta etapa de la vida se presentan diversas enfermedades de tipo cardiovascular, musculoesquelético, psiquiátricas, metabólicas, etc.; debido al deterioro de la capacidad funcional [3]. En base a esto, se han desarrollado diversos estudios que correlacionan estos deterioros con la marcha, de vital importancia para este estudio [4]. La descripción de este gesto motor ha sido principalmente bajo estudios comparativos, entre el adulto joven y aquellos de edad más avanzadas, en cuanto a: agudeza visual, sistema vestibular, percepción táctil y vibratoria en extremidades inferiores, y los mecanismos de integración sensorio – motriz; que se ven reflejados durante la marcha en sus parámetros temporo - espaciales [5]. Por esta razón, la marcha se transforma en una de las dimensiones más afectadas en las actividades de la vida diaria en el Adulto Mayor.

Desde el punto de vista instrumental existen variadas herramientas para poder describir los eventos que ocurren durante la marcha, sean éstos mecánicos, electrofisiológicos, funcionales u otros. Actualmente uno de los métodos más utilizados para el análisis de la marcha es la electromiografía (EMG). Este método en términos simples consiste en detectar las señales eléctricas provenientes de músculos en contracción para su posterior análisis e interpretación [6].

Para interpretar las señales electromiográficas, es necesario realizar cuatro etapas que serán detalladas a lo largo de esta investigación, las cuales son: recolección, procesamiento, normalización y análisis de los datos [7, 8, 9, 10]. Posterior a ello es posible obtener un

perfil de activación muscular en el dominio del tiempo, que describa los patrones musculares de la marcha.

En base a lo anterior, considerando que actualmente en nuestro país no existen estudios que objetiven patrones de activación muscular durante la marcha en el Adulto Mayor, es pertinente realizar un estudio preliminar que permita describirlo. Para que estos datos sean extrapolables, es necesario identificar una herramienta válida y eficaz con el fin de que la información obtenida sea fidedigna.

## **1.2.- Relevancia**

Es parte del conocimiento global el proceso de transición demográfica hacia el envejecimiento poblacional que ocurre hoy dentro de la sociedad, y lo que ello implica. Uno de aquellos sucesos es el deterioro de la capacidad funcional, que trae como consecuencia una serie de acontecimientos que involucran una mayor dependencia por parte de esta población. En la actualidad se han diseñado una serie de medidas a nivel primario, para otorgar mejoras en la calidad de vida, a todas aquellas personas afectadas por dicho deterioro. Por tal razón es primordial conocer de qué forma intervenir y evitar aquello.

Tomando en cuenta la importancia que tiene la marcha en la vida humana, se han realizado una serie de estudios a este gesto motor para detectar si existen alteraciones que repercutan directamente sobre la capacidad funcional, para ello se ha utilizado como herramienta de análisis la EMG. Los datos obtenidos a través de la EMG necesitan ser procesados con el fin de lograr su interpretación, para esto la literatura describe distintos algoritmos matemáticos que han demostrado ser eficaces en cuanto a esta labor [11]. A partir de estos datos se podrá reconocer los patrones de actividad muscular de la población AM, lo que acompañado de las investigaciones que ya existen sobre este grupo etario, describirán de forma más acabada las estrategias motoras desarrolladas en la marcha de esta población. De esta manera permitiría establecer bases para futuras investigaciones que comparen estos resultados con adultos mayores caedores, y así incorporar de manera objetiva medidas preventivas en el AM.

### **1.3.- Objetivo General**

Describir los patrones de activación muscular durante la marcha humana en Adultos Mayores (AM) sanos entre 60 y 70 años.

### **1.4.- Objetivos específicos**

- Utilizar un método de procesamiento que permita la separación de fuentes de la señal.
- Determinar los tiempos de inicio y cese de actividad de los músculos a evaluar de la cadera, muslo y pierna; en función de las fases de la marcha
- Obtener los perfiles de activación muscular, en el dominio del tiempo.

## **2.- Marco Teórico**

### **2.1.- Adulto Mayor**

#### **2.1.1- Envejecimiento**

La vejez en los seres humanos se acepta convencionalmente como la etapa en el ciclo de la vida que comienza alrededor de los 60 años de edad y termina con la muerte [13], en este sentido la ONU ha fragmentado las edades desde esa edad, posibilitando estimaciones y previsiones más detalladas para las personas de avanzada edad en la mayoría de los países [14]. Sin embargo, dada la gran heterogeneidad en la población de adultos mayores, sumado a la complejidad en los procesos fisiológicos propios de esta edad, es difícil circunscribir los límites fisiológicos de envejecimiento en términos temporales [13]. Es por ello que nacen una serie de definiciones para poder explicar este proceso.

Existen diversas definiciones de envejecimiento, describiéndolo desde distintos puntos de vista [14, 15]. Sin embargo Una de las definiciones más utilizadas relaciona el envejecimiento con la degradación del sistema fisiológico, y esta dice que “el envejecimiento es un proceso que convierte a los adultos sanos en sujetos frágiles, con una disminución en la reserva de la mayoría de los sistemas fisiológicos y vulnerabilidad exponencial a la mayoría de las enfermedades” [14]. En lo que respecta a las teorías que explican el envejecimiento, Harman lo define como: “acumulación progresiva de cambios asociados al tiempo, o bien responsables de la creciente susceptibilidad a enfermedades y muerte que acompañan a la edad” [15]. Finalmente, la Organización Mundial de la Salud (OMS), define al envejecimiento como: “El deterioro de las funciones, progresivo y generalizado, que produce una pérdida de respuesta adaptativa al estrés y mayor riesgo de sufrir enfermedades relacionadas con la edad” [14].

En la mayoría de las definiciones recogidas sobre el envejecimiento se puede extraer la misma idea: los cambios que se van sucediendo en nuestras células y tejidos con el paso del tiempo, suponen una pérdida progresiva de rendimiento fisiológico e incapacidad para mantener el equilibrio funcional.

Por otra parte, es necesario hacer una distinción que subyace del concepto de envejecimiento, el cual puede referirse tanto al envejecimiento individual como al poblacional. Se entiende por envejecimiento individual al proceso que se inicia con el

nacimiento y termina con la muerte, que conlleva cambios biológicos, fisiológicos y psicosociales de variadas consecuencias. Mientras que el envejecimiento poblacional hace referencia al proceso de transformación demográfica de las sociedades, caracterizado por el crecimiento de la proporción de individuos de edades avanzadas respecto de los más jóvenes [16]. En resumen, este proceso genera múltiples impactos en la sociedad, no sólo en los ámbitos de educación y salud, sino que también en la economía y composición de la fuerza de trabajo [17].

### **2.1.2.- Transición demográfica**

Durante el siglo XX han existido mejoras sostenidas en cuanto a las condiciones de salud de la población a nivel mundial [1]. En Chile, producto de los avances en este ámbito, se han incrementado tanto la esperanza de vida al nacer como la expectativa de vida al alcanzar edades más avanzadas, gracias a la reducción en las tasas de mortalidad [16].

Existen diferentes procesos que han llevado el aumento de la población AM. En primera instancia, con respecto a los segmentos más jóvenes de la población, es sabido que las tasas de defunción se han reducido sistemáticamente. Mientras que en la otra vereda, y a consecuencia de este fenómeno las tasas de mortalidad de los adultos mayores han ido aumentando, [1] esto último se explica gracias al aumento consecutivo de personas que logra llegar a la última etapa del ciclo vital. Al considerar a la población total, este fenómeno genera una reducción de la tasa de mortalidad, descendiendo desde 8,9 fallecimientos por cada mil habitantes entre los años 1970 y 1975 a 5,7 fallecimientos entre el 2000 y el 2005 [16].

Tomando en cuenta lo anterior, es lógico que la esperanza de vida vaya aumentando sistemáticamente. De hecho, a partir del año 1980 a la fecha la esperanza de vida ha incrementado en alrededor de 10 años [18]. Además, la tasa de fecundidad ha venido decreciendo entre los períodos ya mencionados, provocando cambios sustanciales en la estructura demográfica de la población, marcando una tendencia de esta hacia el envejecimiento, ya que genera una escasa renovación demográfica [16]. Finalmente al considerar la población total, las interacciones entre la tasa de fecundidad, natalidad y aumento de la población adulta mayor, generan una reducción de la tasa de crecimiento de la población en Chile [1].

## Pirámide poblacional

La pirámide poblacional ha ido evolucionando a lo largo del tiempo, presentando desde la década de los 80 una forma piramidal, sobre una base amplia representada por los grupos etarios entre los 0 a 14 años, para posteriormente sufrir una caída sistemática de la población, desde el rango etario de 15 a 19 años. Este fenómeno va cambiando a medida que pasa el tiempo, representado en la gráfica a través de cada década, alcanzando una forma lejana a la de una pirámide, acercándose más a un óvalo, en la que ningún grupo etario concentra más del 8% de la población. Al analizar década tras década es posible visualizar que el único grupo etario que sufre cambios es sobre los 60 años, aumentando todo el tiempo, respaldando el fenómeno que se describió anteriormente. Tal como lo muestra la figura 1.

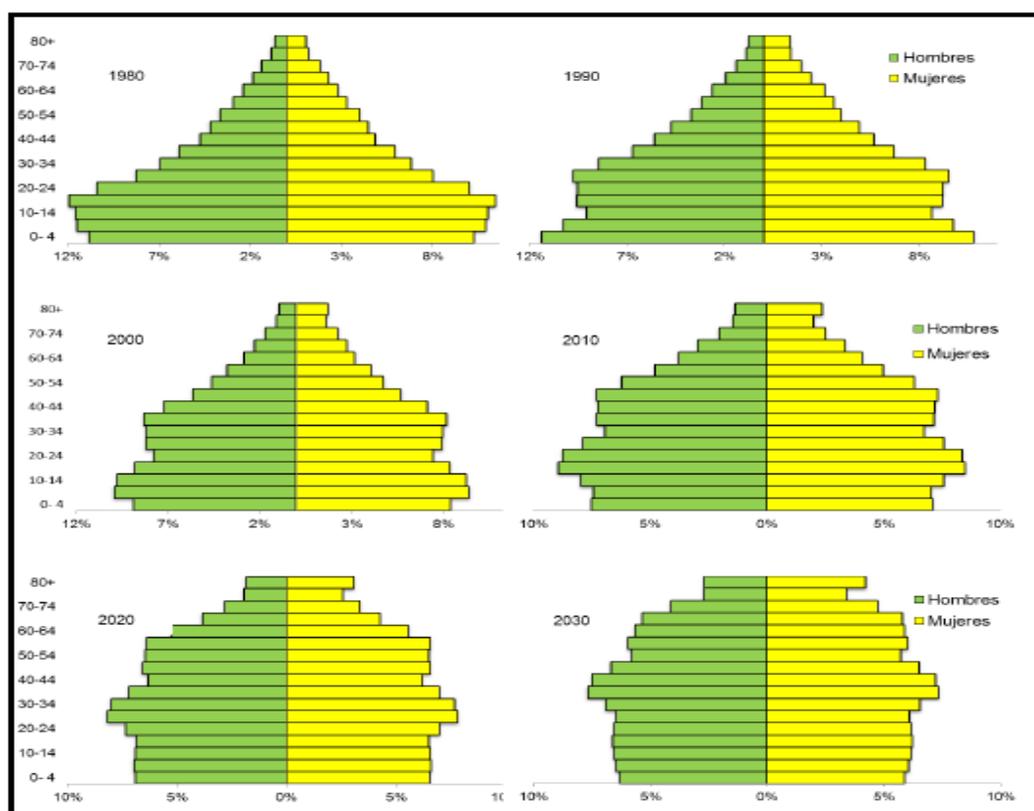


Figura 1: Pirámides poblacionales de Chile durante 2 decenios (80 – 90 y 2000 – 2010). Se muestra también una pirámide de proyección para el decenio 2010 – 2030. Extraído de [1].

## **Morbilidad**

Para poder explicar los cambios que ocurren con respecto a la demografía, es necesario hacer un diagnóstico sobre las principales enfermedades que afectan a la población de edades más avanzadas, de esta forma se lograría comprender hacia donde apuntarían los objetivos sanitarios. Según el estudio realizado por el SENAMA el 2009 esta población en su mayoría se ve afectada por constantes dolores físicos, de los cuales el principal es el de rodilla, alcanzando una incidencia cercana al 60% de las personas mayores. De hecho, hay un aumento paulatino de enfermedades incapacitantes, tales como artritis, artrosis o problemas articulares, osteoporosis [1]. Además, es sabido que se producen cambios adaptativos a dicho dolor, lo cual provocaría alteraciones en cuanto a los patrones de activación muscular en diversas actividades, y si se considera el tipo de dolor mencionado con anterioridad, sumado a lo que la literatura describe en relación a la reducción del movimiento [12], se podrían abrir las puertas a una intervención temprana sobre este grupo etario.

En base a este escenario, estudios realizados en Europa por la Organización para la Cooperación y el Desarrollo Económico (OCDE) muestran que el gasto sanitario de las personas de 65 años y más, es 3,3 veces superior frente a las poblaciones menores, representando un gran costo monetario y un desafío para las políticas públicas en nuestro país, lo cual manifiesta necesidades preventivas sobre este grupo etario.

## **Dependencia y discapacidad**

Una de las principales consecuencias del envejecimiento individual es el progresivo deterioro biológico, el cual puede manifestarse de diversas formas, generalmente se asocia con declinación de las capacidades funcionales y autonomía del AM. Producto de ello, existe una estrecha relación entre dependencia y edad [16], pues la cantidad de individuos que poseen restricciones en sus actividades va aumentando con la edad, especialmente en el adulto mayor. Dicho aumento no ocurre de forma lineal, acelerándose rápidamente alrededor de los 80 años.

En lo que respecta a la discapacidad, esta se define como “la disminución de la habilidad para efectuar tareas y actividades específicas que son esenciales para el cuidado personal y la autonomía”, mientras que la limitación funcional ocurre a nivel del organismo y se

entiende como “restricción que presenta el individuo por el grupo de deficiencias que posee, para desempeñar el papel usual y normal de sus actividades cotidianas” [19].

En términos relacionados con la salud como tal, la dependencia no puede ser analizada de forma aislada en relación a la discapacidad, debido a que es consecuencia de un grado severo de discapacidad. En base a ello, es necesario implementar medidas con respecto a este fenómeno, por lo que los recursos sanitarios y las políticas públicas deben destinar sus esfuerzos hacia la prevención y promoción, con el fin de que aquello no ocurra. Por lo tanto conocida su importancia, es necesario ahondar más en esta problemática y para ello es primordial conocer el escenario de la discapacidad en Chile [16, 20].

Actualmente, según el CENSO 2012, la población con discapacidad, corresponde al 12,74% del total de la población. En lo que respecta a adultos mayores, del total de discapacitados, está cifra es de 42%, formando parte del grupo etario con mayor cantidad de discapacitados [21].

Concluido este análisis sobre la transición demográfica de la población hacia una etapa de envejecimiento, es necesario dar a conocer los cambios fisiológicos que este proceso conlleva, enfocándose sobre los sistemas que este estudio pretende investigar.

### **2.1.3.- Efectos fisiológicos del envejecimiento**

Cada vez se torna más importante comprender los cambios fisiológicos asociados al envejecimiento, y junto con ello poder reconocer la diferencia entre los cambios secundarios al mismo y los que son producto de alguna enfermedad.

Para poder explicar cada uno de estos cambios, se analizarán por separado los sistemas de interés en este estudio [22].

#### **Sistema Nervioso Central**

En lo que respecta al SNC se producen una enorme variedad de cambios, que se resumen a continuación:

Las células del SNC incluyen neuronas, células gliales y endoteliales. El envejecimiento afecta la diferenciación de estas estructuras nerviosas, uno de los principales eventos que demuestra esto es la pérdida neuronal. En cuanto al cerebro de los adultos mayores, éste no presenta déficit patológico o funcional, por lo que la pérdida de neuronas se limita a áreas

discretas y muestran cierta variedad individual. Alguna de las zonas donde generalmente pueden producirse pérdidas, es en el locus coeruleus (neuronas catecolaminérgicas), sustancia negra (neuronas dopaminérgicas), núcleos basales de Meynert, e hipocampo (neuronas colinérgicas) [13]. No obstante, dichas pérdidas también se producen en la materia gris y las principales áreas de síntesis de neurotransmisores. Efectos que se suman a la reducción de flujo sanguíneo en el cerebro, lo que pareciese estar relacionado con una baja demanda metabólica [23], por lo tanto todo aquello genera una alteración global en el funcionamiento, que predispone a un déficit importante en el rendimiento, lo cual colaborará al padecimiento de enfermedades a esta edad.

En lo que respecta a algunos AM, la organización de sus redes neuronales puede ser reducida en cuanto al número de dendritas y espinas dendríticas (la llamada "Denudación de las neuronas"). Los resultados de esta pérdida son: aislamiento neuronal y fallo de la comunicación interneuronal.

Con la disminución de dendritas, las sinapsis se pierden, por lo que la neurotransmisión se altera, afectando la comunicación dentro y fuera del sistema nervioso, lo cual afecta en las conexiones hacia otros sistemas. Pese a ello, bajo el concepto de plasticidad neuronal, se sabe que tanto la densidad de crecimiento dendrítico como la longitud de las dendritas individuales aumentan, lo cual puede producirse en diferentes áreas, incluyendo la corteza cerebral [13]. Estos factores deben considerarse en las personas sobre los 60 años, dado que se podría intervenir en los aspectos relacionados con la marcha antes que se produzca un daño que finalmente resulte en algún grado de discapacidad.

**Conducción nerviosa:** Al realizar una comparación entre adulto joven y una persona de 80 años, existe una disminución progresiva en la velocidad de conducción nerviosa de aproximadamente un 40% [23]. Además, se produce una reducción del número de células musculares inervadas por cada axón, dando lugar a la denervación y atrofia muscular [22]

**Cuerpos de la célula motora:** Al producirse una pérdida progresiva de éste en la medula espinal, provocaría una pérdida de fibras musculares, y consecuentemente aumentos de tamaño en las unidades motoras [23].

### **Sistema musculoesquelético**

Como ya se mencionó anteriormente uno de los principales deterioros que ocurren en el AM, se produce en la capacidad funcional. Dentro de esta característica, se encuentra la pérdida de la fuerza muscular, denominada sarcopenia [22]. Entonces se puede definir a la sarcopenia como “un síndrome caracterizado por una progresiva y generalizada pérdida de masa y fuerza muscular con riesgo de resultados negativos como discapacidad física, peor calidad de vida y muerte” [24]. Por otra parte se ha asociado a este proceso fisiológico con las caídas, mostrando que aquellos sujetos con sarcopenia sufren caídas de forma más significativa en comparación a sujetos normales, fenómeno que le otorga una mayor importancia a este proceso [25, 26]. Bajo el contexto de nuestra investigación, también podría repercutir en los patrones de activación muscular, por lo que es interesante saber en qué consiste dicho proceso.

**Etiología:** La sarcopenia tiene una etiología compleja ya que involucra múltiples mecanismos (neuronales, hormonales, inmunológicos, nutricionales, actividad física, etc.). Pese a ello, los procesos neuropáticos son probablemente una de las causas más importantes, ya que son responsables de la degeneración de la alfa motoneurona y denervación de las fibras musculares, lo que resulta en una pérdida de las unidades motoras. A lo largo de la vida, el músculo se somete a un ciclo continuo de denervación y reinervación, sin embargo, en la vejez el proceso de reinervación no puede mantenerse a la par con la denervación, contribuyendo a la pérdida de unidades motoras, y por consiguiente a la sarcopenia [27].

**Musculatura afectada:** Para entender bien este fenómeno es necesario conocer que zonas del cuerpo se ven más afectadas producto de esta pérdida de fuerza. Tanto para hombres y mujeres, la disminución de la masa magra es mayor en las extremidades inferiores (alrededor del 15%) en comparación con las superiores (alrededor del 10%) [28].

**Número y composición de fibras musculares:** La disminución de la masa muscular, que da lugar a la sarcopenia, implica tanto una disminución en el tamaño de la fibra muscular (atrofia) como del número de éstas (hipoplasia). Existe evidencia fuerte de que el envejecimiento, genera pérdida tanto de fibras tipo I como de tipo II con un transcurso temporal diferente; en donde la mayor pérdida de fibras tipo II puede aparecer hasta el final de la séptima década, mientras que en la octava década las fibras tipo I comienzan a

perderse en mayor magnitud, apareciendo un nuevo "equilibrio" entre los dos tipos de fibras [29].

Como se dijo anteriormente, la pérdida de fibras musculares se relaciona predominantemente sobre las fibras tipo II (hasta la octava década), lo cual indica una reducción significativa del VO<sub>2</sub> máx. y la fuerza de contracción [30].

Acompañado de los cambios neuromusculares descritos con anterioridad, se encuentran: disminución en la capacidad para soportar el apoyo unipodal (en términos de tiempo), disminución de la fuerza en las extremidades inferiores, menor capacidad para inclinarse hacia adelante, mayor balanceo del cuerpo al permanecer en posición bípeda, menor balanceo de brazos y finalmente una flexión plantar disminuida. Una de las consecuencias de estos cambios es un aumento considerable en el riesgo de caída. Los estudios indican que, con el envejecimiento normal, existe una mayor utilización de recursos atencionales ante las demandas de equilibrio para tareas de postura, con el fin de evitar la caída

Todos los cambios neuromusculares descritos con anterioridad, afectan la actividad muscular, por ende el gesto motor que describe este estudio, es decir, la marcha. Estos cambios estarían relacionados principalmente con la velocidad de la marcha (detallado en el punto 2.2.3).

Dado que ya se realizó una breve descripción sobre los principales cambios fisiológicos producto del envejecimiento, ahora hace falta describir la marcha en el AM. Para ello, es necesario describir previamente la marcha en el adulto joven, ya que es en este grupo etario es donde existen más estudios.

## **2.2.- Marcha**

El acto de caminar es la manera natural que posee el cuerpo humano para trasladarse de un lugar a otro con una versatilidad funcional que permite la adaptación de los miembros inferiores a diferentes superficies. Mientras se lleva a cabo la marcha, se utiliza una secuencia repetitiva de movimiento de los miembros inferiores para mover el cuerpo hacia delante, mientras al mismo tiempo se mantiene la estabilidad de la postura [31]. La marcha requiere una integración compleja de diversos sistemas, y en donde participan varios segmentos corporales con sus respectivas particularidades, en las cuales intervienen la postura y la posibilidad de movimiento que ofrezca el sistema músculo-esquelético, junto a

las relaciones funcionales de los demás sistemas corporales [32]. Aunque las personas sanas den a la marcha el aspecto de una tarea sin esfuerzo, el desafío de la marcha se reconoce cuando miramos a personas en ambos extremos de la vida. En general, a los 7 años de edad se completan todos los refinamientos del patrón de marcha madura y ésta se hace cada vez más difícil al final de la vida debido a la pérdida de fuerza, reducción del equilibrio y las enfermedades [33].

### **2.2.1.- Patrón espinal de la Marcha**

Para comprender de mejor forma la complejidad de sucesos que ocurren durante la marcha, es necesario entender el control que existe a nivel del sistema nervioso central (SNC), siendo éste capaz de coordinar a nivel articular en cuanto al momento y cantidad de movimiento que se debe realizar al caminar [34]. Es por esto que se ha establecido la importancia de los generadores de patrones centrales (CPG), concepto que Grillner define como “circuitos de células nerviosas que generan movimiento de manera automantenida, conteniendo la información necesaria para activar diferentes motoneuronas, de manera de generar finalmente un patrón motor” [35], y cuya respuesta puede ser modulada vía central o periférica, incidiendo de manera importante en la marcha humana [34, 36]. Para la activación del CPG de marcha humana, se cree que las aferencias recibidas desde los receptores de carga y la información propioceptiva originada en las caderas son las más importantes para originar un patrón de marcha automática tanto en personas sanas como con lesión medular [37]. Por otra parte, los CPG poseen la capacidad de generar ritmos propios sin la necesidad de inputs sensoriales [38, 39].

Existen regiones supraespinales, específicamente en el mesencéfalo, que intervienen en gran medida en los CPG, estos núcleos neuronales se denominan Región Locomotora Mesencefálica (RLM), y se encargan de iniciar la locomoción a través de las vías retículo-espinales ubicadas en el tronco cerebral [38 - 40]. En base a esto, Orlovsky identifica 5 funciones supraespinales (o corticales) en el control de la locomoción: activar los CPG de la locomoción, controlar la intensidad de acción de los CPG, mantener el equilibrio durante la locomoción, adaptar las extremidades a las condiciones externas, y coordinar la locomoción con otros actos motores [41].

### 2.2.2.- Análisis de la Marcha

Puesto que la marcha y sus secuencias repetitivas implican una serie de interacciones complejas, tanto entre los miembros inferiores como con los otros miembros y la masa corporal total, se hace necesario visualizar la marcha desde varios aspectos [31]. Uno de estos aspectos corresponde a la división en períodos y fases, para facilitar el estudio de los eventos ocurridos. Se considera al ciclo de marcha como unidad funcional, es decir, el periodo en el que se presentan acciones sucesivas, alternas y uniformes [32].

Se acepta como principio que el ciclo de la marcha comienza en el momento en que uno de los pies toma contacto con el suelo, habitualmente, a través del talón. Tomando como origen el contacto del pie derecho, el ciclo terminaría en el siguiente apoyo del mismo pie, mientras que el pie izquierdo experimentará la misma serie de acontecimientos que el derecho, diferenciándose sólo en el tiempo (medio ciclo) [42].

Para efectos del estudio de la marcha, el ciclo de esta actividad se ha dividido en dos periodos, uno de apoyo y otro de oscilación, por los cuales pasan ambas piernas. El período de apoyo corresponde al tiempo que transcurre mientras el pie permanece en contacto con el piso, permitiendo de esta forma que la carga o el peso del cuerpo se transfiera de una extremidad a la otra, para que así se facilite el avance sobre el pie de soporte. Este período corresponde al 60% del total del ciclo en condiciones normales. El segundo periodo, la fase de oscilación, corresponde al momento en el cual el pie se encuentra en el aire, al momento de avanzar hacia delante. Cabe destacar que la fase de oscilación representa el 40% restante [32, 42, 43]. En cada ciclo de marcha, existen además, dos períodos de doble apoyo, que duran alrededor de 10% cada uno, y dos períodos de apoyo monopodal. Para describir de mejor manera la marcha, sea esta normal o patológica, se utiliza la nomenclatura desarrollada por Perry y asociados del Centro Médico “Rancho Los Amigos en California” [31, 44].

En esta nomenclatura se describen para el ciclo de marcha 8 fases, 5 de apoyo y 3 de oscilación, que se especificarán a continuación:

- 1- Contacto Inicial (CI, 0-2% del Ciclo de Marcha): Consiste en el instante en que existe contacto del pie con el suelo.
- 2- Respuesta a la Carga (RC, 0-10% del Ciclo de Marcha): La fase comienza con el contacto inicial al suelo y continúa hasta que el otro pie se eleva para la oscilación.

Su objetivo es absorber el impacto, además otorga estabilidad durante la carga de peso, para que permita el progreso en el ciclo.

- 3- Apoyo Medio (AM, 10-30% del Ciclo de Marcha): Comienza cuando el pie contralateral se levanta y continúa hasta que el peso del cuerpo se alinea sobre la parte delantera del pie. Corresponde al inicio del intervalo de apoyo monopodal. Su objetivo es progresar el cuerpo sobre el pie fijo, manteniendo la estabilidad del miembro y del tronco.
- 4- Apoyo Final (AF, 30-50% del Ciclo de Marcha): Esta fase completa el apoyo monopodal, comienza con el despegue del talón y finaliza cuando el miembro contralateral contacta con el suelo. Durante esta fase el cuerpo progresa más allá del pie de apoyo, proporcionando aceleración y asegurando una longitud adecuada de zancada.
- 5- Oscilación previa (OP, 50-60% del Ciclo de Marcha): Esta fase final de apoyo es el segundo intervalo de doble apoyo y donde comienza el contacto inicial contralateral. En esta fase el peso del cuerpo y el centro de gravedad se trasladan a la extremidad contralateral. Durante esta fase se posiciona la extremidad para la oscilación.
- 6- Oscilación Inicial (OI, 60-73% del Ciclo de Marcha): Sus límites están constituidos por el despegue del miembro y el momento en que este alcanza al miembro contralateral.
- 7- Oscilación Media (OM, 73-87% del Ciclo de Marcha): Comienza cuando ambos miembros se cruzan y finaliza cuando la tibia oscilante alcanza una posición vertical, sobrepasando el miembro contralateral. Su objetivo es avanzar la extremidad.
- 8- Oscilación Final (OF, 87-100% del Ciclo de Marcha): Comienza con la tibia en posición vertical y finaliza cuando el talón del pie golpea el suelo. Es el último tercio del período de oscilación en donde la extremidad inferior se prepara para el siguiente contacto inicial, para dar origen a una nueva zancada y al avance progresivo del cuerpo. En esta fase se desacelera la pierna y se posiciona correctamente el pie para establecer contacto con el suelo.

A continuación, se muestran gráficamente los principales acontecimientos que ocurren durante el ciclo de marcha en ambos miembros inferiores (figura 2).

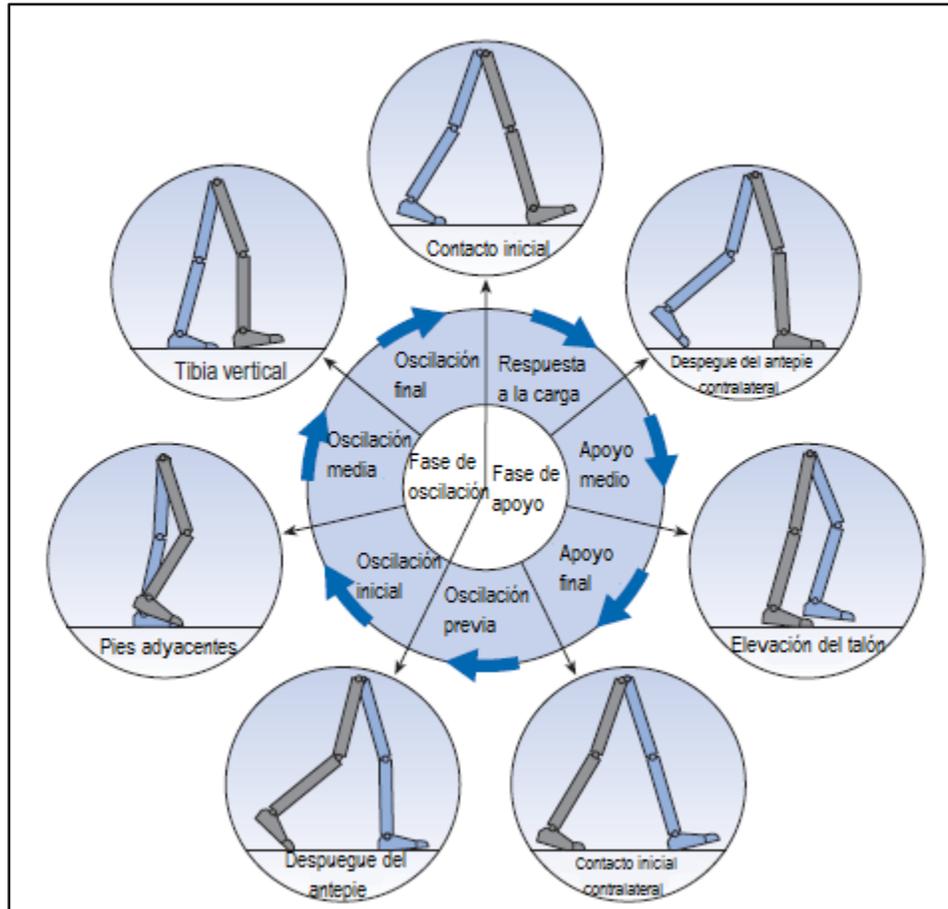


Figura 2: Fases de la Marcha, con las posiciones de ambas EEII. Basado en [43].

Otros aspectos que se utilizan para el análisis de la marcha humana, tanto en condiciones normales como patológicas, son aquellos que permiten caracterizarla mediante parámetros temporo-espaciales. A pesar de que estos parámetros varían entre sujetos, resultan ser representativos de un individuo en instantes donde las condiciones y los factores que afectan la marcha (como terreno, edad, peso, etc.) se mantienen constantes [45].

Dentro de éstos parámetros encontramos a la cadencia y la velocidad. La cadencia corresponde al número de pasos realizados en un intervalo de tiempo, generalmente durante un minuto; la velocidad es la relación entre la distancia recorrida, la dirección de la marcha, por unidad de tiempo ( $v=d/t$ ), expresado en m/s. La velocidad de marcha depende

de la longitud del paso, que a su vez dependen en gran medida de la duración de la fase de oscilación en cada lado. La longitud de paso es un parámetro espacial que corresponde a la distancia en la que el pie se mueve hacia delante durante la fase de oscilación [42, 43].

### **2.2.3.- Marcha del Adulto Mayor**

La marcha es una actividad funcional muy importante para participar de manera independiente en la comunidad. La calidad de los parámetros de la marcha no sólo representan indicadores del estado de salud para los adultos mayores, sino que también sirven como predictores de eventos adversos, tales como caídas y mortalidad [1, 6, 46]. Diversos estudios han demostrado que el aumento de la edad se asocia con una alteración de la marcha. Trastornos que irán aumentando con el tiempo, debido a la transición demográfica de la población [47].

En base a esto, se piensa que la marcha del AM está condicionada, tanto por los cambios fisiológicos como por los efectos de diversas patologías (osteoartritis y parkinson) [42]. Entonces este acto motor para los adultos mayores que se mantienen saludables, no se debe entender como patológica, sino más bien como una marcha cauta, la cual procura al máximo la estabilidad y seguridad, mientras se lleva a cabo [48].

El patrón de marcha que representa al adulto mayor comienza a acentuarse por sobre los 60 años de edad. Las principales características que se evalúan son: aumentos de la longitud de zancada y anchura del paso. Estas variables han sido objetivadas en estudios de la marcha, analizando los componentes temporo – espaciales. Verlinden et al. (2012) los cuantifica en el siguiente cuadro [49]:

VARIABLES	VALORES
Longitud de zancada (cm)	4.71 (1.68)*
Longitud de paso (cm)	2.92 (0.96)*
Velocidad de zancada (cm/s)	6.04 (1.92)*
Tiempo del paso (s)	0.02 (0.01)*
Tiempo de fase de apoyo (s)	0.03 (0.01)*
Tiempo de fase de oscilación(s)	0.02 (0.01)*
Tiempo de apoyo unipodal (s)	0.02 (0.01)*
Tiempo de doble apoyo(s)	0.02 (0.01)*

Cuadro 1: Variables cuantificadas según el estudio de Verlinden et al.

\*El valor entre paréntesis corresponde a la desviación estándar.

Posteriormente Muir et al. (2013), comparó los valores antes mencionados en los primeros 4 pasos de la marcha en jóvenes de 20-25 años, con los de adultos mayores sanos de 65-79 y 80-91 años. Concluyendo que existen cambios significativos en la longitud y ancho del paso, pero no así en la velocidad mostrada en los primeros 4 pasos [50].

Otro estudio realizado por Seung – Uk ko et al., en adultos mayores, hace una comparación entre hombres y mujeres, en donde concluye que al caminar a una velocidad similar, las mujeres dan más pasos, disminuyendo la longitud de zancada y ancho del paso, en comparación con los hombres, además destaca que el rango de movimiento en el plano sagital de la cadera es mayor en hombres que en mujeres, pero no así en el tobillo, donde las mujeres tienen más rango de movimiento durante el ciclo de la marcha que los hombres [51].

Cabe mencionar que otros parámetros temporo – espaciales, tales como: velocidad y cadencia, aún existen controversias al momento de describirlas y/o compararlas con

adultos jóvenes. Murray et al. (1969) indica que la velocidad de la marcha en adultos mayores es menor en comparación con la de los jóvenes [42]; Schmitz et al (2009) contrasta con ello, ya que en su estudio, al comparar los parámetros antes mencionados no encontró diferencias significativas entre la marcha de los adultos mayores con los adultos jóvenes, al igual que Owings et al (2004) en su estudio [52].

Los estudios antes mencionados tienen como población de muestra a personas sanas, por lo que el estado funcional del adulto mayor es un factor importante para la velocidad y la cadencia.

Entonces, en base a lo anterior, ¿cómo se puede explicar el contraste entre las variables temporales - espaciales?, si bien es cierto, hay muchas variables que pueden determinar estas diferencias, la de mayor importancia es la cinemática.

Considerando esta variable, se han hecho estudios en los que se ha demostrado que los adultos mayores presentan una disminución en la extensión de cadera, lo cual generaría una reducción en la longitud del paso [53]. Sumada a esta condición, existe una disminución en la flexión de rodilla durante la fase de oscilación [54], además de una menor flexión dorsal de tobillo [55, 56], lo cual genera una reducción del desplazamiento vertical del centro de gravedad, incrementando de esta manera el sentido lateral de éste, dando como resultado un aumento en el ancho del paso.

#### **2.2.4.- Instrumentos para analizar la Marcha.**

Desde 1960, se ha comenzado hacer un intento más serio para realizar un estudio de la marcha, el cual dirija las investigaciones de laboratorio hacia la clínica, pasando de ser una disciplina netamente académica, a formar parte importante en el diagnóstico y tratamiento de pacientes individuales. Con las mejoras en la medición y técnicas de análisis, la mayor limitación ahora no es la capacidad de producir datos de alta calidad, sino en cómo podemos utilizar de mejor manera estos datos para el beneficio de los pacientes [43]. Es por ello, que en la década de los 80 el estudio de la marcha se comienza a realizar con instrumentos de medición y técnicas de análisis, posicionándose gradualmente como una poderosa herramienta para el uso de datos en el manejo clínico de pacientes con trastornos de la marcha [43, 57]. Para el análisis de marcha es necesario contar con un protocolo estandarizado que permita obtener los parámetros de forma confiable y eficaz. Cada

protocolo depende del tipo de pacientes a evaluar, los parámetros que se deseen obtener, y la forma en que éstos son presentados, así como del orden, tiempo y bioinstrumentos a utilizar [45].

Las "herramientas" o métodos utilizados en el análisis de la marcha incluyen observaciones visuales, uso de video, cronómetro, medición de distancias y de variables cinemáticas, cinéticas y fisiológicas [42, 58]. De estas herramientas fisiológicas encontramos la electromiografía.

### **2.3.- Concepto y uso de la electromiografía:**

La electromiografía (EMG) es una herramienta que detecta la actividad eléctrica generada por el paso del impulso nervioso. Éste provoca la despolarización de la membrana de la célula perteneciente a la musculatura; por lo tanto, es una medida indirecta de la actividad muscular [59]. Esta herramienta genera una señal, la cual es una manifestación eléctrica de la activación neuromuscular asociada con la contracción muscular. Por lo que representaría la corriente que se produce gracias al flujo iónico en la membrana de las fibras musculares, y se propaga a través de los tejidos para así alcanzar la superficie de detección del electrodo ubicado en el medio ambiente [7].

La EMG permite evaluar el rol de los músculos durante posturas o movimientos, al otorgar información sobre sus patrones musculares. Esta aplicación se puede extrapolar hacia análisis en el ámbito laboral o ergonómico, deportivo, rehabilitación y ortopedia, control de tratamientos, etc., por lo que es de utilidad en todas aquellas actividades relacionadas con el movimiento. En estas áreas, la EMG se utiliza esencialmente para detectar la actividad de los músculos individuales y su contribución a distintos gestos [59].

#### **2.3.1.- Origen de la señal EMG**

Con el fin de comprender la señal EMG, es necesario apreciar algunos aspectos fundamentales de la fisiología. Los impulsos neuronales que viajan desde el cerebro a lo largo del nervio, contactan la fibra muscular con la placa motora final. Para cada fibra nerviosa sólo sirve una colección de fibras musculares, lo cual se conoce como unidad motora. Sherrington fue el primero en reconocer esta relación fundamental entre una

neurona motora alfa y las fibras musculares que inerva, para las que acuño dicho término [60].

La señal eléctrica que emana de la activación de las fibras musculares de dicha unidad motora, son detectadas en las proximidades del electrodo, a lo cual se le denomina potencial de acción de una unidad motora (PAUM), esto constituye la unidad fundamental de la señal EMG.

## 2.4.- Elementos que alteran la señal electromiográfica

Al momento de llevar a cabo un análisis de señales electromiográficas de manera óptima, es necesario entender que existen fuentes que afectan la señal [61].

La señal electromiográfica contiene la información proveniente de la contracción muscular además de presentar componentes no deseados, a estos elementos se les denomina ruido. Este provoca una interpretación errónea de la señal, debido a que posiblemente puedan enmascarar características de real interés en la señal a analizar [62, 63]. Este ruido puede originarse por diversas fuentes:

- a. Ruido inherente a equipos electrónicos: corresponde a los equipos eléctricos que generan ruido debido al funcionamiento de sus componentes (bobinas, condensadores, inductores).
- b. Ruido ambiental: La radiación electromagnética es la fuente de este tipo de ruido. Por ejemplo la proveniente de la corriente eléctrica. El ruido ambiental supera las amplitudes de la señal EMG, siendo desde 1 hasta 3 veces mayor que la de ésta.
- c. Artefacto de movimiento: Producida por dos fuentes importantes como son la interfaz electrodo-piel y los cables del electrodo.
- d. Inestabilidad propia de la señal: La amplitud de la señal EMG es azarosa por naturaleza y se ve afectada por diferentes factores, entre ellos la frecuencia de descarga de las UM [64].

Otro factor importante que afecta a las señales EMG es lo que se denomina como **volumen conductor**, correspondiente a los tejidos biológicos que separan los electrodos de la fuente de las señales eléctricas y sus características afectan fuertemente a la señal EMG. Estos tejidos actúan como una especie de filtro pasa-bajo sobre el potencial de la señal y establecen a qué distancia puede ser detectada. La detección de los potenciales generados

por las UM puede producirse en lugares incluso lejanos a la fuente, por la existencia del campo eléctrico que producen y por las propiedades de conductividad de los tejidos, que se diferencian unos de otros según el lugar y composición del tejido [65, 66].

Por último, encontramos al **crosstalk** como un factor importante que influye en la señal EMG. Este concepto se refiere a la intromisión de señales eléctricas de potenciales provenientes de músculos ajenos al que se desea registrar.

En resumen, existen tres factores que importan al momento de analizar el registro de EMG, estos son el ruido, volumen conductor y crosstalk.

## **2.5.- Interpretación de la señal EMG**

A pesar de que los fundamentos de la electromiografía se comenzaron a desarrollar desde 1890, esta técnica no se utilizaba de forma habitual, ya que la mayoría de los cambios en su aplicabilidad se remiten a grupos de científicos esparcidos por todo el mundo. Condición que se ve reflejada en la amplia variabilidad de metodologías utilizadas para su aplicación, constituyendo una barrera al momento de unificar criterios. Por lo tanto, se torna una necesidad realizar una estandarización de protocolos, tanto en la recolección de datos como en etapas más complejas, tales como el procesamiento y la normalización [65].

En base a este escenario, los investigadores europeos en 1996 diseñaron el proyecto “Electromiografía de Superficie para la Evaluación No Invasiva de Músculos” (SENIAM), con el fin de generar consenso en torno a los criterios claves para su aplicabilidad, permitiendo de esta manera un intercambio óptimo de datos. Esta acción fue concertada por el Programa Biomédico de Salud e Investigación de la Unión Europea<sup>1</sup>

Con el objetivo de poder realizar una planificación e interpretación adecuada de la señal, es necesario llevar a cabo las siguientes etapas: recolección, procesamiento, normalización y análisis de datos EMG; pasos que servirán para guiar éste estudio [8]

<sup>1</sup> <http://www.seniam.org>

### **2.5.1.- Recolección de datos**

Las características principales relacionadas con la recolección de datos son: (1) propósito del estudio, (2) cableado versus telemetría, y (3) el tipo de electrodos. La primera de estas consideraciones se determina según el objetivo de la medición, adquiriendo gran relevancia, ya que al momento de elegir se deben considerar las siguientes características: accesibilidad al musculo, objetivo a evaluar, grado de selectividad del músculo que se pretende evaluar, área a evaluar, interferencia de señales proporcionada por músculos adyacentes, etc. [9, 65, 67]. Considerando las características mencionadas anteriormente, es razón suficiente para que el propósito de estudio influya directa o indirectamente sobre los otros dos aspectos de la recolección.

La segunda consideración es referente a la decisión de utilizar telemetría o un sistema que requiera cableado. Toda aquellas señales registradas mediante cables pueden producir más interferencias, dificultando la realización de mediciones ante actividades más dinámicas. Mientras que la telemetría, es decir, por ondas electromagnéticas moduladas, proporciona una gran libertad de movimientos, además de disminuir las interferencias [67]. Sin embargo lo anterior se obtiene a expensas de una buena adquisición de la señal, ya que la señal obtenida mediante telemetría, dificulta su interpretación [8].

Por lo tanto, la utilización de una o de la otra dependerá de la experiencia del interpretador, el equipamiento y apoyo técnico disponible, además de las preferencias individuales tanto del usuario como del interpretador.

La tercera consideración, es el tipo de electrodo: profundidad o de superficie. Con respecto a los electrodos aguja, éstos pueden detectar potenciales de acción individuales por lo que la información extraída es más precisa, frente a los de superficie que detectan los potenciales de acción zonales, los que involucrarían una mayor cantidad de fibras musculares con sus diversos potenciales [65].

Los electrodos que más se utilizan en EMG aplicada a la kinesiología, son los de superficie, ya que están libre de molestias, además poseen una aplicación y disponibilidad de fácil acceso [61].

### **Teorema del muestreo**

La determinación de esta frecuencia pareciera formar parte del procesamiento de datos, sin embargo algunos autores la sitúan en la recolección de datos. Para explicar la inclusión de esta frecuencia en recolección de datos, basta considerar la descripción del procesamiento (se realiza en el siguiente punto), que consiste esencialmente en la modificación de la señal con el fin de obtener una señal libre de ruido, para su posterior interpretación. Dado que la frecuencia de muestreo no modifica la señal, se considera parte de la recolección de datos.

Tomando en cuenta que el proceso de digitalización de la señal es definido por el concepto de frecuencia de muestreo, es necesario explicar en qué consiste esto [62]. Para diseñar todos los sistemas de modulación de pulsos, es necesario llevar a cabo el proceso de muestreo, donde una señal analógica se transforma en una secuencia de números que están uniformemente espaciados en el tiempo. Con el fin de lograr aquello, se necesita elegir una frecuencia de muestreo adecuada, de forma que esa secuencia de números detecte a la señal analógica original, dicho proceso es denominado conversión análoga – digital [9, 65]. El teorema de muestreo es la base de la equivalencia entre señales analógicas y digitales. Cada número de esta secuencia representa la amplitud de la señal análoga de un punto específico en el tiempo.

Es muy importante saber cuál es la frecuencia de muestreo mínima aceptable, para reproducir correctamente la información de la señal análoga original. Según el Teorema de Nyquist o de Muestreo, para poder replicar con exactitud la forma de una onda es necesario que la frecuencia de muestreo sea superior al doble de la máxima frecuencia a muestrear. Violar el teorema de Nyquist conduce a una reestructuración fallida de la señal, a lo cual se le denomina aliasing, El efecto aliasing aparece cuando la tasa de muestreo es menor a la frecuencia de Nyquist, esto quiere decir que al construir la señal aparecen frecuencias solapadas que no tienen relación con la señal original. Las altas frecuencias de la señal por lo general son las más afectadas [62, 65].

### **2.5.2.- Procesamiento de las señales EMG.**

Se describe como el proceso mediante el cual, la señal EMG es modificada, con el fin de obtener una señal libre de ruido, para poder interpretarla de manera óptima y facilitar su análisis próximo.

En esta etapa de la interpretación de la señal, se requiere tomar decisiones relativas a distintos factores, tales como: filtraje de datos, constantes de tiempo (utilizadas por el filtro para suavizar los datos), frecuencia de muestreo (obtenida en la recolección de datos), etc. Los factores anteriormente mencionados tienen un efecto sobre los datos, por lo que es necesario decidir correctamente, para evitar que se altere la interpretación de las características temporales y de amplitud en la señal [8].

Para el procesamiento de datos se utilizan una serie de métodos para mejorar la señal, ya sea en el dominio del tiempo o la frecuencia, entre estos se encuentran: filtros, envolvente, rectificación, suavizado, cálculo de la RMS, etc. Dentro de los más estudiados, están los filtros, existiendo todo tipo de estos. Algunos involucrados con el acondicionamiento de la señal correcta, y otros necesarios para el análisis de datos, una vez que se han digitalizado [62].

#### **Filtrado de la señal**

Una vez amplificada la señal, se debe considerar la eliminación de las componentes de ruido de alta frecuencia y las provenientes de las fuentes del entorno [68]. Para cumplir con este cometido los sistemas de registro cuentan con diversas técnicas de atenuación del ruido, entre ellas se encuentra la eliminación de bandas de frecuencias superiores o inferiores a las propias de la señal fisiológica, y elementos indeseados de la señal. Sin embargo, el uso de estos tipos de filtros conlleva a eliminar componentes de frecuencia útiles de la señal EMG. Por otra parte la eliminación de estas bandas de frecuencias afecta la forma de la onda de la señal, siendo relevante cuando estas son de interés a la hora del análisis [65, 69, 70].

### **Nuevas técnicas para eliminar el ruido de la señal**

Con el fin de eliminar el ruido de la señal EMG, se han diseñado una serie de filtros para permitir la obtención de una señal libre de este. Pese a ello, con el paso del tiempo en las distintas investigaciones se ha dilucidado que parte de la señal muscular se pierde al aplicar los métodos tradicionales de filtraje. Por esta razón, basándose en los avances tecnológicos y sobre todo en lo que respecta a sistemas de visión artificial, se ha desarrollado un método denominado análisis de componentes principales (PCA), el cual es capaz de extraer la información de interés, a partir de un sets de datos [71, 72]. Por otra parte, existe otro método que será el que se utilizará en este estudio, denominado análisis de componentes independientes (ICA), basado en una técnica iterativa encargada de separar las señales según su independencia estadística [73]. Esta técnica ha recibido gran atención en redes neuronales y procesamiento de señales.

Estos sistemas emulan mejor que las redes neuronales el proceso humano de toma de decisiones, por lo que su aplicación en EMG resulta especialmente interesante dado el amplio margen de incertidumbre que presentan estos estudios [70].

Este estudio contempla sólo el análisis de componentes independientes (ICA) debido a que PCA, pese a ser una técnica que permite reducir los datos a dimensiones más pequeñas (permitiendo obtener los componentes principales a partir de datos complejos), pierde información de la señal muscular, por lo tanto su aplicación es un tanto cuestionable [72].

### **Análisis de Componentes Independientes**

Cuando se requiere separar las señales originales de una mezcla de señales, considerando que no hay o hay poca información disponible de estas, es posible separar las señales originales utilizando análisis de componentes independientes (ICA) bajo ciertas condiciones [73, 74].

ICA es una técnica iterativa que estima la independencia estadística de las señales fuente, a partir de un set dado de combinaciones lineales [73].

Las señales originales independientes pueden ser de audio como: el habla, la voz, la música; o bien señales bioeléctricas.

Con el fin de explicar el uso de ICA, la literatura utiliza el siguiente ejemplo:

Imaginar que se está en una habitación, en donde  $n$  personas están hablando simultáneamente. Se tienen distintos micrófonos, ubicados en diferentes lugares. Los micrófonos dan señales horarias grabadas, que se pueden denotar por  $x_1(t)$  y  $x_2(t)$ ,  $x_n(t)$ ; con  $x_1, x_2, x_n$  amplitudes; y  $t$  índice de tiempo. Cada una de estas señales registradas es una suma ponderada de las señales de voz emitidas por los altavoces, que denotamos por  $s_1(t)$ ,  $s_2(t)$  y  $s_n(t)$ . Expresada como una ecuación lineal:

$$\begin{aligned} x_1(t) &= a_{11}s_1 + a_{12}s_2 + \dots + a_{1n}s_n \\ x_2(t) &= a_{21}s_1 + a_{22}s_2 + \dots + a_{2n}s_n \\ &\cdot \quad \cdot \quad \cdot \quad \cdot \\ &\cdot \quad \cdot \quad \cdot \quad \cdot \\ &\cdot \quad \cdot \quad \cdot \quad \cdot \\ x_n(t) &= a_{n1}s_1 + a_{n2}s_2 + \dots + a_{nn}s_n \end{aligned}$$

Donde  $a_{11}s_1, a_{12}s_2, a_{1n}s_n$  son algunos de los parámetros que dependen de las distancias desde los micrófonos hacia las personas. La función de ICA, en este ejemplo es, estimar las señales de voz originales  $s_1, s_2, \dots, s_n$ , a partir de las grabaciones  $x_1(t), x_2(t), x_n(t)$ . Esto se conoce como el problema de “cóctel-party”.

Dicho problema puede formularse en notación matricial, mediante la ecuación:

$$\mathbf{X} = \mathbf{A}\mathbf{S}$$

Donde  $X = (x_1, x_2, \dots, x_n)$  son las grabaciones,  $S = (s_1, s_2, \dots, s_n)$  las señales originales y  $A$  es la matriz de mezcla ( $n \times n$ ) de los números reales. Esta matriz de mezcla y cada una de las señales originales son desconocidas. El objetivo consiste en recuperar el vector fuente  $S$ , disponiendo únicamente de un vector de  $n$  observaciones  $X$ . Para poder separar las grabaciones de las señales originales, un algoritmo ICA, realiza una búsqueda de la matriz inversa de  $A$  (con algunos cambios en escala y permutaciones), denominada  $W$ , para formar componentes independientes. Representado por:

$$\mathbf{S} = \mathbf{W}\mathbf{X}$$

De esta manera se podrá recuperar las señales originales independientes [73-75]. Para este propósito, ICA depende fuertemente de la independencia estadística de las fuentes  $S$ .

Volviendo al ejemplo, esta técnica calcula iterativamente la matriz  $W$ , utilizando la maximización de la independencia de las fuentes (Hyvarinen, Karhunen y Oja 2001). Para

lograr este cometido, ICA utiliza la Gaussianidad de los datos, es decir, las señales que posean una distribución gaussiana, no serán adecuadas para las aplicaciones de esta técnica (Hyvarinen, Karhunen y Oja 2001) [74]. Si una de las fuentes posee una densidad alejada de la Gaussianidad, ICA la detectará fácilmente.

En base a lo anterior, el éxito de ICA para estimar fuentes independientes dependerá del cumplimiento de las siguientes condiciones:

- El origen de la información debe ser estadísticamente independiente entre sí.
- El modelo de mezcla se debe conocer, por lo que el número de mezclas disponibles, debe ser el mismo que el número de componentes independientes.
- Las mezclas deben ser combinaciones lineales de las fuentes independientes [73, 74].

Por su parte, ICA también sufre de la siguiente ambigüedad:

Tanto el orden de los componentes independientes como su amplitud exacta y signo, no se pueden determinar (esto puede cambiar cada vez que se inicia la estimación).

En base a estas condiciones, yace el problema de la “Separación ciega de fuentes” (SCF), el cual se dice que es ciego debido a dos causas: en primer lugar, debido a que las señales de la fuente no se observan, y en segundo lugar, debido a que no existe conocimiento disponible sobre el transporte de la mezcla [75].

Este problema fue planteado por Jutten y Herault, cuyos trabajos apuntaban a la existencia de algún sistema de separación en el sistema nervioso central. No obstante, las propiedades de plasticidad que ofrece la célula nerviosa nos permiten recibir una serie de mensajes compuestos que por medio de un mecanismo de auto aprendizaje (no supervisado), proporciona la extracción de la señal origen que componen dichos mensajes. El aprendizaje se realiza de forma permanente, y además corrige automáticamente las posibles derivaciones en la composición del mensaje [76].

Si nos remitimos al ejemplo, existen muchas personas hablando simultáneamente, manifestándose una gran interferencia, la cual está dada por las ondas cerebrales procedentes de diferentes áreas del cerebro, sumado a las ondas de diafonía de los teléfonos móviles. Para cada una de estas situaciones, es de interés, separar las señales individuales de las señales mixtas. En otras palabras, el objetivo de la SCF es estimar y separar las formas de onda originales, las cuales constituyen la matriz del sensor. Por lo que ICA

actuaría como nuestro cerebro, permitiendo la elección de una de estas voces o un conjunto de ellas, transmitiéndonos la información de estas [75].

### ICA en señales EMG

Según la literatura la señal proporcionada por la actividad eléctrica del músculo posee una densidad de probabilidad cercana a la Gaussiana, por el contrario los artefactos que generan ruido e interferencia, por lo general, tienen distribuciones no gaussianas. En base a ello, se puede sugerir que ICA aísla este ruido, mientras que su eficacia para la separación de otras fuentes de ruido es cuestionable. No obstante, es difícil identificar la calidad de separación de señales EMG entre un músculo específico y aquellos que lo rodean, lo que dificultaría en este caso, la separación de crosstalk de la señal.

Por lo tanto el éxito de la ICA para separar los componentes independientes de la mezcla, depende de las propiedades mismas de la grabación EMG [73].

En la figura 3 se muestra la señal EMG, obtenida a través de ICA.

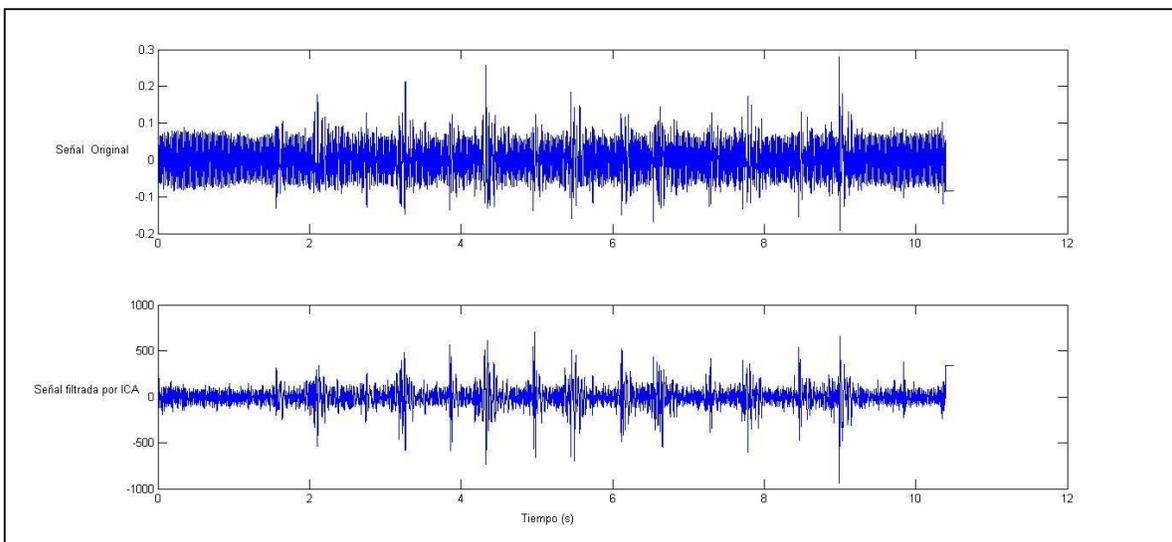


Figura 3: Efecto de ICA en el filtrado de la señal.

Señal original del músculo recto anterior (imagen superior) y filtrada a través ICA (imagen inferior).

### **2.5.3.- Normalización**

La normalización sirve para entregar una referenciación a los datos EMG con el fin de obtener un valor estándar. Existen dos tipos de normalización:

- Normalización por amplitud.
- Normalización temporal.

Para efectos de este estudio, sólo se describirá la normalización temporal. Este tipo de normalización sirve para poder caracterizar el patrón EMG de un gesto motor, en este caso la marcha, de un individuo o un grupo de ellos.

En la marcha existen ciertas diferencias en los timing de actividad muscular entre los sujetos, por esta razón, con el fin de poder combinar los datos individuales de la señal EMG en un perfil, estas diferencias temporales deben ser consideradas. De lo contrario, los datos de la media tendrán una duración excesivamente prolongada. Por lo tanto es necesario ajustar los tiempos de inicio y cese de los registros individuales cuantificados, para que coincidan con los valores medios del timing. Luego de ello, se calcula el perfil medio, para obtener un tiempo de perfil medio ajustado (TPMA).

Finalmente, la interpretación adecuada del timing permite identificar la actividad muscular y los desajustes propios de la señal [10].

### **2.5.4.- Análisis kinesiológico**

El registro que se obtiene mediante la señal electromiográfica es objeto de análisis de acuerdo a los dominios del tiempo o frecuencia. En lo que respecta al dominio del tiempo, se puede realizar un análisis de diversas formas, con el fin de:

- Asegurar una señal libre de ruido.
- Detectar presencia de actividad muscular (on-off).
- Determinar la duración de dicha actividad.
- Discriminar nivel de actividad, si es necesario.

Un análisis visual es dependiente de la ganancia del amplificador, es decir, la selección del encendido y apagado puede cambiar, ya que la señal ahora se encuentra aumentada de tamaño en el dispositivo de visualización. Sumado a ello, no existen protocolos que se apliquen para las determinaciones visualizadas, así que la cantidad de ganancia y las decisiones sobre el análisis, se dejan a criterio del usuario. Como resultado de estas

decisiones arbitrarias, el aumento de la objetividad se ha defendido y hecho posible, gracias a los programas computacionales.

En lo que respecta a la determinación del inicio y término de la actividad muscular, compensaciones, timing y perfiles EMG; dependerán de la normalización, y si está se ha llevado a cabo bajo los criterios adecuados.

Además cabe señalar que los datos para ser analizados adecuadamente necesitan ser procesados, por lo que necesitan estar filtrados, libres de ruido antes de ser enviados a los detectores de umbral, con el fin de que estos determinen su actividad muscular. Para que esto sea posible es necesario aplicar una serie de algoritmos computacionales que permitan obtener una señal óptima y así poder analizarla.

Una vez que se procesa la señal se pueden obtener los perfiles EMG de la muestra, que permiten tener información sobre la estrategia motora utilizada en el gesto a evaluar, y en este caso, sobre el grupo etario al que se le realizó el estudio. Bajo este contexto se puede conocer si efectivamente existen diferencias en los patrones de activación muscular, frente a grupos de menor edad [8].

## **2.6.- Procesamiento de las señales EMG en el dominio del tiempo**

Al enfrentar la señal EMG original, se puede observar que ésta no ofrece información que sea útil para realizar un análisis de los datos, por lo que es necesario cuantificar mediante diversos métodos de procesamiento para obtener los aspectos relevantes del movimiento en estudio. Sin embargo, muchos de los algoritmos que se emplean comúnmente tienden a tergiversar los datos registrados, por lo cual es importante tener en cuenta la correcta elección de estos a la hora de interpretar los resultados [64].

### **2.6.1.- Envolvente**

En la mayoría de los estudios, las señales de EMG se rectifican y filtran paso bajo, con el fin de obtener la llamada envolvente, que corresponde a la unión de todos los picos en amplitud de la señal [8, 9].

El rectificado implica la representación sólo del espectro positivo de la señal, lo cual se puede lograr eliminando los valores negativos (rectificación de media onda), o invirtiendo estos (rectificación de onda completa) [7]. En lo que respecta al filtrado de la señal se han

propuesto frecuencias de corte muy bajas (por ejemplo, 3 Hz) en el análisis de los componentes EMG. En el caso de la marcha, dependiendo del músculo y edad del sujeto, la frecuencia de la envolvente que incluya el 95% del poder de la señal puede ser diferente en un rango de 3,8 Hz (gastrocnemio lateral, en personas jóvenes) a 12.8 Hz (bíceps femoral, en personas adultas), aspecto que se magnifica al considerar condiciones patológicas.

La aplicación del filtrado puede afectar considerablemente al perfil general de contracción, dado que los momentos de inicio-término en los que se encuentra la actividad muscular se vuelven más suaves en amplitud y largos en duración, al igual que la frecuencia de corte del filtro pasa-bajo [9].

Existen otros métodos alternativos para obtener la envolvente, entre la que podemos destacar a la transformada de Hilbert. La principal característica de esta técnica es que mantiene la amplitud de la señal original [77].

### **2.6.2.- Suavizado**

Esta técnica se lleva a cabo para nivelar los peaks de la señal EMG una vez que se ha calculado la envolvente [8].

Con el fin de suavizar la señal se utiliza una técnica denominada “media móvil”, que calcula el promedio dentro de una ventana específica de puntos de datos, a través de un algoritmo. Esta técnica sirve para analizar un conjunto de puntos de datos, mediante la creación de una serie de promedios de diferentes subconjuntos, del conjunto de datos completo [78]. Entre las modalidades disponibles, se encuentran aquellas que consideran, como límites, un intervalo de tiempo (entre 100 y 200ms), o bien un número determinado de puntos [79].

### **2.6.3.- Técnicas de detección de actividad muscular**

Este parámetro indica el comienzo y término del control activo del registro [80]. Según la literatura, el valor umbral carece de un método estándar para poder determinarlo [81], por esta razón, se han desarrollado diferentes métodos para su detección. Hasta el momento se han llevado a cabo dos, los cuales son: la inspección visual, y comparaciones entre un valor arbitrariamente elegido (umbral) y la señal sin procesar.

Con respecto al valor “umbral”, una vez superado esté, se reporta el inicio de la activación muscular. Para poder determinar este valor se utilizan dos parámetros en el dominio del tiempo: el valor promedio rectificado y la raíz media cuadrática (RMS). Ambos son adecuados y proporcionan mediciones útiles en cuanto a la amplitud de la señal [61, 82]. El primer parámetro, se define como el valor de amplitud media (VAM) y se calcula como la integral de la señal EMG rectificada durante el intervalo de tiempo T dividido por T [83]. Mientras que el segundo es el procedimiento que se encarga de elevar al cuadrado cada valor de la señal, creando un promedio, para luego calcular su raíz cuadrada. Para ello el usuario debe seleccionar e informar el período de tiempo sobre el cual se calculará este valor, ya que este debe ser coherente con el propósito de estudio que en este caso es la marcha [8].

La RMS, técnica utilizada en este estudio, representa la energía de la señal, para todas aquellas que son detectadas durante la contracción voluntaria. Este procesamiento es dependiente del usuario, debido a que él se encarga de administrar y regular los parámetros para esta etapa.

#### 2.6.4.- Perfil de activación muscular durante la marcha

Una vez finalizadas todas las etapas de interpretación de la señal, se obtiene un perfil, del cual se puede extraer información útil sobre la actividad muscular de un gesto motor, en este caso la marcha, sin embargo no muestra información sobre la variabilidad o coordinación de los pasos al ejecutar esta, aspectos importantes en el control motor [84].

A continuación (Figura 4) se muestra un patrón de activación muscular de 6 músculos de individuos normales obtenido por Whittle y cols.

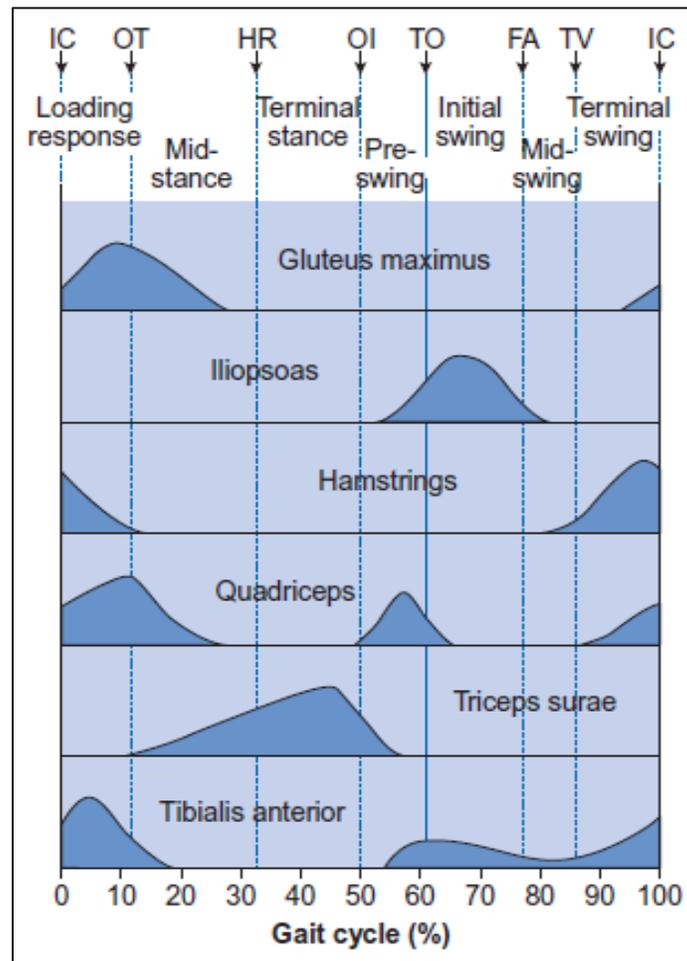


Figura 4: Actividad típica de los grupos principales de músculos durante el ciclo de la marcha expresados en porcentaje del ciclo de la marcha. Extraído de [43].

## **3. Diseño Metodológico**

### **3.1.- Diseño**

El diseño de este estudio es de tipo observacional descriptivo, debido a que se analizaron los datos de los registros electromiográficos que se obtuvieron en el dominio del tiempo. Además, esta investigación corresponde a un estudio piloto, debido a que esta muestra nos permite obtener un perfil de activación muscular de la marcha, y dadas las diversas complicaciones técnicas que se presentaron al llevar a cabo las mediciones, no permitió analizar una muestra más representativa.

La variable del presente estudio es:

- Tiempos de activación muscular (porcentaje del ciclo normalizado).

### **3.2.- Participantes**

Para esta investigación la población objetivo fueron hombres y mujeres entre 60 y 70 años de nuestro país, mientras que la población de estudio tienen las mismas características etarias, inscritos en el CESFAM Santa Laura de la comuna “El Bosque”, ubicada en la región metropolitana. La dirección de este establecimiento autorizó la realización de este estudio con personas que asisten al CESFAM en sus dependencias (Anexo 2).

La muestra fue seleccionada utilizando un método de muestreo no probabilístico por conveniencia. En donde se escogieron a hombres y mujeres inscritos en dicho CESFAM, que asistían a talleres de prevención de caídas guiados por los Kinesiólogos del establecimiento. Para esto, los kinesiólogos guías de los talleres facilitaron una base de datos con los nombres, edad, números telefónicos y los resultados de los test realizados en el EMPAM de interés para este estudio, tales como: el Test Up and Go, Apoyo Unipodal y Mini Mental abreviado, correspondientes al último EMPAM realizado.

Los participantes debieron cumplir con los siguientes criterios de inclusión:

- Adulto Mayor (AM) hombre o mujer de entre 60 y 70 años.
- AM que no presenten riesgo de caídas en relación los test “UP and GO” y “Apoyo Unipodal”.
- AM capaces de lograr la transición sedente a bípedo en forma autónoma y sin ayuda de los miembros superiores.

- Marcha independiente.

Mientras que los criterios de exclusión fueron:

- Puntaje (menor o igual) a 13 puntos en Mini Mental (evaluación cognitiva).
- Enfermedades neurológicas, que involucran ACV, neuropatías y parkinson.
- Antecedentes de patologías del aparato locomotor que involucren compromisos de la función, que imposibilite la marcha.
- Patologías visuales que afecten directamente la marcha.
- Obesidad mórbida (según índice de masa corporal).
- Desnutrición (según índice de masa corporal).
- Utilización de ayudas técnicas para la marcha (bastón canadiense, andador, etc.).

Posterior a la aplicación de los criterios antes mencionados, se citó vía telefónica a 20 participantes al auditorio del CESFAM, con el fin de informar sobre la investigación, y detallar el procedimiento necesario para la medición. De los 20 participantes, sólo 15 optaron por formar parte del estudio, debido a que el resto no contaba con la disposición para llegar a las dependencias del CESFAM o la UMCE.

Estos 15 participantes debieron leer y aceptar el consentimiento informado (Anexo 3), en el cual se explica brevemente en que consiste el estudio y la manera en que se llevará a cabo la medición, además de indicar el lugar de mediciones. Las mediciones se llevaron a cabo en el CESFAM y la UMCE, dependiendo de la disponibilidad de los participantes.

Una vez realizada la medición, 3 de los registros obtenidos fueron eliminados debido al mal funcionamiento de los sensores de presión (footswitchs).

Finalmente solo 12 participantes fueron valorados, cuyas características se exponen en el cuadro 2.

Sujetos	Promedio	Desviación Estándar	Rango
Edad (años)	63,6	$\pm 2,5$	60-67
Altura (metros)	1,53	$\pm 0,12$	1,43 – 1,76
Peso (Kg)	68,3	$\pm 15,3$	60,5 – 74

Cuadro 2: Cuadro con medidas antropométricas de los adultos mayores.

### 3.3.- Bioinstrumentación y músculos a evaluar

La actividad EMG fue registrada por un equipo Delsys (Bagnoli-16 EMG System), el cual fue conectado a una tarjeta de adquisición National Instrument (NI USB-6259).

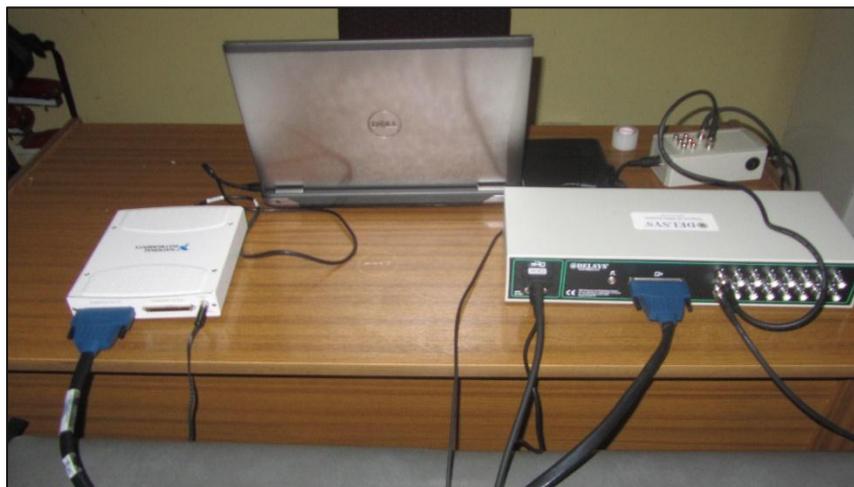


Figura 5: Imagen que muestra la instrumentación utilizada en este estudio. De izquierda a derecha: Tarjeta de adquisición, notebook convencional, electromiógrafo de 16 canales.

La recolección fue llevada a cabo de la siguiente forma: la señal fue amplificada ( $\times 1000$ ) y muestreada a 2000 Hz.

En lo que respecta al equipo, éste se ocupó para recolectar la actividad eléctrica de 14 músculos. Los canales restantes se utilizaron para la señal de los sensores de presión (footswitch), con el fin de detectar el inicio de cada ciclo, enviando una señal durante el contacto de talón.

Los electrodos de superficie se ubicaron en los siguientes músculos: glúteo medio (GME), recto femoral (RF), vasto medial (VM), bíceps femoral (BF), tibial anterior (TA), gastrocnemio lateral (GL) y sóleo (SO) de ambas EEII. Cada músculo tiene un canal específico en el electromiógrafo (Cuadro 3) que no varió en las mediciones realizadas. Cabe destacar que la posición específica de los electrodos está normado por la SENIAM (anexo 1).

Estos músculos se escogieron en base a la recomendación de la literatura [9], la cual indica que un estudio electromiográfico de la marcha tendrá mayor validez, siempre y cuando se

evalúe un músculo por anterior y posterior tanto del muslo como de la pierna, incluyendo la musculatura de la cadera (glúteo medio).

Canal extremidad inferior Izq.	Músculos a evaluar	Canal extremidad inferior Der.
1	Glúteo medio	9
2	Bíceps Femoral	10
3	Gastrocnemio lat.	11
4	Sóleo	12
5	Recto Anterior	13
6	Vasto medial	14
7	Tibial anterior	15
8	Sensor de presión	16

Cuadro 3: Canal del electromiógrafo correspondiente a cada músculo.

### 3.4.- Protocolo de medición

Cuando se llevaron a cabo las mediciones, a cada participante se le solicitó que asistiera con ropa cómoda. Posteriormente se preparó a cada participante, se le hizo entrega de un documento para que llenaran sus datos (Anexo 4), además se le pregunta si ha tenido un episodio de caídas en los últimos 6 meses. Una vez corroborados los datos para concretar la existencia del riesgo de caída se procede a la ubicación de los catorce electrodos, los dos sensores de presión y la correa (donde se ubicaron los módulos que conectan los electrodos al electromiógrafo) (Figura 6).



Figura 6: Electrodo y sensores de presión puestos en la persona.

Es importante destacar que la función de cada evaluador siempre fue la misma durante las mediciones (Anexo 5).

Para finalizar se llevó a cabo la prueba de marcha, que consistió en caminar en línea recta una distancia de 7 metros sobre una superficie plana y a pie descalzo [85], donde las instrucciones a los participantes fueron las siguientes:

- “Permanezca quieto hasta que le indique la orden para caminar”.

- “Camine lo más natural posible”.
- “Comience a caminar con el pie izquierdo”.

Se realizaron tres registros, el primero de estos fue de prueba para que se adaptaran a la situación, mientras los otros dos fueron los que se consideraron (12 personas fueron evaluadas, obteniendo un total de 24 registros).

### **3.5.- Procesamiento de la señal**

El procesamiento se realizó mediante el programa MatLab© 2012. Para ello, lo primero que se realizó a todas las señales fue el filtrado mediante ICA, utilizando el algoritmo FastICA.

Enseguida, cada una de las señales EMG se procedió a cortar según las espigas generadas por los sensores de presión (de acuerdo al hemicuerpo correspondiente), con el fin de obtener ciclos de marcha independientes. Una vez establecidos los ciclos para cada registro, se eliminó el primero y último de cada intento, debido a que en un comienzo el sujeto se encuentra en una etapa de aceleración y al final en una de frenado, por lo tanto solo se consideraron los ciclos centrales, siendo estos normalizados en tiempo (submuestreados a 2000 puntos).

Posteriormente, se realizó el procesamiento de la siguiente manera (figura 7):

1. Se aplicó la transformada de Hilbert a cada ciclo.
2. Se generó una envolvente a partir del valor real de la señal y transformada de Hilbert de la misma.
3. Se calculó la RMS + 2 DS para cada ciclo.
4. Se realizó el suavizado mediante una media móvil de 50 puntos.

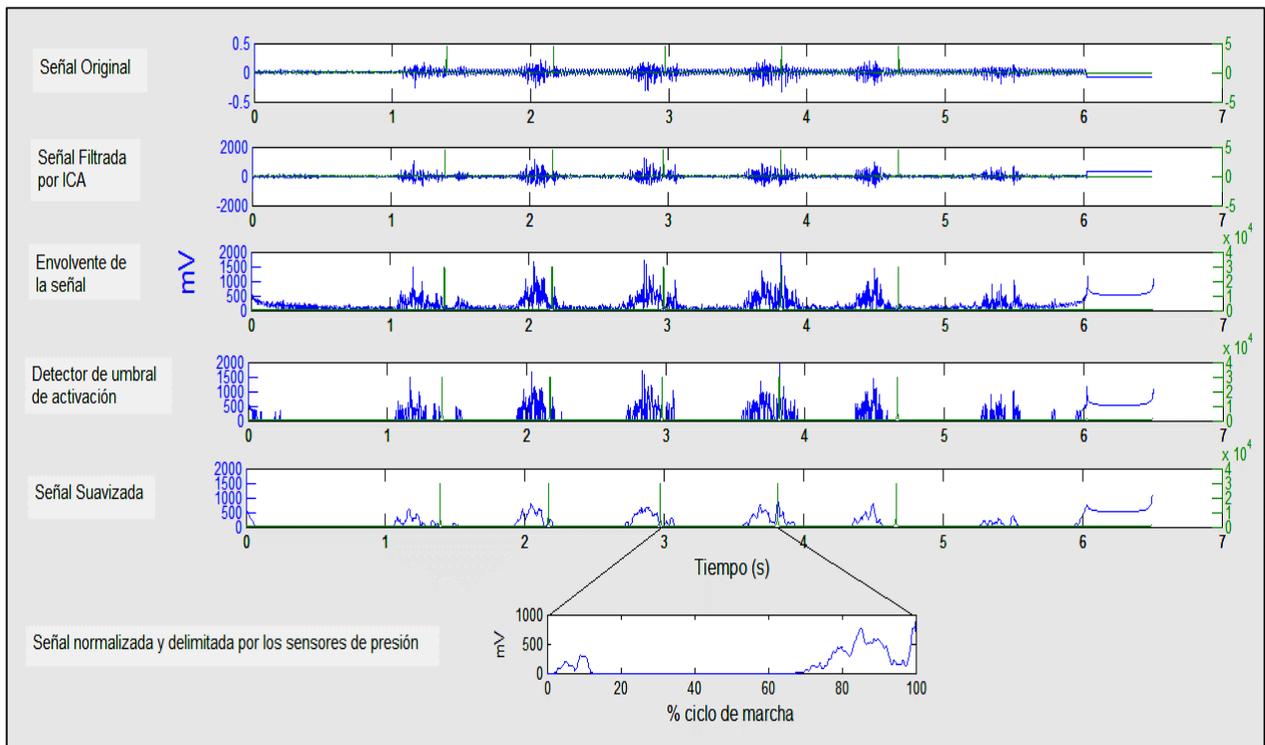


Figura 7: Procesamiento de la señal del Bíceps Femoral izquierdo de una participante..

A continuación se promediaron aquellos pertenecientes a un mismo registro. Luego, se calculó el perfil promedio desde los registros seleccionados para cada músculo, dando como resultado un promedio izquierdo y derecho.

Posteriormente, se promediaron los registros de ambas extremidades obteniendo el perfil final, extrayendo tanto los tiempos de inicio y término de activación para cada músculo.

(Figura 8)

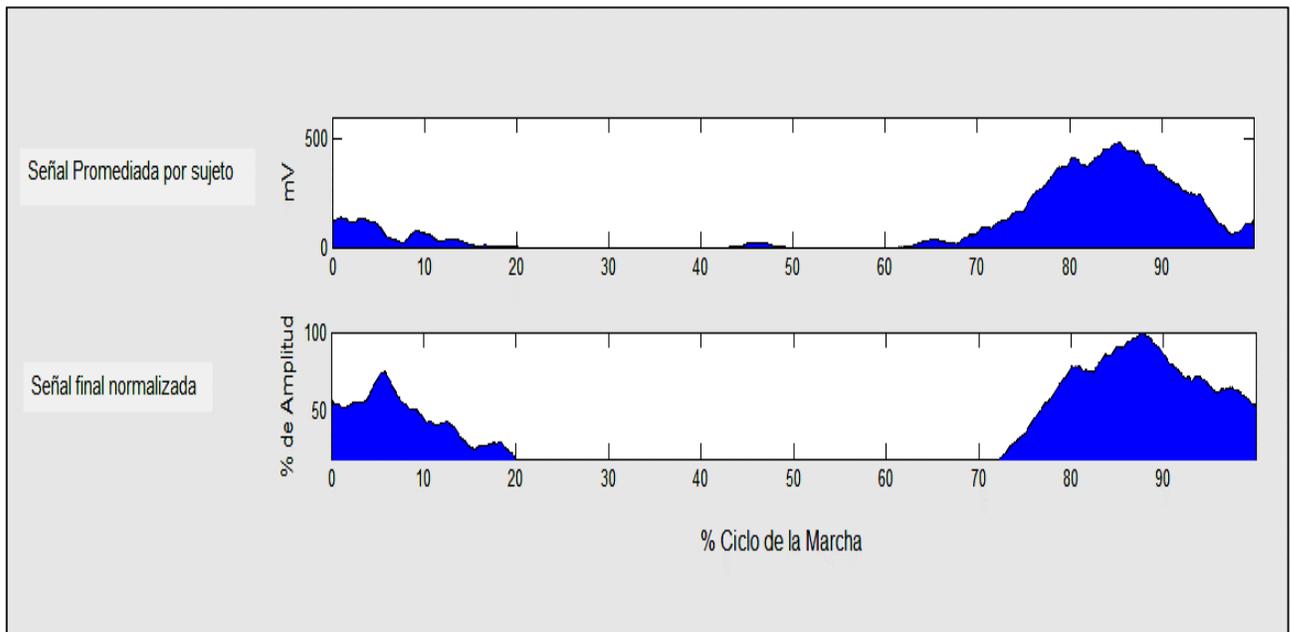


Figura 8: La imagen superior muestra el promedio por persona del bíceps femoral. La imagen inferior muestra el promedio final de todas las personas evaluadas.

## 4.- Resultados

### 4.1. Filtrado Mediante ICA

Uno de los primeros resultados que se extraen de este estudio, muestra la eficacia de ICA al aislar el ruido de la señal original. Para demostrarlo, se ha elegido un registro al azar, representado por la figura 9, observándose una reducción importante del ruido basal en comparación a la señal original.

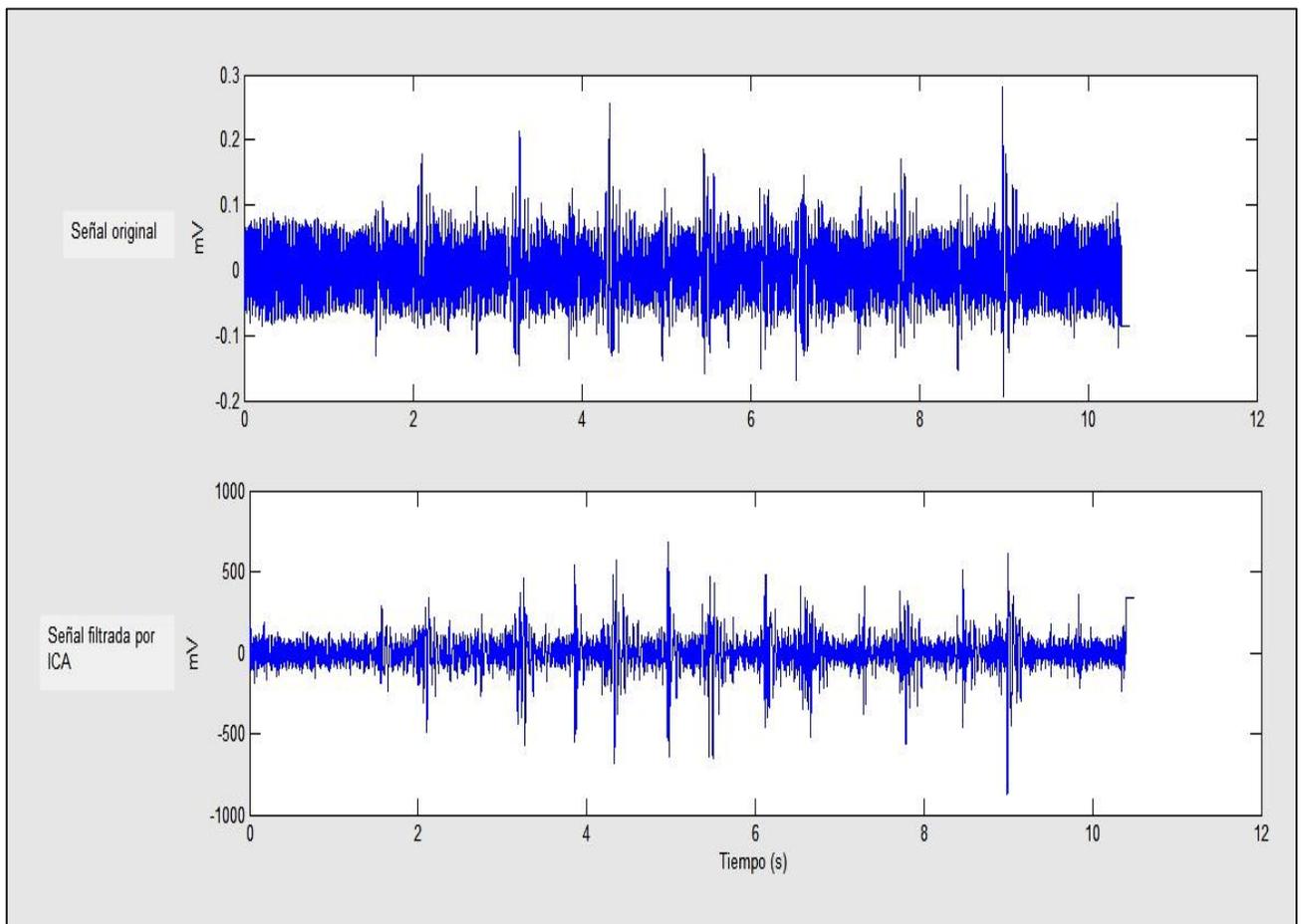


Figura 9: Señal del músculo vasto medial original y filtrada a través de ICA.

## 4.2.- Perfiles y Tiempos de Activación Muscular

Al obtener los datos, es necesario hacer el análisis de estos. Basándose en las descripciones de las fases de la marcha según la literatura, se puede describir el perfil temporal de activación muscular en cada una de ellas. Con respecto a esto, se aprecia que la actividad muscular del glúteo medio (GME) aparece en un comienzo desde la fase de CI hasta el AM (20,05 %) y una segunda activación desde la fase de OM (79,71 %) hasta el siguiente CI (100% del ciclo); el bíceps femoral presentó un patrón de activación que va desde el CI hasta el AM (19,97 %) y un segundo periodo de activación que va desde la OM (73,42%) hasta el fin del ciclo; el gastrocnemio presenta un periodo de activación que va desde OM (80,76%) hasta la fase PO (53,45 %); el sóleo presenta un periodo de activación que va desde CI hasta la fase PO (55,04%) y un segundo periodo de activación que va desde la OF (89,38%) hasta el fin del ciclo; el recto anterior presenta una activación que va desde el CI hasta la fase de OI (65,90 %), y un último periodo de activación que va desde OM (79,44%) hasta el fin del ciclo; el vasto medial presenta periodos de activación que van desde el CI hasta AM (16,95%), luego un segundo periodo de activación que va desde la fase AF (45,75%) hasta OI (66,33%), y un tercer periodo que va desde OF (88,55%) hasta el fin del ciclo de la marcha; Por último, el tibial anterior presenta una activación durante todo el ciclo de la marcha.

La figura 10 resume los tiempos de actividad muscular por músculo:

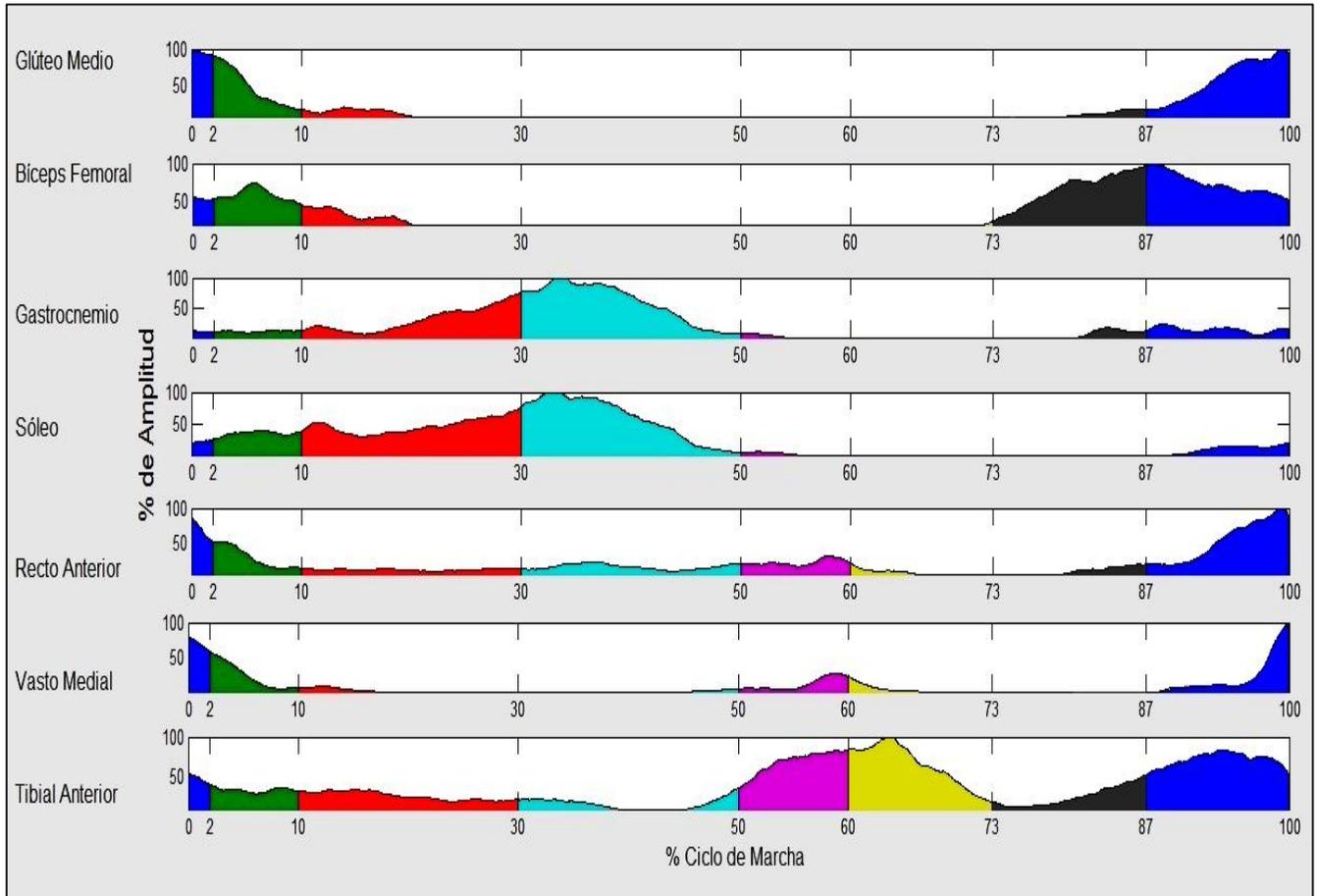


Figura 10: Perfiles de activación muscular con las respectivas fases de la marcha en distinto color. CI=0-2% (azul 1); RC= 2-10% (verde); AM=10-30% (rojo); AF=30-50% (celeste); PO=50-60% (violeta); OI=60-73% (amarillo); OM=73-87% (gris); OF=87-100% (azul 2).

## 5.- Discusión

En el presente trabajo se han aplicado técnicas de procesamiento que distan de lo utilizado en los estudios que existen en referencia a la actividad muscular durante la marcha de adultos mayores. En lo que respecta al procesamiento, para poder llevarlo a cabo es necesario cumplir con tres aspectos importantes: filtrado de la señal, timing de activación muscular, y aplicación de una envolvente lineal. Para el primero de estos, según la literatura tradicional, se utilizan filtros convencionales que eliminan bandas de frecuencia conocidas, en las cuales está descrita el ruido [62]. Sin embargo, dicha eliminación provoca una pérdida de la información de la señal que podría ser relevante para su interpretación, por esta razón se utilizó ICA para separar el ruido del resto de la señal, a través de algoritmos estadísticos [11]. Estos algoritmos identifican la señal de cada músculo de forma independiente y separan el ruido, lo cual es posible mediante el tipo de distribución que presenten; en donde el ruido posee una distribución “No Gaussiana”, mientras que el resto de la señal es “Gaussiana”, permitiendo de esta manera aislar el ruido, para su posterior eliminación de la señal [73, 74]. A pesar de esta característica, en esta investigación sólo se pudo determinar su eliminación mediante análisis visual, sin considerar la cuantificación de este. Para lograr esto es necesario realizar una relación señal/ruido, siempre y cuando, el ruido basal sea cuantificado, cálculo que no se llevó a cabo en este estudio, ya que no forma parte de este.

Cabe destacar que ICA se ha utilizado principalmente en investigaciones de ECG y EEG, siendo la EMG un campo que recién comienza a abordarse. En este sentido, los estudios que utilizan ICA sólo recurren a esta técnica para separar los componentes de la señal con otros fines distintos a la eliminación del ruido, además de ser utilizados en otros gestos motores [73].

El segundo aspecto a analizar en el procesamiento es el timing de activación muscular. Según la literatura se han descrito distintos métodos para poder determinar tanto el inicio como el término de la actividad, sin embargo la mayor parte de estos, utiliza la CVM para poder discriminar todo aquello que pertenece a la señal. Perry y Chang usan el método umbral simple, en donde toda señal que supere el 5% de la CVM en un test manual y tenga una duración de al menos 5% del ciclo de marcha, se considera como actividad, además se toma en cuenta sólo la señal mayor a 2 DS de la actividad promedio. En nuestro estudio

empleamos la  $RMS + 2 DS$ , para poder detectar el timing de activación muscular. El criterio utilizado en el inicio y término de la actividad dista de una buena precisión, ya que posee error tipo I debido a que el músculo identificado como en estado activo no es del todo exacto, porque probablemente no se identificó actividad por dos razones: el umbral fue demasiado bajo, o las espigas aisladas superaron el umbral. Los algoritmos necesarios para mejorar estos aspectos, presentan dos problemas: la CVM y la aplicabilidad en MatLab© 2012. La CVM necesaria para el umbral simple es un aspecto que no se puede desarrollar fácilmente sobre este grupo etario, ya que para lograr medirlo, es necesario pedir un esfuerzo que puede ser iatrogénico para los AM [24-28], por todos los aspectos fisiológicos que ello implica [60, 65]. En relación a la aplicabilidad en MatLab© 2012, los algoritmos más avanzados no pudieron ser utilizados por las limitaciones mismas del programa. En cuanto a la variabilidad de estos criterios, se torna imprescindible crear sólo uno, que permita una detección más fidedigna sin necesidad de limitaciones al momento de aplicarlo sobre otro grupo a estudiar.

El tercer aspecto tiene relación al uso de la envolvente lineal, esta técnica antiguamente involucraba el uso de rectificado de onda completa - filtro pasa bajo, que implica una pérdida de información, en cuanto a la frecuencia de corte empleada por el filtro. Además está acompañado de un delay generado en los tiempos de activación, producto del rectificado aplicado, donde las fases de actividad muscular se vuelven más suaves en amplitud y largos en duración [7 - 9]. Con el fin de superar estas dificultades se utiliza la transformada de Hilbert, un algoritmo que permite la obtención de la envolvente en desmedro de la pérdida de información que pudiese alterar el timing, ya que la transformada en cuestión conserva la amplitud de la señal original [77].

En lo que respecta a los perfiles de activación muscular, existe escasa literatura que describa los patrones de activación muscular por fase. En la mayoría se evalúan músculos que si bien participan de la activación muscular, no forman parte del total de la musculatura implicada en este gesto motor. Pese a esto, nuestros registros fueron comparados en base a dos estudios.

Al comparar los resultados obtenidos por Schmitz y cols. con los nuestros, contrastan por varias razones, tales como: objetivo de estudio, metodología utilizada tanto de la muestra como del procesamiento de la señal, y cantidad de personas evaluadas. Con respecto al

objetivo de estudio, Schmitz plantea evaluar los efectos de la edad y la velocidad en la activación muscular de las extremidades inferiores durante la marcha, mientras que nuestra investigación describe los patrones de activación muscular durante la marcha en el adulto mayor, descartando analizar las diferencias cinéticas de la marcha. Otro aspecto distinto tiene que ver con la metodología utilizada, ya que la selección de los participantes en el estudio de Schmitz y cols incluyó edades que superan los 70 años, distando de nuestro rango etario. Además, el procesamiento utilizado fue completamente distinto al nuestro debido a que Schmitz y cols utilizaron filtros Butterworth para eliminar el ruido, mientras que este estudio usó ICA. Con el fin de procesar la señal en el dominio del tiempo realizaron un filtro pasa banda y una rectificación de onda completa, a diferencia de este estudio que realizó una envolvente lineal a través de la transformada de Hilbert. Finalmente, el tamaño de la muestra fue superior en comparación a nuestro estudio [86].

El segundo estudio con el cual comparamos nuestros resultados fue el realizado por Paróczai y cols, quienes evaluaron una menor cantidad de músculos (bíceps femoral, aductor largo, vasto medial y vasto lateral), pese a ello existió una mayor similitud que en el estudio de Schmitz. Las principales diferencias de este estudio con el nuestro, están dadas por la metodología en los siguientes ámbitos: procesamiento de la señal, selección de participantes y tamaño de la muestra. A diferencia de nuestro estudio, ellos usaron una velocidad constante durante la marcha (en treadmill). En lo que respecta al vasto medial, el estudio de Paróczai y cols, obtuvo un trazo de activación similar al nuestro, sin embargo nuestro estudio presentó un segundo trazo entre la fase AF a la de OI, dado por dos razones: procesamiento de la señal y velocidad de la marcha. Por otra parte el bíceps femoral no presentó diferencias, en cuanto a las fases de la marcha. Finalmente Paróczai y cols. consideraron al aductor largo para la medición, con el fin de reconocer si efectivamente el patrón de marcha utilizado por los adultos mayores se diferencia del adulto joven por algún componente neuromuscular, encontrando una mayor participación en la actividad de los músculos de la cadera en comparación a los de rodilla, por lo que, probablemente en un futuro sería importante considerar este músculo [87].

En el siguiente cuadro (n°4) se resumen las diferencias entre estos dos estudios y el nuestro.

Músculos	Fases de actividad muscular (a)	Fases de actividad muscular [86] (b)	Fases de actividad muscular [87] (c)
Glúteo Medio (GME)	OM – AM	-----	-----
Biceps Femoral (BF)	OM – AM	OM – AF	OM – AM
Gastrocnemio (GAST)	OM – PO	RC – PO	-----
Soleo (SO)	OF – PO	RC – PO	-----
Recto anterior (RA)	OM – OI	AF – OM; OF – AM	-----
Vasto medial (VM)	OF – AM; AF – OI	PO – AF	OF – AM
Tibial anterior (TA)	CI – OF	OF – AF	-----
Vasto Lateral (VL)	-----	OF – AM	OF – AM
Aductor Largo (AL)	-----	-----	OI – AF

Cuadro 4: Timing de actividad de cada músculo en las fases del ciclo de la marcha de tres estudios. CI: contacto inicial; RC: respuesta a la carga; AI: apoyo inicial; AM: apoyo medio; AF: apoyo final; PO: previo a la oscilación; OI: oscilación inicial; OM: oscilación media; OF: oscilación final.

(a) Corresponde a nuestro estudio

(b) Estudio de Schmitz y cols.

(c) Estudio de Paróczai y cols.

En vista de que ambas investigaciones muestran las diferencias de la actividad muscular que existen entre los adultos mayores y adultos jóvenes, es pertinente comparar nuestros resultados con estudios que se hayan realizado en Chile con criterios similares sobre la población adulto joven, así podremos ver si efectivamente existen diferencias entre estos grupos etarios.

Existe una investigación [88] que realiza una descripción de la población adulto joven con el mismo procesamiento empleado por nuestro estudio. Las principales diferencias están dadas por los tiempos de activación del bíceps femoral y tibial anterior. Con respecto al bíceps femoral nuestro estudio arroja sólo un período de actividad, mientras que en el estudio del adulto joven presenta dos. Esta diferencia puede estar dada por la “marcha

cauta” descrita en la literatura [50, 51, 53], en donde existen pasos más cortos y un componente flexor de cadera, lo cual se condice con el gran timing de activación alcanzado por el recto anterior, músculo biarticular, que aporta tanto un componente extensor de rodilla como flexor de cadera; por lo tanto esta sería una estrategia motora realizada por el adulto mayor para mantener estabilidad durante la marcha. El segundo músculo que presenta una gran diferencia es el tibial anterior que se mantiene activo prácticamente todo el ciclo de la marcha en el AM, esta distinción se explica bajo el mismo concepto descrito anteriormente, ya que para lograr esta estabilidad emplea una dorsiflexión de tobillo [53].

Cabe mencionar que al comparar con el adulto joven, la actividad del gastrocnemio es continua desde la fase de OM a la PO, en contraste al timing de activación del sóleo quien presenta una actividad más tardía. Estos hallazgos pueden estar dados por el componente biarticular del gastrocnemio que se encargaría de acompañar la acción del bíceps femoral durante la OM por una parte. Mientras que por otra, su componente flexor de tobillo durante la fase de propulsión es menos prolongada en el adulto mayor, por lo que en conjunto con el sóleo actuarían desde la fase de OF [50, 51] (GAST: OM – PO; SO: OF - PO). Finalmente, nuestro trabajo analizó la acción del vasto medial, que presenta actividad en dos tramos; el primero de estos es entre la OF – AM y el segundo entre AF – OI. Ambos tramos aparecen en el instante en que existe un fuerte componente extensor, además de haber contacto con la superficie, por lo que su actividad podría estar asociada a la estabilización de la rótula durante esta acción. Así este músculo se hace partícipe de la marcha en el AM, aportando mayor estabilidad.

El cuadro 5 nos muestra la diferencia entre estos estudios:

Músculos	Fases de actividad muscular (a)	Fases de actividad muscular [88] (b)
Glúteo Medio (GME)	OM – AM	OM – AF
Biceps Femoral (BF)	OM – AM	OM – AM; AM – PO
Gastrocnemio (GAST)	OM – PO	OM – CI; AM – AF
Soleo (SO)	OF – PO	OM – PO
Recto anterior (RA)	OM – OI	-----
Vasto medial (VM)	OF – AM AF – OI	-----
Tibial anterior (TA)	CI – OF	AF – AM
Vasto Lateral (VL)	-----	OM – AM

Cuadro 5: Timing de actividad de cada músculo en las fases del ciclo de la marcha de tres estudios.

- (a) Corresponde a nuestro estudio.  
 (b) Estudio en adulto joven.

Cabe destacar que para lograr resultados más representativos, la cantidad de personas evaluadas debe ser superior. Además se puede acompañar de videofotogrametría para poder hacer un análisis más acabado, y saber si efectivamente estamos en presencia de una estrategia motora. También sería conveniente considerar la inclusión de mayor cantidad de músculos, de esta manera podríamos saber si hay mayor contribución de los músculos de la cadera en búsqueda de mayor estabilidad.

Para finalizar, hubiese sido interesante incluir el cálculo del área bajo la curva, con el fin de obtener el porcentaje de actividad de los músculos en las diferentes fases. Si calculamos esta variable, en un futuro se podrá comparar con los resultados obtenidos en población adulto joven, y con ello se distinguirán diferencias que predispongan a un patrón de marcha alterado.

## 6.- Conclusión

El presente estudio describe la marcha en adultos mayores sanos, entre 60 y 70 años en el dominio del tiempo mediante un análisis EMG, realizado en el CESFAM Santa Laura de la comuna “El Bosque”, permitiéndonos un acercamiento a la realidad de esta población en nuestro país. A partir de este análisis EMG se obtuvieron los tiempos de activación muscular, destacando los siguientes períodos de actividad: tibial anterior durante todo el ciclo de la marcha, y bíceps femoral con actividad entre la fase de OM y AM .

Por otra parte, este estudio registró una mayor cantidad de músculos facilitando de esta forma la obtención de un perfil de activación muscular más preciso. Con el fin de lograr dicho perfil la señal debió ser procesada, para esto se utilizó ICA. Algoritmo que nos permitió separar las fuentes de la señal, y con ello el ruido de esta.

En futuras investigaciones creemos que es necesario aumentar la cantidad de participantes para poder extrapolar los registros hacia una población más representativa. Además de incluir población con riesgo de caída, ya que de esta manera se podría determinar si efectivamente existen diferencias en los patrones de activación muscular entre ambos grupos. También se podrían comparar las variables cinemáticas y cinéticas, así nos permitiría conocer si los cambios encontrados en los patrones de activación muscular se condicen con estas.

## 7.- Bibliografía:

- [1] Informe Final, Diciembre; “Estudio de Recopilación; Sistematización y Descripción de Información Estadística Sobre Vejez y Envejecimiento”; Boreal Investigación – Consultoría Ltda; Ñuñoa Santiago de Chile, 2011; 5 – 115.
- [2] Cecilia A. B., Carola G. G., Lidia L.M.; “Salud, bienestar y envejecimiento en Santiago, Chile”; SABE 2000 Universidad de Chile, 2000; Publicación Científica y Técnica No. 609.
- [3] Alonso G.; “Envejecimiento poblacional y fragilidad en el adulto mayor”; Rev. Cubana Salud Pública, Ciudad de La Habana, 2007; v.33 n.1
- [4] Vipul A. L.; "Balance control and stability during gait - an evaluation of fall risk among elderly adults"; Department of Human Physiology, California, 2011.
- [5] Lord S, Lloyd D, Keung Li S.; “Sensori - Motor Function, Gait Patterns and Falls in Community - Dwelling Women”; Age and Ageing, 1996; 25: 292-299.
- [6] De Luca C.J.; “Electromyography. Encyclopedia of Medical Devices and Instrumentation”; John G. Webster, Ed. John Wiley 2006; 98-109.
- [7] Knutson L.; “A Guide for Use and Interpretation of Kinesiologic Electromyographic Data”; J. Physical Therapy, 2000; 80: 485-494.
- [8] Frigo C., Crenna P.; “Multichannel SEMG in Clinical Gait Analysis: A Review and State-of-the-Art”; J. Clin. Biomech, 2009; 24: 236-245.
- [9] Burden A.M., Trew M.; “Normalisation of Gait EMGs: a Re – Examination”; J. Electromyography and Kinesiology, 2003; 13: 519 - 532.
- [10] Perry J., Judith B.; “Gait Analysis: Normal and Pathological Function”; Edit. Slack Incorporated, 2ª Edition, 1992.
- [11] Sanxiu W., Shengtao J.; “Removal of power line interference of ECG signal based on independent component analysis”; First International Workshop on Education Technology and Computer Science, 2009.
- [12] Paul W. H.; “Pain and control motor: From the laboratory to rehabilitation”; J. of Electromyography and Kinesiology, Australia, 2011; 21: 220 – 228.
- [13] Paola S. Timiras; “Physiological Basis of Aging and Geriatrics”; Fourth Edition; University of California Berkeley, California, USA, 2007; 4 - 7, 277 – 297.

- [14] José Luis F.N., Miriam R.Y., Clara P.B. y Javier R.C.; “Informe sobre envejecimiento”; Madrid; Fundación General CSIC, 2010; 3.2: 17 - 19.
- [15] Denham Harman November; “The aging process”; Medical Science, Nebraska, 1981; Vol. 78, No. 11, pp. 7124-7128.
- [16] Paula F.V., Cristián M.T.; “Las personas mayores en Chile”; SENAMA, Imprenta Maval, Santiago de Chile, 2009; 9 – 48
- [17] Mariana S.Ch.; “Enfoque estadístico: Adulto Mayor en Chile”; INE Chile, Subdepartamento de Estadísticas Demográficas, Oficina de Comunicaciones, Santiago de Chile, 2007.
- [18] Instituto Nacional de Estadísticas, Proyecciones y Estimaciones de Población Total País, 2004. Consultado el día 10 de diciembre a las 10:41 en <http://www.who.int/countries/chl/es/>.
- [19] Francisco G.M., Cristián M.T., Felipe L.C.; “Estudio Nacional de la Dependencia en las Personas Mayores”; Santiago de Chile, 2009; 8– 14.
- [20] Dirk J.F., Sandra H., Daniela G., Alejandro V.L.; “El envejecimiento y las personas de edad”; ASDI, Naciones Unidas, CEPAL, CELADE, SISE, 2008; Capítulo V.
- [21] Francisco L.O., Eduardo C.A.; “CENSO 2012: Características Demográficas, Sociales, Culturales y Económicas de la Población”; Instituto Nacional de Estadísticas, Chile, 2012; 36 – 333.
- [22] Arunraj N., Stephen H.D.; “The physiology of ageing”; Medicine in Older Adults, London, UK, 2013.
- [23] Michael A Horan; “Physiology of Ageing”; Anaesthesia and Intensive Care Medicina, Manchester, 2003.
- [24] Cruz – Jentoft A. J., Baeyens J. P., Bauer J.M.; “Sarcopenia: European consensus on definition and diagnosis”; Report of the European Working Group on Sarcopenia in Older People; 2010; 39: 412 – 423.
- [25] Tanimoto Y, Watanabe M., Sun W.; “Sarcopenia and falls in community – dwelling elderly subjects in Japan: Defining sarcopenia according to criteria of the European Working Group on Sarcopenia in Older people”; Archives of Gerontology and Geriatrics; Osaka Japon, 2014.

- [26] Janssen I, Heymsfield SB, Ross R; “Low relative skeletal muscle mass in older persons is associated with functional impairment and physical disability”; *J Am Geriatr Soc*, 2002; Vol 50: 889–896.
- [27] Brown WF; “A method for estimating the number of motor units in thenar muscles and the changes in motor unit count with ageing”; *J Neurol Neurosurg Psychiatry*, 1972; Vol 35: 845 – 852.
- [28] Janssen I, Heymsfield SB, Wang ZM et al; “Skeletal muscle mass and distribution in 468 men and women aged 18 – 88 years”; *J. Appl Physiol*, 2000; Vol 89: 81 – 88.
- [29] Lexell J, Henriksson-Larsen K, Winblad B et al; “Distribution of different fiber types in human skeletal muscles: effects of aging studied in whole muscle cross sections”; *Muscle Nerve*, 1983; Vol 6: 588–595.
- [30] Klitgaard H, Zhou M, Schiaffino S et al; “Ageing alters the myosin heavy chain composition of single fibres from human skeletal muscle”; *Acta Physiol Scand*, 1990; Vol 140: 55–62.
- [31] Perry J., Judith B.; “Gait Analysis: Normal and Pathological Function”; Edit. Slack Incorporated, 2<sup>a</sup> Edition, 1992.
- [32] Daza Lesmes J.; “Evaluación Clínico-Funcional del Movimiento Corporal Humano”; Edit. Médica Panamericana, 2007; 259-303.
- [33] Neumann, Donald A.; “Fundamentos de Rehabilitación Física”; *Cinesiología del sistema musculoesquelético*; Editorial Paidotribo, 2007; 532.
- [34] Duysens J., Van de Crommert H.W.; “Neural control of locomotion; Part 1: The central pattern generator from cats to humans”; *Gait and Posture* 7, 1998; (2): 131–141.
- [35] Grillner S.; “The motor infrastructure: from ion channels to neuronal networks”; *Nat Rev Neuroscience*, 2003; 4:573-86.
- [36] Ivanenko Y.P., Poppele R.E., Lacquaniti F.; “Motor Control Programs and Walking”; *J. The Neuroscientist*, 2006; 12: 339-348.
- [37] Dietz V., Harkema S.; “Locomotor activity in spinal-cord injured persons”; *J. Applied Physiology*, 2004; 96:1954-1960.
- [38] Enoka R.M.; “Neuromechanical Basis of Kinesiology”; Champaign, IL: Human Kinetics, 1988.

- [39] Molinari M.; “Plasticity Properties of CPG Circuits in Humans: Impact on Gait Recovery”; *J. Brain Research*, 2009; 78:22-25.
- [40] MacKay-Lyons M.; “Central Pattern Generation of Locomotion A Review of the Evidence”; *J. Physical Therapy*, 2002; 82:69-83.
- [41] Orlovsky GN.; “Cerebellum and locomotion”; In: Shimamura M, Grillner S, Edgerton VR, eds. *Neurobiological Basis of Human Locomotion*, Tokyo, Japan; Japan Scientific Societies Press, 1991; 187–199.
- [42] Sanchez J.L., Prat Pastor J.M.; “Biomecánica de la Marcha Humana Normal y Patológica”; Edit. Instituto de Biomecánica de Valencia, 2ª Edición, 2005.
- [43] Whittle M.W.; “An introduction to Gait Analysis”; Edit. Butterworth-Heinemann, 4ª Edition, 2007.
- [44] Vaughan C.L., Davis B.L., O'Connor J.C.; “Dynamics of Human Gait”; Kiboho Publishers 2ª Edition, 1999.
- [45] Villa A., Gutierrez E.; “Consideraciones para el Análisis de la Marcha Humana”; *Técnicas de Videogrametría, Electromiografía y Dinamometría, Ingeniería Biomédica*, 2008; 2:16-26.
- [46] Hollman J., McDade E., Petersen R.; “Normative spatiotemporal gait parameters in older adults”; *Gait & Posture*, 2011; 34: 111–118.
- [47] Prince F., Corriveau H., Hébert R., Winter D.; “Gait in Enderly”; *Gait and Posture*, 1997; 5: 128-135.
- [48] Viswanathan A., Sudarsky L.; “Chapter 45: Balance and gait problems in the elderly”; *Handbook of Clinical Neurology*, Vol. 103 (3rd series). S.H. Subramony and A. Durr, Editors, 2012.
- [49] Verlinden V., Van der Geest J., Hoogendam Y., Hofman A., Breteler M., Ikram M.; “Gait patterns in a community-dwelling population aged 50 years and older”; *Gait & Posture*, 2013; 37: 500–505.
- [50] Muir B., Rietdyk S., Haddad J.; “Gait initiation: The first four steps in adults aged 20–25 years, 65–79 years, and 80–91 years”; *Gait & Posture*, 2013.
- [51] Ko S., Tolea M., Hausdorff J., Ferrucci L.; “Sex-specific differences in gait patterns of healthy older adults: Results from the Baltimore Longitudinal Study of Aging”; *Journal of Biomechanics*, 2011; 44: 1974–1979.

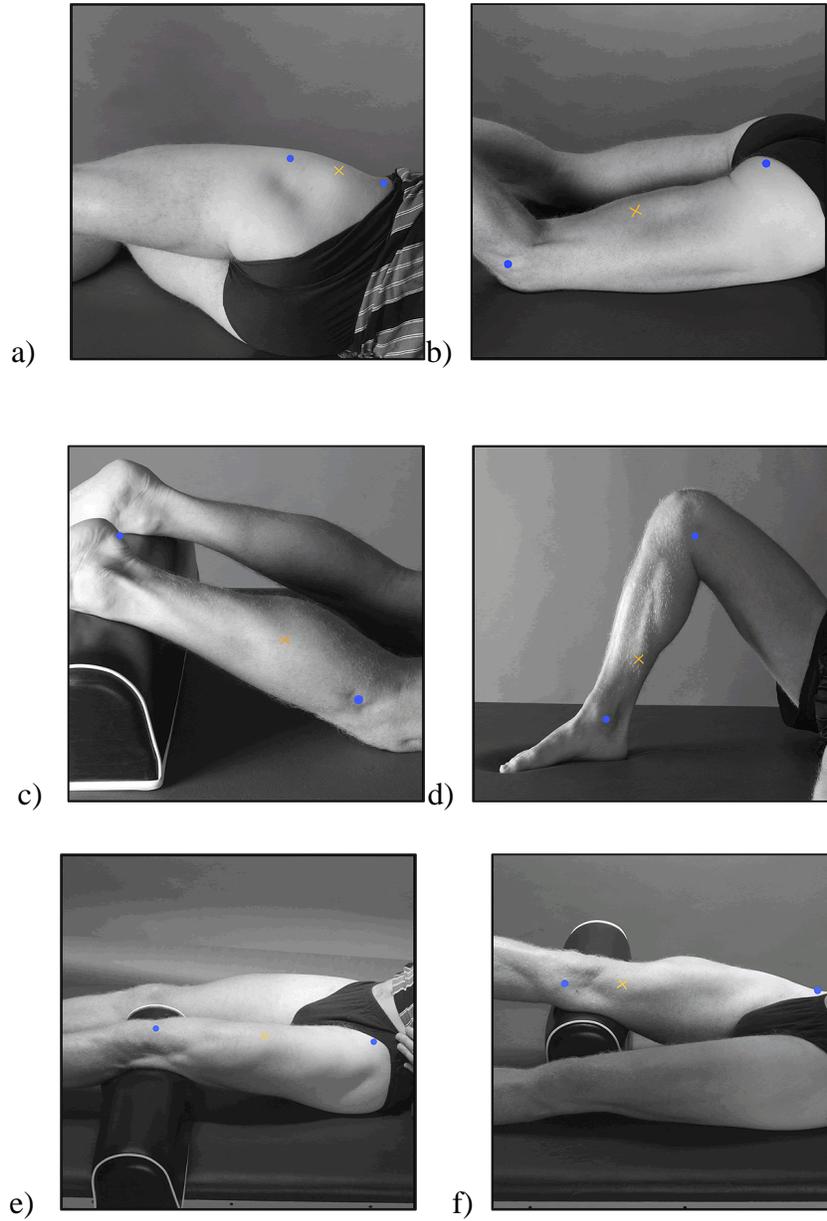
- [52] Owings T., Grabiner M.; “Variability of step kinematics in young and older adults”; *Gait and Posture*, 2004; 20: 26–29.
- [53] Kerrigan C, Lee L W, Collins J J, Riley P O.; “Reduced hip extension during walking: healthy elderly and fallers versus young adults”; *Arch Phys Med Rehabil*, 2001; 82: 26 - 30.
- [54] Worsley P., Stokes M., Taylor M.; “Predicted knee kinematics and kinetics during functional activities using motion capture and musculoskeletal modelling in healthy older people”; *Gait & Posture*, 2011; 33: 268–273.
- [55] Arnold J., Mackintosh S., Jones S., Thewlis D.; “Differences in foot kinematics between young and older adults during walking”; *Gait & Posture*, 2014; 39: 689–694.
- [56] Kerrigan DC, Todd MK, Della Croce U, Lipsitz LA, Collins JJ.; “Biomechanical gait alterations independent of speed in the healthy elderly: evidence for specific limiting impairments”; *Arch Phys Med Rehabil*, 1998; 79:317-322.
- [57] Whittle M.W.; “Clinical Gait Analysis: A Review”; *J. Human Movement Science*, 1997; 15:369-387.
- [58] Taktak A., Ganney P., Long D., White P.; “Clinical Engineering: A Handbook for Clinical and Biomedical Engineers”; Academic Press, First Edition, 2014.
- [59] Villarroya M. A.; “Técnicas Instrumentales de Diagnóstico y Evaluación en Rehabilitación: Electromiografía cinesiológica”; Departamento de Fisiatría. Universidad de Zaragoza, Rehabilitación, 2005.
- [60] Purves D., Augustine G.; “Neurociencias”; Edit. Médica Panamericana, 3ª Edición, 2001; Unidad I: Señalización Neural, 33 – 179.
- [61] De Luca C.J.; “The Use of Surface Electromyography in Biomechanics”; *J. Appl Biomech*, 1997; 13:135-163.
- [62] De Luca C.J.; “Fundamental Concepts in EMG Signal Acquisition”; Technical Report, Delsys Inc., 2001.
- [63] De Luca C.J., Gilmore D.L., Kuznetsov M.; “Filtering the surface EMG signal: Movement artifact and baseline noise contamination”; *J. of Biomechanics*. 2010; 43(8): 1573-1579.
- [64] Reaz M., Hussain M., Mohd-Yasin F.; “Techniques of EMG Signal Analysis: Detection, Processing, Classification and Applications”; *J. Biol. Proced*, 2006; 8: 11-35.

- [65] Merletti R., Parker P.; “Electromyography, Physiology, Engineering and Noninvasive Applications”; Edit. John Wiley & Sons, Inc, 2004.
- [66] Moore J., Zouridakis J.; “Biomedical technology and devices Handbook”; CRC Press, LLC, 2004.
- [67] Villarroya Aparicio M.A.; “Electromiografía cinesiologica”; Revista de la Sociedad Española de Rehabilitación y Medicina Física, Madrid 2005; Vol. 39. Núm. 06.
- [68] Hudgins B., Parker P., Scott RN; “New Strategy for Multifunction Myoelectric Control”; IEEE Trans Biomed Eng., 1993; Vol. 40, pp. 82-94.
- [69] Farina D., Merletti R., Indino B.; “Surface EMG Crosstalk Evaluated from Experimental Recordings and Simulated Signals. Reflections on Crosstalk Interpretation, Quantification and Reduction”; J. Methods Inf. Med., 2004; 43: 5-30.
- [70] Gila L., Malanda A., Rodríguez I.; “Métodos de procesamiento y análisis de señales electromiográficas”; Edit. Sanit. Navar, 2009; 32: 27-43.
- [71] Shlens J.; “A Tutorial on Principal Component Analysis”; Derivation, Discussion and Singular Value Decomposition, 2003; Revisado el 1 de septiembre 2014, [http://www.cs.princeton.edu/picasso/mats/PCA-Tutorial-Intuition\\_jp.pdf](http://www.cs.princeton.edu/picasso/mats/PCA-Tutorial-Intuition_jp.pdf).
- [72] Hideo N., Masaki Y., Manabu K., Kenzo A, Toshio M.; “The application of independent component analysis to the multichannel surface electromyographic signals for separation of motor unit action potential trains”; Journal of Electromyography and Kinesiology, 2004; 14: 423 – 432.
- [73] Naik G., Kumar D., Singh V.; “Hand Gestures for HCI Using ICA of EMG”; J. Use of vision in HCI, 2006; 67-7.
- [74] Hyvärinen A., Oja H., “Independent Component Analysis: a tutorial”, Revisado el 2 de Septiembre del 2014 en: [http://cis.legacy.ics.tkk.fi/aapo/papers/IJCNN99\\_tutorialweb/](http://cis.legacy.ics.tkk.fi/aapo/papers/IJCNN99_tutorialweb/).
- [75] Ahmad T, Ghanbari M.; “A review of Independent Component Analysis (ICA) Based on Kurtosis Contrast Function”; Australian Journal of Basic and Applied Sciences, 2011; Vol 5: 1747 – 1755.
- [76] Hérault J., Jutten C., Ans B.; “Detection de Grandeurs Primitives Dans un Message Composite par une Architecture de Calcul Neuromimetique en Apprentissage non Supervisé”; Proceedings of the 10th. GRETSI Conference, Juan-les-Pins, 1985.

- [77] Marple, S.L.; "Computing the Discrete-Time Analytic Signal Via FFT"; J. IEEE, 1999; 47:2600-2603.
- [78] Mariño J., Vallverdu F., Rodriguez J.; "Tratamiento Digital de la Señal: una Introducción Experimental"; Edit. UPC, 2003.
- [79] Roy S., Wolf S., Scalzitti D.; "The Rehabilitation Specialist's Handbook"; 4th Ed. Philadelphia: FA Davis Company, 2013.
- [80] Stylianou A.P., Luchies C.W., Insana M.F.; "EMG Onset Detection Using the Maximum Likelihood Method"; Summer Bioengineering Conference, Key Biscayne, Florida, 2003.
- [81] Hodges P., Bui B.; "A Comparison of Computer-Based Methods for the Determination of Onset of Muscle Contraction Using Electromyography"; J. Electroencephalography and clinical Neurophysiology, 1996; 101: 511-519.
- [82] Giuseppe V., Silvia C., Tommaso D.; "Automatic Detection of Surface EMG Activation Timing Using a Wavelet Transform Based Method"; J. Electromyography and Kinesiology, 2010; 20: 767-772.
- [83] Merletti R.; "Standards for Reporting EMG Data"; International Society of Electrophysiology and Kinesiology (ISEK), 1999.
- [84] Roetenberg D., Buurke J.H.; "Electromyography Analysis for Variable Gait"; J. Gait and Posture, 2003; 18:109-117.
- [85] Yi – Ju Tsai, Sang – I Lin; "Older adults adopted more cautious gait patterns when walking in socks than barefoot"; Gait and Posture, 2013; 37: 88-92.
- [86] Schmitz A., Silder A., Heilderscheit B.; "Differences in lower-extremity muscular activation during walking between healthy older and Young adults"; J. Electromyography and Kinesiology; 19: 1085 – 1091.
- [87] Paróczai R., Bejek Z., Illyés A.; "Gait Parameters of Healthy, Elderly People"; Físical Education and Sports, 2009; 4: 49-58.
- [88] Arias L., Caro J., Vicente D.; "Procesamiento y Análisis de Señales Electromiográficas de la Marcha Humana en Sujetos Sanos"; Tesis Licenciatura en Kinesiología; Santiago, Chile; Universidad Metropolitana de Ciencias de la Educación, Facultad de Artes y Educación Física, 2011; 99p.

# 8.- Anexos

## Anexo 1: Músculos a evaluar



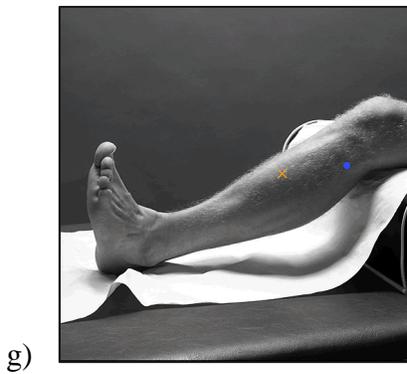


Figura 18: Músculos a evaluar. a) Glúteo Medio b) Biceps Femoral c) Gastrocnemio Lateral  
d) Soleo e) Recto Anterior f) Vasto Medial g) Tibial Anterior. Extraído de  
<http://www.seniam.org>

## Anexo 2: Autorización de institución para realizar estudio.


**UNIVERSIDAD METROPOLITANA DE CIENCIAS DE LA EDUCACIÓN**  
 VICERRECTORÍA ACADÉMICA  
 DIRECCIÓN DE INVESTIGACIÓN

Fecha, 23 de Junio de 2014

**AUTORIZACIÓN DE INSTITUCIONES  
PARA REALIZACIÓN DE INVESTIGACIÓN CON PERSONAS**

Yo, **Pamela Burgos**, Directora del Cesfam Santa Laura, otorgo las facilidades correspondientes para desarrollar el presente estudio, a los investigadores de la Universidad Metropolitana de Ciencias de la Educación, **Claudio Tapia Malebrán** Investigador Principal, y Coinvestigadores **Leonidas Arias Poblete**, **Mauricio Calfucura Mix**, **Bladimir Fuentes Escarate** y **Guillermo Urqueta Rojas**, a realizar el estudio "Procesamiento y análisis de señales electromiográficas de la marcha humana en sujetos adultos mayores sanos, entre 60 a 70 años: Estudio piloto y análisis descriptivo", en la institución que represento.

Expreso estar en conocimiento que el objetivo del estudio es **Describir el reclutamiento motor durante la marcha humana en Adultos Mayores (AM) sanos entre 60 y 70 años a través de la electromiografía**, y que para ello se requerirá aplicar Electromiografía de superficie (EMGs), que consiste en la aplicación de sensores adhesivos sobre la superficie de la piel, los cuales envían la señal eléctrica muscular a un electromiografo para ser analizado y procesado en un computador. Las personas involucradas en el estudio serán pertenecientes a la población Adulto Mayor de entre 60 y 70 años sin riesgo de caídas según Test de Estación Unipodal y Test Up and Go del último EMPAM realizado, y que **asisten y se atienden** en nuestra institución.

He sido informada de que los datos recogidos serán analizados en el marco de la presente investigación y que su presentación y divulgación científica será efectuada de manera que los usuarios no puedan ser individualizados. También he sido informado que los datos serán recogidos entre los meses de Mayo y Julio de 2014, y que una vez finalizado el estudio se me hará llegar una copia de los resultados.

Estoy en conocimiento de que esta investigación cuenta con la aprobación del Comité de Ética Científica de la UMCE, y que en caso de cualquier duda o consulta los puedo contactar en el teléfono 22412441 o al email [comite.etica@umce.cl](mailto:comite.etica@umce.cl)

Sin perjuicio de lo anterior, manifiesto que la institución que represento cautelará que toda la información recogida en el marco de esta investigación se utilice de acuerdo a lo señalado en la Ley 20.120 sobre Investigación Científica en el Ser Humano, Ley 20.584 sobre los Derechos de los Pacientes en Salud y en la Ley 19.628 sobre la Protección de la Vida Privada.

Declaro que he recibido un duplicado de este documento.

Firma: \_\_\_\_\_

Nombre: Pamela Burgos Rodríguez

Timbre de la Institución: \_\_\_\_\_



Campus Macul | Av. José Pedro Alessandri 774, Ñuñoa, Santiago  
 Teléfono: (56-2) 2412441 | Fax: (56-2) 2412699 | Correo electrónico: [direccion.investigacion@umce.cl](mailto:direccion.investigacion@umce.cl)

Anexo 3: Consentimiento Informado

### **CONSENTIMIENTO INFORMADO**

#### **(Aplicación de Electromiografía de Superficie a Adultos Mayores entre 60 y 70 años)**

Usted ha sido invitado(a) a participar en el estudio **“Procesamiento y análisis de señales electromiográficas de la marcha humana en sujetos adultos mayores sanos, entre 60 a 70 años: Estudio piloto y análisis descriptivo.”**, a cargo de los estudiantes tesistas **Mauricio Calfucura Mix, Bladimir Fuentes Escarate y Guillermo Urqueta Rojas**, alumnos de Kinesiología de la UMCE y del profesor guía, **Sr. Claudio Tapia Malebrán**, quien es Kinesiólogo y académico de la Universidad Metropolitana de Ciencias de la Educación.

El objetivo principal de este estudio es **describir la marcha humana en Adultos Mayores sanos entre 60 y 70 años a través de la Electromiografía de Superficie**, consistente en la aplicación, en ambas piernas, de un total de 16 electrodos en su piel, correspondientes a los músculos que se desean registrar. Es importante destacar que la Electromiografía de Superficie no provoca dolor ni provoca daños secundarios a futuro.

Si acepta participar en este estudio, **se le aplicará Electromiografía de Superficie**, procedimiento que tiene por **objetivo registrar la actividad eléctrica de los músculos de extremidad inferior implicados en la marcha, por una única vez durante 1 hora** en la **Sala de Rehabilitación del CESFAM Santa Laura**, ubicado en la calle **Indio Gerónimo n°10.460 en la comuna de El Bosque**. Esta actividad se efectuará de manera **personal** y el tiempo estipulado ella es **60 minutos** aproximadamente. Su participación es totalmente voluntaria y podrá abandonar la investigación sin necesidad de dar ningún tipo de explicación o excusas y sin que ello signifique algún perjuicio o consecuencia para usted.

La identidad de los participantes, así como la totalidad de la información obtenida será de carácter confidencial, ya que solo los autores tendrán acceso a ella, para lo cual los informantes serán identificados con código. Los datos recogidos serán analizados en el marco de la presente investigación y todas las veces que se presenten será efectuado de manera que los usuarios no puedan ser individualizados.

Su participación en este estudio no le reportará beneficios personales, no obstante, los resultados del trabajo constituirán un aporte al conocimiento en torno **al estudio del Adulto Mayor y su desempeño en la marcha**.

Si tiene consultas respecto de esta investigación, puede contactarse con el investigador responsable, profesor **Claudio Tapia Malebrán** al teléfono **84099523** o a su mail institucional **ctmalebran@gmail.com**.

Si desea efectuar consultas respecto de sus derechos como participante puede contactar al Comité de Ética de la Universidad Metropolitana de Ciencias de la Educación a través de la Dirección de Investigación de la UMCE al teléfono **222412441**, o al correo electrónico **comite.etica@umce.cl**.

Por medio del presente documento declaro haber sido informado de lo antes indicado, y estar en conocimiento del objetivo del estudio anteriormente mencionado.

Manifiesto mi interés de participar en este estudio y he recibido un duplicado firmado de este documento que reitera este hecho.



UNIVERSIDAD METROPOLITANA  
DE CIENCIAS DE LA EDUCACIÓN

VICERRECTORÍA ACADÉMICA  
DIRECCIÓN DE INVESTIGACIÓN

**ACTA DE PROTOCOLO DEL COMITÉ DE ÉTICA UMCE**

1. MIEMBROS DEL COMITÉ:
  1. Dra. Elba Acevedo Jones. Profesora Titular. Depto. Biología. UMCE
  2. Profesora Mg. Dina Escobar Guic. Profesora Asociada. Depto. de Historia y Geografía. UMCE
  3. Dr. Vicente Castro. Profesor Asociado. Depto. Química. UMCE
  4. Dr. Marcelo González Orb. Profesor Titular. Depto. Educación Física, Deportes y Recreación. UMCE.
  5. Dra. Verónica Vargas Sanhueza. Profesora Titular. Dpto. Kinesiología. UMCE
  6. Dra. Liliana Belmar Bizama. Profesora Titular. Dpto. Castellano. UMCE
  7. Dra. Nofa Ibáñez Salgado. Profesora Titular. Dpto. Educación Diferencial. UMCE
  8. Dra. Graciela Muñoz Zamora. Profesora Asociada. Dpto. Educación Parvularia. UMCE
2. TÍTULO DEL PROTOCOLO: Tesis de pregrado  
Procesamiento y análisis de señales electromiográficas de la marcha humana en sujetos adultos mayores sanos, entre 60 a 70 años: Estudio piloto y análisis descriptivo.
3. CARRERA: Kinesiología
4. FECHA DE REVISIÓN: 06-11-14, 13-11-14
5. ESTUDIANTES: Bladimir Emilio Fuentes Escárte, Mauricio Jorge Andrés Calfucura Mix y Guillermo Urqueta Rojas
6. PROFESOR GUÍA: Claudio Tapia Malebrán
7. FECHA DE INICIO Y TERMINO DE LA INVESTIGACIÓN: primer semestre 2015
8. DOCUMENTOS QUE SE REVISARON: Un consentimiento informado para la aplicación de la electromiografía de superficie, una carta de autorización de la institución y el proyecto de Tesis.
9. ASPECTOS GENERALES DEL PROYECTO: Describir el reclutamiento motor durante la marcha humana en Adultos Mayores (AM) sanos entre 60 y 70 años en el dominio del tiempo a través de un procesamiento y análisis electromiográfico.
10. PROPIEDAD EN LA REDACCIÓN DE LOS CONSENTIMIENTOS INFORMADOS (cumplimiento de la normativa nacional vigente): La investigación presenta un consentimiento informado para la aplicación de la electromiografía de superficie y la garantía de confidencialidad de los resultados a los participantes. Este documento es explícito en señalar los objetivos de la investigación, sus alcances y las formas cómo se resguardarán los derechos de los participantes, explicando además, claramente, en qué consiste la técnica aplicada y qué implica para los colaboradores, así como también cautela la confidencialidad de los datos recogidos. Presenta, además, una carta de autorización para la institución CESFAM Santa Laura en la que se realizará este estudio, en la que se explica la investigación que se efectuará y cómo se resguardarán los derechos de los involucrados. Por tanto este Comité considera que la investigación cautela la protección de los participantes, la que está debidamente asegurada, y que el proyecto cumple con los requerimientos y los protocolos éticos para la investigación con humanos establecidos en la Ley 20.120 sobre Investigación Científica en el Ser Humano, Ley 20.584 sobre los Derechos de los Pacientes en Salud y en la Ley 19.628 sobre la Protección de la Vida Privada.

Campus Macul | Av. José Pedro Alessandri 774, Ñuñoa, Santiago  
Teléfono: (56-2) 2412441 | Fax: (56-2) 2412699 | Correo electrónico: [direccion\\_investigacion@umce.cl](mailto:direccion_investigacion@umce.cl)

UNIVERSIDAD METROPOLITANA DE  
CIENCIAS DE LA EDUCACIÓN  
COMITÉ DE ÉTICA



UNIVERSIDAD METROPOLITANA  
DE CIENCIAS DE LA EDUCACIÓN

VICERRECTORÍA ACADÉMICA  
DIRECCIÓN DE INVESTIGACIÓN

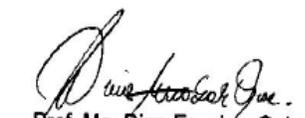
11. RESULTADO: APROBADO 13-11-14

FIRMA INTEGRANTES COMITÉ DE ÉTICA UMCE

  
Dra. Elba Acevedo Jones  
Fac. de Ciencias Básicas

  
Dr. Vicente Castro  
Fac. de Ciencias Básicas

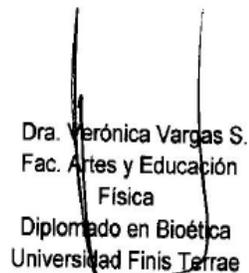
  
Dra. Nolfia Ibañez Salgado  
Fac. Filosofía y Educación

  
Prof. Mg. Dina Escobar Guic  
Fac. Historia Geografía y  
Letras

  
Dr. Marcelo González Orb  
Fac. de Artes y Educación  
Física

  
Dra. Liliana Belmar Bizama  
Fac. Historia Geografía y Letras

  
Dra. Graciela Muñoz Zamora.  
Fac. Filosofía y Educación

  
Dra. Verónica Vargas S.  
Fac. Artes y Educación  
Física  
Diplomado en Bioética  
Universidad Finis Terrae

UNIVERSIDAD METROPOLITANA DE  
CIENCIAS DE LA EDUCACIÓN  
COMITÉ DE ÉTICA

## Anexo 4: Datos del participante

Datos del participante

Necesitamos que usted como participante de este estudio, complete el siguiente formulario con sus datos personales para tener un registro de la población que va a ser estudiada. Destacamos que esta información es de carácter privada y será solamente utilizada para fines del estudio que realizamos.

NOMBRE:

\_\_\_\_\_

RUT: \_\_\_\_\_ GÉNERO: Masculino\_\_ ; Femenino\_\_  
EDAD: \_\_\_\_\_ ESTATURA: \_\_\_\_\_ mts. PESO: \_\_\_\_\_ kgs.

¿Ha sufrido usted un episodio de caída en su hogar y/o exteriores, mientras caminaba en los últimos 6 meses?

Sí \_\_\_\_\_ No \_\_\_\_\_

\_\_\_\_\_  
FIRMA

## Anexo 5: Detalle de los procedimientos

1. Instalación de equipos y materiales para la medición.
2. Preparación de electrodos.
3. Recibimiento de participante y entrega de documento “datos del participante”, además de indicaciones para su preparación.
4. Encendido de equipos (excepto electromiógrafo) y encargado de aspectos computacionales.
5. Entregar rasuradora al evaluador.
6. Rasurado de la piel en la cual se colocaran los electrodos (en las 14 zonas).
7. Entregar Alcohol al evaluador.
8. Limpieza de la zona, con alcohol.
9. Entregar Electroodos al evaluador.
10. Colocar electrodos.
11. Conectar electrodos a módulos.
12. Entregar sostén al evaluador.
13. En posición bípeda colocar sostén, al cual se fijaran los módulos.
14. Entregar sensores de presión al evaluador.
15. Colocar sensores de presión.
16. Conectar cable de entrada a módulos y cable para sensores de presión.
17. Chequeo de conexiones.
18. Indicaciones finales al participante para registro, además de guiarlo al lugar de la prueba.
19. Encender electromiógrafo, tarjeta y sincronizador para registro.
20. Guiar cable de entrada a módulos y cable para sensor de presión a lo largo de la superficie de prueba (10 m).
21. REGISTRO.
22. Solucionar inconvenientes relacionados a electrodos y sensores de presión.
23. Indicaciones y posicionar a participante para nuevo registro (3 veces).
24. TÉRMINO DE REGISTRO.
25. Desconectar cable de entrada a módulos y cable para sensores de presión.
26. Retirar electrodos y desconectarlos de los módulos.

27. Ordenar electrodos y marcadores retirados.
28. Preparación de los electrodos (sacar la cinta doble faz y pegar las nuevas cintas).
29. COMIENZO DE UN NUEVO CICLO A PARTIR DEL PASO N°2.