



UNIVERSIDAD NACIONAL AUTÓNOMA DE MÉXICO

FACULTAD DE INGENIERÍA

**PROTOTIPO PARA EVALUAR SARCOPENIA EN
MIEMBRO INFERIOR**

TESIS

Que para obtener el título de
Ingeniero Mecatrónico

P R E S E N T A

Angelo Sandoval Villegas

DIRECTOR DE TESIS

Dr. Álvaro Ayala Ruiz



Ciudad Universitaria, Cd. Mx., 2016



Universidad Nacional
Autónoma de México



UNAM – Dirección General de Bibliotecas
Tesis Digitales
Restricciones de uso

DERECHOS RESERVADOS ©
PROHIBIDA SU REPRODUCCIÓN TOTAL O PARCIAL

Todo el material contenido en esta tesis esta protegido por la Ley Federal del Derecho de Autor (LFDA) de los Estados Unidos Mexicanos (México).

El uso de imágenes, fragmentos de videos, y demás material que sea objeto de protección de los derechos de autor, será exclusivamente para fines educativos e informativos y deberá citar la fuente donde la obtuvo mencionando el autor o autores. Cualquier uso distinto como el lucro, reproducción, edición o modificación, será perseguido y sancionado por el respectivo titular de los Derechos de Autor.

Me hicieron creer, en primero de bachillerato, que mi único progreso debía consistir en pasar a segundo... y luego, un título... Sí, pensé que tenía un objetivo en la vida y no tenía nada... Avanzaba por un pasillo sin principio ni fin, a remolque de unos imbéciles, precediendo a otros imbéciles. Envolvemos la vida con diplomas. Del mismo modo como te envuelven los polvos amargos con cápsulas, para que te los tragues si darte cuenta...

Boris Vian

Dedicatoria

Les dedico este trabajo a mis padres.

Agradecimientos

Al Universo por dejarnos ser.

A Eloisa, por sus historias durante el café, por sus cuidados, por su cariño inagotable, por sus costumbres que ahora son mías, por su sazón y comidas, por su sonrisa que dice que todo está y estará bien.

A Angélica y Ernesto por su decisión y sacrificio, por hacer lo mejor que podían con lo que tenían, por darme todo de sí mismos. Gracias.

A Diana por su amor, por compartirme de su alma y corazón, por enseñarme tantas cosas, por nuestras aventuras y el aprender juntos.

A Edgar, que hemos compartido tanta vida y música, por ser un hermano, por compartir su familia.

A Itzel, por su amistad, por compartir su conocimiento y su ética, por su apoyo en todo momento.

Rubens, Jonathan, Pepe, Hanna, Ana por ser unos buenos amigos, por todas las cosas en que nos hemos apoyado y compartido.

Al Dr. Álvaro Ayala por su apoyo como director en esta tesis.

A Sara y Gerardo por su apoyo, por preocuparse siempre.

A toda la Bribiescada, por adoptarme, por sus pláticas, por su cariño.

A Brenda Karen por ser mi hermana favorita y aguantarme.

A las demás personas que alguna vez conocí y que han hecho que yo sea como soy.

A Leiva por su noche encendida, que tantas madrugadas alumbró.

A la Universidad Nacional Autónoma de México, a la Facultad de Ingeniería y sus académicos, por mi formación, por darme un propósito.

Investigación realizada gracias al Programa de Apoyo a Proyectos de Investigación e Innovación Tecnológica (PAPIIT) de la UNAM, clave del proyecto: IT102714 Diseño de equipo innovador para rehabilitación física. Agradezco a la DGAPA-UNAM la beca recibida.

Índice

Introducción.....	1
Capítulo I: Objetivo	2
1.1 Objetivo.....	2
1.2 Problema.....	2
1.3 Necesidad del usuario	3
1.4 Propuesta de solución.....	3
Capítulo II: Antecedentes	4
2.1 Definición de sarcopenia.....	4
2.2 Diagnóstico de sarcopenia	7
2.2.1 Masa muscular	9
2.2.2 Desempeño físico	10
2.2.3 Fuerza muscular	11
2.3 Sistema de medida	16
2.3.1 Transductor, sensor y sensor inteligente.....	16
2.3.2 Dispositivo para rehabilitación de sarcopenia	17
2.3.3 Acondicionamiento de sensores	18
2.3.4 Sensores: acelerómetro y giroscopio	18
2.3.5 Comunicación.....	19
2.3.6 Interfaz gráfica de usuario.....	20
2.4 Selección de la muestra	20
Capítulo III: Desarrollo	21
3.1 Problemática.....	21
3.2 Necesidad del usuario	21
3.3 Justificación.....	21
3.4 Diseño.....	21
3.4.1 Requerimientos.....	21
3.4.2 Especificaciones objetivo	22
3.4.3 Sistemas	23
3.4.4 Diagrama de funciones.....	23

3.4.5 Benchmarking.....	24
3.6 Planteamiento de conceptos	25
3.6.1 Adquirir señal	25
3.6.2 Comunicar datos	26
3.6.3 Sujetar	26
3.7 Selección de conceptos	26
3.7.1 Adquirir señal	26
3.7.2 Comunicar datos	27
3.7.3 Procesar y presentar información	28
3.7.4 Sujetar	28
3.8 Propuesta de solución	28
3.9 Técnica de evaluación de sarcopenia	29
3.10 Selección de componentes	30
3.10.1 Acelerómetro y giroscopio	30
3.10.2 Microcontrolador	31
3.10.3 Módulo bluetooth	31
3.10.4 Batería	32
3.10.5 Componentes secundarios	32
3.11 Fabricación.....	33
3.11.1 Circuito	33
3.11.2 Programación	36
3.11.3 Encapsulado	36
3.11.4 Prototipo para evaluar sarcopenia.....	38
3.11.5 Interfaz: <i>Evaluación de la función muscular</i>	38
3.12 Cálculos	40
3.12.1 Composición corporal	40
3.12.2 Ángulos.....	41
3.12.3 Fuerza máxima	43
3.12.4 Análisis estático de la posición de trabajo	43
3.12.4 Velocidad de marcha.....	44
3.12.5 Cadencia de la marcha	44
3.13 Especificaciones finales	45

Capítulo IV: Pruebas.....	46
4.1 Angulo de flexo-extensión	46
4.2 Velocidad de marcha y cadencia de la marcha.....	49
4.3 Batería	50
Capítulo V: Resultados	51
5.1 Resultados.....	51
5.2 Discusión	54
Capítulo VI: Conclusiones	56
6.1 Conclusiones.....	56
6.2 Trabajo a futuro.....	57
Referencias	58
Glosario	61

Introducción

En las próximas décadas habrá un incremento de la proporción de adultos mayores en la población del mundo y en México, este aumento podrá repercutir en la cantidad de casos de personas con disminución de masa muscular (sarcopenia). El padecer la sarcopenia se debe principalmente al deterioro natural además de diversas causas como el sedentarismo, la nutrición, trastornos hormonales, enfermedades crónicas, entre otras y que tienen como consecuencias la disminución de la movilidad, independencia y hasta la muerte (European Working Group on Sarcopenia in Older People [EWGSOP], 2010).

Para que el médico realice el diagnóstico de la sarcopenia es necesario evaluar tres parámetros: masa muscular, fuerza muscular y desempeño físico. La mayoría de las técnicas de medición de los parámetros mencionados utilizan equipos que para el médico no se encuentran disponibles en el consultorio, ocasionando que, para realizar el diagnóstico el médico recurra a utilizar técnicas manuales con resultados subjetivos de los parámetros de evaluación de la sarcopenia (EWGSOP, 2010). Es necesario asistir al médico en la medición de los parámetros de evaluación de la sarcopenia para proporcionar datos cuantitativos, de forma sencilla y en un lugar accesible como el consultorio, la clínica, hospitales de especialidad, etcétera. Por lo tanto, el objetivo es el diseño de dispositivo portable, de fácil acceso para el médico y uso, que proporcione datos de fuerza, velocidad, ángulo y tiempo de movimiento en miembro inferior.

Para cumplir con la solución, se planteó en el capítulo I: Objetivo el problema que se encontró, la necesidad a resolver y de qué manera se solucionaría. En el capítulo II: Antecedentes se realizó una investigación sobre la definición de la sarcopenia, los parámetros de evaluación de la sarcopenia y las técnicas de medición de masa muscular, desempeño físico y fuerza muscular utilizados en la práctica clínica, así como el resumen de un artículo sobre un dispositivo para rehabilitación de la sarcopenia. Se definió como se compone un sistema de medida, un sensor, los acelerómetros y giroscopios, la comunicación entre dispositivos y la interfaz de usuario.

Una vez definido el marco teórico, en el capítulo III: Desarrollo, se determinaron los requerimientos y especificaciones del diseño del dispositivo, a partir del problema y la necesidad. Se realizó una descomposición de los sistemas y las funciones a realizar por el dispositivo, de las funciones que se consideraron más críticas, se plantearon conceptos para resolverlas y posteriormente se seleccionaron los conceptos a utilizar. Con los conceptos seleccionados previamente se integró la propuesta de solución y se propuso una técnica de evaluación de la sarcopenia que contiene las pruebas a realizar por el médico a las personas para obtener los datos necesarios para el diagnóstico. Se seleccionaron los componentes electrónicos (sensores, microcontrolador, bluetooth, entre otros) a utilizar para fabricación del circuito, la programación para obtener los datos y el encapsulado para conformar el prototipo de evaluación de la sarcopenia, la interfaz para el médico y los cálculos realizados.

En el capítulo IV: Pruebas, se realizó una prueba para determinar el error entre los datos de ángulo proporcionados por el prototipo de evaluación de la sarcopenia y el ángulo proporcionado por la técnica de videogrametría, se presenta en el capítulo V los resultados y la discusión de los resultados, y en el capítulo VI las conclusiones y el trabajo que queda a futuro.

Capítulo I: Objetivo

1.1 Objetivo

El objetivo de esta tesis es diseñar un prototipo que ayude a determinar los parámetros de fuerza muscular y desempeño físico en el diagnóstico de la sarcopenia.

1.2 Problema

La prevalencia de la sarcopenia en adultos mayores es de 5-13% en personas de 60 a 70 años mientras que en personas mayores de 80 años es del 11 al 50% (Jaimes Yescas, Lupercio Morales, Hernández Rodríguez de León, & Martínez Sevilla), hoy en día con estos datos la sarcopenia afecta, aproximadamente, a más de 50 millones de personas y en los próximos 40 años será de más de 200 millones de personas. Sarcopenia es un término que surgió a finales de los ochentas por el Dr. Rosenberg, para entonces únicamente era utilizado para explicar el fenómeno de disminución de masa muscular y fuerza en personas de la tercera edad. A causa de las carencias en la definición de la sarcopenia, sumado a una falta de consenso en los criterios de diagnóstico y tratamiento, en 2009 el European Union Geriatric Medicine Society, decidió crear el grupo europeo de trabajo sobre sarcopenia en adultos mayores (European Working Group on Sarcopenia in Older People, EWGSOP por sus siglas en inglés) que definió a la sarcopenia como un síndrome caracterizado por la pérdida generalizada y progresiva de masa muscular y fuerza. Realizó las categorías de la sarcopenia, en primaria y secundaria, la primera sólo tiene como causa el envejecimiento y la segunda tiene diversas causas evidentes como el desuso, los trastornos hormonales, la nutrición, las enfermedades crónicas, etcétera. Además de las causas que originan la sarcopenia, el padecimiento lleva a consecuencias a corto y largo plazo derivando en sarcopenia, convirtiéndose en un círculo vicioso. Para el diagnóstico el EWGSOP (2010) establece tres parámetros: masa muscular baja, disminución de fuerza muscular y disminución de desempeño físico, hay un sinnúmero de técnicas de medición de los parámetros, pero dependen del costo, la disponibilidad, la facilidad de uso, la portabilidad, y si es necesario equipo especial o entrenamiento, para destinar las técnicas a la investigación o la práctica clínica.

En la práctica clínica las técnicas de medición son limitadas, para la masa muscular se tiene el análisis de bio-impedancia y la antropometría con los errores de precisión que conllevan las mediciones. En el desempeño físico la realización de tareas y la cuantificación de tiempo en realizarlas. En la evaluación de fuerza se cuenta un test de fuerza manual y fuerza de prensión en miembro superior, con equipo relativamente sencillo para evaluación de fuerza isométrica, o se utiliza también equipo especializado denominado isocinético que permite evaluar además de fuerza isométrica, fuerza isocinética, isotónica y dar un seguimiento al paciente, pero al que el médico no tiene fácil acceso sin un especialista. Por esta razón, la evaluación se inclina a técnicas de medición subjetivas, asimismo autores como Ramírez Villada (2011) cuestionan los test de fuerza máxima a poblaciones de la tercera edad, debido a las condiciones particulares de vulnerabilidad y el estrés orgánico-sistémico que genera, por lo que recomienda la estimación de fuerza por la variable repeticiones. En conclusión, existen equipos que proporcionan datos sobre los parámetros de la sarcopenia, pero a los que el médico no tiene acceso sin un especialista, por lo cual recurre a métodos que puede utilizar en la práctica clínica.

1.3 Necesidad del usuario

Dispositivo para asistir al médico en la medición objetiva de los parámetros de evaluación de la sarcopenia, proporcionándole datos cuantitativos de forma sencilla en consultorio, clínicas, hospitales de especialidad, etcétera. Para evitar la subjetividad de pruebas, el uso de equipo especializado cuyo acceso es complicado y reduciendo el tiempo de realización de exámenes.

1.4 Propuesta de solución

Diseñar un prototipo portable, de fácil acceso y uso para el médico que proporcione datos de fuerza, velocidad, ángulo y tiempo de movimiento en miembro inferior, que ayudarán a determinar los parámetros de fuerza muscular y desempeño físico del diagnóstico de sarcopenia.

Capítulo II: Antecedentes

2.1 Definición de sarcopenia

En 1989, Irwin Rosenberg (Centro de investigación nutricional en el envejecimiento Jean Mayer) concibió el término para definir el fenómeno de la disminución de masa muscular en personas de la tercera edad. A partir de un estudio transversal en 1970 para medir los cambios fisiológicos relacionados con la edad, realizado por Nathan Shock (considerado el padre de la gerontología moderna) mostró el declive de las funciones conforme a la edad. Rosenberg (1996) apunta que: “probablemente no hay estructura o función que disminuya más dramáticamente con la edad que la masa muscular” (p. 990S), teniendo como consecuencia deficiencia en la movilidad, el desplazamiento, la independencia de la persona, etcétera.

El propósito de darle un nombre específico al fenómeno mencionado fue primero reconocer su existencia (aunque ya había algunos estudios anteriores, sin haber indicado un nombre), posteriormente enfocar la atención para su estudio por la comunidad de médicos, científicos y tecnólogos para una intervención, contribuyendo en la calidad de vida de la creciente población de ancianos. Entonces Rosenberg propone que el nombre derive del griego, proponiendo ‘sarcomalacia’ o ‘sarcopenia’, eligiendo ‘sarcopenia’ por ajustarse mejor, proviene de los vocablos *sarx* y *penia* que significan carne y pérdida respectivamente (Rosenberg , 1996).

Una vez acuñado el término ‘sarcopenia’, éste no queda definido, se deja abierta la pregunta sobre su descripción. ¿Es la pérdida de masa muscular y funciones relacionados con la edad o una enfermedad o un proceso sistemático del envejecimiento? (Rosenberg , 1996, pág. 990S) Para ese determinado momento, el término únicamente describía un cambio importante en la composición y funciones del cuerpo.

Desde entonces la definición de sarcopenia que ha sido ampliamente aceptada es: pérdida de masa muscular y fuerza en personas de edad avanzada, pero al enunciado le seguía faltando una definición adecuada para la investigación y la práctica clínica. Además de la falta de definición en la práctica clínica, se agregó la falta de un consenso en los criterios de diagnóstico, de una norma para el tratamiento y la frecuencia del padecimiento de sarcopenia, aunado a las pérdidas personales y de costo financiero. Debido a todas estas deficiencias la European Union Geriatric Medicine Society, decidió en 2009 crear el grupo europeo de trabajo sobre sarcopenia en adultos mayores (EWGSOP por sus siglas en inglés), con el propósito de desarrollar la definición operativa de sarcopenia, así como criterios de diagnóstico en la práctica clínica como en la investigación. La definición de sarcopenia dada por el EWGSOP (2010) dice que: “Es un síndrome caracterizado por pérdida generalizada y progresiva de masa muscular y fuerza, con el riesgo de consecuencias como discapacidad física, mala calidad de vida y aumento de la mortalidad” (p.413). El grupo de trabajo recomienda que se reconozca como un síndrome geriátrico debido a que cumple con las siguientes características: elevada incidencia y prevalencia en poblaciones de personas mayores, el deterioro progresivo en el estado de salud y la calidad de vida de la persona, su origen es contribuido por múltiples factores y este punto de vista permite su diagnóstico y tratamiento práctico sin saber su etiología (EWGSOP, 2010). Para la presente tesis se tomará el término sarcopenia como un síndrome geriátrico.

La prevalencia de sarcopenia es muy común en adultos mayores, según Morley (2008): “la prevalencia es de 5-13% en personas de 60 a 80 años mientras que de 11 al 50% en personas mayores de 80 años” (p. 452). Se estimó que la población de personas mayores de 60 años en el mundo para el año 2000 fue de 600 millones, se espera que esta cifra aumente a 1.2 millones en 2025 y a 2 billones para el año 2050. Hoy en día, con estos datos sarcopenia afecta, aproximadamente, a más de 50 millones de personas y en los próximos 40 años será de más de 200 millones de personas. (Santilli, Bernetti, Mangone, & Paoloni, 2014, pág. 178)

No se tiene una cifra exacta sobre la incidencia y prevalencia en México, pero se sabe de acuerdo con el Instituto Nacional de Estadística y Geografía, que en 2010 el número de adultos mayores de 60 a los 80 años de edad es 8.55 millones y de mayores de 80 años es de 1.48 millones que en suma representa aproximadamente el 9% (10 millones) de la población total del mismo año, cuantificada en 112.3 millones de personas. (Instituto Nacional de Estadística y Geografía, s.f.)

En un estudio realizado por Jaimes Yescas, Lupercio Morales, Hernández Rodríguez de León, & Martínez Sevilla (n.d.) en el 2012 en el Instituto Mexicano del Seguro Social (IMSS), en la Unidad de Medicina Física y Rehabilitación Siglo XXI (UMFR SXXI) de una población estimada de 6211 adultos entre 60 y 80 años de edad atendidos en la UMFR SXXI en 2012 se reportó una prevalencia de 18% de presarcopenia, 32% sarcopenia y 20% sarcopenia severa (Figura 1).

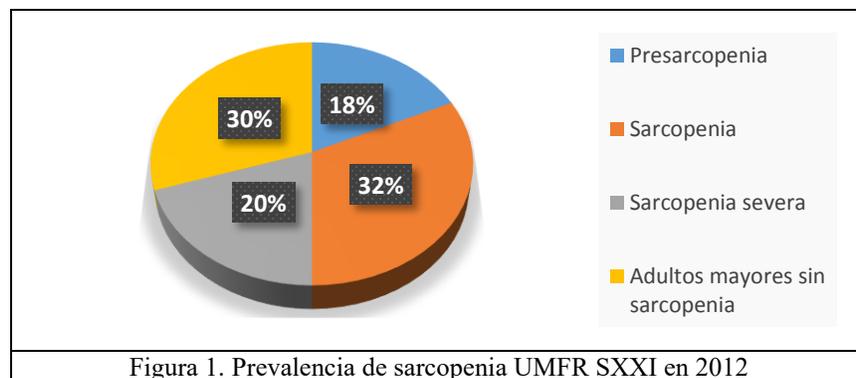


Figura 1. Prevalencia de sarcopenia UMFR SXXI en 2012

El padecer sarcopenia se debe a diversas causas, que pueden ser identificadas o en otros casos no es evidente el origen, los resultados que se pueden obtener son variables, por lo que en la práctica clínica pueden ser útiles las categorías de sarcopenia primaria y secundaria. La sarcopenia se considera primaria (o relacionada con la edad) cuando no hay ninguna otra causa evidente, salvo el envejecimiento, mientras que se considera secundaria cuando hay una o varias otras causas evidentes (el desuso, la nutrición, enfermedades crónicas y degenerativas, entre otras). Al mismo tiempo se divide también en etapa ‘pre-sarcopenia’, ‘sarcopenia’ y ‘sarcopenia severa’, la primera se caracteriza por disminución de masa muscular sin verse afectada la fuerza muscular o el rendimiento físico, la segunda se caracteriza por baja masa muscular y fuerza muscular o rendimiento físico; y la tercera, incluye una disminución de las tres características (EWGSOP, 2010).

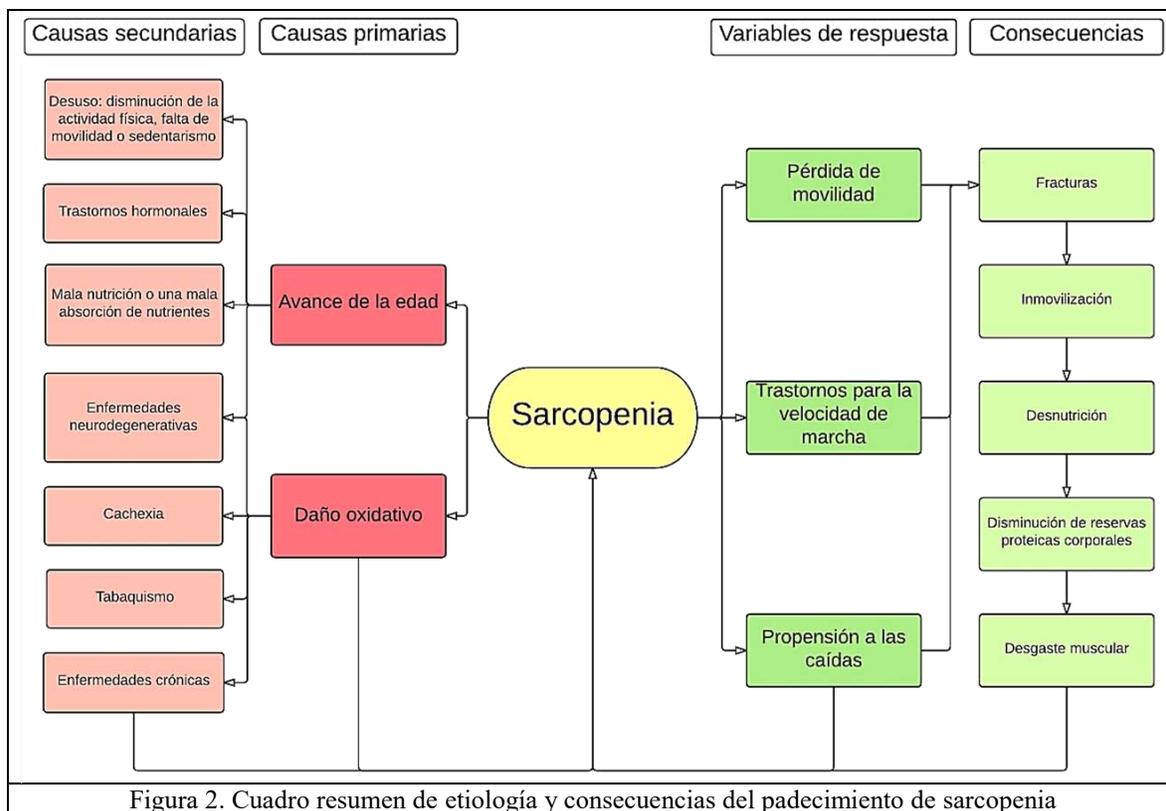
Gutiérrez (2014) dice que: “la etiología de la sarcopenia, aún no está con claridad dilucidada” (p. 721), se tienen muchos elementos que están involucrados en el comienzo y la progresión de sarcopenia, en la Figura 2 se hace una descripción gráfica de las variables causales, hipotéticas, que contribuyen al surgimiento y el deterioro de la sarcopenia. Como causa primaria se encuentran los

cambios naturales en la estructura muscular con el avance de la edad y los daños oxidativos, que son la disfunción mitocondrial y la apoptosis de las células musculares, ocasionadas por los cambios oxidativos en el ácido ribonucleico nuclear y mitocondrial, proteínas y lípidos (d'Hyver & Gutiérrez Robledo, 2014). En un segundo nivel de causas se tienen:

- **El desuso** agrupa la disminución de la actividad física, la falta de movilidad o el sedentarismo, que se asocia directamente con la disminución de masa muscular.
- **Trastornos de los sistemas hormonales** involucrados con el metabolismo muscular, disminución del sistema que se encarga de la insulina, hormona del crecimiento (HC), el factor de crecimiento tipo insulina-1 (FCI-1), el sistema de la hormona dehidroepiandrosterona (DHEA) y el sistema que se encarga de las hormonas sexuales (testosterona y estrógenos). En estudios epidemiológicos como el de Baumgartner (1998) se ha demostrado que la sarcopenia tiene una mayor prevalencia en mujeres que en hombres.
- **En la nutrición**, una ingesta inadecuada de proteínas y energía, una mala absorción de los nutrientes, desordenes gastrointestinales.
- **Las enfermedades neurodegenerativas** que causan una pérdida o disminución de las unidades motoras que inervan el músculo.
- **La caquexia** según el EWGSOP (2010) ha sido definida: “como un síndrome metabólico complejo asociado con enfermedades subyacentes y caracterizado por la pérdida de masa muscular, pero sin la pérdida de grasa, la caquexia es frecuentemente asociada con la inflamación, resistencia a la insulina y anorexia” (p. 414).
- **Enfermedades crónicas** que llevan a una inmovilización de la persona o a un estado de reposo.

Las causas descritas llevan al padecimiento del síndrome de la sarcopenia en alguno de los tres niveles descritos anteriormente, y las variables de respuesta ante la sarcopenia se tiene la pérdida de movilidad, trastornos para la velocidad de la marcha y la propensión a las caídas, llevando a consecuencias de corto y largo plazo e iniciando un círculo vicioso al que es propenso el anciano frágil (d'Hyver & Gutiérrez Robledo, 2014). El círculo vicioso inicia en algún tipo de sarcopenia (presarcopenia o sarcopenia) y desembocar, después de diferentes causas, en sarcopenia o sarcopenia severa:

- I Sarcopenia → daño neuromuscular → caídas → fracturas → inmovilización → Sarcopenia.
- II Sarcopenia → inmovilización → trastornos nutricionales: reducción progresiva en el consumo de alimentos → desnutrición → daño en la síntesis proteica → desgaste muscular → Sarcopenia.
- III Sarcopenia → disminución de las reservas proteicas corporales → reducción de las capacidades para abastecer la demanda en la síntesis de proteínas asociadas con enfermedades o lesiones → Sarcopenia.



2.2 Diagnóstico de sarcopenia

Resumido, el padecimiento de sarcopenia en el individuo afecta en la disminución de masa muscular y la función muscular -fuerza muscular y el desempeño físico-. Para que el médico realice el diagnóstico es necesario valorar esos dos criterios y deben cumplirse las siguientes condiciones: ya sea masa muscular baja, más disminución de fuerza o masa muscular baja, más bajo rendimiento físico. Se recomienda el uso de dos criterios debido a estudios anteriores, como el de Baumgartner (1998), debido a que la fuerza muscular no depende únicamente de la masa muscular y la relación entre ambas no es lineal. El grupo de trabajo menciona que si se define sarcopenia basado solamente en la masa muscular se tiene un resultado muy reducido y poco confiable (EWGSOP, 2010).

En la Figura 3 se encuentra un algoritmo propuesto por el EWGSOP (2010) para detectar casos de sarcopenia en personas mayores de 65 años, en el siguiente paso aparecen los parámetros definidos para la evaluación de sarcopenia que son el desempeño físico mediante la medición de la velocidad de marcha, posteriormente dependiendo del resultado se determina la fuerza muscular -medición de la fuerza de prensión- y al final la masa muscular -mediante la medición de la masa muscular- para así definir si padece o no sarcopenia. Los puntos de corte para la fuerza de prensión y para la masa muscular dados por el EWGSOP (2010) son los siguientes:

- Fuerza de prensión normal: Hombres ≥ 30 [Kg] y mujeres ≥ 20 [Kg].
- Fuerza de prensión baja: Hombres < 30 [Kg] y mujeres < 20 [Kg].
- Masa muscular normal (por BIA y DXA): Hombres ≥ 10.76 [Kg/m²] y mujeres ≥ 6.76 [Kg/m²]

Además de las técnicas de medición mencionadas en el algoritmo, existen otras técnicas para cada uno de los parámetros, recomendadas por el EWGSOP, el reto es determinar la mejor manera para medir de forma precisa cada uno. En la Tabla 1 se hace un resumen de las técnicas de medición de los parámetros de evaluación de sarcopenia, divididas por su aplicación en la investigación o en la práctica clínica.

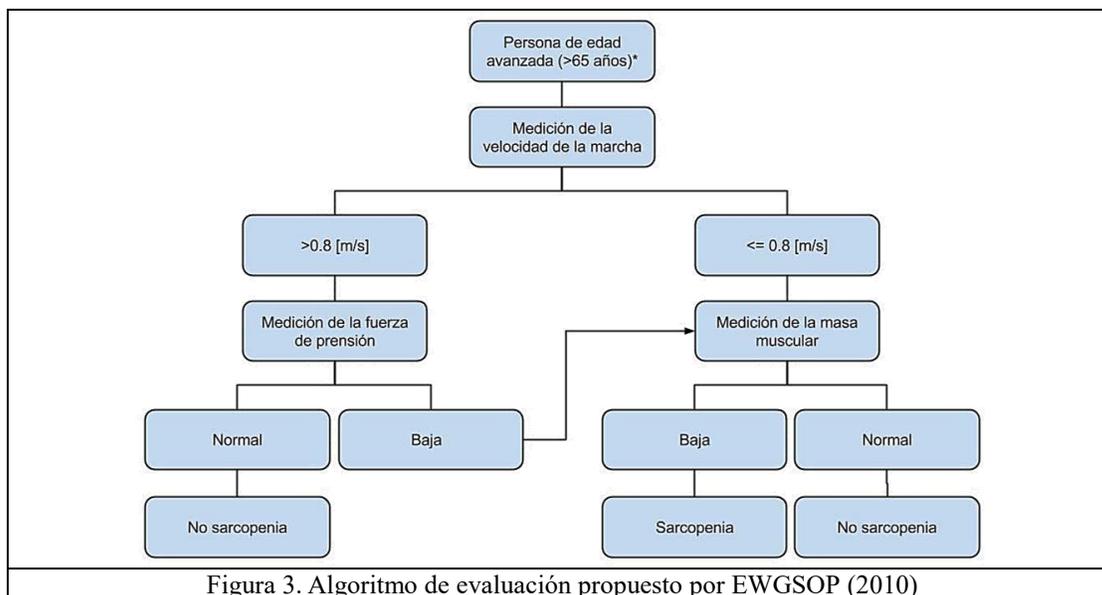


Tabla 1.
Técnicas de medición de sarcopenia en la investigación y la práctica clínica.

Parámetro	Investigación	Práctica clínica
Masa muscular	Tomografía computarizada(CT)	
	Resonancia magnética (MRI)	BIA
	Absorciometría dual de rayos X (DXA)	DXA
	Análisis de bio-impedancia (BIA)	Antropometría
	Potasio total o parcial por unidad de tejido libre de grasa	
Fuerza muscular	Fuerza de prensión	
	Flexo-extensión de rodilla	Fuerza de prensión
	Flujo espiratorio máximo (PEF)	
Desempeño físico	Serie corta de desempeño físico (SPPB)	SPPB
	Velocidad de marcha	Velocidad de marcha
	Tiempo en levantarse y caminar	Tiempo en levantarse y caminar
	Prueba de subir escalera (SCPT)	

Estas técnicas de medición tienen diferentes características para determinar su aplicación dentro de la práctica clínica o sólo para el ámbito de la investigación, las características son:

- Su costo,
- la disponibilidad,
- la facilidad de uso,
- si el equipo utilizado es ambulatorio,
- si es necesario equipo especial o entrenamiento.

2.2.1 Masa muscular

Para la medición de masa muscular se encuentran las técnicas de imagen del cuerpo por ejemplo la tomografía computarizada (CT), resonancia magnética (MRI) y absorciometría dual de rayos X (DXA). Los dos primeros métodos proporcionan una buena estimación de la masa muscular, separando la grasa y tejidos blandos de la imagen, la desventaja es el hecho de que se necesita equipo costoso y de acceso limitado. El método de absorciometría es una alternativa a las anteriores, en la imagen permite distinguir entre grasa, hueso y tejido corporal magro, además de que expone al examinado a una radiación mínima, la desventaja sigue siendo que el equipo no es portable.

Una prueba que puede sustituir a la técnica de absorciometría es el análisis de bio-impedancia (BIA), permite estimar el volumen de grasa y la masa corporal, el equipo que se utiliza es una báscula de bio-impedancia, en la cual se obtiene el resultado inmediatamente, es de bajo costo, fácil de usar y sobretodo portable, pero presenta problemas en la estimación debido al estado de hidratación de la persona al momento de realizar la medición (Pahor, Manini, & Cesari, 2009).

Otra forma de estimar la masa muscular es con el uso de antropometría, con las mediciones de circunferencia de cintura, circunferencia de cadera, peso y la estatura que se utilizan para el cálculo del índice de masa corporal IMC (peso entre altura al cuadrado), es útil por su simplicidad, aunque por sí solo es débil, debido a que no considera la morfología humana (tejido magro, graso, óseo, residual). Se pueden utilizar otros datos antropométricos como el perímetro de la parte media del brazo, los pliegues del tríceps, bíceps, subescapular y de la cresta iliaca para estimar la masa muscular de manera ambulatoria. En el estudio de Rolland (2003), se propone la correlación de la masa muscular y el perímetro máximo de la pantorrilla, cuando el perímetro de la pantorrilla es menor a 31 centímetros se relaciona con invalidez de la persona.

Los datos antropométricos son útiles para estimar la masa corporal en la práctica clínica debido a su característica ambulatoria, aunque se necesita equipo antropométrico (estadímetro, cinta métrica, flexómetro, báscula, plicómetro, antropómetro grande y pequeño) para la toma de medidas, los resultados que se obtiene podrían no ser precisos debido a diversas causas. Las poblaciones de personas jóvenes y de edad avanzada son diferentes por ejemplo en el peso, el tamaño y el volumen del cuerpo. Acorde al comité de expertos de la Organización Mundial de la Salud (1993) estas diferencias se deben a:

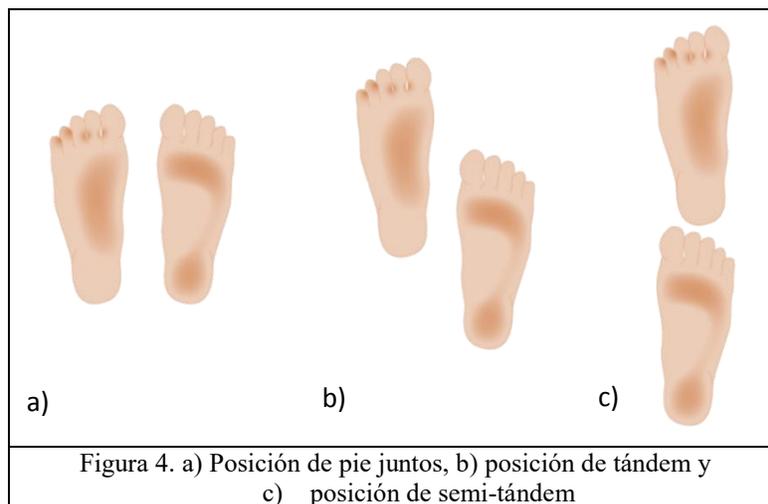
- a) cambios fisiológicos del envejecimiento, por ejemplo, en la talla se ve afectada por la compresión vertebral, los cambios posturales. En la composición corporal, se modifican la distribución de la grasa, disminuye la grasa subcutánea causando disminución de los pliegues de la pantorrilla, tríceps y bíceps. También aumenta la grasa intra-abdominal, originando un aumento en la razón cintura-cadera. El peso es afectado por los cambios de líquido.
- b) por enfermedades como la menopausia, la osteoporosis que origina un acortamiento del tronco cambiando el perímetro abdominal o causando deformación de la columna,
- c) alteraciones en la elasticidad y compresibilidad de los tejidos.

Todas las diferencias mencionadas anteriormente afectan o añaden limitaciones a la toma de mediciones, también se suma las personas que no pueden levantarse para tomar la altura de pie, los cambios de elasticidad de la piel contribuyen a errores en la medición de los pliegues, conjuntamente influye el adiestramiento del examinador en la antropometría, la calidad del equipo,

etcétera. El EWGSOP (2010) afirma que: “los datos antropométricos son vulnerables a errores y no son recomendables para el diagnóstico de sarcopenia” (p. 416).

2.2.2 Desempeño físico

Para la medición del rendimiento físico se tiene la prueba de serie corta de desempeño físico (o SPPB por sus siglas en Inglés), en que se evalúa el balance de la persona, la marcha, fuerza y resistencia, examinando el primero con la habilidad de estar de pie en posición de pies juntos, en semi-tándem y posición tándem descritos en la Figura 4, el segundo con el tiempo de marcha, el tercero con el tiempo de levantarse de una silla, el último con el tiempo en levantarse y regresar a la posición sentado cinco veces. En la prueba de levantarse y caminar (TGUG) es otra forma de medición del desempeño físico, en la prueba se mide el tiempo en realizar una serie de tareas: levantarse de una silla, caminar una distancia corta, caminar de regreso y sentarse.



La velocidad de marcha se encuentra dentro de la prueba SPPB y TGUG, pero el EWGSOP (2010) menciona que “puede utilizarse como único parámetro para la evaluación del desempeño físico en la práctica clínica y la investigación”.

La marcha humana se define como la sucesión de movimientos similares y alternados de los miembros inferiores y superiores, realizados en postura bípeda para el desplazamiento global (Ganeglius, 2011), el ciclo de marcha es un patrón periódico característico para cada uno de los pies, dividiéndose en dos fases, la fase de apoyo (abarca el 60% del ciclo), en donde el pie está en contacto con el suelo; la fase de balanceo (40 % del ciclo), en donde el pie no hace contacto con el suelo, los eventos (Figura 5) que se producen son:

1. Contacto del talón con el suelo,
2. apoyo completo de la planta del pie,
3. despegue del talón,
4. despegue de los dedos,
5. oscilación del miembro (aceleración, balanceo medio y desaceleración) y
6. siguiente contacto del talón.

En el adulto mayor hay cambios en la marcha, que incluyen disminución de la velocidad, acortamiento del paso, ausencia de despegue de talón y disminución de fuerza, son las principales causas que alteran la marcha.

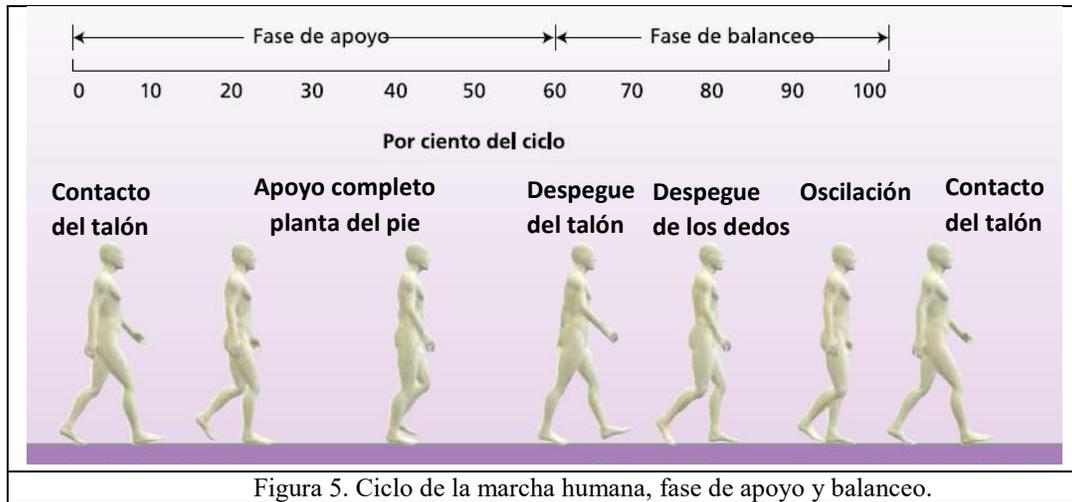


Figura 5. Ciclo de la marcha humana, fase de apoyo y balanceo.

La medición de velocidad de marcha consiste en que la persona camine una trayectoria de distancia conocida y se toma el tiempo, utilizando un cronómetro, en que tarda en recorrer la distancia para determinar la velocidad (es relevante sólo que sea mayor o menor de 0.8 [m/s]), además se realiza, únicamente por análisis visual informal, la detección cualitativa por medio de escalas de dificultades en la marcha de la persona.

2.2.3 Fuerza muscular

El conservar un nivel normal de fuerza en músculos determinados es importante para llevar una vida sana y normal. Para la física, según Ramírez Villada (2011) la fuerza muscular es: “la capacidad de la musculatura para producir la aceleración o deformidad de un cuerpo, mantenerlo inmóvil o frenar su desplazamiento”, se agrega a la definición de fuerza muscular, que es la capacidad de un músculo o grupo muscular para oponerse a una resistencia en una sola contracción, es importante aclarar la diferencia entre los términos de fuerza muscular y resistencia muscular, éste último se define como la capacidad del músculo para desarrollar una fuerza (no máxima) durante un tiempo prolongado.

Para la evaluación de la fuerza y resistencia musculares se puede realizar durante la contracción estática o dinámica, el músculo es capaz de producir tres tipos de contracción: contracción isométrica, que es una contracción estática, contracción concéntrica y excéntrica que se denominan contracciones dinámicas.

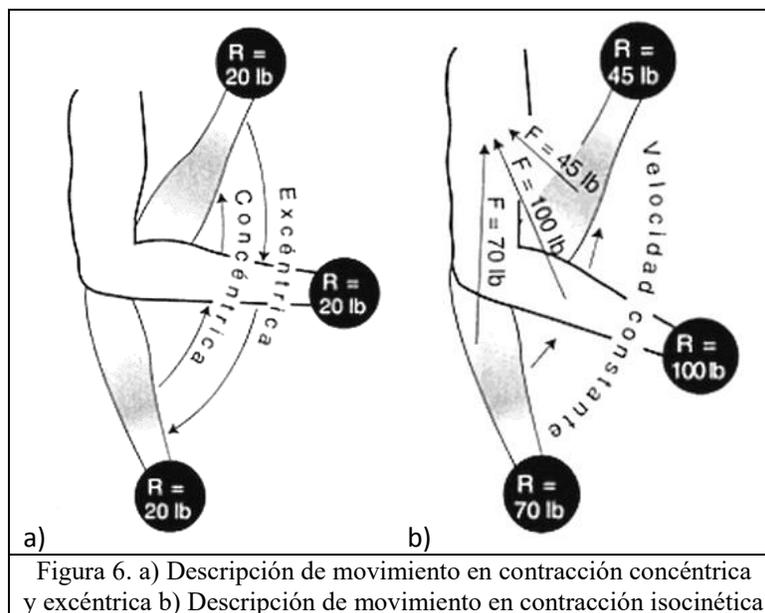
En la contracción isométrica -de los vocablos ‘iso’, igual y ‘métrica’, longitud-, sucede cuando la resistencia es constante, en el músculo se produce una tensión, pero no hay movimiento de la articulación. En este tipo de contracción se tiene como medida la fuerza isométrica máxima, está se produce cuando el sujeto realiza una contracción voluntaria máxima contra una resistencia insalvable, en otras palabras, la fuerza interna producida y la resistencia son iguales, teniendo una resultante igual a cero (Ramírez Villada, 2011).

Para el desarrollo de la fuerza máxima, Heyward (2006) dice que “sucede cuando el miembro no desarrolla rotación, es decir, con una velocidad nula. A medida que la velocidad de rotación articular aumenta, la fuerza muscular disminuye” (p. 117).

En la contracción concéntrica (Figura 6a), la resistencia es menor, siendo superada por la fuerza muscular interna, hay un acortamiento del músculo cuando se ejerce la tensión, se tiene aquí a la fuerza máxima concéntrica en que la tensión se genera de forma máxima en el mismo sentido al deseado por el sujeto y en contra de la fuerza de la gravedad.

En la contracción excéntrica (Figura 6a), hay un alargamiento del músculo al ejercer la tensión, la fuerza máxima se produce cuando se opone la máxima contracción ante una resistencia que se desplaza en favor de la gravedad, la fuerza depende de la velocidad a la que se produce el estiramiento. La contracción isocinética -de los vocablos ‘iso’, igual y ‘cinética’, movimiento- es una contracción máxima de un grupo muscular a una velocidad constante en toda la amplitud de movimiento, la velocidad se controla de forma mecánica (Figura 6b). Las contracciones excéntricas y concéntricas se suelen denominar isotónicas -de los vocablos ‘iso’, igual y ‘tónica’, tensión- (Heyward, 2006).

Para la medición de cada uno de los tipos de contracción, la dinamometría se agrupa en tres tipos: isométrica, isocinética e isoinercial (Bosco, Izquierdo y González)



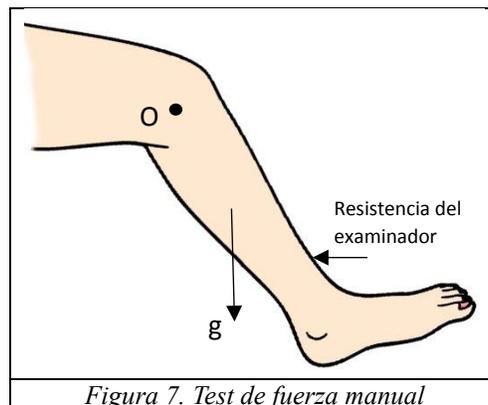
Las técnicas y dispositivos que se utilizan para la medición de fuerza son variadas dependiendo del tipo de contracción, así mismo los datos que se pueden obtener.

El test de fuerza manual (Figura 7) se encuentra dentro de la medición de fuerza isotónica, Jan Stam (1990) dice que: “es usado frecuentemente en la práctica clínica, debido a que permite obtener una evaluación global y de forma rápida de la fuerza” (p. 8), el test evalúa la capacidad del músculo para moverse contra la fuerza de la gravedad respecto a la articulación y contra la aplicación de

resistencia por el examinador. Para la graduación de la fuerza se utiliza la escala de fuerza manual dada por el Medical Research Council [MRC] (1975) que consta de seis grados:

- ~ Grado 5, fuerza normal: El músculo mueve a la articulación en todo el movimiento frente a la gravedad y contra una resistencia completa aplicada.
- ~ Grado 4, fuerza mediana: El músculo mueve a la articulación con una amplitud total de movimiento frente a la gravedad y con una resistencia moderada frente a la fuerza aplicada.
- ~ Grado 3, fuerza débil: El músculo mueve la articulación con una amplitud total de movimiento contra la gravedad y sin resistencia.
- ~ Grado 2, fuerza pobre: El músculo mueve la articulación con una amplitud total de movimiento a favor de la gravedad y sin resistencia.
- ~ Grado 1, fuerza residual: La contracción muscular se puede ver o palpar, pero la fuerza generada es insuficiente para el movimiento.
- ~ Grado 0, fuerza nula: Sin contracción visible o palpable.

Las desventajas del test es la distancia que hay entre cada grado y el no poder detectar cambios pequeños de fuerza, la subjetividad de la fuerza aplicada por el examinador y la dirección de la fuerza, dificultando así la comparación de resultados de diferentes examinadores (Jan Stam, 1990). Entonces el test de fuerza manual es una evaluación cualitativa y como consecuencia Lauretani (2003) dice que: “debido a este motivo muchos pacientes en una etapa temprana de sarcopenia no son diagnosticados” (p.1851).



Comparado con el test de fuerza manual, las pruebas de evaluación de fuerza isométrica son un método más rápido y preciso, cuenta con los medios y las instrucciones para asegurar la posición e inmovilización del sujeto, una posible desventaja es que se mide la fuerza únicamente en una posición del rango de movimiento (Jan Stam, 1990).

Una prueba de fuerza isométrica es la de fuerza de prensión debido a su bajo costo, disponibilidad (puede ser usado en la clínica o en el hogar del paciente) y uso sencillo, además de que la medición de fuerza muscular en miembro superior se correlaciona estrechamente con la fuerza en miembro inferior (EWGSOP, 2010). Se evalúa la fuerza máxima e isométrica de los músculos flexores de los dedos de la mano, utilizando un dinamómetro de prensión de mano (Figura 8a). En el estudio de Lauretani (2003), a comparación de lo mencionado por el EWGSOP, se separa las mediciones de fuerza de miembro superior e inferior, afirmando que la disminución de la fuerza muscular es

diferente en estas dos regiones anatómicas, por esta razón es necesario el estudio independiente en la región anatómica superior e inferior.

La medición de fuerza en miembro inferior se puede realizar de manera isométrica e isocinética, para la medición de la fuerza isométrica se puede hacer con equipo de medición relativamente simple. Una opción por ejemplo es el uso de un dinamómetro de mano, denominado Microfet 2 (Figura 8b) colocado en el tobillo, se tendría un valor cuantitativo de fuerza, sin embargo, el dinamómetro no se encuentra fijo, pues el examinador tiene que detenerlo, ejerciendo una fuerza en dirección contraria a la aplicada por el sujeto. Won Kuel, Don-Kyu, Kyung, & Kang (2014) afirman que hay limitaciones en la posición de la medición, en el ángulo de la articulación y el sitio de medición, eliminando la opción de portabilidad. Para que su uso fuera adecuado se necesita que el dispositivo permanezca fijo a una pared o soporte, así como la dirección de la medición de la fuerza y el dinamómetro se encuentren alineados, de esta forma aumenta la confiabilidad del valor obtenido, a diferencia si sólo estuviera sostenido por el examinador.

Otra opción es el uso de un dinamómetro de cable (Figura 8c), se mide la extensión de rodilla como la fuerza aplicada al tobillo, el examinado se encuentra sentado, en una silla con respaldo, la pierna libre a 90°, el dinamómetro sujeto al tobillo y a la silla o pared, por lo cual en la práctica clínica el método está limitado por necesitar una sujeción. Un dispositivo que también es útil es el Portable Isokinetics Knee Unit (Figura 8d), que consiste de un asiento, con un soporte que sostiene a un tubo largo y una correa en la que se sujeta el tobillo del examinado y es la que se desliza a lo largo del tubo. Permite la medición de extensión y flexión de la rodilla en un solo dispositivo de forma isométrica. El valor de la fuerza es indicado en el medidor que se encuentra al final del tubo. Las ventajas es que no es costoso, es versátil, se obtienen datos confiables y en cierto grado es portable debido a que se necesita una instalación mínima para su funcionamiento.

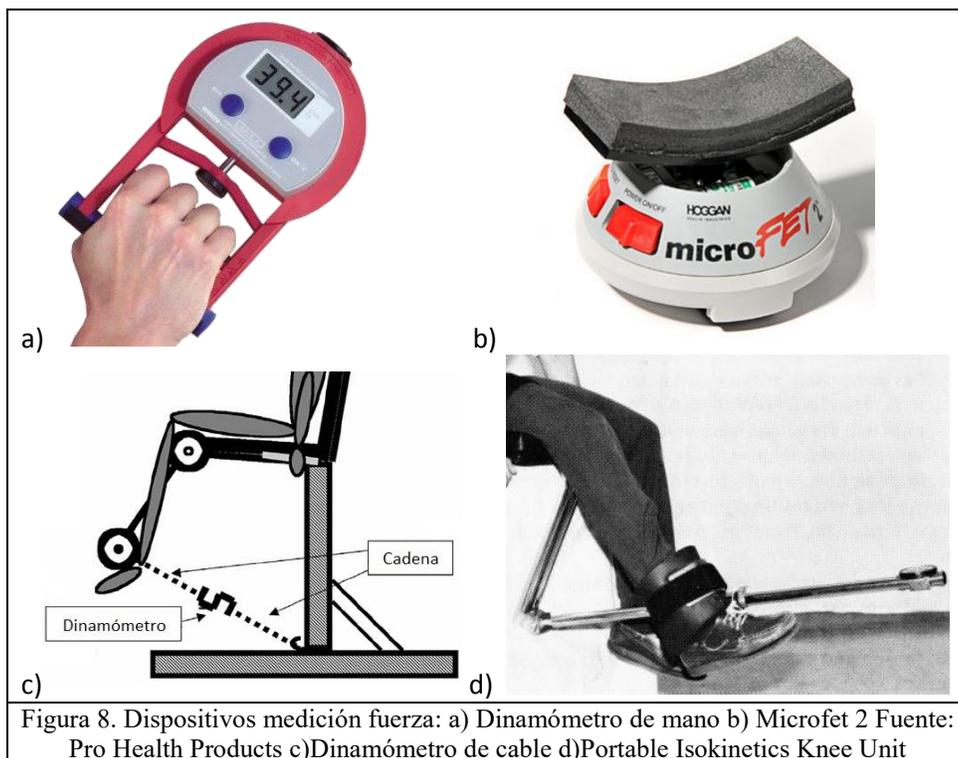


Figura 8. Dispositivos medición fuerza: a) Dinamómetro de mano b) Microfet 2 Fuente: Pro Health Products c)Dinamómetro de cable d)Portable Isokinetics Knee Unit

Para la medición de fuerza isotónica, isométrica, isocinética, existen en el mercado equipos de acción dinámica de gran escala que permiten medir una gran cantidad de variables para la mayoría de articulaciones del cuerpo incluyendo la rodilla, no sólo sirven para evaluación también para la rehabilitación y seguimiento del progreso del sujeto. El Primus Isokinetics y Cybex II (Figura 9) son dos ejemplos de este tipo de máquinas, que tienen la ventaja aparte de la gran cantidad de funciones, la confiabilidad de los datos proporcionados, pero tienen la desventaja de que su costo es elevado, necesitan un lugar especial para su ubicación, haciendo que el acceso al equipo se vuelva complicado, además de que el examinador debe tener un entrenamiento para el uso del equipo, provocando un aumento de tiempo en la realización de la prueba.



Figura 9. Equipo isocinético

En la Tabla 2 se presenta un resumen de las técnicas y equipo de medición de los parámetros de evaluación de sarcopenia: masa muscular, fuerza muscular y desempeño físico.

Tabla 2

Resumen de parámetros, técnicas y equipos de evaluación en sarcopenia

Parámetro	Técnica	Equipo
Masa muscular	Análisis de bioimpedancia	Báscula
	Antropometría	Equipo antropométrico
Desempeño físico	Tiempos (marcha, repeticiones, levantar y andar, estabilidad)	Cronómetro
Fuerza muscular	Fuerza isométrica	Dinamómetro de cable. Microfet 2 Portable isokinetics knee unit
	Fuerza isocinética	Equipo isocinético
	Fuerza manual	Gravedad y resistencia del examinador
	Repeticiones	Conteo

Las técnicas para la medición de los parámetros de evaluación de sarcopenia se pueden dividir en dos grupos, el primero en el que se agrupa el test de fuerza manual, antropometría, análisis visuales informales, conteos y toma de tiempos. Estos se realizan de forma manual, acarreado errores de

exactitud y repetibilidad a causa de la subjetividad del examinador, aunque tienen la ventaja de ser portables, siendo estas técnicas las más utilizadas.

En el segundo grupo se ubica la báscula de bioimpedancia, dinamómetro de cable, Microfet 2, portable isokinetics knee unit y equipos isocinéticos, con estos dispositivos se pueden obtener mediciones exactas, repetibles y confiables, pero con la desventaja de la disponibilidad de la tecnología, la necesidad de una instalación adecuada y un examinador con conocimiento especializado sobre el equipo.

La solución estaría dirigida a encontrarse entre los dos grupos: un dispositivo que proporcione datos exactos y repetibles, que sea portable, sin necesidad de instalación y conocimientos específicos por parte del médico.

2.3 Sistema de medida

La función de un sistema de medida es la asignación objetiva y experimental de un valor numérico a una propiedad de un objeto o un evento. Las medidas físicas son directas cuando se deduce información cuantitativa acerca de un objeto o acción mediante comparación directa con una referencia y es una medida indirecta cuando la cantidad de interés se calcula a partir de otras medidas y la aplicación de ecuaciones.

Para Pallás Areny (2003) un sistema de medida implica la adquisición de la información por un sensor o transductor, el procesamiento de la información obtenida y la presentación de resultados, al mismo tiempo para pasar de una actividad a otra es necesaria la transmisión de la información. Para la presente tesis se utilizará la definición dada de sistema de medida.

La salida de sistema de medida depende del objetivo de la medición, éstas pueden ser: mediciones sólo para indicación, mediciones de control, mediciones legales u oficiales, mediciones ambientales o de seguridad. Los sistemas de medida pueden ser para señales de tipo mecánico, térmico, magnético, óptico, químico y eléctrico, pero en la práctica, hay un gran interés en las señales eléctricas en la mayoría de los procesos de medida, debido a las ventajas con que cuentan los sistemas de medición electrónicos:

- I. Debido a la estructura electrónica de la materia y con el material adecuado, una magnitud física no eléctrica es acompañada de una variación eléctrica.
- II. Recursos para el acondicionamiento de señales eléctricas.
- III. Numerosos recursos para presentar la información (texto, gráficas, diagramas) y almacenar registros.
- IV. La transmisión de señales eléctricas es más versátil que otras señales.

2.3.1 Transductor, sensor y sensor inteligente

Un transductor es un dispositivo que convierte una señal de una forma física en una señal correspondiente, pero de otra forma física útil. En la práctica, se considera a un transductor por antonomasia a dispositivos que ofrecen una salida eléctrica. La diferencia con un sensor, es que únicamente a partir del medio donde se mide, da como salida una señal para transducirla (Pallás Areny, 2003). Es común que se utilicen como sinónimos, aunque sus significados no sean así. Para el presente trabajo tomaré la palabra sensor para referirme al significado extenso de un transductor.

Los sensores se clasifican de diferentes formas:

- ~ Según el modo de funcionamiento, deflexión o comparación: en la primera la magnitud física medida produce un efecto físico, similar pero opuesto en el instrumento.
- ~ Conforme la magnitud física o química a medir: presión, temperatura, masa, densidad, conductividad, Ph, etc.
- ~ Según la señal de salida, analógica o digital: en digital cuenta con las ventajas de que no requieren conversión analógico-digital, la transmisión de su salida es más fácil, tienen mayor fidelidad, fiabilidad y en algunos casos exactitud.

Para la selección de un sensor u otro se tiene que tomar en cuenta primeramente el objetivo de la medición, la magnitud a medir, características de salida del sensor, características de alimentación (voltaje y corriente), características ambientales (temperatura, humedad, etc), repetibilidad, exactitud, resolución, velocidad de respuesta, además de otros factores como dimensiones, costo de adquirirlo, disponibilidad, tiempo de instalación y costo de mantenimiento. A continuación, se describen las características más importantes que se dividen en estáticas y dinámicas:

- Rango de medida: Conjunto de valores que puede tomar la señal de entrada entre el valor máximo y el mínimo detectados por el sensor.
- Exactitud: Calidad de la capacidad de un instrumento de medida para proporcionar información que se aproxime al valor verdadero de la magnitud medida, se tiene para evaluarlo el error absoluto y el error relativo.
- Repetibilidad: Se refiere a la capacidad de un instrumento de dar el mismo valor de la magnitud medida, varias veces, en las mismas condiciones y en un intervalo de tiempo corto.
- Resolución: incremento mínimo de la entrada para el que se obtiene un cambio en la salida.
- Velocidad de respuesta: es la rapidez con que el sistema de medida responde en la salida a los cambios de la variable de entrada.

Por último, existe otro término más amplio de sensor, llamado sensor inteligente, que combina la función de detección, algunas de las funciones de procesamiento de la señal y comunicación. Puede incluir también acondicionamiento de señal, correcciones de cero, linealidad, compensación ambiental, etcétera.

2.3.2 Dispositivo para rehabilitación de sarcopenia

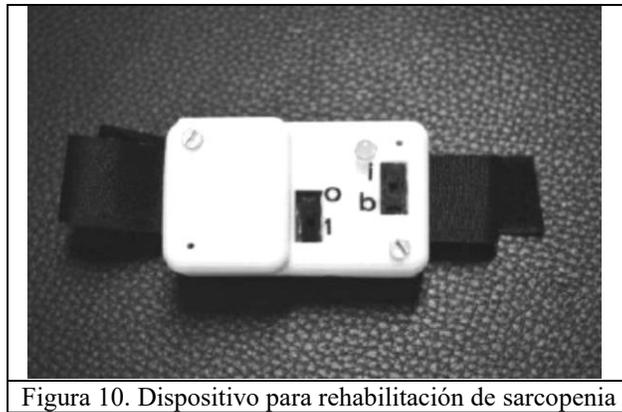
Rivera, y otros (2015) presentan el diseño de un dispositivo basado en acelerómetro y giroscopio encaminado a la terapia de rehabilitación de sarcopenia, considerando ángulo de flexo-extensión de rodilla y codo, así como la velocidad con la que se debe realizar el movimiento. El dispositivo fue validado con un goniómetro comercial, se obtuvo un error de 5.3% en las mediciones de ángulo, además realizaron pruebas en veinte usuarios sanos, obteniendo resultados satisfactorios en la medición de ángulo y velocidad. De dicho artículo se obtuvieron los siguientes resultados:

- Medición de ángulo de flexo-extensión en rodilla y codo.
- Indicador led como retroalimentación para el usuario, con cambios de color para indicar flexión (rojo) y extensión (verde).
- Un encapsulado ergonómico en impresión de prototipo rápido, se muestra una imagen en la Figura 10.
- Funcionamiento con batería.

Con las siguientes áreas de oportunidad a desarrollar:

- i. Presentación y registro de datos obtenidos,
- ii. adaptación del sistema al usuario,
- iii. verificación de la repetibilidad y
- iv. realización de pruebas clínicas.

De los resultados del artículo de Rivera, y otros (2015), se concluye que los acelerómetros y giroscopios proporcionan datos de magnitudes físicas que, mediante su manipulación, se puede obtener información útil para utilizarse en rehabilitación, así como en dispositivos de asistencia en la medición de parámetros físicos relacionados con enfermedades musculares, como sarcopenia. Además, se identificaron las áreas de oportunidad del dispositivo de rehabilitación del artículo, las cuales se aprovecharán para obtener el dispositivo de solución a la necesidad y problema mostrados en la presente tesis.



2.3.3 Acondicionamiento de sensores

Es el proceso a partir del uso de elementos para modificar la señal de salida del sensor y obtener una señal idónea para un procesamiento posterior, ser presentada o registrada. Los procesos dentro del acondicionamiento son: amplificación, filtrado, acoplamiento de impedancias, modulación o demodulación y conversiones de dominio (digital a analógico o viceversa).

2.3.4 Sensores: acelerómetro y giroscopio

Recordando la segunda ley de Newton, dice que la aceleración que adquiere un cuerpo es directamente proporcional a la fuerza aplicada sobre el cuerpo e inversamente proporcional a su masa:

$$\vec{a} \left[\frac{m}{s^2} \right] = \frac{F [N]}{m [kg]}$$

En un acelerómetro, la aceleración crea una fuerza que es medida por un mecanismo de detección de fuerza, por lo tanto, un acelerómetro mide aceleración indirectamente debido a la fuerza aplicada en alguno de sus ejes, de esta forma mide la aceleración inercial que resulta del movimiento o los movimientos repentinos y la aceleración estática, es decir, de la gravedad. Dependiendo de la aplicación, los acelerómetros pueden medir en uno, dos o tres ejes.

Las características más importantes a considerar en un acelerómetro son:

- Ancho de banda (Hz): indica el rango de frecuencias de vibración al que el acelerómetro responde, los seres humanos pueden generar movimientos entre los 10-12 [Hz], de manera que el acelerómetro debe sensar entre este rango de frecuencia.
- Sensibilidad (mV/g): es el mínimo cambio en la señal eléctrica de salida con respecto al cambio en la entrada.
- Rango (g): es el rango de valor mínimo y máximo de aceleración que puede medir el acelerómetro.

Al contrario del acelerómetro que mide aceleración lineal a lo largo de un eje o varios ejes, el giroscopio es un sensor que mide velocidad angular alrededor de un eje o de varios ejes y a diferencia del acelerómetro no se ve afectado por la aceleración de la gravedad, de modo que es posible complementar la información entre ambos.

Las aplicaciones de estos sensores son: detectar la inclinación, al ser afectado por la aceleración de la gravedad, puede indicar como se encuentra orientado con respecto a la superficie de la tierra; además puede ser usado para medir la aceleración de un movimiento; con el acelerómetro y agregando las mediciones del giroscopio, es posible seguir la posición y orientación de un objeto a partir del punto de su punto de origen; también en aplicaciones de apuntadores de movimiento y controles remotos. En automóviles se utilizan para detectar choques y activar las bolsas de aire, en cámaras fotográficas y celulares para compensar el movimiento de la mano.

Se han utilizado en monitoreo de deportes y en el área de la salud: en identificación de anomalías en la marcha, análisis de la marcha humana, la cinemática de movimientos (como en bateo, al correr, levantarse de una silla, moverse con una silla de ruedas), estimar la orientación de segmentos de miembro superior e inferior, entre otras aplicaciones.

2.3.5 Comunicación

La comunicación serial es un método de comunicación común, sencilla y que puede alcanzar distancias grandes. En la comunicación serial el puerto envía y recibe *bytes* de información un bit a la vez de dos formas diferentes: síncrono y asíncrono, en la primera se requiere una línea de reloj y una línea de datos, los datos se transmiten con cada pulso de reloj, a comparación de la segunda donde se establece una velocidad de comunicación entre los dispositivos, haciendo posible enviar datos por una línea mientras se reciben por la otra.

En la comunicación asíncrona encontramos el protocolo RS232 (comunicación punto-punto, es decir, sólo entre dos dispositivos) o el protocolo RS485 (comunicación punto-multipunto, un dispositivo puede comunicarse con otros), los datos se transmiten en formato ASCII, para realizar la comunicación se utilizan tres líneas de transmisión tierra o referencia (GND), transmitir (Tx) y recibir (Rx). Las características más importantes son la velocidad de transmisión (baud rate) que indica el número de bits por segundo que se transfieren medido en *bauds*, la cantidad de bits de datos que se van a transmitir, si se utiliza bit de parada para indicar el final de la comunicación y si hay paridad en los datos para verificar errores en la transmisión.

En la comunicación síncrona encontramos el protocolo I²C, se pueden conectar gran cantidad de dispositivos cada uno con una dirección (8 bits, dónde los siete primeros son un número binario y el

último bit indica lectura o escritura) para diferenciarlos entre sí. La comunicación utiliza dos líneas de transmisión SDA para enviar y recibir datos, SCL que es la señal de reloj para sincronizar los dispositivos.

2.3.6 Interfaz gráfica de usuario

Se refiere a la pantalla de presentación de un software con el cual los usuarios interactúan, una interfaz implica la presencia de una pantalla de computadora o en tiempos más recientes la pantalla de un teléfono móvil. Una interfaz se compone de los elementos gráficos como menús, imágenes y objetos gráficos como controles para las acciones disponibles en la interfaz e indicadores para representar la información. En el diseño de una interfaz gráfica es importante tener en cuenta las habilidades del usuario final con que se tendrá interacción, de qué forma se le presentarán los datos y los recursos tecnológicos con los que cuenta.

2.4 Selección de la muestra

La muestra es una parte de una población que contiene teóricamente las mismas características que se desean estudiar en ella. Es importante resaltar que una muestra implica definir el número de sujetos, así como sus características y el objeto del estudio (Juárez García , López Bárcena, & Salinas Mendoza, 2014).

Para determinar el tamaño de la muestra conociendo el tamaño de la población se utiliza la siguiente fórmula (Spiegel & Stephens, 2009):

$$n = \frac{z^2 N p (1 - p)}{e^2 (N - 1) + z^2 p (1 - p)}$$

Donde:

Z: Nivel de confianza para generalizar los resultados, z es 1.96 para 95% de confianza.

p: La proporción en que se presenta el evento que se quiere estudiar, es 0.5 cuando no se conoce la distribución del fenómeno.

e: el error que se espera cometer, si es 10% e =0.1, si es 5% e=0.05.

N: es el tamaño de la población.

Capítulo III: Desarrollo

3.1 Problemática

Es indiscutible que en las próximas décadas habrá un incremento de la proporción de adultos mayores en la población del mundo y en México, este aumento también repercutirá en la cantidad de casos de personas con disminución de masa muscular (sarcopenia). El padecer la sarcopenia se debe principalmente al deterioro natural además de diversas causas como el sedentarismo, la nutrición, trastornos hormonales, enfermedades crónicas etcétera., y que tiene como consecuencias la disminución de la movilidad, independencia y hasta la muerte.

Para el diagnóstico de la sarcopenia el médico tiene que evaluar tres elementos: masa muscular, fuerza muscular y desempeño físico. Las técnicas para evaluar estos elementos se han identificado y aceptado por el grupo de trabajo europeo sobre sarcopenia en personas mayores (EWGSOP, 2010), pero la mayoría de estas técnicas utilizan equipos que para el médico no se encuentran disponibles en el consultorio, teniendo aumentar las visitas para utilizar el equipo, sin embargo, el desplazamiento de los adultos mayores a la clínica u hospital es complicado, no sólo para el diagnóstico, sino también para la rehabilitación donde debe asistir una vez a la semana o cada 15 días. Debido a esto el médico recurre a técnicas que no requieren equipos o con equipos que se encuentran en un consultorio, es decir, usan técnicas manuales para realizar la evaluación obteniendo valores subjetivos de los parámetros de evaluación de la sarcopenia.

3.2 Necesidad del usuario

Dispositivo para asistir al médico en la medición objetiva de los parámetros de evaluación de la sarcopenia, proporcionándole datos cuantitativos de forma sencilla en consultorio, clínicas, hospitales de especialidad, etcétera. Para evitar la subjetividad de pruebas, el uso de equipo especializado cuyo acceso es complicado y reduciendo el tiempo de realización de exámenes.

3.3 Justificación

El médico contará con los datos de masa muscular, fuerza muscular - fuerza isocinética-, desempeño físico –velocidad de marcha, tiempo de equilibrio, ángulo de flexo extensión- para el diagnóstico correcto y oportuno de la sarcopenia. Se diseñará un dispositivo portable basado en acelerómetros y giroscopios, permitiendo el seguimiento del padecimiento, la rehabilitación y reduciendo las visitas de las personas mayores a la clínica u hospital.

3.4 Diseño

Dentro del desarrollo del diseño es de gran importancia la identificación de las necesidades del cliente o usuario, debido a que servirá para la generación de los conceptos y su selección para cubrir esas necesidades.

3.4.1 Requerimientos

Las necesidades que se identificaron para el dispositivo de solución y su respectiva interpretación en requerimiento se describen en la Tabla 3.

Tabla 3

Necesidades y requerimientos

	Necesidad	Requerimiento
1	Para uso en consultorios, clínicas, hospitales de especialidad.	El dispositivo es portable.
2	Los pasos desde la colocación del dispositivo a la obtención de los datos no sea complicado para el médico.	Facilidad de uso (montaje, alineamiento, calibración).
3	El consumo de energía sea bajo, pero que no afecte el funcionamiento del dispositivo.	Bajo consumo de energía.
4	Medición de la rotación de la rodilla.	Medición de flexo-extensión de rodilla.
5	La sensibilidad sea baja, para que funcione en personas de la tercera edad.	Trabaja a baja velocidad.
6	El médico observe los datos obtenidos.	Tiene una interfaz para el médico.
7	Que sea cómodo, no lastime la piel.	Es ergonómico
8	Los datos que proporcione el dispositivo sean consistentes y repetibles.	Los datos son repetibles.
9	La elaboración del encapsulado y el circuito no es complicada.	Es fácil de manufacturar.

3.4.2 Especificaciones objetivo

Una vez que se tuvieron identificados los requerimientos, se elaboró una lista de métricas de acuerdo a cada una de las necesidades, además se establecieron rangos de valores objetivos para la métrica con las respectivas unidades en la Tabla 4.

Tabla 4

Especificaciones objetivo

	Métrica	Rango	Unidades
1	Dimensiones	200x200x200	[mm]
2	Cantidad de pasos para obtener datos	<8	[pasos]
3	Corriente	<200	[mA]
4	Ángulo	-20 a 90	[°]
5	Velocidad	>=10	[°/s]
6	Cantidad de pasos en interfaz	<4	[pasos]
7	Perímetro de tobillo	100	[mm]
8	Porcentaje error*	<5.3	[%]
9	Cantidad de procesos	5	[procesos]

*Porcentaje de error tomado de (Rivera , y otros).

3.4.3 Sistemas

El concepto de solución contendrá el siguiente conjunto de sistemas: sistema de estructura, sistema de sujeción, sistema de alimentación y sistema de medida (que incluye sistema de adquisición, sistema de procesamiento y sistema de comunicación).

3.4.4 Diagrama de funciones

Para desarrollar la solución, se realizó una descomposición funcional utilizando la herramienta IDEF0 para determinar las actividades a enfocarse en las partes más críticas a resolver (Figura 11), las actividades principales A2 a A5 que determinan el diseño del concepto de solución son las siguientes:

Adquirir señal, acondicionar señal, procesar datos, presentar información.

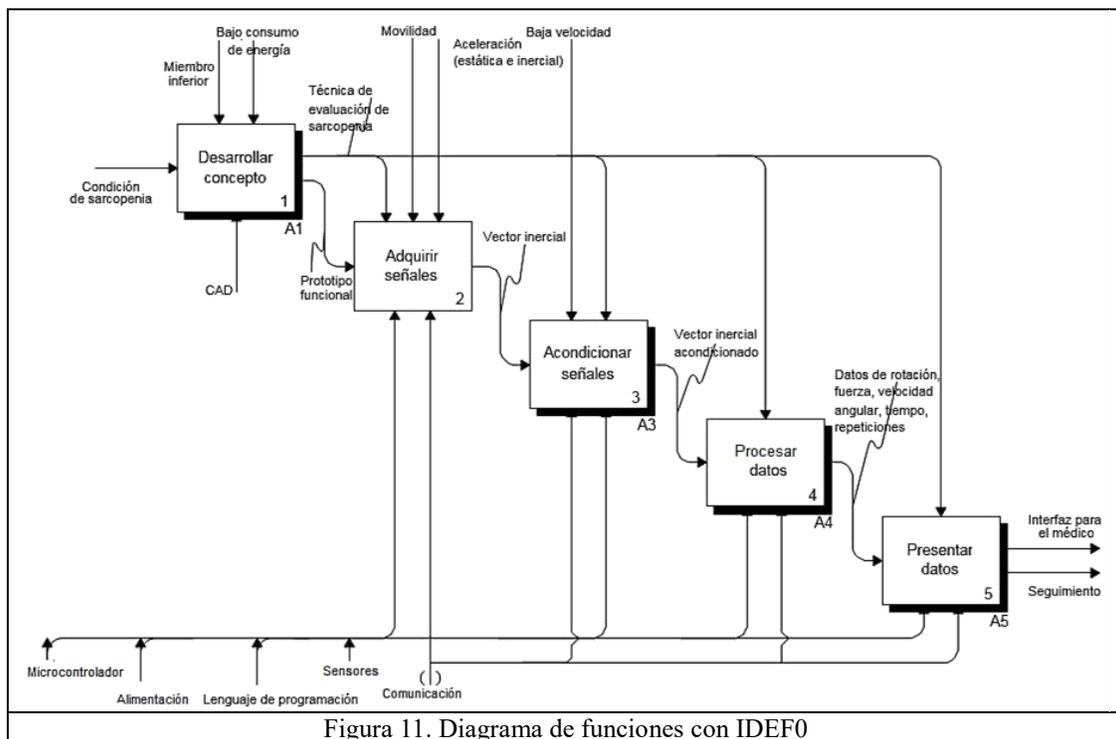


Figura 11. Diagrama de funciones con IDEF0

A2 - Adquirir señal

La función *adquirir señal*, se descompuso en subfunciones para facilitar el resolver la función principal, estas son:

Compensar 'offset' de la señal: El 'offset' o desviación del cero, se refiere al valor de la variable de salida de un sensor cuando la señal de entrada es nula. El sensor se compensa dejando la salida a cero.

Adquirir señal: Las señales proporcionadas por los sensores son leídas por la primera etapa de procesamiento.

A3 - Acondicionar señal

Se refieren al conjunto de operaciones que se realizan a la señal de salida de un sensor para obtener una señal adecuada para el procesamiento posterior. Las operaciones que se realizan son el filtrado, amplificación, conversión de dominios, etcétera.

A4 - Procesar datos

Las subfunciones a realizar son las siguientes:

Segregar datos: Se seleccionan las partes útiles de los datos recopilados.

Operar datos: Realizar operaciones con los datos acondicionados para obtener los parámetros de interés.

A5 - Presentar información

Las funciones para cumplir la presentación de información son:

Realizar interfaz de usuario: Programación del entorno visual con el que el usuario interactuará para obtener la información.

Generar reporte de resultados: Programación para crear un archivo y agregar la información recopilada.

Archivar en base de datos: Guardar los datos recopilados, gráficas y el reporte de resultados.

3.4.5 Benchmarking

Se realizó una comparación en la Tabla 5 para la evaluación de fuerza muscular en miembro inferior (se excluye dinamómetro de mano, por ser utilizado en evaluación de miembro superior), se tomó una técnica del test de fuerza manual, equipos para medir fuerza, velocidad, tiempos utilizados en diagnóstico de sarcopenia, así como dispositivos utilizados en monitoreo del movimiento del cuerpo (acelerómetro y giroscopio), contra los parámetros de medición para evaluar la sarcopenia que pueden valorar y criterios relacionados con las especificaciones como repetibilidad, sensibilidad, portabilidad, los grupos de edad en los que puede ser utilizado y facilidad de uso.

Se utilizó una escala de 1 a 5 para la ponderación de la siguiente forma:

<u>Desempeño relativo</u>	<u>Calificación</u>
Mucho peor que la referencia	1
Peor que la referencia	2
Igual que la referencia	3
Mejor la que la referencia	4
Mucho mejor que la referencia	5

Tabla 5
Tabla de comparación de dispositivos existentes

Parámetro de medición o criterio	Test de fuerza manual	Microfet 2	Dinamómetro de cable (Referencia)	Portable isokinetic knee unit	Equipo isocinético	Acelerómetro y giroscopio
Ángulo de flexo-extensión	2	3	3	3	5	4
Fuerza isométrica	1	4	3	4	5	3
Fuerza isocinética	3	3	3	4	5	3
Velocidad angular	3	3	3	3	5	4
Tiempo de movimiento	3	3	3	3	5	4
Contabilizar Repeticiones	3	3	3	3	5	5
Repetibilidad	1	4	3	4	5	4
Sensibilidad	1	4	3	4	5	4
Portabilidad	5	5	3	4	1	5
Grupos etarios	5	5	3	3	5	5
Facilidad de uso	5	5	3	4	2	4
Total =	32	42	33	39	48	45

El test de fuerza manual al no tener un instrumento de medición, los datos estimados no son repetibles ni comparables con otros resultados, el *Microfet 2* y *portable isokinetics knee unit* sustituyen la subjetividad del test de fuerza manual por datos objetivos y repetibles obtenidos por un instrumento, pero necesitas una instalación para utilizarlos. En cuanto a los parámetros de medición evaluados que puede obtener, además de la repetibilidad y sensibilidad es el equipo isocinético, pero el tamaño del equipo y la dificultad de uso, provocan que un especialista sea necesario para que el médico realice la evaluación. El acelerómetro y giroscopio proporcionan menos cantidad de variables que el equipo isocinético, pero manteniendo la portabilidad, aunque probablemente con una repetibilidad y sensibilidad menor pero que sería una opción a los demás dispositivos y al test de fuerza manual.

3.6 Planteamiento de conceptos

Se describen a continuación los conceptos de las funciones o subfunciones más críticas a considerar para el desarrollo de la propuesta de solución.

3.6.1 Adquirir señal

Aunque de antemano se continuará con el uso de acelerómetros y giroscopios, se vio la factibilidad de otro método de adquisición de señales que puede ser útil en el caso de evaluación de sarcopenia, este método es la electromiografía.

La fuerza muscular se refiere a la habilidad del músculo para generar tensión, en la generación de fuerza muscular para producir trabajo mecánico, es necesario primeramente una estimulación nerviosa que dispare el proceso. Esta actividad eléctrica del músculo es medible mediante electromiografía y se relaciona con la fuerza muscular. Pero, cuenta con las desventajas de que las señales eléctricas de otros músculos adyacentes interfieren, complicando la determinación de la relación entre EMG y fuerza, además, la localización relativa de las fibras muscular dentro del músculo y la colocación de los electrodos son dos factores a considerar (Kuriki, y otros, 2012).

En comparación con el uso de acelerómetro y giroscopio tiene la ventaja de proporcionar suficientes datos para determinar los parámetros de evaluación de sarcopenia relacionados con el desempeño físico y la fuerza muscular, asimismo, integrado a un software, posibilitaría tomar otras mediciones, además de poder almacenar una base de datos.

3.6.2 Comunicar datos

La transmisión de los datos puede ser por medio de:

- a. Cables de datos que van desde el dispositivo hasta la interfaz, el cable además de la transmisión de datos, serviría para la alimentación del dispositivo, ahorrando el colocar una batería.
- b. De forma inalámbrica por medio del uso de un bluetooth colocado en el dispositivo, que tendría que tener una alimentación de energía *in situ*, con una corriente adecuada para el funcionamiento.

3.6.3 Sujetar

La sujeción se refiere al hecho de mantener el dispositivo en la extremidad, en este caso en la pierna sobre los maléolos, en la posición en que se coloque, que evite que se mueva durante el movimiento de las pruebas y que se ajuste a diferentes tamaños del miembro.

Los conceptos para sujetar (Figura 12) son:

- i. El dispositivo se encuentra adherido a una calceta y al estar incluido en la vestimenta formaría un *wearable*.
- ii. El dispositivo cuenta con un velcro que le permite colocarse y ajustarse alrededor del miembro.



3.7 Selección de conceptos

La selección corresponde al proceso de evaluar los conceptos que se generaron anteriormente respecto a los requerimientos y especificaciones del usuario.

3.7.1 Adquirir señal

En la Tabla 6 se observa la comparación con los datos de interés para el médico que se pueden obtener con un acelerómetro y un giroscopio, comparado con otro método de adquisición como es la electromiografía.

Tabla 6

Comparación entre electromiografía y acelerometría

Parámetro de medición	Acelerómetro y giroscopio	Electromiografía
Ángulo de flexo - extensión	Por medio de cosenos directores.	Uso de un goniómetro comercial.
Fuerza isométrica	Por medio de la variable repeticiones, agregando una masa.	Fuerza ejercida en los músculos cuádriceps.
Fuerza isocinética	No es posible limitar la velocidad de movimiento, pero puede aportar velocidad de movimiento.	No es posible limitar la velocidad de movimiento, proporciona fuerza ejercida durante movimiento.
Velocidad angular	Dato proporcionado por el giroscopio.	
Tiempo de movimiento	Puede medirse por software.	Puede medirse por software.
Conteo de repeticiones	Puede medirse por software.	Puede medirse por software.
Reacción en cuádriceps	Por medio de ecuaciones.	Reacción medida directamente en el músculo.

Aunque la electromiografía tiene sus desventajas (ruido de otros músculos, localización de los electrodos, etc.) que afectan su relación con la fuerza muscular, cuenta con la capacidad de que la información obtenida proviene directamente del músculo. Sin embargo, el diseño del circuito para adquirir las señales del músculo y el acondicionamiento de las señales, es complicado, otra opción es un electromiógrafo comercial pero el costo es elevado.

3.7.2 Comunicar datos

Las propuestas para la comunicación son por medio de un cable o de forma inalámbrica por Bluetooth, las ventajas de la primera opción es que la comunicación es más estable y se puede tener una mayor velocidad de transmisión, por ejemplo, por medio de un puerto USB 2.0 (estándar) con una baja velocidad de 1.5 [Mbit/s] hasta un máximo de 12 [Mbit/s], la desventaja es que se tiene un medio físico que limita la portabilidad y puede afectar el rango de movimiento en las pruebas.

De forma inalámbrica la velocidad de transmisión estándar es de 9600 de baud rate, es decir, unos 9.4 [Kbit/s] y hasta una velocidad de 230400 de baud rate, que representa unos 225 [Kbits/s] o 0.22 [Mbit/s]. Comparado con la velocidad utilizando el puerto USB, la mayor velocidad que se tiene con un bluetooth no representa ni una cuarta parte a baja velocidad utilizando cable. Pero cuenta con la ventaja de la portabilidad, el módulo bluetooth es de pequeño tamaño y peso, de esta forma no afectaría el movimiento de la extremidad. Aparte de esto, el dispositivo se podría comunicar con cualquier computadora portátil y posteriormente permitiría ser escalable a que se enviaran los datos a un *Smartphone* o una *Tablet*.

La distancia de transmisión no es un factor a considerar, un bluetooth transmite a una distancia menor a 20 metros, lo que permitiría realizarse en el consultorio, aunque el precio del módulo es mayor se compensaría con las ventajas que proporciona, por lo tanto esta sería la opción a considerar en la propuesta.

3.7.3 Procesar y presentar información

Para el procesamiento de los datos, así como el presentar la información obtenida en la computadora, se puede realizar por medio de la construcción de una interfaz en la plataforma LabVIEW.

La plataforma LabVIEW (Laboratory Virtual Instrumentation Engineering Workbench) de National Instruments, es un entorno de desarrollo de aplicaciones y software con la ventaja de trabajar simultáneamente con hardware en sistemas de medición, monitoreo, aplicaciones de control, instrumentación, procesamiento de señales, etcétera.

Utiliza una programación gráfica (código G) que facilita visualizar, crear, implementar y probar aplicaciones, cuenta con la ventaja de que es compatible con diferentes interfaces de comunicación con hardware y otros lenguajes de programación. Cuenta con las mismas estructuras de control que la programación estructurada: secuenciales, de selección (*switch/case*, que funciona también como *if*) y de iteración (ciclos *while* y *for*). Además, contiene una gran cantidad de funciones: procesamiento de señales, diseño y simulación de controladores, manejo de cadenas, manipulación de archivos, operaciones matemáticas y estadísticas.

Conjuntamente se enfoca en la interacción con el usuario final, con herramientas (indicadores y controles) para realizar una interfaz gráfica y una vez terminada, ayuda a crear un ejecutable del software para instalarlo en la computadora del usuario.

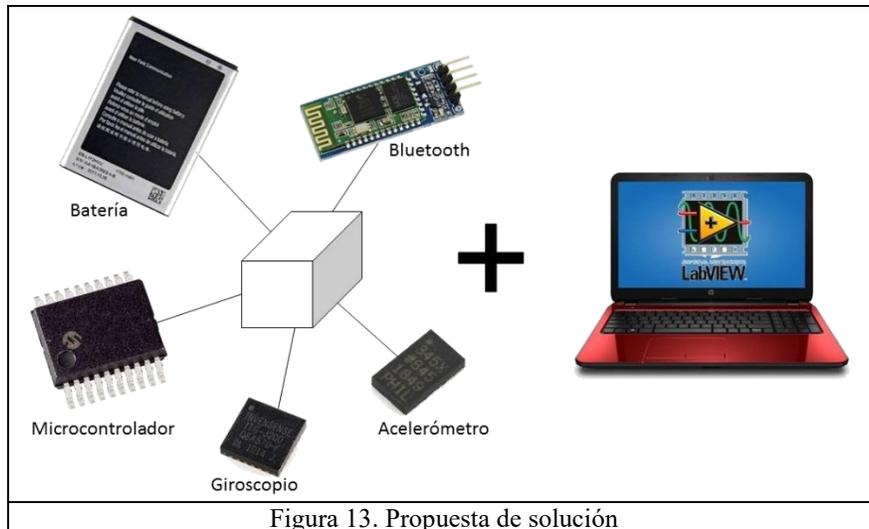
LabVIEW se destaca en aplicaciones de medición con hardware, en la creación de interfaces gráficas y ayudar a reducir el tiempo de programación y depuración del programa.

3.7.4 Sujetar

El inconveniente de utilizar el concepto *wearable* es que la calceta es una prenda de vestir y por cuestiones higiénicas, no sería apropiado colocarlo a diferentes personas sin haberla lavado previamente. Por el contrario, al utilizar velcro permitiría ajustar más rápidamente y con más firmeza el dispositivo al miembro.

3.8 Propuesta de solución

Dispositivo (Figura 13) que contendrá para adquirir señal: acelerómetro y giroscopio; para acondicionar señal: microcontrolador; para comunicar datos: módulo bluetooth; para el sistema de alimentación una batería e indicador de encendido dentro del sistema de estructura: un encapsulado ergonómico adaptado para poder sujetarse por medio de un velcro. Para procesar y presentar información: interfaz para computadora realizado con LabVIEW, con una comunicación bluetooth para recibir los datos, procesar los datos, asimismo una interfaz que guíe al médico en el proceso de las pruebas de evaluación, que genere un reporte de resultados, automáticamente, en Word y que almacene la información en la base de datos.



3.9 Técnica de evaluación de sarcopenia

Se propone una técnica de evaluación de sarcopenia utilizando como base: el protocolo a emplear en la valoración de la condición física de mayores de 50 años (Ramírez Villada, 2011), junto con el dispositivo de evaluación desarrollado y los parámetros de evaluación de sarcopenia. Las pruebas que se proponen son las siguientes:

1. Entrevista previa: Informar sobre las características de la evaluación y proporcionar la carta de consentimiento informado a la persona para su participación.
2. Cuestionario de actividad física: Evaluar la condición física actual de la persona antes de permitirle realizar las pruebas subsecuentes.
3. Composición corporal: Valorar la composición corporal, específicamente el índice de masa corporal como identificador del estado nutricional y la masa muscular de la persona mediante fórmulas que requieren mediciones antropométricas de los pliegues, tríceps, bíceps, subescapular y de la cresta iliaca, y diámetros de muñeca y fémur.
4. Ángulo máximo de flexo-extensión: Obtener el ángulo máximo que se realiza durante la extensión y flexión utilizando acelerómetro.
5. Fuerza máxima y reacción en los cuádriceps: Estimar la fuerza muscular máxima generada por el sujeto por medio de la variable repeticiones (una vez calibrado con el ángulo máximo que pueden realizar), debido a que no es aplicable el método tradicional de 1RM en poblaciones de la tercera edad, por sus condiciones particulares de vulnerabilidad y el elevado estrés orgánico-sistémico que genera (Ramírez Villada, 2011).
6. Velocidad de marcha: Determinar el desempeño físico de la persona por medio de la velocidad de marcha utilizando acelerómetro y giroscopio.
7. Equilibrio estático unipodal: Medir el desempeño físico como el tiempo de equilibrio estático general del cuerpo en un pie utilizando la interfaz. El equilibrio se asocia con el riesgo de caídas en el adulto mayor, se detecta una alteración en el equilibrio estático si la persona no puede mantener el equilibrio durante menos de 4 segundos (Lopéz L., Mancilla S. , Villalobos C., & Herrera V.).

3.10 Selección de componentes

3.10.1 Acelerómetro y giroscopio

-Primera propuesta

Recordando las características para la selección de un acelerómetro y giroscopio son:

1. El rango de detección de aceleración.
2. El tipo de salida del sensor.
3. Los ejes de medición.
4. Voltaje de alimentación.
5. Características especiales como filtros integrados, rangos seleccionables de medida, autocalibración, etc.

De forma externa, se recomendó utilizar el acelerómetro digital ADXL343 y el giroscopio ITG-3200, debido a que ya se había trabajado con esos sensores, además se propusieron dos acelerómetros: el LIS3DH (digital) y el ADXL335 (analógico). Se compararon sus características y se decidió utilizar el acelerómetro LIS3DH y el giroscopio ITG-3200 por ser común en el mercado. Pero en la fabricación, debido a falta de herramientas tecnológicas para componentes MEMS no se pudo utilizar los componentes seleccionados (véase p. 31) y se realizó una nueva búsqueda de acelerómetros y giroscopios.

-Segunda propuesta

La opción encontrada fue utilizar una IMU, (Inercial Measurement Unit por sus siglas en Inglés) que es una tarjeta que contiene uno o más sensores (entre estos un acelerómetro y un giroscopio) como magnetómetros o altímetros, con la ventaja de proporcionar mayor cantidad de datos para poder calcular con mayor exactitud la orientación, posición y velocidad, además cuenta con unas terminales fácilmente soldables. En la Tabla 7 se comparan las características de dos IMU, disponibles en las tiendas de electrónica:

Tabla 7
Comparación entre dos IMU

Componente/ Características	IMU sparkfun 6 degrees	AltIMU-10 v4
Sensores	Acelerómetro (ADXL345), giroscopio (ITG-3200).	Acelerómetro (L3GD20H), giroscopio (LSM303D) y un altímetro/barómetro (LPS25H).
Rango de detección (a)	±2, ±4, ±8, ±16	±2, ±4, ±8, ±16
Rango de detección (g)	±2000 [°/s]	±245, ±500, ±2000 [°/s]
Tipo de salida	Digital I ² C, resolución 16bit	Digital I ² C, resolución 16bit
Ejes de medición (a)	X, Y, Z	X, Y, Z
Ejes de medición (g)	X, Y, Z	X, Y, Z
Voltaje de alimentación	3.3 [V]	2.5 – 5.5 [V]
Sensibilidad (g)	14.375 LSB[°/s]	14.284 LSB[°/s]
Sensibilidad (a)	0.0078 [g/LSB]	0.0082 [g/LSB]
Características especiales	Escala seleccionable (a) Interrupciones Registro de offset (a) y (g)	Escala seleccionable (a) y (g) Regulador para trabajar a 3.3V Interrupciones Registro de offset (a) y (g)
	(a): acelerómetro	(b): giroscopio

Ambas IMU tienen características similares en cuanto a los ejes de medición, resolución, rango de detección (aceleración y velocidad angular) y sensibilidad de medición. La altIMU-10 cuenta con barómetro y magnetómetro que para la aplicación no son útiles, pero tiene integrado un regulador de voltaje y el giroscopio tiene escala seleccionable, a comparación de la IMU sparkfun que sólo es configurable la escala del acelerómetro. Independientemente de lo anterior, debido a la disponibilidad de los dispositivos en tienda y el tiempo de entrega, se eligió utilizar la IMU sparkfun 6 degrees y agregar un regulador de voltaje en el circuito.

3.10.2 Microcontrolador

Se optó por buscar un microcontrolador PIC de Microchip, porque cuenta con una amplia familia de microcontroladores entre los cuales seleccionar alguno dependiendo de las características que se necesiten. Para esta aplicación las características que se necesitan son: puertos dedicados para comunicación I²C y RS232, bajo consumo corriente, que trabaje de 2 a 3.3 [v], cuente con oscilador interno o para oscilador externo de 20 [Mhz] y empaquetado del componente en montaje superficial.

Con la ayuda de la tabla de búsqueda de microcontroladores en Microchip Technology Inc. (2016), en la familia de PIC16F, agregando las características predichas en los filtros, arrojo cinco resultados:

Tabla 8
Tabla de búsqueda por filtrado de PICs

Product	Program Memory (Kbytes)	Max. CPU Speed MHz	Internal Oscillator	UART	I2C	Operation Voltage Min.(V)	Operation Voltage Max.(V)	Packages
PIC16F886	14	20	8 MHz, 32 kHz	1	1	2	5.5	28/SOIC 300mil
PIC16F887	14	20	8 MHz, 32 kHz	1	1	2	5.5	20/SOIC 44/TQFP
PIC16F916	14	20	8 MHz, 32 kHz	1	1	2	5.5	28/QFN 28/SOIC 300mil
PIC16F917	14	20	8 MHz, 32 kHz	1	1	2	5.5	44/QFN 44/TQFP
PIC16F946	14	20	8 MHz, 32 kHz	1	1	2	5.5	64/TQFP

Todos los microcontroladores mostrados son iguales en las características mencionadas, además cuentan con su equivalente de bajo consumo de corriente, se diferencian por tener otras características (timers, convertidores analógico digital, comparadores) que no son imprescindibles para la aplicación que se busca, por lo que cualquiera de ellos serviría, por lo tanto se eligió el PIC16LF887 en un empaquetado SOIC de 20 pines.

3.10.3 Módulo bluetooth

Los módulos bluetooth disponibles en el mercado para la aplicación con microcontroladores son el HC-05 y HC-06 la diferencia primordial entre los dos es que el primero además de comunicarse con dispositivos (computadora portátil, Smartphone) se puede comunicar con otros módulos del mismo tipo, esta característica está ausente en el segundo modelo, pero para la aplicación de la presente tesis no es necesaria. En ambos módulos es posible configurar una contraseña de acceso para que sólo se empareje con los dispositivos definidos.

Se seleccionó el módulo HC-06 debido a que tiene las mismas características, pero es de menor precio que el modelo 05.

3.10.4 Batería

La tarjeta IMU y el microcontrolador son elementos de bajo consumo de energía, el elemento que más consume energía a comparación de aquellos sería el bluetooth, durante el tiempo en que no está emparejado con la computadora consume de 30 a 40 [mA], en la Tabla 9 se describen los consumos de corriente en funcionamiento.

Tabla 9

Consumo de corriente de componentes

Componente	Corriente [mA]	Voltaje [V]
Tarjeta IMU	6.5	3.3
Microcontrolador	5	3.3
Bluetooth	8	3.7
Led indicador	15	3.7
Regulador de voltaje	2	3.7
Total =	36.5	

La batería debe proporcionar una corriente mayor a 36.5 [mA] a un voltaje de 3.7 [V] para un funcionamiento correcto del circuito. La solución sería utilizar una batería recargable de tipo Li-ion o Li-Po, que proporcionan un voltaje de 3.7 [V] con una mayor corriente por más tiempo, son pequeñas y ligeras en comparación con baterías alcalinas.

Al momento de la selección se contaba con una batería de tipo Li-ion, modelo BL-5C con una corriente de 1000 [mAh], con unas dimensiones de 33 [mm] de ancho por 54 [mm] de largo por 6 [mm] de espesor, con un costo de \$50 pesos por unidad.

3.10.5 Componentes secundarios

El acelerómetro y el giroscopio en la IMU sparkfun, acorde a las especificaciones necesita una alimentación de 3.3 [V] \pm 0.1 [V]. No es posible utilizar un regulador de voltaje ajustable, debido a que el ajuste de voltaje se encuentra sujeto a los valores comerciales de resistencias y capacitores, por lo tanto, sólo se podría obtener un valor cercano. La opción fue utilizar el regulador KA78RM33, que proporciona un voltaje típico de 3.3 [v] con un mínimo de 3.22 [V] y un máximo de 3.38 [V], con una corriente de 0.5 [A].

Se utilizó además un oscilador de 20 [Mhz] para el funcionamiento del microcontrolador, un led indicador de 3 [mm], un interruptor de encendido, una placa fenólica de 10x10 [cm] y conectores tipo *header*. La lista completa de componentes se encuentra en la Tabla 10.

Tabla 10
Lista de componentes

Componente
IMU sparfun 6 degrees
Microcontrolador PIC16LF887
Bluetooth HC-06
Batería BL-5C
Regulador KA78RM33
Oscilador 20 Mhz y cap 22 pF
Led 3mm
Placa fenólica 10x10 cm

3.11 Fabricación

La fabricación se compone de cuatro partes principalmente, con sus respectivas actividades:

- ✓ Circuito: diagrama y simulación, configuración de los componentes físicos y enrutamiento de pistas, transferencia a placa fenólica, prueba de conductividad y soldado de componentes.
- ✓ Programación: Código de programación del microcontrolador para leer las señales de los sensores y enviar los datos.
- ✓ Encapsulado:
- ✓ Interfaz: Programación de la comunicación, de pruebas de evaluación, generación de reporte de resultados y almacenamiento en base de datos.

3.11.1 Circuito

Una vez definidos los componentes a emplear, utilizando la paquetería de Proteus (para este caso ISIS), se realizó el diagrama de conexiones de los componentes, especificando las entradas (voltaje de alimentación y pines para programar el microcontrolador) y las salidas (led indicador de encendido y el envío de datos por medio del módulo bluetooth). El diagrama (Figura 14) permite a ISIS simular algunas funciones, por ejemplo, la programación del microcontrolador, el envío de datos en RS232, la regulación de voltaje, igualmente sirve como guía para el alambrado del circuito en protoboard.

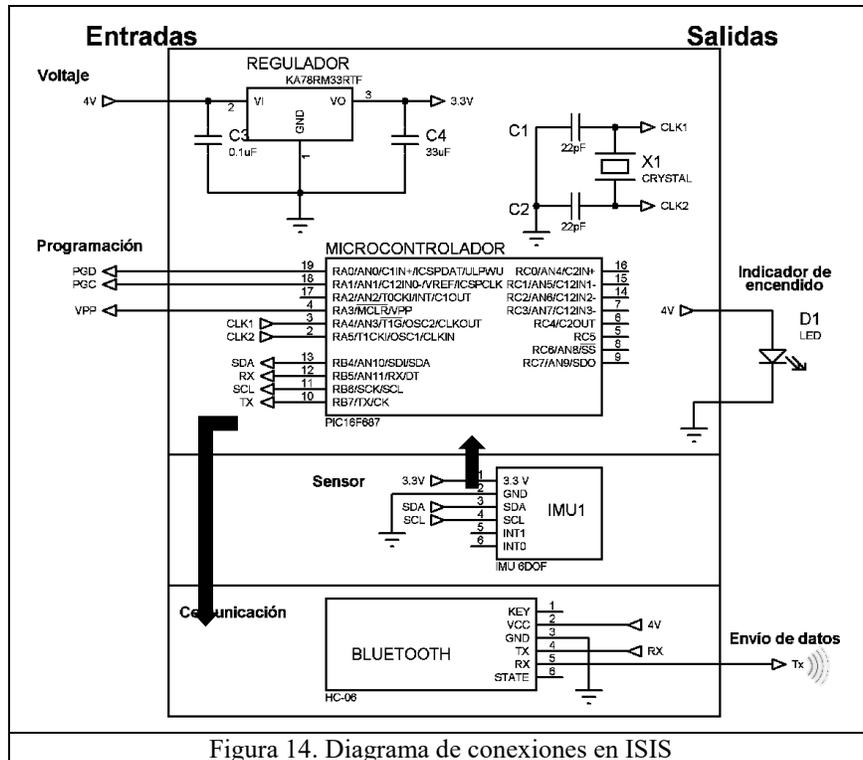


Figura 14. Diagrama de conexiones en ISIS

De ISIS se transfiere la lista de conexiones a ARES, donde se realiza la configuración de los componentes físicos del circuito impreso (Figura 15), el enrutamiento de pistas en el cobre para conectar estos, el borde de la tarjeta y los barrenos de sujeción. El tamaño de la tarjeta quedó de las siguientes dimensiones: 57.5 mm de largo por 40 mm de ancho.

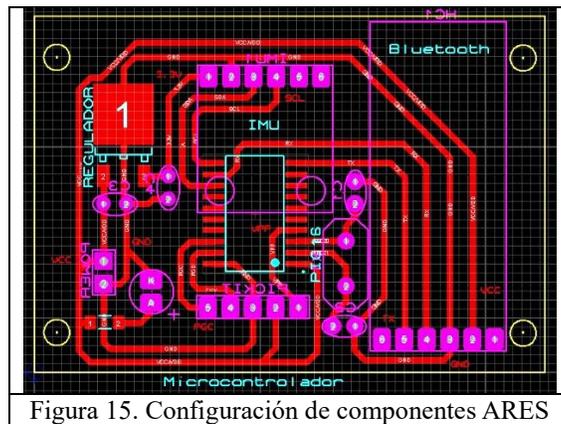


Figura 15. Configuración de componentes ARES

-Circuito impreso, acelerómetro y giroscopio

El circuito impreso se intentó realizar por medio de un router CNC, pero la dificultad fue el tamaño del acelerómetro y el giroscopio que se encuentran dentro de 4 milímetros por lado con una separación entre los *pads* de 0.5 [mm] y la punta de la herramienta utilizada no permitió hacer las pistas, desbastando más cobre. Se realizaron varios intentos con herramientas de punta con menor ángulo, fue posible hacer una tarjeta (Figura 16), pero se encontraron problemas también al

momento de soldar los componentes. Al probar el circuito, no se pudo realizar una comunicación exitosa con los sensores.

Se concluyó que no se contaba con la tecnología propicia para realizar el circuito y el soldado de este tipo de componentes, por lo que se optó por seleccionar otros componentes en la segunda iteración.

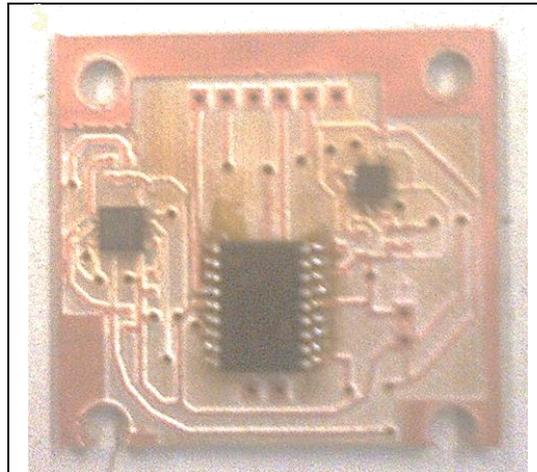


Figura 16. Tarjeta con acelerómetro y giroscopio

-Circuito impreso, IMU

El circuito impreso con la IMU (Figura 17), se realizó por medio del método *press-n-peel*, el circuito se imprime en papel fotográfico y se transfiere al cobre por la aplicación de calor, una vez transferida la tinta, se realizan los barrenos donde irán los componentes de tipo *through hole*. Posteriormente se utiliza cloruro férrico para eliminar el cobre que no se encuentra marcado, al quedar únicamente las pistas, se termina limpiando la tarjeta y utilizando un multímetro se verifica que las pistas tengan continuidad.

Los componentes se acomodan y se sueldan, empezando primero con los componentes de tipo *surface mounting*, utilizando un cautín de temperatura regulable a 65 °C para evitar dañar el microcontrolador y los sensores, esta es la temperatura que especifica el *datasheet*.

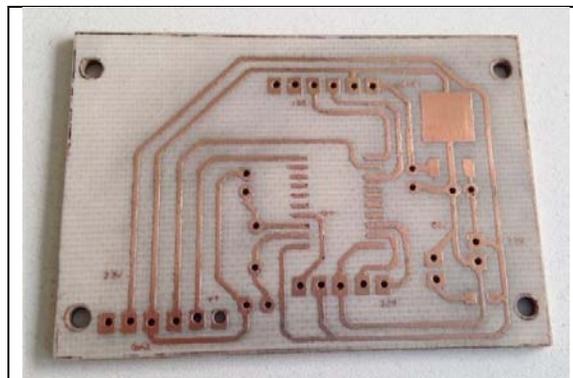


Figura 17. Tarjeta para la IMU

3.11.2 Programación

Para el programa del PIC, se utilizó el IDE de MPLAB, donde se definieron las librerías para comunicación RS232 con el bluetooth y la comunicación I²C, los registros de los sensores y las rutinas para acceder y habilitar las direcciones de lectura del acelerómetro y giroscopio. El acelerómetro y el giroscopio tienen una salida digital de 10 y 16 bits respectivamente por valor numérico de aceleración o velocidad angular. En la transmisión sólo se pueden enviar 8 bits a la vez, por lo que en ambos casos se necesita recibir en dos partes la información, teniendo un *byte* de alto orden – del bit 7 al bit 15- que se define con la letra ‘H’ y un *byte* de bajo orden - del bit 0 al bit 7- con la letra ‘L’ y operando ambos bytes se obtiene una palabra. La palabra que se obtiene es por cada uno de los ejes (X, Y, Z) del giroscopio y (XA, YA, ZA) del acelerómetro, en la Figura 18 aparece un parte del código con los bytes ‘XH’ y ‘XL’ leídos del giroscopio y mediante una operación OR se obtiene la palabra ‘X’ como dato en binario de velocidad angular del giroscopio, lo mismo sucede con el acelerómetro obteniendo la palabra ‘XA’. La palabra ‘X’ se divide por la sensibilidad del giroscopio - 14.375- para obtener el valor decimal de la velocidad angular y ‘XA’ se multiplica por la sensibilidad del acelerómetro -0.0078- para obtener el valor decimal de aceleración.

```
XH=acc_readgiro(ITG_GYRO_XOUT_H );
XL=acc_readgiro(ITG_GYRO_XOUT_L );
X=XH<<8;
X=X|XL;
X=(X)/(14.375);

X_H_A=acc_readacel(ADXLS345_DATAX1);
X_L_A=acc_readacel(ADXLS345_DATAX0);
XA=X_H_A<<8;
XA=XA|X_L_A;
XA1=(XA)*(.0078);

printf("X%LdKY%LdKA%fKB%fKC%fK",X,Y,XA1,YA1,ZA1);

delay_ms(50);
```

Figura 18. Segmento de código de lectura del eje X del acelerómetro y giroscopio, envío de datos por comunicación RS232.

Por último, los datos leídos en cada uno de los ejes son enviados como tipo cadena por medio de la función *printf* y se espera 50 milisegundos antes de volver a leer los datos de los sensores.

3.11.3 Encapsulado

Se realizó un encapsulado para resguardar el circuito y permitir su sujeción en la extremidad de la persona. El diseño se hizo con base en las dimensiones de la tarjeta del circuito final y el socket que porta la pila para alimentar el circuito. Para ello se creó el modelo 3D del circuito, con los componentes electrónicos seleccionados y el ensamble de los mismos en la tarjeta fenólica.

En la vista superior en la Figura 19 se observa el IMU, módulo bluetooth, conectores, capacitores y cristal oscilador. En la vista inferior está el microcontrolador y regulador de voltaje, para considerar las dimensiones y modelar el encapsulado del circuito.

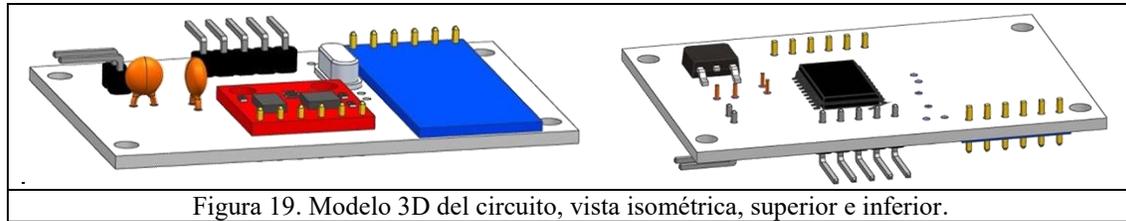


Figura 19. Modelo 3D del circuito, vista isométrica, superior e inferior.

Se partió de un prisma rectangular hueco de 50 [mm] de ancho por 77 [mm] de largo por 25 [mm] de alto, tomando como base la mayor de las medidas entre la tarjeta y el socket de la batería, éste último de 40 [mm] de ancho por 67 [mm] de largo. Se realizó en la parte inferior –parte que va a tener contacto con la pierna- una curvatura de 50 [mm] de radio, para que la geometría se adapte mejor a la forma de la extremidad. En la parte interna de la base para la sujeción de la tarjeta se colocaron cuatro cilindros de 3.5 [mm] de diámetro con una reducción de diámetro en la parte superior del cilindro a 3.25 [mm] correspondiente al diámetro de los barrenos de la tarjeta (1/8”), con la finalidad de sujetarla mediante un ensamble por interferencia con el material y los barrenos realizados en la tarjeta. A los costados se realizaron dos ranuras para sujetar el velcro en el prototipo.

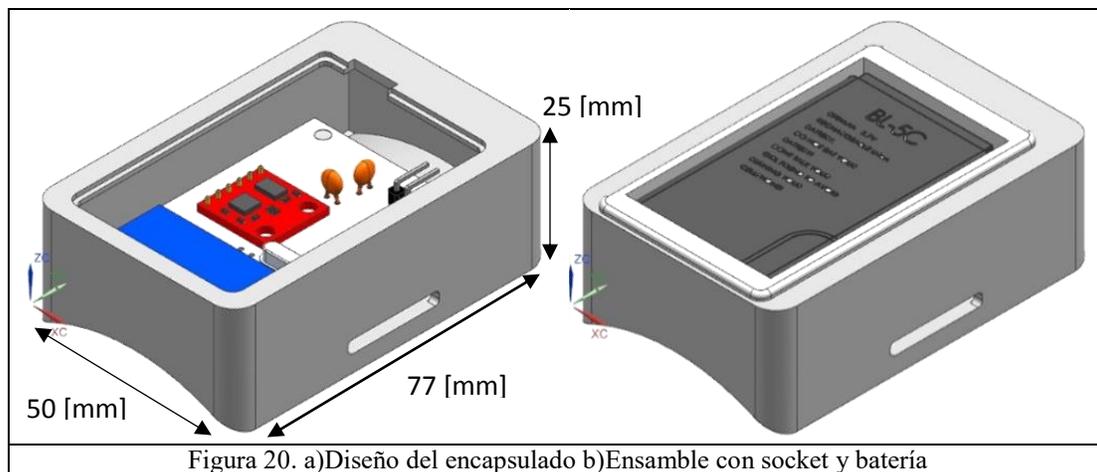


Figura 20. a)Diseño del encapsulado b)Ensamble con socket y batería

Por último, se hizo una curvatura en las aristas, además de agregar las siglas de la Universidad Nacional Autónoma de México en la parte lateral para obtener el encapsulado final de la Figura 21. Cabe mencionar que el diseño tuvo como objetivo ser ergonómico, además de tomar en consideración metodologías de ensamble, para utilizar el mínimo de elementos posibles, en este caso, para la sujeción de la tarjeta y el socket de la batería.

La fabricación del encapsulado se realizó por medio de impresión 3D en material ABS color rojo con unas medidas de 76.42 [mm] de largo por 50 [mm] de ancho por 29.17 [mm] de alto y 1 [mm] de espesor, se tuvo un volumen de 21.102 [cm³].

3.11.4 Prototipo para evaluar sarcopenia

El prototipo final fabricado se observa en la Figura 21, se colocó el interruptor de encendido y el led indicador, además en las cavidades laterales del encapsulado se colocó el velcro para la sujeción.

Los pasos para la colocación del prototipo son:

- 1) Ubicar el maléolo lateral de la pierna (derecha o izquierda),
- 2) colocar el dispositivo sobre la protuberancia ósea y sujetarlo con el velcro y
- 3) encender con el interruptor el dispositivo.



Figura 21. Prototipo para evaluar sarcopenia fabricado en impresión 3D.

3.11.5 Interfaz: Evaluación de la función muscular.

Para la comunicación con el dispositivo, se utiliza el protocolo de comunicación serial (VISA) de LabVIEW, primero se configura el puerto serial, agregando el COM en que se localiza el bluetooth, la velocidad de transmisión de datos, el número de bits a recibir, si se agrega un bit de stop o si se tiene paridad, etc. Una vez realizado esto, se utiliza *VISA read* o *VISA write*, para recibir o enviar los datos en tipo cadena, finalmente se limpia el puerto serial y se cierra la comunicación (Figura 22a).

Una vez que se reciben los datos, con las funciones de conversión se pueden transformar a tipo entero o flotante para poder realizar operaciones matemáticas posteriores. Si se agrega la función de leer y de conversión en un ciclo while se pueden recibir datos de forma continua hasta que el usuario detenga el programa (Figura 22b).

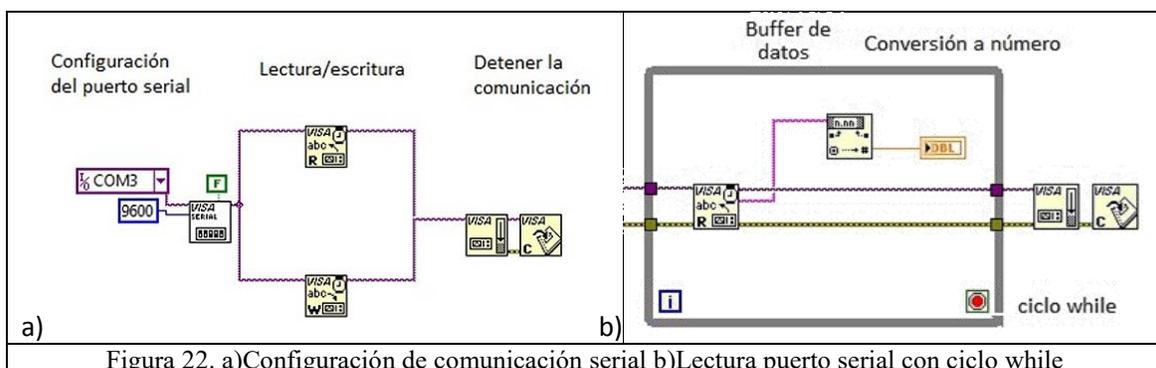


Figura 22. a) Configuración de comunicación serial b) Lectura puerto serial con ciclo while

Al mismo tiempo en que se reciben los datos se realizan operaciones por medio de la estructura *formula node*, esta estructura permite escribir código en líneas para resolver funciones matemáticas, indicando entradas y salidas, después se puede visualizar la información, por ejemplo, el ángulo de movimiento en tiempo “real”, por medio de un gráfico de tipo chart (Figura 23a), donde se gráfica en el eje de las abscisas el tiempo y en el eje de las ordenadas el ángulo medido. Se determinó utilizar la gráfica tipo chart, debido a que a partir de ésta es posible almacenar los datos en tipo *waveform*, que contiene dos componentes: x (tiempo) contra y (dato).

Este tipo de variable permite, que posteriormente de la recopilación, se utilicen funciones para el análisis de señales: cortar segmentos de la señal, valles y crestas, valores máximos, detección de flancos de bajada y subida, etcétera. Por ejemplo, para velocidad de marcha se obtiene una gráfica como en la Figura 23a, hay un tiempo en que inicia la prueba y la persona comienza la marcha, que debe ser eliminado para obtener el tiempo de marcha únicamente (Figura 23b).

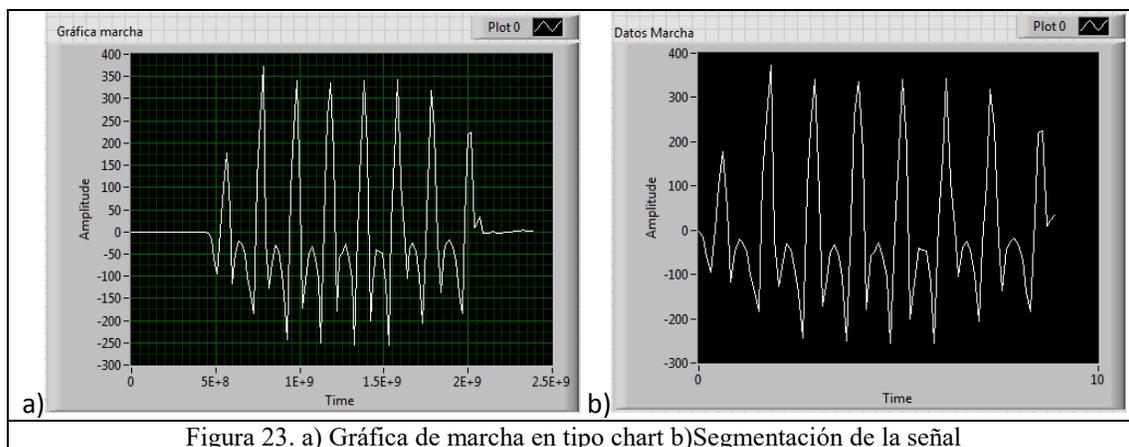


Figura 23. a) Gráfica de marcha en tipo chart b) Segmentación de la señal

La interfaz (Figura 24) se realizó por medio del panel frontal de LabVIEW, el cual, utilizando un control de tipo *tab* permite guiar en las pruebas de la técnica de evaluación de sarcopenia cambiando entre las pestañas. Por ejemplo, en el cuestionario se utilizaron controles de texto, para llenar los datos del usuario. Se agregaron botones para cambiar algunas preferencias como la ubicación del almacenamiento de archivos y un indicador de la conexión con el dispositivo en la parte superior derecha.

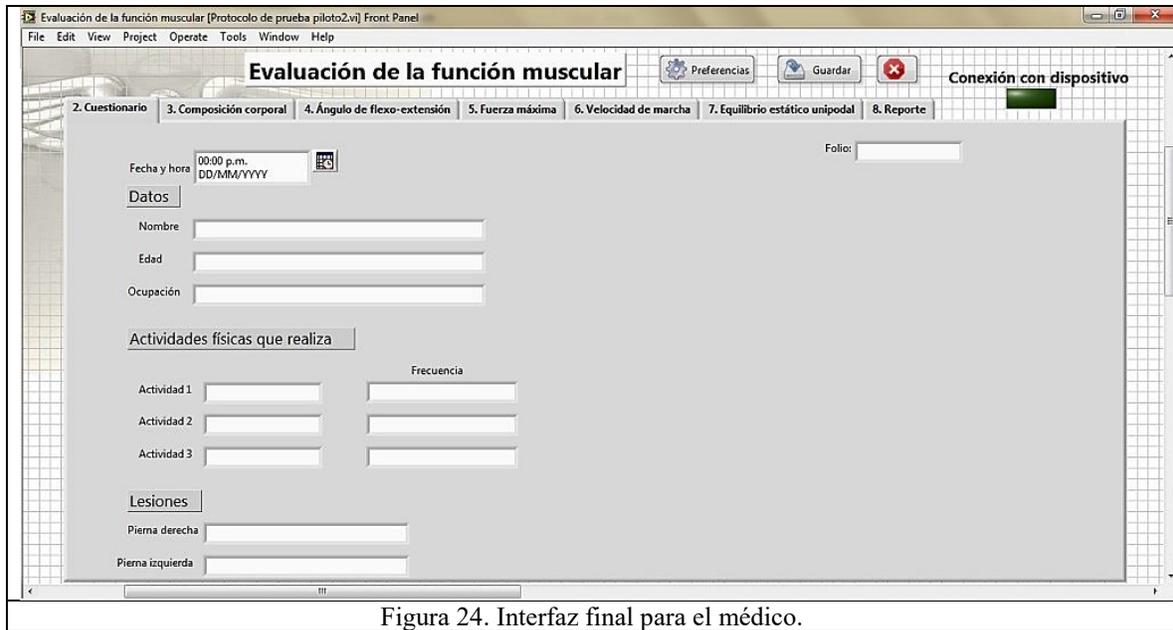


Figura 24. Interfaz final para el médico.

Para la generación del reporte de resultados, se utilizó el toolkit de Microsoft Office, este permite crear reportes personalizados, con texto, gráficas, tablas de forma automática, además del uso de plantillas predefinidas, se eligió utilizar Word, debido a la compatibilidad de este tipo de archivo en la mayoría de las computadoras.

Una vez colocado el prototipo para evaluar sarcopenia, los pasos para utilizar la interfaz son los siguientes:

- 1) Abrir la interfaz: Evaluación de la función muscular desde el inicio de la computadora.
- 2) Esperar a que el indicador de la conexión con el dispositivo este en verde, en caso contrario reiniciar la interfaz.
- 3) Una vez colocado el dispositivo, en preferencias se procede a realizar la calibración, se envía la orden hacia el microcontrolador para poner los registros del offset de los sensores en 0.
- 4) Seguir las pestañas de acuerdo al orden definido de la técnica de evaluación de sarcopenia.
- 5) En la pestaña de reporte, generar reporte y guárdalo.

3.12 Cálculos

3.12.1 Composición corporal

La ecuación que define el índice de masa corporal es:

$$IMC = \frac{PT}{E^2}$$

Para estimar la masa muscular se sugiere la fórmula que divide la masa corporal en cuatro componentes: grasa, músculo, hueso y tejido residual, se resumen las ecuaciones que por medio de la densidad corporal estiman el peso de cada uno de los componentes. (De Rose & Guimaraes, 1980)

$$PM = PT - (PG + PO + PR) [kg]$$

Donde E: estatura, PT: peso corporal total, PG: peso graso, PO: peso óseo, PR: peso residual.

Ecuación validada con población mayor de 50 años para determinar la densidad corporal (Durnin & Womersley, 1974):

$$Densidad\ corporal\ (Dc) = C - [M \cdot \log(BI + TR + SB + CI)]$$

Donde BI: pliegue del bíceps, TR: pliegue del tríceps, SB: pliegue subescapular y CI: pliegue de la cresta iliaca en milímetros.

Tabla de constantes C y M para fórmula Durnin y Womersley para hombres

Edad	16-19 años	20-29 años	30-39 años	40-49 años	50+ años
C	1.1620	1.1631	1.1422	1.1620	1.1715
M	0.0630	0.0632	0.0544	0.07	0.0779

Tabla de constantes C y M para fórmula Durnin y Womersley para mujeres

Edad	16-19 años	20-29 años	30-39 años	40-49 años	50+ años
C	1.1549	1.1599	1.1423	1.1333	1.1339
M	0.0678	0.0717	0.0632	0.0612	0.0645

Para la masa grasa en adultos se utiliza la ecuación (Brozek, Grande, Anderson, & Keys, 1963):

$$\%MG = \left(\left(\frac{4.57}{Dc} \right) - 4.142 \right) 100$$

$$PG = \frac{\%MG}{100} (PT) [kg]$$

Para el peso óseo se utiliza la ecuación (Rocha, 1975):

$$PO = 3.02(E^2 \cdot R \cdot F \cdot 400)^{0.712} [kg]$$

Dónde: R: diámetro de muñeca en metros, F: diámetro de fémur en metros.

El peso residual se estima por medio de la ecuación (Würch, 1974):

$$PR = PT(0.241) \text{ para hombres}$$

$$PR = PT(0.209) \text{ para mujeres}$$

3.12.2 Ángulos

En la Figura 25, X, Y, Z representan los ejes de medición del acelerómetro de tres ejes.

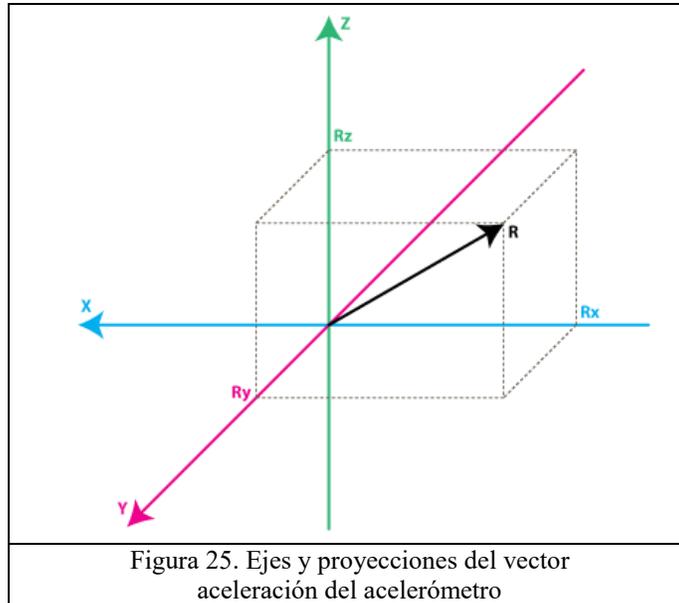


Figura 25. Ejes y proyecciones del vector aceleración del acelerómetro

El vector R es el vector de aceleración que mide el acelerómetro, por lo tanto, Rx, Ry y Rz son las proyecciones de R en el eje respectivo, por medio de teorema de Pitágoras en tres dimensiones:

$$R^2 = R_x^2 + R_y^2 + R_z^2$$

Acelerómetro

Si no está sujeto a otras fuerzas, excepto a la fuerza de gravedad, es decir, en condiciones estáticas (dependiendo la ubicación en la tierra R será cercano a 1g), se puede asumir a R como un vector de dirección para calcular la inclinación relativa con el suelo o entre ejes.

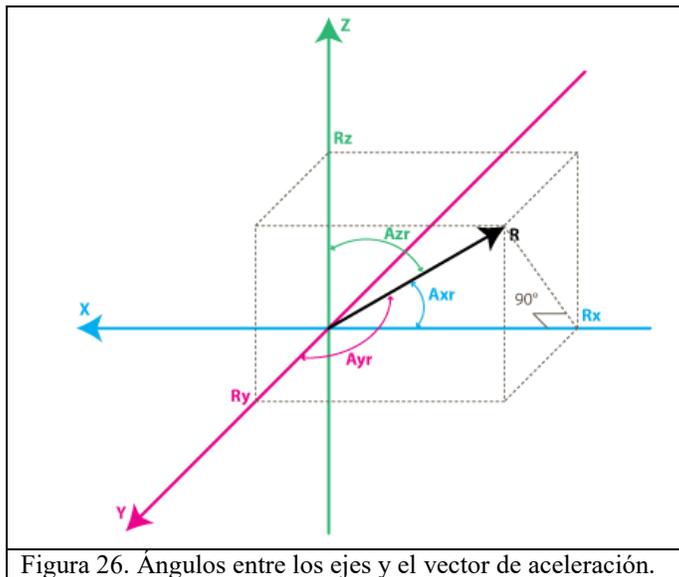


Figura 26. Ángulos entre los ejes y el vector de aceleración.

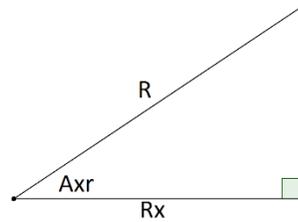
En la Figura 26 se muestran los ángulos entre el vector R y los ejes X, Y, Z que se nombrarán como Axr, Ayr y Azr. En el diagrama anterior se nota que entre el vector R y el eje X se forma un triángulo rectángulo, entonces se puede obtener el ángulo Axr por medio de trigonometría.

$$\cos X = \cos Axr = \frac{Rx}{R}$$

De forma análoga:

$$\cos Y = \cos Ayr = \frac{Ry}{R}$$

$$\cos Z = \cos Azr = \frac{Rz}{R}$$



Estas tres ecuaciones representan los cosenos directores. Despejando se obtienen los ángulos:

$$Axr = \arccos(Rx/R) \text{ [rad]}$$

$$Ayr = \arccos(Ry/R) \text{ [rad]}$$

$$Azr = \arccos(Rz/R) \text{ [rad]}$$

3.12.3 Fuerza máxima

Mediante la fórmula lineal para fuerza máxima en mayores de 50 años:

$$1RM = \frac{\text{Peso levantado}}{1.0278 - 0.0278X}$$

$$\%1RM = 1.0278 - 2.78X$$

Donde X representa las repeticiones realizadas hasta el fallo.

3.12.4 Análisis estático de la posición de trabajo

Se realizó un análisis estático (Figura 27) de la pierna de la persona durante la prueba de fuerza máxima, para obtener la reacción en los cuádriceps por medio del ángulo de flexo-extensión de la rodilla.

$$\sum Fy = M_E + M_C - A_y = 0 \therefore A_y = M_E + M_C$$

$$A_y = \text{Reacc}(\text{sen } \theta)$$

$$\text{Reacc} = \frac{A_y}{\text{sen } \theta}$$

La masa de la pierna con pie corresponde al 5.9% de la masa total del sujeto, se obtiene por medio de la tabla de porcentaje del peso corporal correspondiente a partes específicas del cuerpo (Nestlé Nutrition Institute, 2009).

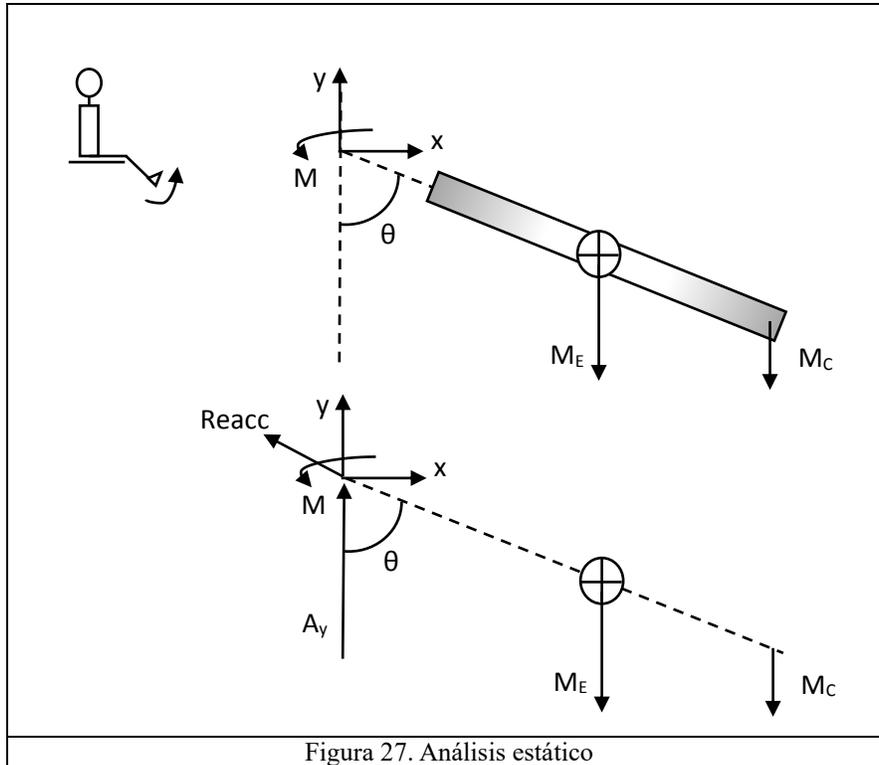


Figura 27. Análisis estático

3.12.4 Velocidad de marcha

Si se conoce la distancia en que se realizará la marcha y el tiempo se determina por el inicio y el término de la marcha, la velocidad se obtiene:

$$v = \frac{d}{t} \left[\frac{m}{s} \right]$$

3.12.5 Cadencia de la marcha

Se define como la cantidad de pasos (p) entre la distancia recorrida:

$$Cadencia = \frac{p}{d} \left[\frac{pasos}{m} \right]$$

3.13 Especificaciones finales

A continuación (Tabla 11) se enmarcan las especificaciones finales que se obtuvieron con el *prototipo para evaluar sarcopenia*.

Tabla 11

Especificaciones finales

	Métrica	Rango	Unidades
1	Dimensiones	76.42x50x30.5	[mm]
2	Cantidad de pasos para obtener datos	8	[pasos]
3	Corriente	36.5	[mA]
4	Ángulo	-85 a 85	[°]
5	Velocidad	±2000	[°/s]
6	Cantidad de pasos en interfaz	5	[pasos]
7	Perímetro de tobillo	100	[mm]
8	Porcentaje error	2.7	[%]
9	Cantidad de procesos	2	[procesos]

Capítulo IV: Pruebas

4.1 Angulo de flexo-extensión

Prueba para comparar los datos de ángulo del movimiento de flexo-extensión, alrededor del eje mediolateral de la rodilla en el plano sagital, proporcionados por el *prototipo para evaluar sarcopenia* y videogrametría. La videogrametría es una técnica para el registro de la secuencia de movimiento por medio de una cámara y el procesamiento digital de imágenes.

La técnica para esta prueba consistió en: (1) ubicación del punto del cóndilo del fémur y el punto maleolar lateral en pierna derecha, (2) colocación de dos marcadores luminosos en el punto del fémur y debajo del punto del maléolo (3) colocación del prototipo para evaluar sarcopenia sobre el maléolo lateral, (4) indicaciones del movimiento antes de iniciar la prueba y (5) registro de 10 movimientos de flexo-extensión (Figura 28b). Posteriormente, tomando en cuenta la posición de la Figura 28a como cero grados, se realizó la obtención de coordenadas y orientación de los marcadores en el video para el cálculo de los ángulos de rotación, también se obtuvo los ángulos del prototipo para evaluar sarcopenia y se compararon los datos obtenidos en ambos métodos. La gráfica de comparación de los ángulos obtenidos durante la prueba realizada se encuentra en la Figura 29, el análisis del video proporcionó la serie de datos en color naranja y los datos del prototipo para evaluar sarcopenia corresponden a la serie azul.

Las formas de las gráficas de cada método son similares, aunque existe la diferencia de la cantidad de datos que recopila cada uno y hay un desfase en el tiempo en una parte de la gráfica que corresponde a las diferencias de tiempo en la comunicación y procesamiento de los datos de método de videogrametría y acelerometría.

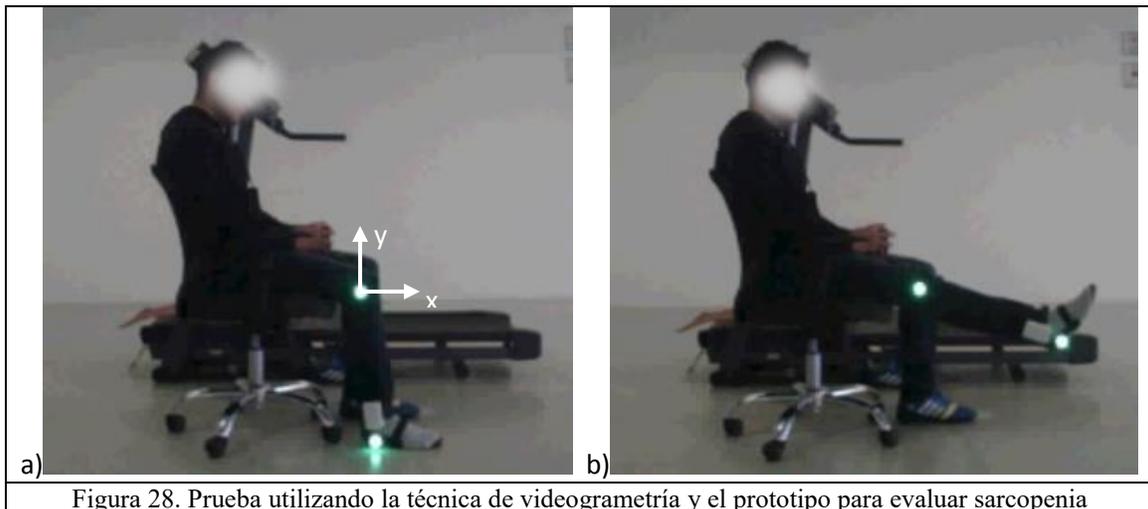


Figura 28. Prueba utilizando la técnica de videogrametría y el prototipo para evaluar sarcopenia

Se tomaron, por conveniencia, 30 datos de los ángulos máximos realizados por la persona por ambos métodos, los datos se encuentran en la Tabla 12. De la comparación entre los métodos se obtuvo el error absoluto, el error relativo entre ambas mediciones y de cada uno se calculó la media, la varianza y la desviación estándar.

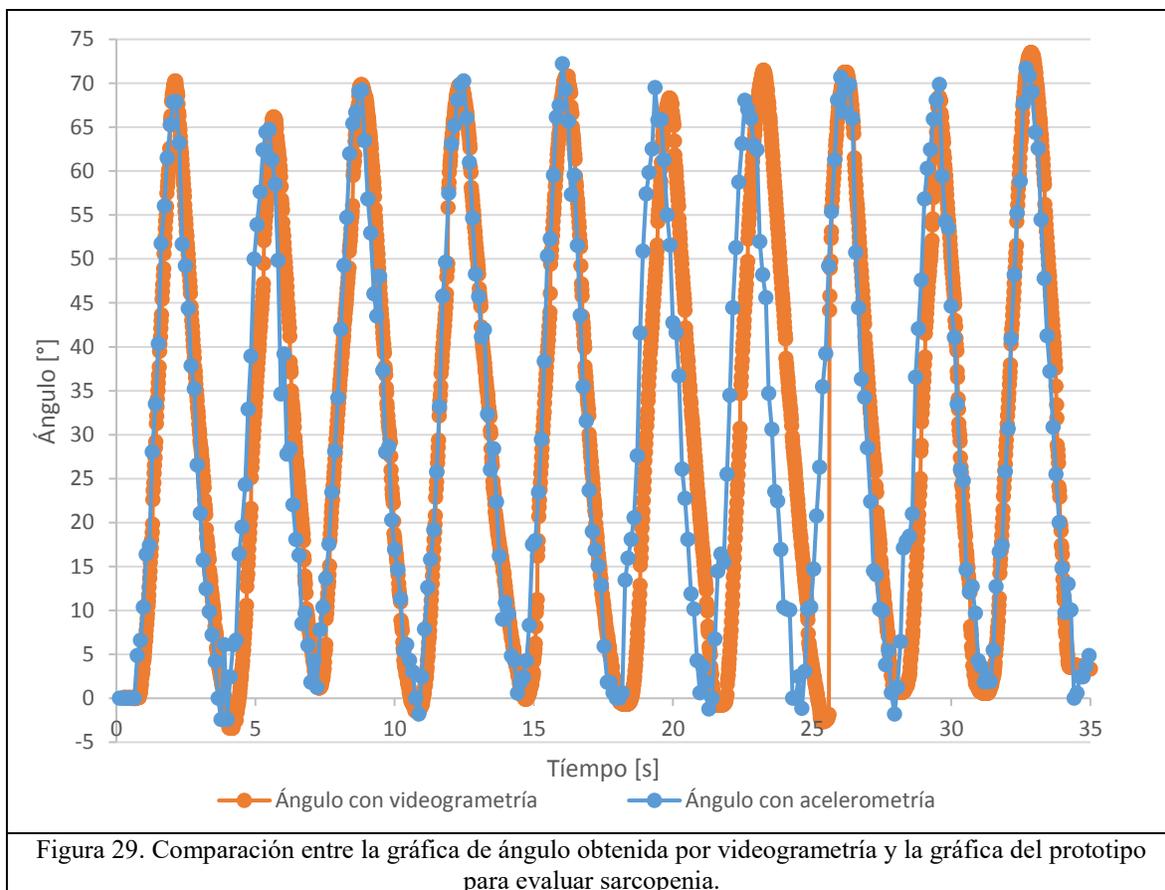


Tabla 12
Tabla de ángulos obtenidos por videogrametría y por el prototipo de evaluación de sarcopenia

	Ángulo videogrametría [°]	Ángulo prototipo [°]	Error absoluto [°]	Error relativo [%]	Ángulo videogrametría ordenado [°]	Ángulo prototipo ordenado [°]
1	70.276	67.896	-2.380	-3.387	56.091	50.5676
2	66.104	64.704	-1.400	-2.117	57.546	56.2205
3	69.842	69.223	-0.618	-0.885	57.989	56.7371
4	69.777	70.269	0.492	0.704	58.522	57.1276
5	70.763	72.227	1.464	2.069	58.982	58.4236
6	68.314	69.513	1.199	1.755	59.664	58.6269
7	71.491	68.047	-3.445	-4.819	61.379	60.5047
8	71.247	70.703	-0.543	-0.762	61.379	62.4521
9	68.360	69.856	1.496	2.188	61.423	64.2136
10	73.386	71.697	-1.689	-2.301	63.367	64.4077
11	74.879	74.896	0.017	0.022	66.104	64.704
12	71.561	70.631	-0.929	-1.299	68.227	66.6539
13	72.958	72.423	-0.534	-0.733	68.314	66.6828

14	70.479	70.965	0.486	0.690	68.360	67.8957
15	69.369	71.239	1.870	2.696	68.578	67.9645
16	70.257	70.464	0.206	0.294	68.606	68.0465
17	69.717	67.965	-1.753	-2.514	69.369	68.8694
18	68.227	64.214	-4.013	-5.883	69.717	69.2232
19	68.606	66.654	-1.952	-2.845	69.777	69.5129
20	68.578	68.869	0.292	0.425	69.842	69.856
21	57.546	58.627	1.081	1.879	70.257	70.2688
22	63.367	66.683	3.316	5.233	70.276	70.4635
23	61.423	64.408	2.984	4.859	70.479	70.6312
24	57.989	57.128	-0.861	-1.485	70.763	70.7033
25	59.664	62.452	2.789	4.674	71.247	70.9652
26	56.091	56.737	0.646	1.152	71.491	71.2387
27	58.982	50.568	-8.415	-14.266	71.561	71.6972
28	58.522	58.424	-0.099	-0.168	72.958	72.227
29	61.379	56.221	-5.159	-8.405	73.386	72.4231
30	61.379	60.505	-0.875	-1.425	74.879	74.8958

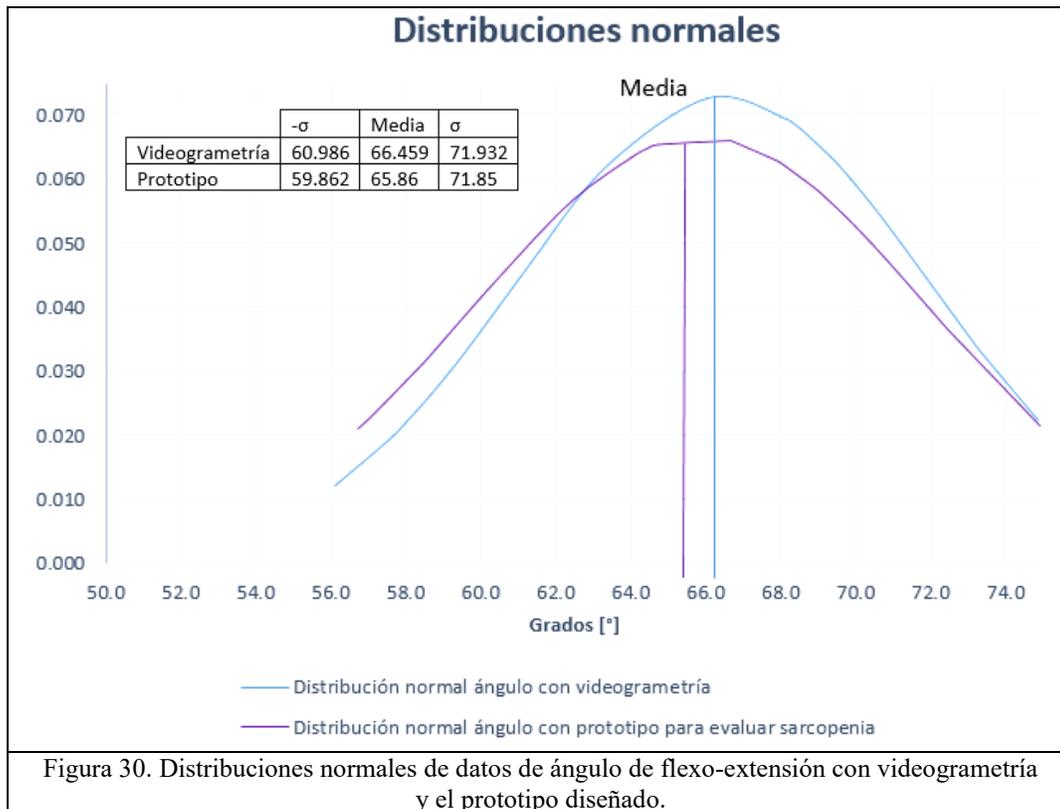


Tabla 13
 Medidas de dispersión calculadas de los datos de ángulo de flexo-extensión

	Videogrametría	Prototipo para evaluar sarcopenia
Media	66.459	65.860
Varianza	28.959	34.783
Desviación estándar (σ)	5.473	5.998

Con las medidas de dispersión calculadas, se realizó el gráfico de distribución normal o campana de Gauss de los datos de ángulo obtenidos por videogrametría y de los datos de ángulo obtenidos con el prototipo para evaluar sarcopenia (Figura 30).

4.2 Velocidad de marcha y cadencia de la marcha

Se utilizó la velocidad angular proporcionada por el giroscopio para obtener la gráfica del ciclo de marcha, la prueba de velocidad de marcha consistió en los siguientes pasos: (1) Colocación de *prototipo para evaluar sarcopenia* sobre el maléolo lateral de la pierna derecha, (2) Abrir interfaz en la pestaña de velocidad de marcha, (3) Dar indicación de cómo adoptar la posición de salida y que la marcha se realice en línea recta, (4) Dar indicación para iniciar marcha (5) Esperar a que recorra un trayecto de 10 metros hasta que se detenga en la marca.

Con el prototipo y la interfaz se obtuvo el gráfico de la marcha de la Figura 31 en velocidad angular contra tiempo desde el inicio del movimiento hasta que se detuvo la marcha, se observa el ciclo de repetición de la señal, en la Figura 32a se hace un acercamiento a una parte del gráfico para denotar la correspondencia de la señal con los eventos del ciclo de la marcha humana, la fase de apoyo y balanceo.

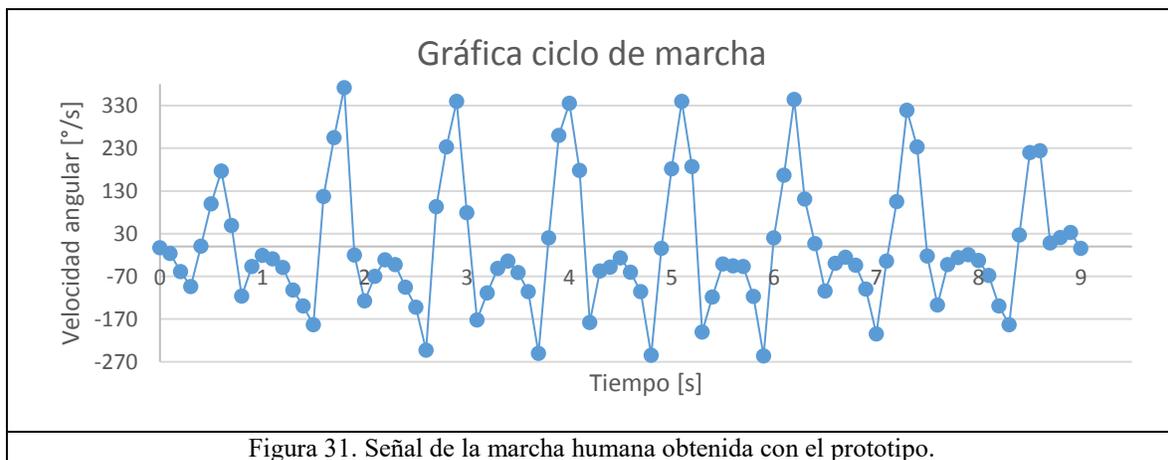


Figura 31. Señal de la marcha humana obtenida con el prototipo.

En la Figura 32a el ciclo de marcha inicia con el contacto del talón, hay una disminución de la velocidad al apoyar la planta de pie seguido de un momento de reposo, el talón se despegando aumentando la velocidad en dirección a la parte negativa del eje x, hasta el máximo al despegar los dedos para aumentar la velocidad en dirección positiva del balanceo hasta el máximo antes del contacto, nuevamente, con el talón.

El gráfico (Figura 32a) del ciclo de marcha obtenida con el prototipo es similar en la forma a la gráfica de movimiento articular del tobillo en el plano sagital durante un ciclo de marcha (Figura 32b), representada por la variación entre 60 personas con un rango de edades de 20 a 65 años, tomada de Nordin & Frankel (2004).

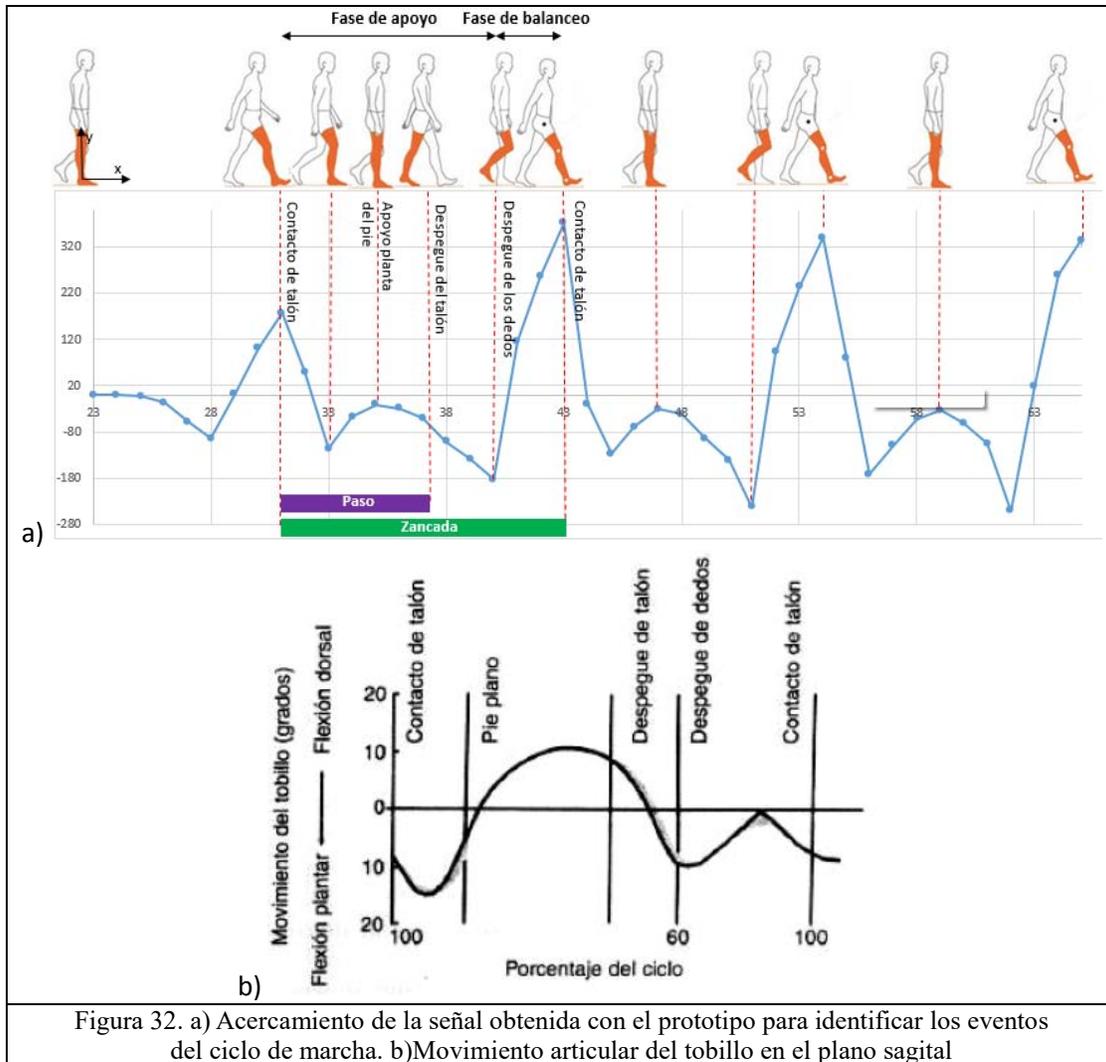


Figura 32. a) Acercamiento de la señal obtenida con el prototipo para identificar los eventos del ciclo de marcha. b) Movimiento articular del tobillo en el plano sagital

4.3 Batería

Se realizó un cálculo teórico para obtener la vida útil de la batería, se utilizó la siguiente fórmula:

$$\text{Vida útil de la batería [h]} = \frac{\text{Capacidad de la batería [mAh]}}{\text{Consumo del dispositivo [mA]}} \cdot (0.7) \quad (0.7)$$

Sustituyendo:

$$\text{Vida útil de la batería [h]} = \frac{1000 \text{ [mAh]}}{36.5 \text{ [mA]}} \cdot 0.7 = 19.17 \text{ [h]}$$

La batería de Li-ion proporcionaría un tiempo de aproximadamente 19 horas de uso continuo antes de que necesite recargarse.

Capítulo V: Resultados

5.1 Resultados

Dispositivo para sarcopenia



Figura 33. a)Circuito b)Dispositivo para sarcopenia

El circuito final con la IMU (Figura 33a) que contiene el acelerómetro y giroscopio, bluetooth, y el dispositivo para sarcopenia (Figura 33b) con unas medidas de 76.42 [mm] de largo por 50 [mm] de ancho por 30.5 [mm] de alto en material ABS rojo por impresión 3D. La corriente que consumen los componentes electrónicos del prototipo es de 36.5 [mA] y con la batería de 1000 [mAh] en funcionamiento continuo duraría alrededor de 19 horas.

Interfaz

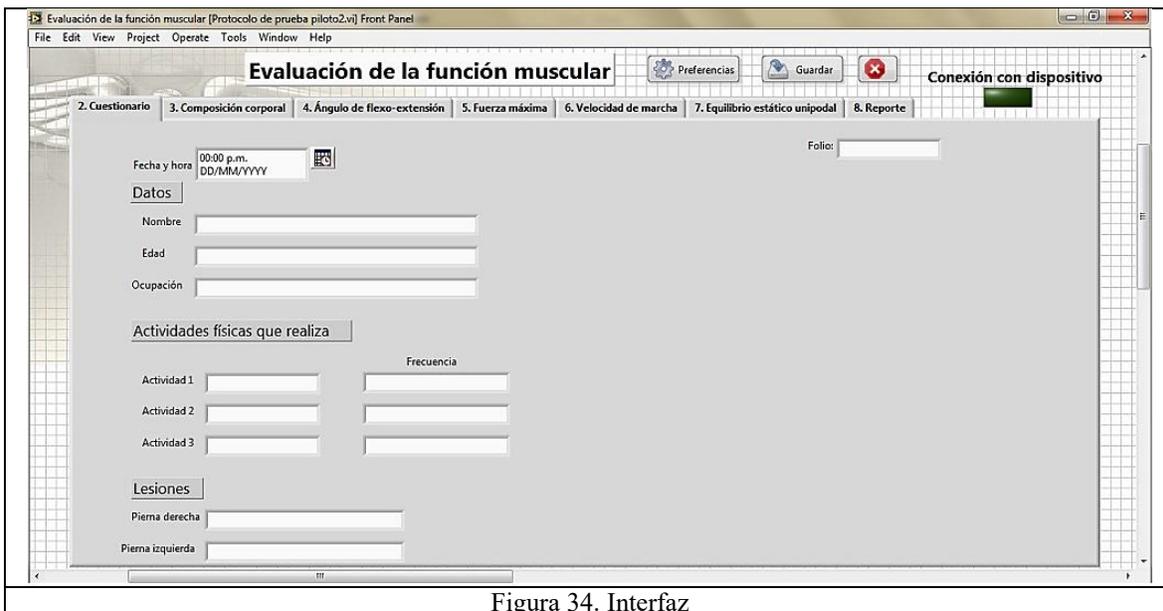
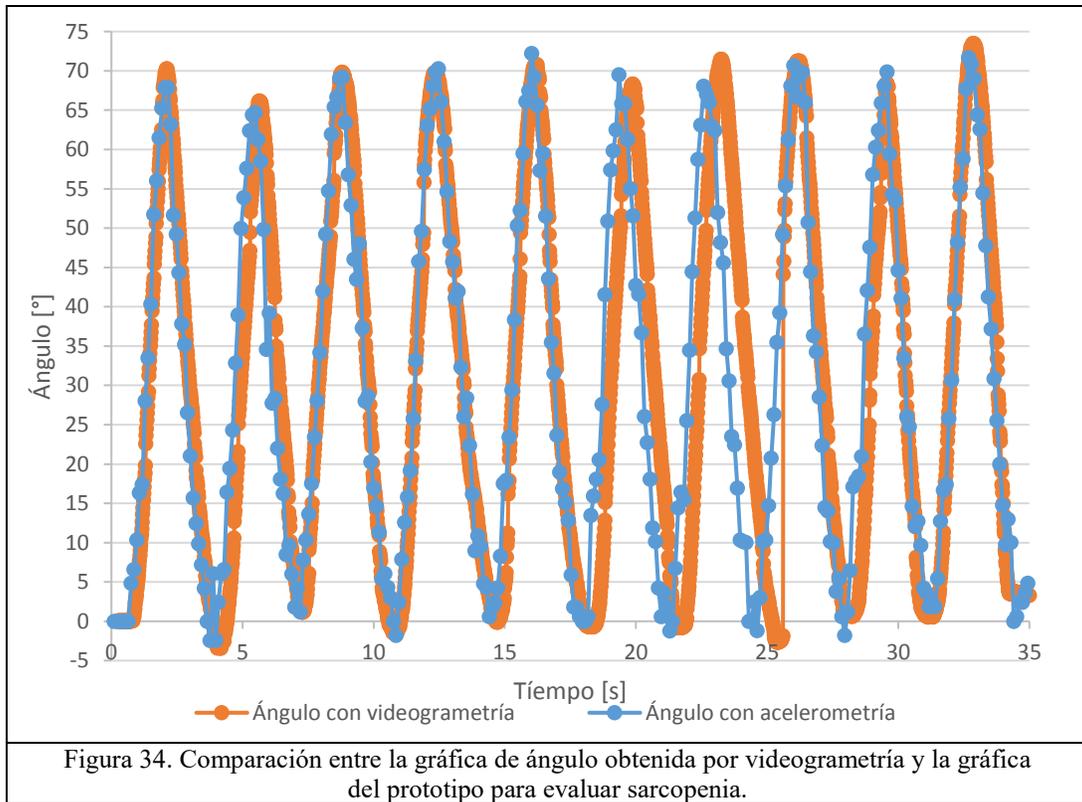


Figura 34. Interfaz

Interfaz para la computadora (Figura 34) fácil de usar por el médico, en total la cantidad de pasos para obtener datos desde la colocación son ocho, tres para la colocación y cinco para utilizar la

interfaz una vez instalada, contiene las pruebas para obtener el ángulo de flexo-extensión, la fuerza máxima, la velocidad de marcha y la generación de un reporte.

Movimiento de flexo-extensión

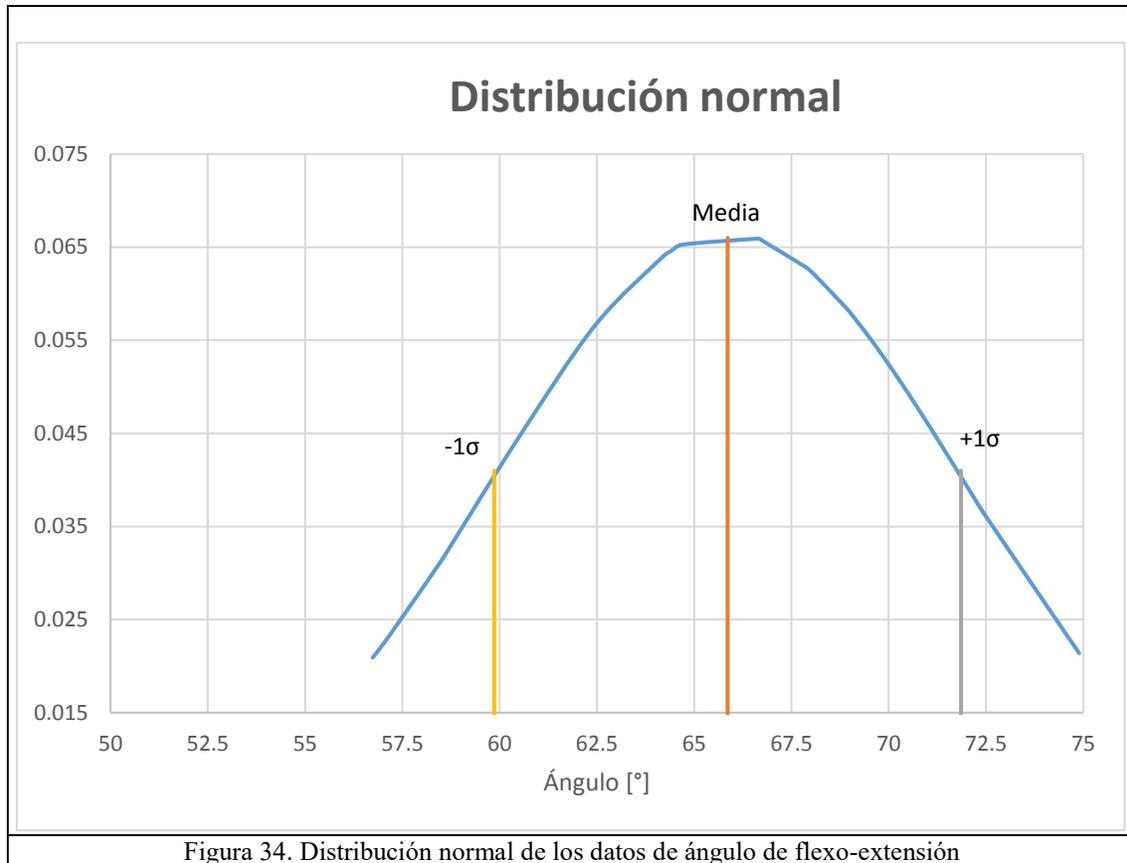


Al comparar los datos de ángulo del movimiento de flexo-extensión del dispositivo para sarcopenia, tomando como referencia los datos de videogrametría (Figura 34), alrededor del eje mediolateral de la rodilla en el plano sagital, el cálculo del error absoluto promedio entre ambas mediciones es de 1.746° con un error relativo promedio de 2.7% en 30 datos tomados.

Distribución normal

Tabla 14
Medidas de dispersión calculadas de los datos de ángulo de flexo-extensión

Media	65.860
Varianza	34.783
Desviación estándar (σ)	5.998



Con el dispositivo para sarcopenia se obtuvo una media de 65.860° , con una desviación estándar de 5.998 (Tabla 14). En la Figura 34 se observan la distribución normal del ángulo de flexo-extensión obtenido, a partir de la media 65.8606° , tomando una desviación estándar a cada lado se obtiene un área de 59.862° a 71.85° . El 68.26% corresponde al área de más una desviación estándar y menos una desviación estándar de la media, de esta forma se puede determinar el número de datos obtenidos del total. Dentro del área de 59.862° y 71.85° , 21 datos aproximadamente están dentro de esa área.

Gráfica de marcha

Fue posible seguir el movimiento de la marcha con el dispositivo para sarcopenia, se obtuvo una gráfica aproximada de la marcha (Figura 35), en pie derecho, en que se puede determinar la velocidad de marcha, la cantidad de pasos y las fases del ciclo de la marcha (fase de apoyo y fase de balanceo).

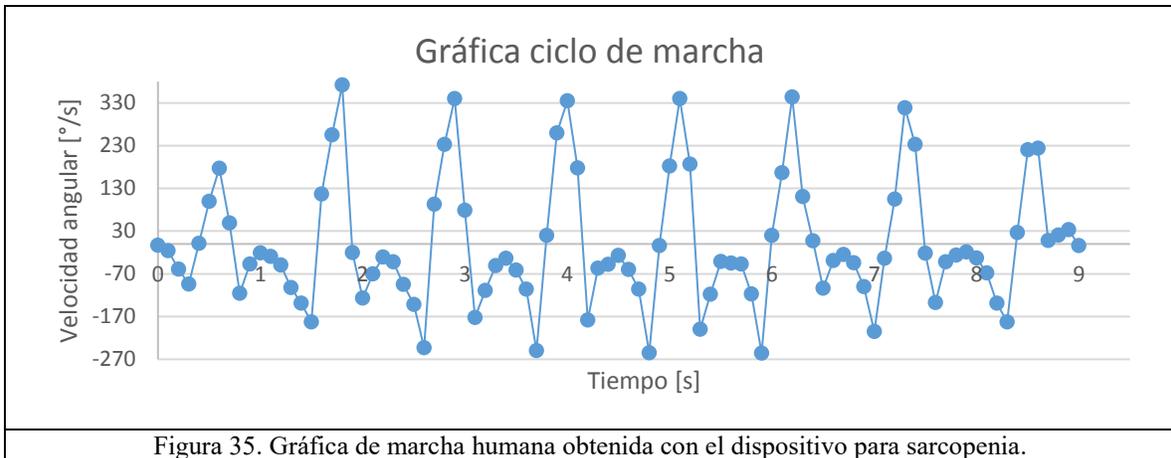


Figura 35. Gráfica de marcha humana obtenida con el dispositivo para sarcopenia.

5.2 Discusión

El dispositivo para sarcopenia diseñado permite realizar un seguimiento de movimiento en miembro inferior, para obtener el ángulo de flexo-extensión en la rodilla y para seguir el movimiento durante la marcha. La medición del ángulo de flexo-extensión permite contabilizar objetivamente las repeticiones de flexo-extensión máxima que puede realizar una persona, las repeticiones contabilizadas correctamente de acuerdo con Ramírez Villada (2011) permiten calcular la fuerza máxima generada en personas de la tercera edad.

De la comparación con videogrametría, de 30 datos tomados en una persona, se obtuvo un error promedio de 1.746° entre las mediciones tomadas de ángulos máximos. En la prueba con videogrametría, que es la tecnología más utilizada para el estudio del movimiento humano, es necesario reconocer que se tienen errores como las condiciones al momento de realizar la prueba, que incluyen la silla, la ropa del examinado, la calibración de la cámara, y la ubicación de los marcadores luminosos que en la adquisición por videogrametría es uno de los aspectos con mayor influencia. Villa Moreno, Gutiérrez Gutiérrez, & Pérez Moreno (2008) remarcan la importancia del protocolo de colocación de marcadores, donde se utilizan prominencias óseas para la colocación. Pero el problema se basa en la localización de las prominencias óseas, además de que desplazamiento sobre la piel son una fuente considerable de errores en los parámetros obtenidos, se tiene un error relativo de 21% en movimientos de flexo-extensión.

Para hacer confiable la medición con el dispositivo para sarcopenia, se requiere que la prueba de medición de ángulo de flexo-extensión que se realiza, se reduzcan los vicios en la posición sentada, evitando la separación entre el muslo y la silla, y la rotación de la pierna. Asimismo, compensar el ángulo medido durante el movimiento. Es decir, durante un movimiento lento se utiliza la aceleración estática proporcionada por el acelerómetro para obtener la posición del vector resultante y así el ángulo de movimiento de flexo-extensión, pero el sensor es influenciado por la aceleración inercial causada por el movimiento que en el vector resultante no puede ser eliminada. La aceleración inercial se puede compensar por medio de los datos del giroscopio, al obtener el ángulo por medio de la integración numérica de la velocidad angular.

Además de que la aceleración inercial no influye en movimientos lentos y si en movimientos dinámicos, no tendría un peso en las mediciones, debido a las condiciones físicas de la población objetivo a la que se destina el dispositivo para sarcopenia.

Se exploró la posibilidad de utilizar el dispositivo para sarcopenia en la toma de mediciones durante la marcha humana, se obtuvo una gráfica aproximada de la forma de movimiento articular en el tobillo, en que se obtuvo el tiempo y la velocidad en que se realizó la marcha; se identificaron las fases y los eventos que suceden en el ciclo de la marcha humana para obtener el número de zancadas y pasos en la cadencia de la marcha. La gráfica obtenida con el dispositivo, de tiempo con respecto a la velocidad angular en el eje de las ordenadas y la gráfica de Nordin & Frankel (2004) con respecto al ángulo en el mismo eje mediolateral de la rodilla (Figura 32) siguen una trayectoria similar en los eventos de la marcha. También cabe la posibilidad de medir el ángulo en el plano sagital de la articulación del tobillo durante la marcha, pero en esto no se indago.

En el circuito y la interfaz se realiza la adquisición y el procesamiento de los datos para presentar la información en tiempo real, es necesario considerar como afecta en la pérdida de información en los tiempos de comunicación del microcontrolador y bluetooth, así como el procesamiento en la computadora; además considerar si es imprescindible que se muestren los datos en tiempo real o que se adquieran los datos y se procesen posteriormente.

Es importante tomar en cuenta el tamaño de la muestra de la población en que se realizó la prueba que fue una persona (fuera de la población objetivo), se requiere realizar pruebas en un tamaño de muestra representativo para realizar cálculos estadísticos, esto es complicado debido a los requerimientos éticos sobre las investigaciones y desarrollos tecnológicos que requieren la participación de seres humanos.

Capítulo VI: Conclusiones

6.1 Conclusiones

Esta tesis describe el diseño de un dispositivo de asistencia para el médico, que puede utilizar en el diagnóstico certero de la sarcopenia en adultos mayores, el cual proporciona datos de ángulo de flexo-extensión de rodilla, cálculo de fuerza máxima por medio de repeticiones, tiempo de movimiento, velocidad y cadencia de la marcha con el objetivo de determinar los parámetros de fuerza muscular y desempeño físico. El dispositivo para sarcopenia utiliza acelerómetro y giroscopio para realizar las mediciones, módulo bluetooth para transmitir los datos y batería que lo hacen inalámbrico, y una interfaz para presentar la información.

En comparación con los métodos de evaluación de los parámetros de fuerza muscular y desempeño utilizados, el dispositivo para sarcopenia cuenta con las siguientes ventajas:

- Datos cuantitativos de ángulo de flexo-extensión, fuerza máxima, velocidad de marcha.
- Proporciona una aproximación del movimiento de flexo-extensión y permite rastrear el movimiento durante la marcha humana sin equipo de video o isocinético.
- Portabilidad debido a su tamaño e independencia de cables.
- Fácil de usar, la colocación se realiza en tres pasos y se necesitan cinco pasos para obtener los datos en la interfaz.
- Error de 2.7% en mediciones de ángulo.

De las ventajas presentadas se concluye que se cumplió el objetivo del diseño del dispositivo. Su aplicación en la práctica clínica ayudaría a evitar el uso de técnicas subjetivas como el test de fuerza manual para determinar la fuerza en miembro inferior, con el dispositivo para sarcopenia se obtiene la fuerza mediante la contabilización objetiva de repeticiones, que es adecuada para la población de la tercera edad.

Permite obtener datos de movimientos a velocidad lenta, característico de las condiciones físicas de la población objetivo de las personas de la tercera edad, el movimiento de flexo-extensión y la marcha lenta. Es posible utilizar el dispositivo para movimientos rápidos en monitoreo de deporte y marcha dinámica pero esto no se investigó.

El dispositivo para sarcopenia se centra en la medición del desempeño físico y la medición de fuerza en miembro inferior, pero es necesario complementar con la medición de fuerza de prensión en miembro superior, que es el método más utilizado actualmente. Además de las mediciones de masa muscular, medida con cualquiera de los métodos que recomienda el Grupo Europeo de Trabajo sobre Sarcopenia en Adultos Mayores [EWGSOP] para el diagnóstico de la sarcopenia.

No se consideró que para hacer uso del dispositivo es necesario una computadora con un módulo bluetooth para conectarse, se propone realizar una aplicación para Smartphone, puesto que la mayoría ya cuenta con bluetooth.

El microcontrolador PIC utilizado en el circuito y la plataforma LabVIEW de la interfaz, actualmente se han vuelto muy utilizados en diferentes aplicaciones, desde la industria, herramientas, aplicaciones de ingeniería y médicas, en aplicaciones didácticas, entre otras. LabVIEW es una plataforma que se mantendrá en el futuro porque se pueden realizar interfaces de usuario con un

código gráfico, sin embargo al momento de programar se tiene que considerar que el código sea reutilizable, flexible y de fácil mantenimiento.

6.2 Trabajo a futuro

Las áreas de oportunidad a desarrollar en el prototipo para evaluar sarcopenia son las siguientes:

- Compensación de la aceleración inercial del acelerómetro utilizando los datos de velocidad angular del giroscopio, para disminuir el error de medición del ángulo en el movimiento de flexo-extensión.
- Participación de médicos del área, para pruebas clínicas del prototipo para evaluar sarcopenia con grupo de control y el grupo objetivo.
- Obtención de ángulo con respecto al plano sagital en la articulación del tobillo durante los eventos de la marcha.
- Desarrollo de interfaz para Smartphone o Tablet.
- Mayor procesamiento de información en el microcontrolador.

Referencias

- Baumgartner, R. N., Koehler, K. M., Gallagher, D., Romero, L., Heymsfield, S. B., Ross, R. R., . . . Lindeman, R. D. (1998, Abril 15). Epidemiology of Sarcopenia among the Elderly in New Mexico. *American Journal of Epidemiology*, 147(8): 755-763.
- Brozek, J., Grande, F., Anderson, J. T., & Keys, A. (1963). Densitometric analysis of body composition: revision of some quantitative assumptions. *Annals of the New York Academy of Sciences*, 110, 113-140.
- Comité Expertos de la OMS. (1993). *El estado físico: uso e interpretación de la antropometría*. Técnico, Ginebra.
- Cruz Reyes, E. I. (2013). *Valor Pronóstico de la Velocidad Angular de Codo y Rodilla Mediante Acelerómetro Triaxial en Adultos Mayores en Presencia de Sarcopenia*. Distrito Federal, México.
- Dadafshar, M. (2015, Marzo 17). *Maxim integrated*. Retrieved Agosto 2016, from Accelerometer and Gyroscopes Sensors: Operation, Sensing, and Applications: <https://www.maximintegrated.com/en/app-notes/index.mvp/id/5830>
- De Rose, E., & Guimaraes, A. (1980). A model for optimization of somatotype in young athletes. In M. Ostyn, G. Buenen, & J. Simons, *Kinanthropometry II* (pp. 77-80). Baltimore: University Park Press.
- d'Hyver, C., & Gutiérrez Robledo, L. M. (2014). *Geriatría* (Tercera ed.). México: El manual moderno.
- Digi-Key electronics. (n.d.). *Calculador de vida útil de una batería*. Retrieved Agosto 2016, from <http://www.digikey.com.mx/es/resources/conversion-calculators/conversion-calculator-battery-life>
- Durnin, J. V., & Womersley, J. (1974). Body fat assessed from total body density and its estimation from skinfold thickness: measurements on 481 men and women aged from 16 to 72 Years. *British Journal of Nutrition*, 32, 77-97.
- European Working Group on Sarcopenia in Older People. (2010). Sarcopenia: European consensus on definition and diagnosis / Report of the European Working Group on Sarcopenia in Older People. *Age and Ageing*, 39, 412-423.
- Finucane, S. D., Walker, M. L., Rothstein, J. M., & Lamb, R. L. (1988). Reliability of isometric muscle testing of knee flexor and extensor muscles in patients with connective tissue disease. *Journal of the American Physical Therapy Association*, 68: 338-343.
- Ganeglius, Y. (2011). Evaluación de la marcha en el adulto mayor. *Carta Geriátrica Gerontológica*, 4(1), 1-36.
- Heyward, V. H. (2006). *Evaluación de la aptitud física y prescripción del ejercicio* (5ta ed.). Madrid: Medica panamericana.

- Instituto Nacional de Estadística y Geografía. (n.d.). *México en cifras: Estados Unidos Mexicanos*. Retrieved Septiembre 10, 2015, from <http://www3.inegi.org.mx/sistemas/mexicocifras/default.aspx>
- Jaimes Yescas, G., Lupercio Morales, G., Hernández Rodríguez de León, S., & Martínez Sevilla, J. M. (n.d.). Estudio Descriptivo del Grado de Sarcopenia, Composición Corporal y Estado Funcional en Adultos Mayores. *Unidad de Medicina Física y Rehabilitación Siglo XXI; IMSS*.
- Jan Stam, H. (1990). *Dynamometry of the Knee Extensors; isometric and isokinetic testing in healthy subjects and patients*. Rotterdam.
- Juárez García , F., López Bárcena, J., & Salinas Mendoza, V. (2014). *Apuntes para la investigación en salud* (Primera ed.). Distrito Federal: Dirección General de Publicaciones y Fomento Editorial.
- Kuriki, H. U., de Azevedo , F. M., Ota Takashi, L. S., Moraes Mello, E., Negro Filho, R., & Alves, N. (2012). The Relationship Between Electromyography and Muscle Force. In M. Schwartz, *EMG Methods for Evaluating Muscle and Nerve Function* (pp. 31-54). Intech.
- Lauretani, F., Russo, C. R., Bandinelli , S., Bartali, B., Cavazzini , C., Di Iorio, A., . . . Ferruci, L. (2003). Age-associated changes in skeletal muscles and their effect on mobility: an operational diagnosis of sarcopenia. *Journal of Applied Physiology*, *95*, 1851-1860.
- López L., R., Mancilla S. , E., Villalobos C., A., & Herrera V., P. (n.d.). *Manual de Prevención de Caídas en el Adulto Mayor*. Chile: Duplika Ltda.
- Medical Research Council. (1975). *Aids to the Investigation of Peripheral Nervous System*. London: His Majesty's Stationery Office.
- Microchip Technology Inc. (2016, Enero). *PIC16 MCU Products*. Retrieved from <http://www.microchip.com/ParamChartSearch/chart.aspx?branchID=1002&mid=10&lang=en&pageId=74>
- Microfet 2 manual muscle testing (mmt) handheld dynamometer*. (2015, Septiembre). Retrieved from Pro Health Care Products: <http://www.prohealthcareproducts.com/microfet-2-manual-muscle-testing-mmt-handheld-dynamometer/>
- Morley, J. E. (2008). Sarcopenia: Diagnosis and treatment. *The Journal of Nutrition, Health & Aging*, *12*(7), 452-456.
- Nestlé Nutrition Institute . (2009). *Guía Para Rellenar el Formulario Mini Nutritional Assessment - Short Form*.
- Nordin, M., & Frankel, V. H. (2004). *Biomecánica Básica del Sistema Musculo-esquelético* (3ra ed.). España: McGraw-Hill.
- Pahor, M., Manini, T., & Cesari , M. (2009). Sarcopenia: Clinical evaluation, biological markers and other evaluation tools. *The Journal of Nutrition, Health & Aging*, *13*(8), 724-728.
- Pallás Areny, R. (2003). *Sensores y Acondicionadores de Señal* (4ta edición ed.). Barcelona: Marcombo Editores.

- Ramírez Villada, J. F. (2011). *Fuerza muscular, funcionalidad y envejecimiento: consideraciones y perspectivas para su incorporación en los modelos de intervención*. Bogotá, D.C, Colombia: USTA.
- Rivera , I., Muñoz, F., Beraza , M., Flores Luna, I., Ayala Ruiz , Á., Cortés Villarauz , A., & Gómez González , J. M. (n.d.). *Diseño de Dispositivos para el Diagnóstico de Sarcopenia en Miembro Superior*.
- Rocha, M. S. (1975). Peso óseo do brasileiro de ambos os sexos de 17 a 25 años. *Arquivos de Anatomía e Antropología, 1*, 445-451.
- Rolland, Y., Lauwers-Cances, V., Cournot, M., Nourhashémi, F., Reynish, W., Riviere , D., . . . Grandjean , H. (2003). Sarcopenia, Calf Circunference and Physical Function of Elderly Women: A cross-sectional study. *Journal of the American Geriatrics Society, 51*, 1120-1124.
- Rosenberg , I. H. (1996, Abril 17). Sarcopenia: Origins and clinical relevance / Symposium: Sarcopenia: Diagnosis and Mechanisms. *The Journal of Nutrition, 990S-991S*.
- Santilli, V., Bernetti, A., Mangone, M., & Paoloni, M. (2014). Clinical definition of sarcopenia. *Clinical Cases in Mineral and Bone Metabolism, 11(3)*, 177-180.
- Spiegel, M. R., & Stephens, L. J. (2009). *Estadística* (Cuarta ed.). Distrito Federal: McGraw Hill.
- Villa Moreno, A., Gutiérrez Gutiérrez , E., & Pérez Moreno, J. C. (2008). Consideraciones para el análisis de la marcha humana. Técnicas de videogrametría, electromiografía y dinamometría. *Revista Ingeniería Biomédica, 2(3)*, 16-26.
- Won Kuel, K., Don-Kyu, K., Kyung, S. M., & Kang, S. H. (2014). Reliability and Validity of Isometric Knee Extensor Strengh Test With Hand-Held Dynamometer Depending on its Fixation: A Pilot Study. *Annals of Rehabilitation Medicine, 38(1)*, 84-93.
- Würch, A. (1974). La femme et le sport. *Médecine Sportive Francaise(4)*, 441-445.

Glosario

Apoptosis: Es la muerte celular programada, provocada por el propio organismo (5).

ASCII: Es un código de caracteres basado en el alfabeto latino que utiliza 7 bits para representar los caracteres. En el código ASCII extendido se utilizan 8 bits.

Bio-impedancia: Resistencia eléctrica del cuerpo humano, debido a la composición de los diferentes tejidos y del contenido de agua.

Byte: Es la unidad de información base utilizada en computación y telecomunicaciones, un byte representa ocho bits contiguos.

Etiología: Estudio sobre las causas de las enfermedades (4).

Extensión: Es todo movimiento en el plano sagital que desplaza una parte del cuerpo hacia atrás de la posición anatómica.

Flexión: Es todo movimiento en el plano sagital que desplaza una parte del cuerpo hacia delante de la posición anatómica.

Plano sagital: Plano imaginario que divide el cuerpo en dos mitades: una derecha y una izquierda, se cruza perpendicularmente con el eje mediolateral produciendo la flexión y extensión.

Vértex. Científica y técnicamente se define como el punto más elevado del cráneo, en el plano sagital medio.