

Evaluación de métodos para el monitoreo del nivel de fatiga basado en variables cinemáticas y fisiológicas durante entrenamiento en banda sin fin

Estudiante
María Alejandra Ochoa Salamanca

Trabajo Dirigido

Tutor
Profa.Dra.Marcela Múnera
Cotutor
Prof.Dr.Carlos Andrés Cifuentes



UNIVERSIDAD DEL ROSARIO
ESCUELA COLOMBIANA DE INGENIERÍA JULIO GARAVITO
PROGRAMA DE INGENIERÍA BIOMÉDICA
BOGOTÁ D.C
2019

Agradecimientos

El desarrollo de este proyecto no habría sido posible sin el apoyo financiero del departamento administrativo de ciencias e innovación Colciencias(Contrato 813-2017), además de la formación profesional y personal que me han brindado la Escuela Colombiana de Ingeniería Julio Garavito y la Universidad del Rosario por sus enseñanzas a lo largo de esta carrera.

En primera instancia, quiero agradecer a mi tutora, la ingeniera Marcela C. Múnera, y a mi co-tutor el ingeniero Carlos.A Cifuentes por su apoyo y acompañamiento durante el desarrollo de este proyecto. A María J. Pinto y Andrés Aguirre, quienes con su colaboración y empeño fueron una parte fundamental en cada una de las etapas y seguimiento de este proyecto.

Por otro lado, quiero agradecer a mis padres, Luis A. Ochoa y Fanny E. Salamanca por formarme con amor, bondad y respeto. A mi hermano, por enseñarme siempre la importancia del sentido de la responsabilidad e integridad.

Finalmente, quiero agradecer a aquellas personas que hicieron parte del proyecto en algún punto, con el aporte de cada uno de ellos fue posible culminar este trabajo con la mejor disposición.

Resumen

Las enfermedades cardiovasculares (ECV) son la principal causa de muerte en el mundo. Estudios disponibles apoyan el papel de la rehabilitación cardiaca (RC) integral en pacientes con enfermedades cardíacas, disminuyendo la tasa de mortalidad, morbilidad, discapacidad, mejorando la calidad de vida de los pacientes, siendo definida como un programa guiado a la capacitación sobre la importancia del cuidado de la salud, incluyendo dietas, medicación y rutinas de ejercicio. Para los ejercicios empleados en rehabilitación cardiaca es necesario evitar un sobre entrenamiento en los pacientes, el cual es medido según el nivel de fatiga. La medición de la fatiga durante el ejercicio es un proceso altamente usado en rehabilitación física.

Actualmente, la forma de cuantificar la fatiga se realiza mediante la escala de Borg (esfuerzo percibido por el paciente), la cual depende ampliamente del criterio del paciente. Por otro lado, un método más exacto es la medición del nivel de lactato en sangre, lo que implica una medida invasiva.

El objetivo de este proyecto es implementar un nuevo método portable y de bajo costo para monitorear pacientes durante la terapia física evitando el sobreentrenamiento de los mismos. El proyecto se divide en 5 etapas: la primera se basa en la revisión bibliográfica para el desarrollo del estado del arte, el cual está enfocado en métodos de estimación de fatiga, en la segunda etapa se llevará a cabo el desarrollo del protocolo necesario para la puesta en marcha que es la tercera etapa. Para la cuarta etapa con la información recopilada de las pruebas es necesario un procesamiento de los datos a los cuales se le hará un análisis estadístico, siendo esta la última etapa.

En este documento se presenta el desarrollo de nuevos métodos de monitorización de parámetros relacionados con la fatiga, como un apoyo en las sesiones de rehabilitación física, en este trabajo se realiza una evaluación preliminar de parámetros de marcha, como: velocidad de paso, ángulo de movimiento de cadera y rodilla, las cuales muestran una disminución progresiva a medida que medidas fisiológicas y subjetivas como el lactato sanguíneo y la escala de Borg incrementan, demostrando su relación con la fatiga provocada por un ejercicio físico que aumenta gradualmente de intensidad.

Como resultado, el protocolo final mostró una alta funcionalidad, donde al monitorear los parámetros fisiológicos, estos presentaron un comportamiento promedio lineal creciente de la escala de Borg y lactato sanguíneo, además de tener una disminución en la actividad eléctrica muscular de los músculos más implicados en la marcha, especialmente del músculo tibial anterior y gastrocnemio. En cuanto a los parámetros cinemáticos, la posición del centro de masa mostró una mayor variación a medida que la intensidad del ejercicio aumenta, teniendo un p valor de 0,17 verificando la hipótesis nula que dicta que, a mayor fatiga, el movimiento del centro de masa aumenta.

Palabras clave: Banda sin fin, centro de masa, fatiga, sensor inercial, Kinect, lactato en sangre, parámetros de marcha

Índice general

Agradecimientos	I
Resumen	II
1. INTRODUCCIÓN	1
1.1. Motivación	1
1.2. Proyecto relacionado	2
1.3. Objetivos del proyecto	3
1.3.1. Objetivo general	3
1.3.2. Objetivos específicos	3
1.4. Contribuciones	3
1.5. Organización del documento	4
2. ESTADO DEL ARTE	5
2.1. Enfermedades cardiovasculares	5
2.1.1. Definición y causas	5
2.1.2. Tratamiento y terapias de rehabilitación	5
2.2. Fatiga	7
2.2.1. Definición	7
2.2.2. Causas	7
2.2.3. Ejercicio aeróbico	8
2.2.4. Ejercicio anaeróbico	8
2.2.5. Implicaciones de la fatiga en diferentes patologías	9
2.3. Estimación de la fatiga	9
2.3.1. Métodos de medición tradicionales	9
2.3.1.1. Frecuencia cardíaca (FC)	10
2.3.1.2. Electromiografía (EMG)	10
2.3.1.3. Lactato sanguíneo	11
2.3.1.4. Escala de Borg	13
2.3.2. Métodos de medición basados en nueva tecnología	13
2.3.2.1. Análisis de movimiento 3D	14
2.3.2.2. Sensores inerciales	16
2.3.2.3. Parámetros cinemáticos	17
2.3.2.4. Centro de masa	20

3. METODOLOGÍA	21
3.1. Variables	21
3.2. Selección de participantes	22
3.3. Procedimiento	22
3.3.1. Equipos e instalaciones	22
3.3.2. Protocolo final	23
3.3.2.1. Informe al participante	23
3.3.2.2. Toma de datos en reposo	23
3.3.2.3. Instrumentación	23
3.3.2.4. Procedimiento	25
3.3.3. Criterios de parada	30
3.3.4. Parámetros de seguridad	31
3.4. Procesamiento	31
4. RESULTADOS Y DISCUSIÓN	33
4.1. Protocolos preliminares	34
4.1.1. Fatiga progresiva en banda sin fin	34
4.1.1.1. Lactato sanguíneo y escala de Borg	34
4.1.1.2. EMG	36
4.1.2. Implementación de circuito de ejercicio	37
4.1.2.1. Lactato sanguíneo y escala de Borg	38
4.1.2.2. EMG	39
4.2. Resultados finales	40
4.2.1. Lactato sanguíneo	40
4.2.2. Escala de Borg	42
4.2.3. Escala de Borg VS lactato sanguíneo	42
4.2.4. EMG	43
4.2.5. Parámetros cinemáticos	46
4.2.5.1. Sensores inerciales	46
4.2.5.2. Sensor kinect	47
4.2.6. Limitaciones	49
5. CONCLUSIONES	50
6. TRABAJOS FUTUROS	52
7. ANEXOS	53
BIBLIOGRAFÍA	56
ANEXO	61

Índice de figuras

2.1. Músculos del miembro inferior sujetos a estudio por su papel en la marcha [57].	11
2.2. Partes del dispositivo para la medición y lectura del lactato sanguíneo, con el método de tira reactiva [59].	12
2.3. Concentración porcentual de lactato sanguíneo según el nivel de esfuerzo realizado en actividad física, en prueba realizada a hombres para estudiar la producción y eliminación de lactato durante el ejercicio [61].	12
2.4. Descripción de la percepción de la fatiga por niveles de esfuerzo, desde reposo total, hasta esfuerzo máximo, dado por la escala de Borg [66].	13
2.5. Componentes del sensor kinect por base y cuerpo, incluyendo la disposición de la cámara a color (RGB), emisor infrarojo, sensor de profundidad, micrófonos y led de encendido [68].	14
2.6. Ubicación del centro de masa o de gravedad según la posición de los brazos, piernas y torso. [68]	15
2.7. Disposición de los ejes coordenados para el manejo del sensor inercial (Shimmer, Irlanda) con relación al eje del giroscopio, magnetómetro y acaelerómetro [83].	17
2.8. Visualización de la oscilación vertical (VO) del centro de masa CoM con relación al movimiento provocado por la marcha [84].	18
2.9. Ángulo de elevación del talón β en función de la marcha, respecto a la fase de apoyo del pie [84].	19
2.10. Tipos de contacto de pie durante la marcha. a) contacto de talón, caracterizada por ser la primera fase: únicamente el talón se encuentra apoyado sobre la superficie. b) fase de apoyo: toda la planta del pie está en contacto con la superficie. c) elevación de talón: los dedos son la única parte en contacto con el suelo, es la fase precursora al levantamiento de dedos para empezar la fase de vuelo [84].	20
3.1. Instrumentación: ubicación de los sensores en miembro inferior, cadera alta (L2) y pie. a) sensor inercial ubicado en L2 (CoM), b,c) Instrumentación para análisis cinemático (centros articulares como rodilla y tobillo, además del pie dominante) y EMG de los músculos implicados en la marcha, incluyendo músculos cuádriceps, semitendinoso, tibial anterior y gastrocnemio, con sus respectivas referencias.	24
3.2. Instrumentación del sensor Zephyr en la zona media del torso, para el registro de la frecuencia cardiaca.	25

3.3.	Fases de la prueba y proceso para el registro de la información del protocolo preliminar de fatiga progresiva en banda sin fin	26
3.4.	Descripción del primer ejercicio: a) Posición inicial, con los pies completamente apoyados en el suelo. b) Salto llevando las rodillas al pecho. [87]	27
3.5.	Descripción del segundo ejercicio: a) Posición inicial, con los brazos pegados al cuerpo y piernas cerradas. b) Levantamiento de brazos y apertura de piernas en simultáneo. [87]	28
3.6.	Descripción del tercer ejercicio: a) Posición inicial, teniendo una apertura media de las piernas y brazos al frente. b) flexión de las piernas, formando un ángulo recto, manteniendo la espala recta y la posición inicial de los brazos [87]	28
3.7.	Proceso paso a paso para realizar la prueba, teniendo en cuenta el cambio de circuito y orden respectivo para el registro de los datos por prueba.	29
3.8.	Descripción de los ejercicios de estiramiento según músculo [92]. a) Tibial anterior: haciendo uso de una banda, llevar la punta del pie hacia el torso con un nivel de fuerza media. b) Semitendinoso: con las manos apoyadas en la parte trasera de la pierna, realizar una fuerza ligera hacia el pecho. c) Cuádriceps: dejando una pierna hacia atrás y una pegada al pecho, realizar presión con el pecho sobre la pierna, manteniendo la estabilidad con los brazos a lado y lado. d) Gastrocnemio: de pie, tomar el empuje del pie realizando presión hacia el glúteo.	30
3.9.	Pasos para realizar el procesamiento en el software, a partir de la obtención de los datos crudos de los sensores.	32
4.1.	Comportamiento del lactato sanguíneo en función de la escala de Borg de prueba preliminar de fatiga progresiva en banda sin fin, con línea de tendencia. . . .	35
4.2.	Amplitud RMS del EMG de los músculos: gastrocnemio y tibial anterior de pierna izquierda de prueba preliminar de fatiga progresiva en banda sin fin. . .	36
4.3.	Amplitud RMS del EMG de los músculos: semitendinoso y cuádriceps de pierna izquierda de Prueba preliminar de fatiga progresiva en banda sin fin.	37
4.4.	Lactato sanguíneo en función de la escala de Borg de prueba preliminar de implementación de circuito de ejercicio, con línea de tendencia.	38
4.5.	Amplitud RMS EMG de los músculos: gastrocnemio y tibial anterior de pierna izquierda. Prueba preliminar de implementación de circuito de ejercicio. . . .	39
4.6.	Amplitud RMS EMG de los músculos: semitendinoso y cuádriceps de pierna izquierda. Prueba preliminar de implementación de circuito de ejercicio. . . .	40
4.7.	Diagrama de nube con línea de tendencia del lactato sanguíneo, seccionado por número de prueba.	41
4.8.	Diagrama de nube con línea de tendencia de la escala de Borg, seccionada por número de prueba.	42
4.9.	Escala de Borg en función del lactato sanguíneo seccionado por prueba, con línea de tendencia.	43
4.10.	Amplitud RMS EMG del músculo cuádricep de pierna izquierda seccionado por prueba, con línea de tendencia.	44
4.11.	Amplitud RMS EMG del músculo semitendinoso de pierna izquierda por prueba. 45	
4.12.	Amplitud RMS EMG del músculo gastrocnemio de pierna izquierda seccionado por prueba, con línea de tendencia.	45

4.13. Amplitud RMS EMG del músculo tibial anterior de pierna izquierda seccionado por prueba, con línea de tendencia.	46
4.14. Cadencia calculada para cada participante, seccionado por número de prueba, con línea de tendencia.	47
4.15. Posición del centro de masa para cada voluntario seccionado por número de prueba, con línea de tendencia.	48

Índice de tablas

3.1. Definición y unidades de medida de las variables sujetas a estudio	21
3.2. Especificaciones de los sensores. frecuencia de muestreo (F.M), modo de operación (M.O) y parámetro obtenido a partir de cada sensor.	23
3.3. Generalidades de los sensores. Información, número de sensores usados en la prueba, parámetros y unidades obtenidas como salida de los sensores.	27
4.1. Características de los participantes: número de participantes, promedio de edad, peso, estatura y velocidad de marcha seleccionado.	33
4.2. Características de los participantes según clasificación del estado físico, alto (realizan ejercicio 5 o más días a la semana), medio (realizan ejercicio 2 o 3 veces por semana) o bajo (no realizan ejercicio).	33
4.3. Características del voluntario de la prueba preliminar de implementación del circuito de ejercicio, incluyendo: edad, peso y estatura.	34
4.4. Parámetros de la regresión lineal de la figura 4.1. Incluyendo coeficiente de Pearson, R^2 y pendiente.	35
4.5. Características del participante, incluyendo: edad, peso y estatura.	38
4.6. Parámetros de la regresión lineal de la figura 4.4	38
4.7. Parámetros de la regresión lineal de la figura 4.7. Incluyendo coeficiente de Pearson, R^2 y pendiente.	41
4.8. Parámetros de la regresión lineal de la figura 4.8. Incluyendo coeficiente de Pearson, R^2 y pendiente.	42
4.9. Parámetros de la regresión lineal de la figura 4.9	43
4.10. Coeficientes de correlación de los músculo cuádriceps, semitendinoso, gastrocnemio y tibial anterior, obtenidos desde las figuras 4.10 a 4.13.	44
4.11. Parámetros de la regresión lineal de la figura 4.14. Incluyendo coeficiente de Pearson, R^2 y pendiente.	47
4.12. Parámetros de la regresión lineal de la figura 4.15. Incluyendo coeficiente de Pearson, R^2 y pendiente.	48

Capítulo 1

INTRODUCCIÓN

En este capítulo, se encuentra la motivación para realizar este proyecto, la descripción del grupo de investigación con el cual se encuentra vinculada la investigación, además de otros proyectos realizados por el mismo. Adicionalmente, se estipulan los objetivos planteados, junto con las contribuciones y una breve descripción de lo que se encontrará a lo largo del documento, seccionado por capítulos.

1.1 Motivación

Según la organización mundial de la salud, las enfermedades cardiovasculares (ECV) representan el 31 % de la mortalidad a nivel mundial [1]. Las enfermedades cardiovasculares son un conjunto de patologías asociadas al mal funcionamiento del corazón y los vasos sanguíneos, relacionado a la reducción de la cantidad de sangre que el corazón recibe [1]. Debido a esto se pueden presentar síntomas como cansancio, debilidad y malestar general, es por ello que durante las terapias de rehabilitación cardíaca es necesario monitorear a los pacientes para regular la intensidad del ejercicio, ya que llevarlos a altos niveles de fatiga puede generar complicaciones en su salud, afectando el proceso de rehabilitación [2].

La rehabilitación cardíaca (RC) busca mejorar la calidad de vida de los pacientes usando medicamentos e implementando una rutina de ejercicio, además de acompañamiento, educación en nutrición, entre otros, siendo la inactividad física un alto factor de riesgo [1].

Según estudios, el ejercicio frecuente aporta a la disminución de la mortalidad cardiovascular, mejorando la presión arterial, aumentando la sensibilidad a la insulina obteniendo un perfil de lipoproteínas en plasma más favorable, estimulando la circulación dentro del músculo cardíaco y mejorando el funcionamiento venoso [3] [4]. Se debe tener en cuenta que existen ciertas restricciones para usar terapia física en pacientes que padecen enfermedades cardiovasculares, como lo es la exposición al sobreentrenamiento.

Estudios relacionados, evalúan parámetros cinemáticos y fisiológicos que se ven afectados por la fatiga en enfermedades como el Párkinson (Eltoukhy, 2017), artritis reumatoide (Demmelmaier, 2018), entre otras, dado que se parte de la hipótesis de que los pacientes no poseen la misma capacidad física que una persona sana, y el someterlos a un ejercicio que demande más capacidad de la que poseen podría implicar arriesgar la vida del mismo [5] [6].

Actualmente la fatiga se mide con niveles de lactato en sangre, frecuencia cardíaca y diferentes encuestas o escalas subjetivas, es decir, que implica medidas que requieren una intervención invasiva o medidas subjetivas. Los límites de estos parámetros se sitúan en $<25\text{mmol/L}$,

el 80 % de la FC y 10 unidades en la escala de Borg, respectivamente. Es por esa razón que se pregunta: ¿Es viable evaluar el nivel de fatiga monitoreando la actividad eléctrica muscular (EMG) y captando parámetros cinemáticos durante la marcha?

Inicialmente se propone usar un sensor de profundidad de referencia kinect (Microsoft, EEUU), el cual es un dispositivo portable y de bajo costo que permite el reconocimiento de gran parte de las articulaciones implicadas en la marcha [7]. Con el sensor Kinect se busca capturar una secuencia de video que permita calcular algunos parámetros de marcha a partir del análisis de la cinemática del cuerpo, entre los cuales se encuentran: comportamiento del centro de masa, tiempos de las fases de marcha (tiempo de apoyo y vuelo), velocidad de marcha, frecuencia y longitud de paso.

Para el análisis cinemático es necesario obtener las coordenadas espaciales de articulaciones como rodilla, cadera y tobillo, para así calcular rangos de movimiento de cada una de ellas. Los parámetros medidos pueden verse afectados a diferentes niveles debido a la fatiga, conduciendo a la inestabilidad postural, reduciendo el rango de movimiento, deteriorando el control motor, es decir, generando desviaciones de los patrones normales de la marcha humana [8].

De forma complementaria, se desea implementar el uso de sensores inerciales (Shimmer, Irlanda) para obtener parámetros como: oscilación vertical, inclinación del tronco, elevación del talón, posición del centro de masa, entre otros. Estos sensores permiten configurarse para poder capturar la actividad eléctrica muscular (EMG) de músculos implicados en la marcha, como: cuádriceps, tibial anterior, gastrocnemio y vasto lateral.

La información recopilada del EMG es relevante en la medida que la actividad eléctrica muscular se ve disminuida por el ejercicio, lo cual está altamente relacionado con la producción de lactato, el cual se obtiene en estos casos por la descomposición del glucógeno a piruvato para la producción de energía para realizar actividad física. La acumulación de lactato, indica que la energía aeróbica del músculo es limitada durante la actividad y de esta forma, se ve reflejada en la disminución de la capacidad muscular de producir fuerza [9].

En el estudio se propone evaluar nuevas tecnologías para la estimación de fatiga, lo que nos lleva a preguntarnos ¿los parámetros cinemáticos y fisiológicos propuestos en el proyecto muestran una correlación con los parámetros usados actualmente para la estimación de fatiga?

1.2 Proyecto relacionado

El grupo GiBiome en el marco de esta propuesta tiene experiencia en desarrollo de proyectos de robótica de rehabilitación, robótica social e interfaces sensoriales para la medición del desempeño de pacientes en rehabilitación, soluciones que abarcan el mejorar la calidad de vida del ser humano. La Escuela Colombiana de Ingeniería Julio Garavito, gracias al proyecto en colaboración con la Universidad de Plymouth del Reino Unido en el campo de la robótica social. Tecnologías serán desarrolladas, aplicadas y evaluadas en la Fundación Cardioinfantil-Instituto de Cardiología, la cual cuenta con uno de los Centros de Rehabilitación más reconocidos en rehabilitación cardiaca del País, utilizando este conocimiento para mejorar la investigación tanto en la Fundación Cardioinfantil-Instituto de Cardiología como en la Escuela Colombiana de Ingeniería Julio Garavito. Con esto, el proyecto propone la implementación de un Robot Social en las terapias de Rehabilitación Cardiaca, de forma que permita la extracción de parámetros orientados a la evaluación objetiva del procedimiento terapéutico y la motivación durante las sesiones, creando la oportunidad de generar herramientas de apoyo en el seguimiento de la evolución de los pacientes para promover el compromiso de los pacientes

en la terapia.

El grupo GiBiome de la Escuela Colombiana de Ingeniería Julio Garavito y de la Universidad del Rosario trabajan actualmente de manera interdisciplinaria con investigadores en ingeniería y salud, y se enfocan en resolver problemas médicos que conllevan soluciones en ingeniería de la rehabilitación. Este trabajo de grado se enmarca dentro del proyecto Colciencias SORCAR (Evaluación del Impacto de la intervención de un robot social en las respuestas cardiovasculares de los pacientes del programa de rehabilitación Cardíaca de la Fundación Cardioinfantil-Instituto de Cardiología) (Contrato 813-2017), es liderado por el Prof. Dr. Carlos A. Cifuentes y la Profa. Dra. Marcela Múnera en el marco de la Escuela y por la Dra. Mónica Rincón en la Fundación Cardioinfantil.

El proyecto SORCAR se enfoca en desarrollar y evaluar herramientas novedosas para monitorear y apoyar de forma objetiva las sesiones de RC, integrando sistemas robóticos, de asistencia social, además de promover el progreso y compromiso de un paciente en el programa. Es así como busca reducir los factores de riesgo cardiovascular y mejorar la calidad de vida de los pacientes, los cuales son indispensables en pacientes que padecen alguna ECV, teniendo en cuenta su alta tasa de mortalidad a nivel mundial.

1.3 Objetivos del proyecto

1.3.1. Objetivo general

Evaluar métodos para medición de fatiga basados en variables cinemáticas y fisiológicas durante entrenamiento en banda sin fin.

1.3.2. Objetivos específicos

1. Realizar una revisión del estado del arte de estudios relacionados con la predicción de fatiga en pacientes con enfermedades cardiovasculares.
2. Desarrollar un método de monitorización de fatiga usando medidas cinemáticas a partir de dispositivos de bajo costo.
3. Validar si existe una correlación positiva entre las señales obtenidas respecto a los métodos convencionales para evaluar el nivel de fatiga.

1.4 Contribuciones

El objetivo principal de este proyecto es dar una base sobre algunos parámetros fisiológicos y cinemáticos que pueden ser usados en la evaluación de fatiga, con el fin de desarrollar un algoritmo para su predicción, y así llevarlo a un entorno de rehabilitación cardíaca, haciendo más eficiente y eficaz las terapias implementadas actualmente. De esta forma se estudiaron parámetros cinemáticos durante la marcha, como la cadencia, a partir del uso de sensores inerciales (Shimmer, Irlanda) ubicados en el pie dominante de los voluntarios.

De forma paralela se estudió el comportamiento del centro de masa (CoM), ubicado como la cadera alta por el sensor de profundidad Kinect (Microsoft, EEUU). Además, se tomó la electromiografía de 4 diferentes músculos implicados en la marcha para monitorear su actividad eléctrica, bajo la hipótesis de que la actividad muscular se ve disminuida por el

ejercicio. Esto, se relaciona directamente con la producción de lactato, debido a la actividad metabólica en la cual está comprometida la energía necesaria para llevar a cabo esfuerzos a nivel muscular, razón por la cual se tomaron muestras de lactato sanguíneo. Finalmente se recopiló información sobre la percepción del cansancio, haciendo uso de la escala de Borg, donde estos dos últimos métodos, son usados como el gold standard para evaluación de fatiga actualmente.

1.5 Organización del documento

- **Capitulo 2:** El capítulo 2 del estado del arte, consta de la recopilación de artículos para el desarrollo del proyecto, desde información sobre las enfermedades cardiovasculares, fatiga, sobreentrenamiento y el tipo de sensores o dispositivos necesarios para el registro de los datos.
- **Capitulo 3:** Este capítulo reúne la metodología, donde se muestra el proceso para llevar a cabo el protocolo final, incluyendo protocolos preliminares y su método de desarrollo, como lo es la descripción de las variables a medir, los datos relevantes de los dispositivos de medición, la descripción del proceso de informe e instrumentación al voluntario, y finalmente la estrategia para realizar el registro de los parámetros propuestos.
- **Capitulo 4:** Para el capítulo 4, se registraron los resultados, los cuales cuentan con su respectivo análisis. Allí se pueden encontrar los gráficos de relación entre parámetros como lactato y escala de Borg, así como el comportamiento de los parámetros seleccionados, a medida que avanza la prueba.
- **Capitulo 5 y 6:** Finalmente, en este capítulo se encuentran las conclusiones basadas en los resultados obtenidos, además de los proyectos planeados a futuro. Siendo esta la base para realizar un nuevo método para las terapias de rehabilitación física.

Capítulo 2

ESTADO DEL ARTE

En este capítulo se da una introducción a los conceptos necesarios para desarrollar el presente trabajo de grado, determinando la funcionalidad en la estimación de fatiga de parámetros como EMG, frecuencia cardiaca, parámetros de marcha, entre otros, para su aplicación y aportes en el entorno clínico. Donde se describe el funcionamiento de los dispositivos usados, además de los parámetros cinemáticos y fisiológicos a estudiar, y su relación con la fatiga física. La información recopilada para la revisión bibliográfica fue obtenida de artículos académicos de bases de datos como: Science Direct, IEEE, Scopus, Google Scholar, Pubmed y NCBI.

2.1 Enfermedades cardiovasculares

2.1.1. Definición y causas

Las enfermedades cardiovasculares (ECV) hacen referencia a un conjunto de patologías que implican el mal funcionamiento del corazón y los vasos sanguíneos, las cuales según la organización mundial de la salud representan el 31 % de la mortalidad a nivel mundial [1]. Los síntomas más comunes incluyen dolor, presión o molestia en el pecho, dificultad para respirar, entumecimiento, debilidad, aturdimiento, mareos, desmayos, dolor en el cuello, mandíbula, garganta, latidos cardíacos acelerados (taquicardia) o latidos cardíacos lentos (bradicardia) [3]. La inactividad física es un factor de riesgo asociado a las enfermedades cardiovasculares, las cuales son provocadas generalmente por una acumulación de placas grasas en las arterias, engrosando y endureciendo sus paredes e inhibiendo el flujo de sangre, alterando el funcionamiento de órganos y tejidos [10]. La enfermedad cardiovascular progresa por procesos biológicos en las arterias y el corazón que se traducen en infarto de miocardio, accidente cerebrovascular, insuficiencia cardíaca y otros trastornos vasculares [4].

2.1.2. Tratamiento y terapias de rehabilitación

Tras un episodio cardiovascular, la rehabilitación tiene una gran importancia, ya que busca mejorar la calidad de vida, tratando las habilidades que se hayan visto disminuidas o perdido y proporcionando mayor independencia a los pacientes. La rehabilitación cardiaca tiene como objetivo que los pacientes logren recuperar la capacidad funcional física para mejorar su calidad de vida y así poder llevar su vida con normalidad [11]. La rehabilitación cardiaca

incluye prevenir el progreso de la aterosclerosis, muertes súbitas y mejorar la calidad de vida de los pacientes. Existen 7 factores de riesgo cardiovascular que pueden ser trabajados: dejar de fumar, control de peso, actividad física, dieta, colesterol en la sangre, glucosa en sangre y la presión sanguínea [10]. Aunque generalmente, se maneja instruyendo a los pacientes sobre las implicaciones de la enfermedad, los medicamentos que deben tomar y un nuevo régimen de ejercicio [3]. El ejercicio frecuente se asocia con la disminución de la mortalidad cardiovascular, así como con el riesgo de desarrollar una enfermedad de la misma índole. Los individuos físicamente activos tienen una presión arterial más baja, una mayor sensibilidad a la insulina y un perfil de lipoproteínas en plasma más favorable, estimulando la circulación dentro del músculo cardíaco, reduciendo la presión arterial y mejorando el funcionamiento venoso, con la capacidad de proveer estabilidad en parámetros como el gasto cardíaco, la frecuencia cardíaca y el volumen de eyección [4].

La actividad física es un método muy efectivo en la prevención de enfermedades cardiovasculares ya que cualquier aumento en los niveles de actividad física se pueda asociar con un riesgo cardiovascular reducido. La mayoría de los adultos deben tener 150 minutos de actividad física aeróbica de intensidad moderada o 75 minutos de actividad aeróbica de intensidad vigorosa cada semana [12]. Por otro lado, se recomiendan cuarenta minutos de actividad moderada a vigorosa de 3 a 4 días por semana para mejorar el control de la presión arterial y los niveles de colesterol en la sangre [13]. Se recomienda un mínimo de 150 minutos por semana de actividad física aeróbica para abordar el sobrepeso y la obesidad, y de 200 a 300 minutos por semana de actividad física aeróbica para ayudar a mantener la pérdida de peso a largo plazo [14].

En la actualidad existen diversos métodos para realizar terapias físicas en rehabilitación, estas pueden ser convencionales, realizando ejercicios físicos en compañía de un terapeuta y más recientemente se han desarrollado terapias asistidas con tecnología, ya sea en el monitoreo, registro e incluso en la evaluación de ciertos parámetros físicos, generalmente regulando la intensidad del ejercicio.

El monitoreo continuo del paciente a partir de sensores, elimina la restricción del grado de libertad de movimiento debido a los cables eléctricos en contacto, eliminando la necesidad de agujas o catéteres, que generalmente imponen un estrés fisiológico [15].

En la RC se consigue evaluar principalmente los siguientes aspectos:

- Parámetros cardiopulmonares: Con el fin de determinar si hay algún tipo de complicación en el sistema cardiopulmonar se tienen en cuenta parámetros como la absorción máxima de oxígeno, tasa máxima de trabajo, tasa máxima de ventilación, frecuencia cardíaca máxima, ritmo cardíaco, variabilidad cardíaca y la continua evaluación del ritmo cardíaco [16].
- Parámetros espacio-temporales: Parámetros referentes al estudio del desempeño biomecánico del paciente durante determinada actividad física, los cuales dependen del tipo de plataforma usada para la terapia, Por ejemplo las bandas sin fin, en cuyo caso el análisis idóneo es de marcha, donde se deben estimar parámetros como la cadencia, la longitud de paso y la velocidad como evaluadores de la marcha [17].
- Parámetros de dificultad de la actividad física: Evalúan la dificultad de un ejercicio, se puede estimar por medio de cuestionarios o interpretaciones cualitativas, como por ejemplo la escala de Borg o el esfuerzo percibido [18].

Actualmente los programas de RC tienen una alta demanda, con una tasa de permanencia o seguimiento baja por parte de los usuarios, lo que ha disminuido la eficacia de los programas de RC, ya sea por el poco compromiso respecto a la actividad física, o los medicamentos. En la RC se tiene la necesidad de evaluar y controlar el estado y el progreso de un paciente durante las terapias, donde seguimiento adecuado de los pacientes es vital para la evaluación objetiva de sus resultados y progreso; es de esta forma que en el estudio de Navas, C. M. (2016) expone que los procesos de registro de información no son rigurosos, lo que no permite llevar un seguimiento de los parámetros obtenidos en la terapia [19].

El sobreentrenamiento se debe al sobreesfuerzo físico con periodos de reposo inadecuados, provocando fatiga crónica severa, disminución en el rendimiento en general, debido a que conduce a resultados negativos en múltiples tejidos [20]. Es por esta razón que la fatiga debe ser monitoreada, de forma que sea posible modular la intensidad del ejercicio, ya que sobreentrenar a los pacientes llevándolos a niveles altos de fatiga, puede generar complicaciones en su salud, afectando el proceso de rehabilitación [2].

2.2 Fatiga

2.2.1. Definición

En rehabilitación, la fatiga es un síntoma muy común, el cual en términos generales implica una sensación de cansancio, energía reducida y fuerza muscular reducida [21], siendo un síntoma inespecífico y poco definido, que usualmente es asociado con enfermedades crónicas [22], interfiriendo fuertemente con el funcionamiento de la vida diaria [23]. Algunos parámetros han sido implementados para tener un mayor control sobre las sesiones de RC, como por ejemplo el uso de umbrales para determinar cuándo un paciente ya no debe continuar realizando el ejercicio [24]; o la implementación de escalas de percepción de la fatiga, para que el paciente manifieste su nivel de cansancio [25].

La fatiga también se puede asociar con la fatiga muscular, vista como una pérdida de rendimiento muscular durante la activación repetida o continua de los músculos [26]. En este caso, la fatigabilidad se calcula como la tasa de disminución del rendimiento. En ocasiones los síntomas de la fatiga no se manifiestan a gran escala, haciendo necesaria la evaluación clínica, la cual requiere la consideración de características como tiempo, factores precipitantes, calidad del sueño y capacidad física [14]. Por lo tanto, la monitorización de este parámetro durante las terapias ha ido tomando gran importancia, ya que permite tener un control sobre la intensidad del ejercicio, de forma que sea posible evaluar la mejora que ha tenido el paciente durante el proceso [27].

2.2.2. Causas

La fatiga puede incrementar al realizar diferentes actividades debido al envejecimiento, debido a factores que incluyen cambios relacionados con la edad, en la producción o utilización de energía, y mecanismos inflamatorios [28]. Donde los indicadores más importantes para medir la fatiga en una persona incluyen: frecuencia cardiaca (FC), escala de Borg y registro del nivel de lactato.

Uno de los factores asociados a la fatiga, es el incremento de la frecuencia cardiaca, dependiendo de la potencia del ejercicio que se esté realizando y del estado físico de la persona, pudiendo llegar en condiciones de esfuerzo máximo a valores muy superiores a los medidos en

reposo [10]. Por otro lado la escala de Borg representa la percepción del esfuerzo del paciente durante el ejercicio, siendo altamente usada en rehabilitación como un indicador cognitivo [29]. Finalmente, el nivel de lactato se convierte en un indicador cuantitativo y no cualitativo de la fatiga, relacionándolo con la capacidad que tiene el músculo para hacer dicha actividad [30].

2.2.3. Ejercicio aeróbico

El término -aeróbico- hace referencia al ejercicio durante el cual la ingesta de oxígeno está en equilibrio [31]. Se caracterizan por ser ejercicios de baja intensidad y de larga duración (30 a 60 minutos), quemando hidratos y grasas para obtener energía [32]. Algunos de los ejercicios aeróbicos más usados en rehabilitación usan banda sin fin, bicicleta estática y elíptica [33]. Sobre el régimen aeróbico, la forma de calificar un ejercicio como aeróbico más técnicamente, se hace respecto al consumo y transporte de oxígeno (intercambio de gases y espirometría). Otra forma de obtener información confiable es a partir de la frecuencia cardiaca, ya que poseen una relación lineal muy alta [34]. Algunos de los beneficios más importantes que se derivan del ejercicio son una mayor resistencia a las enfermedades cardiovasculares y otras patologías circulatorias, un mejor funcionamiento respiratorio y una reducción de los efectos acumulativos del estrés y la ansiedad cotidianos [35]. El ejercicio puede mejorar ciertas capacidades, según su aplicación como se muestra a continuación:

- Resistencia-fuerza: comúnmente, para aumentar resistencia y fuerza se deben realizar ejercicios con pesas, usando mancuernas o máquinas, o también con el peso corporal, como lo es en el caso de las flexiones, sentadillas, abdominales, entre otros. La intensidad del ejercicio es modulada principalmente por 2 factores, el primero es la percepción de la carga máxima que el paciente puede cargar, y segundo, por el número de repeticiones [36].
- Flexibilidad: La forma de trabajar esta capacidad se hace a partir de estiramientos, los cuales son regulados por el paciente, incrementándolos gradualmente según su percepción, y generalmente se realizan en la parte final de cada terapia, realizando el proceso de enfriamiento de forma adecuada y así evitando lesiones [37].

2.2.4. Ejercicio anaeróbico

La definición de ejercicio anaeróbico, está determinada por la intensidad del trabajo y por el tiempo de duración [31], teniendo una alta intensidad, pero de corta duración (de 30 a 120 segundos). En este tipo de ejercicios se busca utilizar gran cantidad de energía en un corto periodo de tiempo. En los ejercicios anaeróbicos para rehabilitación se usan bandas motorizadas y bicicletas estáticas, pero a diferencia del ejercicio aeróbico, la velocidad debe ser mucho más alta. También son implementados saltos verticales, subir y bajar escaleras, sentarse y levantarse de una silla, entre otros. La ingesta de oxígeno para este tipo de ejercicio no es necesaria, ya que la energía a consumir proviene del ATP muscular, la fosfocreatina y la glucosa. [32]. Para este tipo de ejercicio no es posible cuantificar el consumo de oxígeno a partir de la frecuencia cardiaca debido a que la capacidad anaeróbica implica realizar periodos muy cortos y de alta intensidad, por ende, el comportamiento de la frecuencia cardiaca varía con respecto a los ejercicios aeróbicos y perdiendo la relación lineal entre la frecuencia cardiaca

y el consumo de oxígeno [38]. Debido a que regular la intensidad en el ejercicio anaeróbico es una tarea compleja y la ejecución de este tipo de ejercicios puede ser más riesgosa para algunas poblaciones, esta no ha sido tan implementada en los procesos de rehabilitación [34].

2.2.5. Implicaciones de la fatiga en diferentes patologías

La relación entre la actividad física, fatiga y la enfermedad en personas con artritis reumatoide (AR) son complejas, por factores adicionales como el sueño y el dolor contribuyen, directa o indirectamente, a la sensación de fatiga [39], según lo indica Demmelmaier (2018) en su artículo [40], siendo una patología asociada a la afección de la función articular generalizada, limitando la actividad física [41]. Recientemente, se han presentado varios estudios que demuestran la reducción de síntomas en las personas que mantienen un régimen de ejercicio, puesto que la actividad física tiene el potencial de reducir la fatiga, pero debido a su mal manejo, la participación en las terapias de rehabilitación ha bajado altamente [42].

Así mismo, enfermedades como el Parkinson (EP), que afecta aproximadamente al 1 % de las personas mayores de 60 años [43], según Eltoukhy (2017) resulta en una reducción de la movilidad que provoca una menor independencia y una mayor incidencia de caídas [6]. Esta pérdida de movilidad puede caracterizarse por rigidez, bradicinesia y alteración de la marcha. Entre algunos síntomas, se encuentra la postura flexionada [12], la falta de flexibilidad de la columna vertebral, la rotación del tronco [44], y el rango reducido de movimiento articular durante los ciclos de la marcha [45].

Otras enfermedades neuro-psicológicas, son consideradas en estudios de fatiga debido a la afección de algunos parámetros de marcha. Un claro ejemplo es la revisión realizada por Springer (2016), donde se estudiaron rangos articulares de la cadera y rodilla, velocidad de paso, zancada, longitud de paso, entre otros. Donde la disminución de parámetros como los mencionados anteriormente son indicativos de la presencia de enfermedades neuro-psicológicas [5].

2.3 Estimación de la fatiga

Las pruebas disponibles actualmente para monitorear la capacidad física (PWC) pueden no ser apropiadas para terapias de rehabilitación, ya que, en ocasiones, requieren altas cargas de trabajo. Por lo tanto, el propósito de esta sección es describir los métodos estándar usados en el entorno clínico, sus características y aplicación en RC; además de propuestas de implementación de cámaras y sensores, con el fin de obtener parámetros objetivos en la estimación temprana de la fatiga.

2.3.1. Métodos de medición tradicionales

La fatiga puede representar un sistema de advertencia fisiológica. El artículo de Basil A. Eldadah considera que la fatigabilidad es la relación entre la fatiga percibida de un individuo y el nivel de actividad con el que está asociada la fatiga [46]. Siguiendo esta idea, la fatigabilidad puede medirse combinando medidas de fatiga durante el desempeño de actividades físicas o cognitivas, las cuales deben estar condicionadas a que puedan ser estandarizadas [28]. En la actualidad se usan cuestionarios y escalas (escala de Borg), para obtener una medida subjetiva de fatiga. Los métodos objetivos para estimación de fatiga usados en terapias de rehabilitación

o el monitoreo de estado físico en deportistas; es la medición de lactato en sangre, consumo de oxígeno y mediante el uso de sensores de frecuencia cardiaca para determinar el régimen de ejercicio que se maneja.

2.3.1.1 Frecuencia cardíaca (FC)

La frecuencia cardiaca está condicionada por la potencia del ejercicio que se esté realizando y está influenciada por factores como la frecuencia respiratoria y la postura [47]; siendo uno de los parámetros más importantes dentro de la rehabilitación cardiaca. Se ha demostrado que un ritmo cardiaco elevado constante, e impulsos eléctricos irregulares después del ejercicio son señal de problemas de salud. Las mediciones de variabilidad de la frecuencia cardíaca son fáciles de realizar, al no ser invasivas y tener buena reproducibilidad (si se usan en condiciones estandarizadas). En el estudio de Junqing Meng (2014) se demostró la correlación de la fatiga con la FC, al ser monitoreada con un sistema de alerta de fatiga temprana durante un esfuerzo físico, proporcionando una base teórica y práctica más rica en qué criterios se utilizan para determinar la fatiga [48].

2.3.1.2 Electromiografía (EMG)

El EMG es una medida eléctrica generada por la actividad muscular durante la contracción y relajación, que es controlada por el sistema nervioso y por ende se puede corroborar la existencia de conexión eléctrica entre la corteza motora y el músculo. Su comportamiento depende de las propiedades anatómicas y fisiológicas del músculo [49], dando información relevante para la evaluación del sistema nervioso de pacientes con diversas patologías. El mayor atractivo de usar electromiografía de superficie se debe a la naturaleza no invasiva de este enfoque, y ha sido usada ampliamente en áreas como la ergonomía y la biomecánica ocupacional [50]. La fatiga muscular puede definirse como una disminución inducida por el ejercicio en la capacidad de producir fuerza. La producción de fuerza del músculo esquelético depende de mecanismos contráctiles, y la falla en cualquiera de ellos puede contribuir al desarrollo de fatiga muscular, incluidos los sistemas nervioso, vascular y energético. Una revisión sistemática reciente sugiere que la fatiga muscular puede afectar el equilibrio y el rendimiento durante la marcha [51]. En las últimas décadas, se ha ido implementando la evaluación de la fatiga muscular local mediante el procesamiento de señales electromiográficas de superficie (sEMG). Se han realizado gran cantidad de estudios para la estimación de fatiga basados en señales durante tareas principalmente estáticas, pero también dinámicas.

Cuando el músculo está siendo estimulado, la señal es una onda de despolarización sincronizada con el estímulo que recibe el nombre de onda M. Esta onda es el principal indicador de la respuesta del músculo al estímulo eléctrico y presenta cambios en sus características frecuenciales y morfológicas cuando se da la fatiga (amplitud de la onda M disminuye y su duración aumenta), siendo esta la que limita el uso de sistemas de estimulación funcional durante periodos prolongados [52]. El estudio de Edwards (1981) propone que la forma más sencilla de determinar el inicio de la fatiga muscular es medir el tiempo durante el cual un individuo puede realizar cierto trabajo, manteniendo un nivel definido de contracción estático [53].

En el estudio de Kim, Y (2013), señales de EMG fueron capturadas en los cuádriceps, músculo femoral y tibial anterior, debido a su relevancia en la marcha, de forma que fuera

posible para determinar la fatiga muscular durante el proceso como se muestra en la Figura 2.1 [54]. De forma paralela, en diversos estudios se ha investigado el efecto de la respuesta a la fatiga de los músculos isquiotibiales y la translación tibial (TT) [55], [56]. Los resultados mostraron que todos los grupos musculares mostraron una disminución significativa en su respuesta desde el inicio hasta la fatiga, donde el porcentaje de decremento de la reacción en los cuádriceps mediales y laterales disminuyeron un 40 % después del ejercicio, y la disminución de reacción de los músculos isquiotibiales laterales disminuyeron de manera similar en un 30 %.



Figura 2.1: Músculos del miembro inferior sujetos a estudio por su papel en la marcha [57].

2.3.1.3 Lactato sanguíneo

Uno de los factores metabólicos y reactivos de la fatiga muscular durante el proceso de contracción es el lactato [52]. La respuesta del lactato en sangre al ejercicio ha llamado la atención de los fisiólogos, pero más recientemente se ha ido convertido en una variable rutinaria para medir en muchos laboratorios durante el ejercicio. Su creciente popularidad se debe probablemente a principalmente dos razones, la primera es debido a la facilidad de muestreo y la precisión mejorada que ofrecen los métodos de micro ensayo recientemente desarrollados y a los analizadores de lactato automatizados; y segundo al poder predictivo y evaluativo asociado con la respuesta del lactato al ejercicio [58]. La forma más practica de medir el lactato sanguíneo se realiza con dispositivos similares en tamaño y funcionamiento a los glucómetros, los cuales son dispositivos portables que usan tiras reactivas que entran en contacto con la sangre, dando como resultado el valor de lactato sanguíneo, expresado generalmente en mmol/L como se muestra en la Figura 2.2.



Figura 2.2: Partes del dispositivo para la medición y lectura del lactato sanguíneo, con el método de tira reactiva [59].

Numerosos estudios han demostrado que la respuesta incremental de la concentración de lactato en sangre al ejercicio está altamente correlacionada con varios tipos de rendimiento de resistencia, siendo un indicador de la intensidad del ejercicio y por ende de la fatiga [60]. La fuerte relación entre el rendimiento del ejercicio y las variables relacionadas con el lactato puede atribuirse a la capacidad funcional de los aparatos circulatorios centrales para transportar oxígeno a los músculos en ejercicio, y también la capacidad periférica de la musculatura para utilizar este oxígeno. Con la fatiga se reduce la velocidad de conducción de las fibras musculares, evidenciándose esto en una compresión espectral como consecuencia de la acumulación de ácido láctico [52].

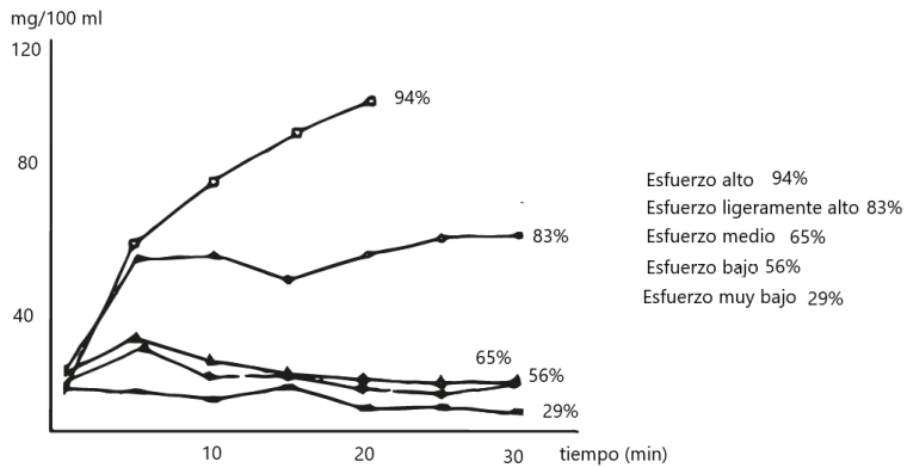


Figura 2.3: Concentración porcentual de lactato sanguíneo según el nivel de esfuerzo realizado en actividad física, en prueba realizada a hombres para estudiar la producción y eliminación de lactato durante el ejercicio [61].

A consecuencia de la contracción muscular se da el aumento de la concentración de ácido láctico, un producto metabólico, como se muestra en la Figura 2.3 del estudio de Hermansen (1972), donde se evidencia que con el paso del tiempo y cuanto más esfuerzo demande

la actividad física, el ácido láctico sanguíneo es directamente proporcional [61]. Además del tipo y tamaño de las fibras musculares dominantes, la concentración neta de lactato también depende del nivel de fuerza y del tipo de contracción (estática o dinámica), ya que el flujo sanguíneo que determina la tasa de eliminación metabólica, durante una contracción sostenida, es de aproximadamente 20% de la contracción voluntaria máxima (MVC). Durante las contracciones dinámicas, el flujo sanguíneo aumenta debido al efecto de bombeo del músculo contraído [50].

2.3.1.4 Escala de Borg

Borg propuso una nueva escala para la calificación del esfuerzo percibido [62], la cual aumenta linealmente con la intensidad del ejercicio debido a el trabajo sobre el consumo de oxígeno y el aumento de la frecuencia cardíaca respecto a la carga de trabajo, donde en muchos estudios se han encontrado altas correlaciones con otras variables fisiológicas [63], [64]. Los valores de la escala oscilan entre 6 y 20 y se pueden utilizar para indicar frecuencias cardíacas que oscilan entre 60-200 latidos [65].

Siguiendo esta idea, la escala de Borg representa la percepción del esfuerzo del paciente durante el ejercicio, siendo altamente usada en rehabilitación como un indicador cognitivo [29]. como se muestra en la Figura 2.4.

0	Reposo total
1	Esfuerzo muy suave
2	Suave
3	Esfuerzo moderado
4	Un poco duro
5	Duro
6	
7	
8	Muy duro
9	
10	Esfuerzo máximo

Figura 2.4: Descripción de la percepción de la fatiga por niveles de esfuerzo, desde reposo total, hasta esfuerzo máximo, dado por la escala de Borg [66].

2.3.2. Métodos de medición basados en nueva tecnología

El tener información confiable de las características de la marcha, y la facilidad de monitoreo y evaluación en tiempo real, permite el diagnóstico temprano de enfermedades y complicaciones. Por ejemplo, en la rehabilitación física, permite estimar características para determinar criterios de parada, evaluar el rendimiento del paciente e inclusive mejorar las técnicas de rehabilitación, llevando al paciente a su máximo rendimiento evitando complicaciones y hasta lesiones [8]. En esta sección se muestran 2 dispositivos propuestos para la estimación de la fatiga, como lo son el sensor Kinect y los sensores inerciales. Allí se describen sus características, funcionamiento y su aplicación en la RC.

2.3.2.1 Análisis de movimiento 3D

El análisis de la marcha presenta importantes beneficios para la práctica clínica, sin embargo, su uso es limitado debido a la necesidad de equipos costosos que no siempre están disponibles en entornos clínicos. La evidencia reciente sugiere que el sensor Kinect puede proporcionar un método de análisis de bajo costo para medir parámetros de marcha. Este se ha popularizado con el incremento del avance del análisis con menor una cantidad marcadores para la detección del esqueleto. A pesar de que el sensor fue diseñado para interactuar de forma más activa en videojuegos y para mejorar la experiencia de ocio, también se ha utilizado en áreas como la robótica, medicina, reconstrucción 3D y realidad aumentada, entre otras [67]. El sensor kinect ha demostrado su potencial para ayudar a la recuperación desde el equilibrio hasta enfermedades como los accidentes cerebrovasculares por Ryerson (2008), trastornos vestibulares y en parálisis cerebral en el caso de Springer (2016) [29] [5]. La realidad virtual proporciona información inmediata al usuario, lo que mejora el aprendizaje y también proporciona una forma automatizada de guiar y seguir el progreso de una terapia [63].

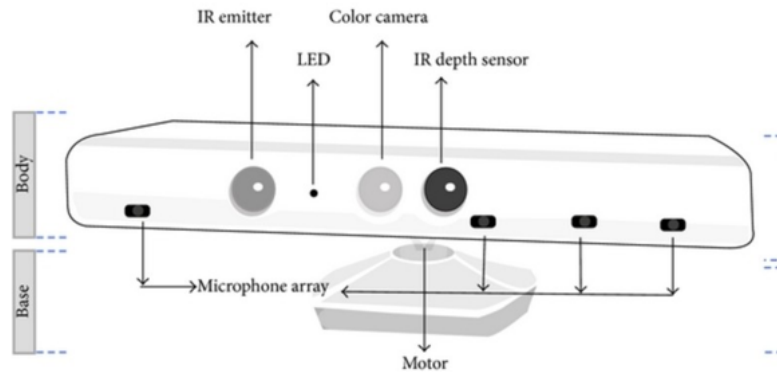


Figura 2.5: Componentes del sensor kinect por base y cuerpo, incluyendo la disposición de la cámara a color (RGB), emisor infrarrojo, sensor de profundidad, micrófonos y led de encendido [68].

En la Figura 2.5 se muestra un kinect, este incluye una cámara de luz estructurada con una cámara RGB convencional que interpreta la información 3D de la escena obtenida a través de la luz estructurada infrarroja que se lee mediante un sensor CMOS estándar [63], permitiendo calcular la cinemática del cuerpo a partir de la detección de articulaciones y la posición del centro de masa.

Se han realizado estudios sobre la eficiencia del kinect como herramienta para el análisis de marcha, capturando los datos cinemáticos usando sistemas de tracking de movimiento, para obtener información como los ángulos de cadera y rodilla, obteniendo un nivel de confiabilidad de hasta el 76 % con el kinect para ciertos parámetros de marcha [69]. Aunque gran parte de estos estudios ha sido en relación a enfermedades como el Parkinson por Nguyen (2019), accidentes cerebrovasculares, escoliosis por parte de Ryerson (2008), entre otras, se puede decir que el Kinect puede tener el potencial de ser utilizado como una herramienta para medir parámetros de la marcha, con la claridad de que deben establecerse métodos estandarizados, y se requieren exámenes futuros con sujetos sanos y participantes clínicos para integrar el

sensor Kinect como un ensayo clínico [70][5].

El sensor kinect maneja una amplia capacidad para el análisis de parámetros cinemáticos al detectar articulaciones y así formar los segmentos que componen extremidades tanto inferiores como superiores. De esta forma, a continuación se describen algunos de los parámetros más usados para la evaluación de la fatiga.

- Centro de masa: En estudios como el de Möhler (2019), Black (2007) y Qu (2012), proponen el uso de sensores de profundidad para el estudio del comportamiento del centro de masa (CoM) para determinar el nivel de fatiga durante actividad física, el centro de masa. La trayectoria del centro de masa de todo el cuerpo funciona como una métrica confiable para determinar la estabilidad postural, como se muestra en la Figura 2.6. Al poder capturar la información del centro de masa de un sujeto durante la marcha, podría mejorar la evaluación de los efectos en la rehabilitación física [71].

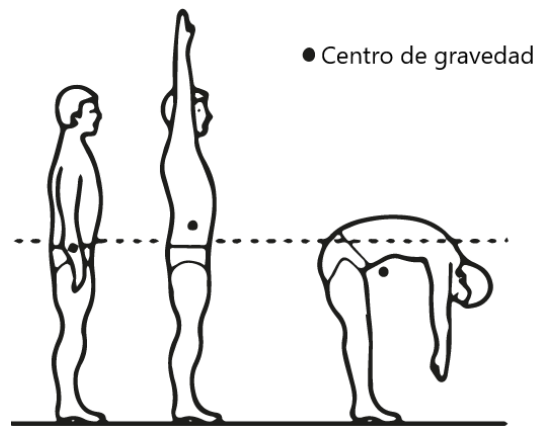


Figura 2.6: Ubicación del centro de masa o de gravedad según la posición de los brazos, piernas y torso. [68]

En el estudio de Wan, Jing (2017), La fatiga en la musculatura de las extremidades inferiores se asocia con una disminución de la estabilidad postural, el rendimiento motor y altera los patrones normales de marcha en sujetos humanos [67]. El reconocimiento automatizado de la condición de fatiga muscular de las extremidades inferiores puede ser ventajoso en la detección temprana de riesgos de caídas y lesiones [71].

- Parámetros espacio-temporales: El análisis de la marcha humana es tratado ampliamente en artículos científicos, siendo un tema de gran interés en proyectos de investigación en la actualidad [72]. El objetivo se basa en lograr cuantificar y medir diferentes parámetros que caracterizan la marcha con el fin de aplicarlos a diversos campos como el deporte [73],[74], identificación de personas con fines de seguridad [75],[76], y medicina [77] [78]. Los parámetros espacio-temporales más usados son [79], [80]:
 - Velocidad de marcha: hace referencia a la relación entre la distancia recorrida por unidad de tiempo.

- Longitud de paso: distancia lineal entre el contacto inicial del talón de una extremidad y el de la extremidad contralateral.
- Cadencia: está relacionada con la longitud del paso, representando el ritmo más eficiente, siendo determinada por el número de pasos por unidad de tiempo.
- Longitud de zancada: distancia lineal entre dos contactos de talón consecutivos de la misma extremidad.
- Ancho de paso: la distancia entre un pie y otro, usualmente es medido de talón a talón, relacionada a la estabilidad y el equilibrio. Al desplazarse la pelvis hacia el pie de apoyo del cuerpo, es necesaria una base de sustentación estrecha, reduciendo el desplazamiento lateral del centro de gravedad.
- Tiempo de apoyo: Porcentaje del ciclo de la marcha durante el cual el pie está en contacto con el suelo.
- Tiempo de vuelo: Porcentaje del ciclo de la marcha durante el cual el pie avanza sin tocar el suelo.

En cuanto al campo de la medicina, los parámetros de marcha pueden brindar información clave cuando se habla de buscar información confiable sobre la evolución de diferentes enfermedades como: neurológicas (esclerosis múltiple, Parkinson) discutido en el artículo de Nguyen (2019), sistémicas (cardiopatías, alteraciones en la dinámica de deambulación debido a la secuela del accidente cerebrovascular) vistas en la revisión de Ryerson (2008) y enfermedades causadas por el envejecimiento [5] [70].

La fatiga física afecta a las características de movimiento, lo que conduce a inestabilidad postural, deterioro del control motor y desviaciones de los patrones normales de marcha de la marcha humana[8]. A través de entornos virtuales, muchos estudios han demostrado su potencial para ayudar a la recuperación de enfermedades como los accidentes cerebrovasculares y los trastornos vestibulares, siendo un apoyo en terapias para personas con parálisis cerebral o alguna enfermedad que necesite rehabilitación física [63].

2.3.2.2 Sensores inerciales

Los sensores inerciales, consisten en acelerómetros y giroscopios. La gran demanda de acelerómetros se debe a sus aplicaciones automotrices, ya que se pueden utilizar para activar sistemas de seguridad, como bolsas de aire, o para implementar sistemas de estabilidad de un vehículo. Sin embargo, la aplicación de acelerómetros cubre un espectro mucho más amplio donde su pequeño tamaño y bajo costo tienen un impacto aún mayor, siendo utilizados en aplicaciones biomédicas para el monitoreo de actividad y movimiento [81]. Se ha llevado a cabo una amplia investigación en el análisis de la marcha basado en sensores, incluidos los sensores inerciales y otras tecnologías relacionadas a diferentes tipos de sensores, como las plantillas de presión, para permitir la evaluación de la marcha para una mejor monitorización de algunas enfermedades [70].

Los sensores inerciales (Shimmer, Irlanda) o IMU's (inertial measurement unit) son sensores inalámbricos para uso corporal, muy usados a nivel clínico para el análisis biofísico y cinemático. Fueron diseñados para facilitar su uso en proyectos de investigación, ensayos

clínicos repetibles, integración de sistemas y desarrollo de productos, ya que permiten una sincronización precisa entre sensores y con sistemas complementarios [82].

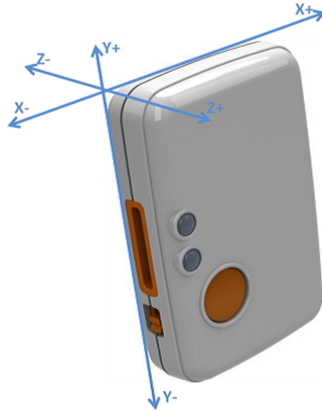


Figura 2.7: Disposición de los ejes coordenados para el manejo del sensor inercial (Shimmer, Irlanda) con relación al eje del giroscopio, magnetómetro y acaelerómetro [83].

La Unidad de medición inercial (IMU) es un dispositivo que cuenta con detección inercial, un acelerómetro, giroscopio y magnetómetro, cada uno con un rango seleccionable [82]. Los sensores inerciales (Shimmer, Irlanda) cuentan con un procesador de movimiento integrado para la estimación de orientación 3D integrada como se observa en la figura 2.7, así como 5 LED de colores para indicar el estado del dispositivo y el modo de funcionamiento y están diseñadas para:

- Recopilación adaptativa de datos humanos.
- Diseño rápido y creación de prototipos de soluciones inalámbricas.
- Recopilación rápida de datos semiautomatizados.
- Acceso a datos brutos y clínicamente validados.

Dichas características le permiten a este tipo de dispositivos ser usados en áreas relacionadas al monitoreo de salud humana, ciencia deportiva, monitoreo estructural e incluso en edificios inteligentes, el monitoreo ambiental y de hábitat.

2.3.2.3 Parámetros cinemáticos

Al evaluar los diferentes parámetros cinemáticos relacionados con la evaluación de fatiga en la marcha, según Barbieri, dos Santos, Lirani-Silva et al. (2013) algunas de las diferencias reportadas eran sutiles, es decir, pueden no ser fácilmente detectables por un ojo humano [1]. Sin embargo, fueron identificables utilizando un sensor inercial colocada en el esternón, combinada con la captura de movimiento óptico en la extremidad inferior. Además, según Helbostad et al. (2007) [3], hubo aumentos significativos en la anchura del paso, la aceleración mediolateral del tronco y la variabilidad de la longitud del paso con la fatiga. De los resultados reportados en la literatura [4] [29] [30], los cambios observados en los parámetros de la marcha

entre fatigado y no-fatigado, los estados pueden servir como base para el monitoreo continuo de la detección de fatiga.

Los parámetros cinemáticos de marcha mas usados en la evaluación del estado de fatiga son [84]:

- Frecuencia de paso: La frecuencia de paso es usada para modelar la energía gastada durante la marcha, usando el modelo masa-resorte. Convirtiéndose en un factor elemental que describe la cinemática de la marcha.
- Contacto de pie normalizado: El paso se puede segmentar en 2 fases, contacto y oscilación del pie. Este parámetro se estima usando la magnitud de aceleración del pie, con relación al tiempo de contacto normalizado por la duración del paso. Un contacto de pie normalizado corto implica una larga fase de vuelo, lo que permite una carrera más ágil, este parámetro es muy usado por atletas por esa razón.
- Oscilación vertical: La oscilación vertical hace referencia al parámetro cinemático que mide la elevación de la pierna durante un paso. Para mayor agilidad, la oscilación vertical debe ser baja, ya que esta es proporcional al trabajo mecánico realizado. Generalmente es medido con un sensor a la altura del centro de masa para poder observar su comportamiento en la componente vertical como se muestra en la Figura 2.8.

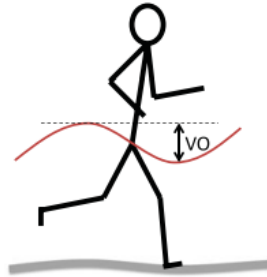


Figura 2.8: Visualización de la oscilación vertical (VO) del centro de masa CoM con relación al movimiento provocado por la marcha [84].

- Aceleración de impacto en la parte superior del cuerpo: Este parámetro se ve reflejado en el impacto al que está expuesto la parte superior del cuerpo en cada paso. Estudios han demostrado que el impacto aumenta durante una carrera prolongada, incrementando el riesgo a posibles lesiones [7]. Para la estimación de este parámetro cinemático, se usan sensores en la parte superior del cuerpo, ya que el impacto se define por la magnitud máxima evocada por un golpe del pie. Una alta aceleración de impacto indica que el cuerpo no atenuó el choque provocado por el golpe del pie, siendo un indicador de posibles lesiones.
- Inclinación del tronco: Hace referencia al ángulo entre la parte superior del cuerpo y la vertical. La buena postura de la parte superior del cuerpo está altamente correlacionada con la agilidad. Se ha demostrado que la inclinación del tronco durante la marcha

aumenta la fatiga de los músculos de la espalda baja [85]. Este parámetro también puede ser un indicador de que los músculos del tronco no son lo suficientemente fuertes, aumentando la tensión de los isquiotibiales y la espalda durante la marcha.

- Elevación del talón: se define como la desviación máxima de la parte inferior de la pierna medida en términos del ángulo entre la parte inferior de la pierna y la vertical, como se muestra en la Figura 2.9. Un valor alto de elevación de talón implica mayor agilidad. Estudios han demostrado que este ángulo es inversamente proporcional al tiempo de marcha. Independientemente del nivel de habilidad del corredor, el ángulo disminuye en el transcurso del tiempo a causa de la fatiga muscular progresiva, Funcionando como un indicador de fatiga.

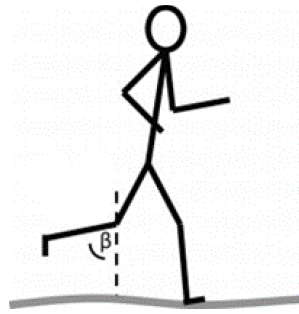


Figura 2.9: Ángulo de elevación del talón β en función de la marcha, respecto a la fase de apoyo del pie [84].

- Velocidad máxima de rotación de la rodilla: refleja la capacidad del corredor para mover con rapidez la pierna hacia adelante, haciéndola más ágil. La forma de evaluación se hace a partir de sensores inerciales que integran un giroscopio, para ser conectado a la rodilla. Se determinó que con el tiempo la rotación va disminuyendo progresivamente en un promedio de 4.5 % durante la marcha debido a la fatiga.
- Tipo de contacto del pie: existen tres tipos de contacto del pie (Figura 2.10), cada uno posee características que le adjudican ciertas ventajas o desventajas, ya sea haciendo la marcha más ágil o haciendo que diferentes partes del cuerpo sean más o menos propensas a sufrir lesiones. En estudios recientes se habla de que el tipo de golpe del pie cambia ligeramente con la fatiga, lo que lo convierte en un posible indicador.

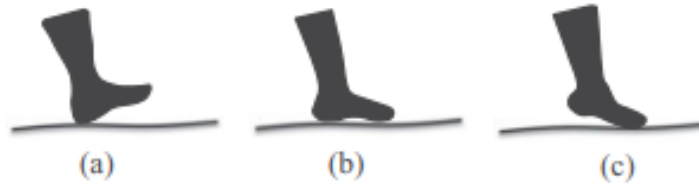


Figura 2.10: Tipos de contacto de pie durante la marcha. a) contacto de talón, caracterizada por ser la primera fase: únicamente el talón se encuentra apoyado sobre la superficie. b) fase de apoyo: toda la planta del pie está en contacto con la superficie. c) elevación de talón: los dedos son la única parte en contacto con el suelo, es la fase precursora al levantamiento de dedos para empezar la fase de vuelo [84].

2.3.2.4 Centro de masa

El equilibrio humano está fuertemente relacionado con la posición y la velocidad del centro de masa (CoM) de todo el cuerpo. Se han realizado diversos estudios donde el centro de masa del cuerpo se asocia al balance, movimiento y la fatiga durante ejercicio, en el caso de [64] en donde el centro de masa es detectado a partir de un sensor inercial [69], los cuales demuestran una alta confiabilidad respecto a medidas de aceleración y desplazamiento del centro de masa, que funcionan como indicadores de fatiga. El CoM del cuerpo se obtiene como la suma ponderada de la posición de CoM de cada segmento del cuerpo. El peso de la posición CoM de cada segmento es la relación del segmento a la masa corporal total [71].

En el estudio de Mohler et al (2019) estudian la estabilidad como un factor para evaluar la fatiga, relacionando el comportamiento inestable de la trayectoria del centro de masa con la coordinación durante la marcha debido a la fatiga [86]. El centro de masa se ve alterado en cierta medida por un parámetro cinemático como la inclinación de tronco como se mencionó en la sección anterior, puesto que al variar el ángulo de la posición erguida puede llegar a producir la fatiga de ciertos músculos implicados en la marcha.

Las terapias de RC requieren un monitoreo constante del paciente, donde actualmente la mayoría de las variables no pueden tener un seguimiento durante el ejercicio, haciendo que no se obtenga el máximo rendimiento, o exponiendo a los pacientes a un sobreentrenamiento. Es de esta forma que diferentes estudios proponen nuevos métodos para la evaluación de fatiga en diferentes entornos de rehabilitación como se puede observar a lo largo del capítulo 2, para poder trabajar habilidades motoras de forma segura y efectiva. Teniendo en cuenta la información recopilada en la sección 2.3, se observa la evidencia de nuevos métodos aplicados al entorno clínico, que pueden ser usados en RC.

Capítulo 3

METODOLOGÍA

En este capítulo se presenta la metodología usada para obtener la información necesaria para la elaboración de la presente tesis. En este se describe el procedimiento a realizar, incluyendo los protocolos preliminares implementados, el protocolo definitivo con las variables a medir, los dispositivos utilizados, las especificaciones para presentar las pruebas y finalmente el método de procesamiento de la información, para poder realizar un análisis sobre la funcionalidad de los parámetros fisiológicos y cinemáticos en la evaluación de fatiga.

3.1 Variables

En este estudio se contemplan exclusivamente variables independientes, las cuales se describen en la tabla No 1.

Variable	Definición	Unidades
Ritmo cardiaco	Determinado como la cantidad de latidos que hace el corazón en un minuto.	Latido/minuto
Lactato sanguíneo	Compuesto orgánico producido en músculos y sangre durante el ejercicio.	mmol/L
Cinemática de las articulaciones	Variabes que hacen referencia al movimiento, velocidad y aceleración de las articulaciones del cuerpo.	pasos/minuto
Percepción de cansancio	Valor numérico con el cual el paciente expresa el nivel de fatiga que siente, de acuerdo con una escala ordinal.	Valor subjetivo

Tabla 3.1: Definición y unidades de medida de las variables sujetas a estudio

La tabla 3.1 describe las variables más usadas en la estimación de fatiga según la revisión realizada para el desarrollo del estado del arte. Entre estos se encuentran parámetros que describen la relación de consumo de oxígeno (para el caso de la frecuencia cardiaca) y de energía (en caso de el lactato sanguíneo), con respecto a la intensidad o duración del ejercicio físico. Donde las articulaciones a las cuales se monitoreará su cinemática son la rodilla y cadera, y la percepción de cansancio se evaluará usando la escala de Borg.

3.2 Selección de participantes

En este proyecto se utilizará una muestra no aleatoria sobre la base de personas que deseen participar voluntariamente en el proyecto, con un total de 23 voluntarios entre hombres y mujeres. Estos serán seleccionados teniendo en cuenta su estado de salud y condiciones físicas como se describe a continuación:

- Criterios de inclusión:

Los voluntarios deben tener la mayoría de edad legal en Colombia (18 años), y a demás presentar actividad física regular y sin contraindicaciones para hacer ejercicio.

- Criterios de exclusión:

Usuarios que estén en estado de embarazo, presenten antecedentes de dolor, lesión o cirugías en la rodilla, tobillo o cadera que les impida hacer ejercicio. Usuarios que no hayan cumplido la mayoría de edad legal en Colombia (18 años), que estén bajo el efecto del alcohol, drogas o cualquier tipo de alucinógeno y/o que padezcan algún tipo de discapacidad cognitiva que les impida ser voluntarios, leer, entender y firmar un consentimiento informado.

3.3 Procedimiento

Siendo la base de este proyecto la evaluación de diversos parámetros para la medición de fatiga en ejercicio aeróbico, inicialmente se realizó una revisión del estado del arte sobre los parámetros usados actualmente, de forma que fuera posible tener un punto de referencia, respecto a la eficiencia de los nuevos parámetros. A partir de esto, se proponen los nuevos métodos, para monitorear las variables fisiológicas y cinemáticas a medida que incrementa la fatiga. Para el desarrollo de este proyecto se realizaron varios protocolos preliminares, los cuales tenían como objetivo replicar una fatiga únicamente en régimen aeróbico, disminuyendo el tiempo, para finalmente obtener el protocolo definitivo, los cuales se describen en el siguiente capítulo.

3.3.1. Equipos e instalaciones

Las pruebas fueron realizadas al interior y exterior del laboratorio de rehabilitación (I3-101) de la Escuela Colombiana de Ingeniería Julio Garavito. Donde los equipos utilizados para las pruebas realizadas incluyen:

- Banda sin fin (Sport Fitness, Colombia).
- Sensor de profundidad (Kinect, EEUU).
- Sensores inerciales (Shimmer, Irlanda).
- Sensor de frecuencia cardiaca (HxM BT Zephyr, EEUU).

Sensor	F.M (Hz)	M.O	Parámetro
Kinect	16K	Secuencia de video B/N	Cadencia
		Secuencia de video RGB	Ángulos articulares
Shimmer	512	Sensor inercial EMG	Velocidad de la marcha Actividad muscular de cuadriceps, gastrocnemio tibial anterior y semitendinoso
Zephyr	1K	Activo	Frecuencia cardiaca

Tabla 3.2: Especificaciones de los sensores. frecuencia de muestreo (F.M), modo de operación (M.O) y parámetro obtenido a partir de cada sensor.

La tabla 3.2 contiene las especificaciones de los sensores usados, teniendo en cuenta la frecuencia de muestreo, modo de operación y los parámetros que arrojan los sensores con los cuales se instrumentaron a los voluntarios.

3.3.2. Protocolo final

En esta sección se describe el proceso realizado para llevar a cabo el protocolo final, desde el informe a los participantes, el procedimiento para la instrumentación, la toma de datos, hasta los protocolos preliminares, que llevaron al protocolo implementado.

3.3.2.1 Informe al participante

Al momento de iniciar, se procede a realizar una breve explicación sobre la prueba, incluyendo el tiempo aproximado de duración, los ejercicios a realizar, la metodología para la toma de las muestras de lactato, teniendo en cuenta que implica una método invasivo y finalmente una aclaración de la escala de percepción implementada (escala de Borg), para posteriormente, dar al voluntario un consentimiento informado (Anexos), explicando la información anterior, para aceptar los términos para realizar la prueba.

3.3.2.2 Toma de datos en reposo

Al estar al tanto el participante del procedimiento y teniendo el consentimiento informado firmado, se procede a tomar las muestras de escala de Borg, lactato sanguíneo y frecuencia cardiaca. Estos serán los valores de los parámetros en reposo, siendo la base para determinar su comportamiento en el transcurso de la prueba. Por otro lado, se realizará el registro de los parámetros cinemáticos y espacio-temporales en la banda sin fin a la velocidad de marcha normal de cada uno de los participantes, antes de realizar el circuito de ejercicios, siendo considerados de igual forma como parámetros iniciales, o en reposo.

3.3.2.3 Instrumentación

Para la instrumentación del paciente con los sensores Shimmer, se ubicarán cinco unidades de medida inercial, de los cuales dos se localizan sobre la parte lateral externa de los muslos, a 10 cm de la parte media de la rodilla, dos sobre la parte lateral externa de las pantorrillas

con bandas elásticas, a 5 cm del maleolo y el último en la parte trasera del torso sobre la vértebra L2 , haciendo uso de un cinturón, como se observa en la Figura 3.1.

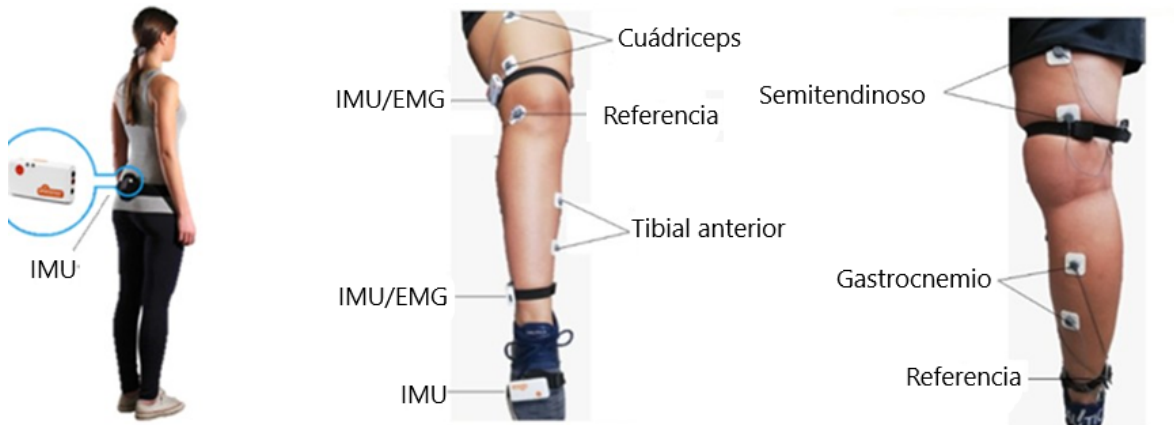


Figura 3.1: Instrumentación: ubicación de los sensores en miembro inferior, cadera alta (L2) y pie. a) sensor inercial ubicado en L2 (CoM), b,c) Instrumentación para análisis cinemático (centros articulares como rodilla y tobillo, además del pie dominante) y EMG de los músculos implicados en la marcha, incluyendo músculos cuádriceps, semitendinoso, tibial anterior y gastrocnemio, con sus respectivas referencias.

En la Figura 3.1 b,c se muestra de igual forma la ubicación de los electrodos para obtener la actividad eléctrica (EMG) de los músculos: cuádriceps, tibial anterior, semitendinoso y gastrocnemio, con sus respectivas referencias en el maléolo y la rótula.

Por otro lado, para el sensor Zephyr (para medir frecuencia cardiaca), se hace uso de una banda elástica, que debe ir alrededor de la zona media del torso, de forma que el sensor quede localizado sobre la boca del estómago, ver Figura 3.2.

Finalmente, el sensor de profundidad Kinect se debe situar a 1 metro del participante, ubicado en la parte posterior de la banda sin fin, a una altura de 1.2 metros del suelo, logrando una visibilidad completa del cuerpo.

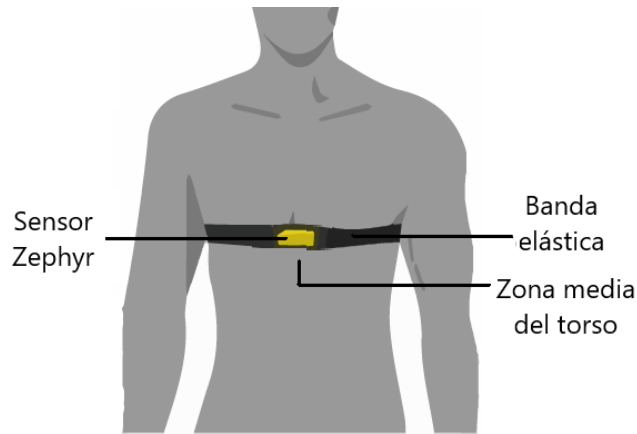


Figura 3.2: Instrumentación del sensor Zephyr en la zona media del torso, para el registro de la frecuencia cardiaca.

3.3.2.4 Procedimiento

Protocolos preliminares

En esta sección se explican los protocolos contemplados que llevaron al desarrollo del protocolo final. De forma general, estos protocolos se basan en la medición de parámetros fisiológicos y cinemáticos exclusivamente bajo el régimen aeróbico, realizando el ejercicio haciendo uso de la banda sin fin, induciendo un incremento gradual de la fatiga a partir de uno o varios ejercicios, haciendo la claridad de que los parámetros serían medidos únicamente bajo el ejercicio realizado en la banda sin fin, para poder obtener los parámetros seleccionados durante la marcha, a medida que la intensidad o tiempo del ejercicio aumentan.

- **Fatiga progresiva en banda sin fin:** Inicialmente se plantea una metodología donde para lograr la fatiga se sugiere realizar el ejercicio en 5 etapas, desarrolladas en su totalidad en la caminadora, incrementando el tiempo y velocidad gradualmente hasta alcanzar los 10 km/h.

Para dar inicio a la prueba se realiza la instrumentación y se toman las muestras de lactato y Borg en reposo, donde la toma de estas se realizará entre cada etapa, de forma que sea posible tener un registro de su comportamiento a medida que la persona se va fatigando. Posteriormente se pasa a realizar el ejercicio en la banda sin fin en 5 etapas, las cuales están definidas por la velocidad y tiempo del ejercicio. El registro de los sensores con el cual se encuentra instrumentada la persona, tiene una duración de 2 minutos aproximadamente y se realiza para cada velocidad según la etapa, como se describe a continuación, siguiendo la línea para la obtención de los datos como se muestra en la figura 3.3.

- **Primera etapa:** En esta primera parte se inicia a una velocidad de 2 km/h, con una duración de 5 minutos.
- **Segunda etapa:** Velocidad de 4 km/h, con una duración de 10 minutos.
- **Tercera etapa:** Velocidad de 6 km/h, con una duración de 15 minutos.

- **Cuarta etapa:** Velocidad de 8 km/h, con una duración de 20 minutos.
- **Quinta etapa:** Finalmente la velocidad es de 10 km/h, con una duración de 25 minutos.

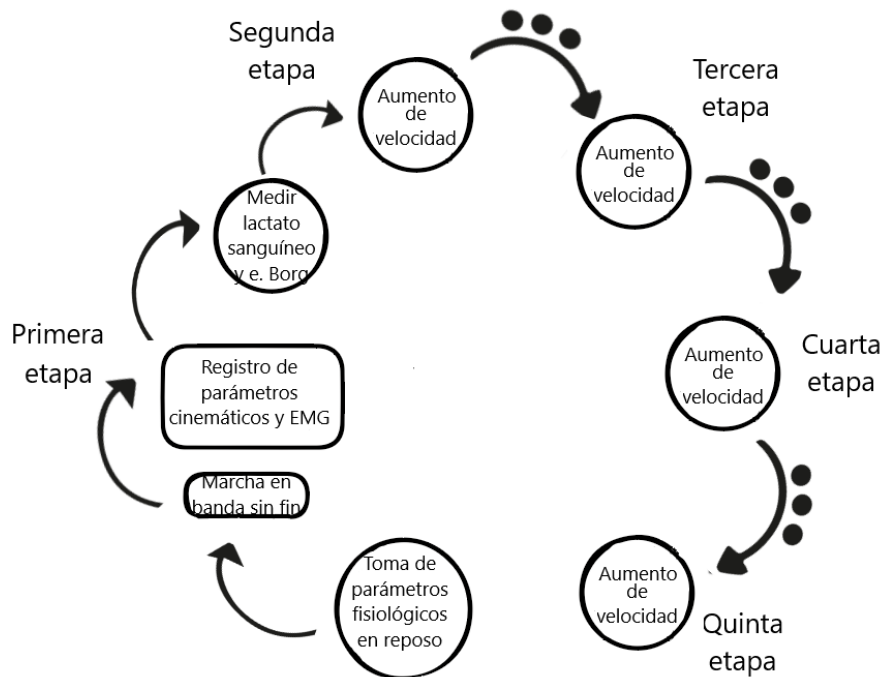


Figura 3.3: Fases de la prueba y proceso para el registro de la información del protocolo preliminar de fatiga progresiva en banda sin fin

▪ **Implementación de circuito de ejercicio:**

Como segundo protocolo posible se decidió implementar un circuito de ejercicios, realizados en diferentes etapas, donde a medida que se avanzara a una nueva etapa, el tiempo incrementaría por cada ejercicio. Debido a que el protocolo es sobre parámetros fisiológicos y cinemáticos en ejercicio aeróbico, las mediciones se realizaron durante el ejercicio en la banda sin fin. Este nuevo protocolo requirió establecer ciertos criterios de parada debido a su intensidad, haciendo que las mediciones permitan ver el avance de la fatiga, sin permitir una recuperación debido a la percepción de máximo cansancio, por ende, se consideró exclusivamente la escala de Borg como criterio para detener la prueba. Las mediciones seleccionadas requerían los mismos elementos que el protocolo final, añadiendo un sensor de profundidad más, como se muestra en la Tabla 3.3.

Sensor	Información	Cantidad	Parámetro	Unidades
	Secuencia de video B/N			
Kinect	Secuencia de video RGB	2	Posición del CoM	distancia
Inercial	Orientación 3D	6	Cadencia	pasos/min
	Frecuencia		Frecuencia	latidos/min
Zephyr	cardiaca	1	cardiaca	

Tabla 3.3: Generalidades de los sensores. Información, número de sensores usados en la prueba, parámetros y unidades obtenidas como salida de los sensores.

La tabla 3.1 describe la cantidad de sensores con los cuales se va a instrumentar y el tipo de información que estos dan. Ya que para este protocolo busca hacer uso de 2 sensores de profundidad, uno se ubica en la parte trasera de la banda sin fin, y el segundo a un lado de esta.

Final

Como protocolo final, una vez instrumentado el paciente, este será dirigido a caminar durante 3 minutos en una banda sin fin con el propósito de medir los parámetros cinemáticos de la marcha en ausencia de fatiga. La medición de los parámetros cinemáticos y espacio-temporales, se hace uso del sensor de profundidad Kinect. Posteriormente será dirigido a un calentamiento de 14 minutos, el cual consiste en realizar cuatro series de cuatro ejercicios con una intensidad progresiva. Esto quiere decir que la primera serie debe llevarse a cabo en dos minutos, la segunda en tres minutos, la tercera en cuatro minutos y la última en cinco minutos [10,14-16]. Cada ejercicio se realiza en una estación demarcada por una equis que se encuentra en el suelo. A continuación, se describe cada uno de los ejercicios que el sujeto debe realizar:

- **Primer Ejercicio:** se realizarán ejercicios de frecuencia, los cuales son conocidos como elevación de rodillas (La realización de este ejercicio consta de llevar las rodillas hacia arriba a la altura del pecho en repetidas ocasiones), ver Figura 3.4.

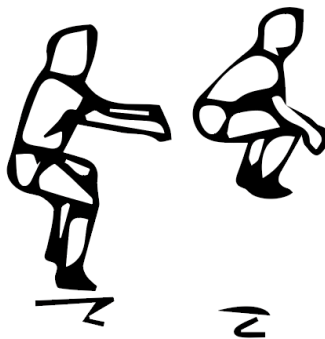


Figura 3.4: Descripción del primer ejercicio: a) Posición inicial, con los pies completamente apoyados en el suelo. b) Salto llevando las rodillas al pecho. [87]

- **Segundo Ejercicio:** se realizarán ejercicios de títeres también conocidos "Jacks"(este ejercicio se realiza en conjunto, las piernas serán abiertas conjunto con los brazos simultáneamente, de forma que cuando los brazos estén arriba las piernas están totalmente abiertas a una abertura mas allá de la de los hombros), ver Figura 3.5.

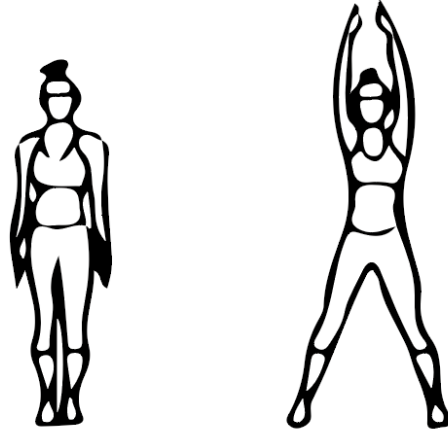


Figura 3.5: Descripción del segundo ejercicio: a) Posición inicial, con los brazos pegados al cuerpo y piernas cerradas. b) Levantamiento de brazos y apertura de piernas en simultáneo. [87]

- **Tercer Ejercicio:** se realizarán sentadillas medias, (para la realización correcta se debe realizar una apertura de los pies al ancho de los hombros, espalda recta y cadera hacia atrás, lentamente cada pierna debe generar una genuflexión de 90° durante cinco segundos y volver a la posición inicial), ver Figura 3.6.

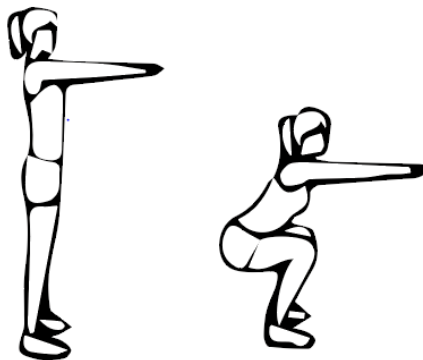


Figura 3.6: Descripción del tercer ejercicio: a) Posición inicial, teniendo una apertura media de las piernas y brazos al frente. b) flexión de las piernas, formando un ángulo recto, manteniendo la espalda recta y la posición inicial de los brazos [87]

- **Cuarto Ejercicio:** se realizará piques o carreras de corta distancia la cual deberán ejecutar en una distancia de 10, 15, 20 y 30 metros (estos piques y están distancias se realizarán en cada una de las vueltas que genere cada participante).

Estos ejercicios fueron seleccionados de los artículos de P. Cormie, D.A Galvao y P.T Truong, donde se tiene un control sobre los ejercicios realizados, teniendo en cuenta parámetros de marcha [88] [89] [90].

El tiempo correspondiente para cada ejercicio corresponde a 30 (circuito No,1), 45 (circuito No,2), 60 (circuito No,3) y 75 (circuito No,4) segundos de acuerdo con la intensidad progresiva planteada, como se muestra en la figura 3.7, donde el proceso de medición es el mismo, luego de realizar cada circuito. Es decir que los tiempos por circuito son de 120, 180, 240 y 300 segundos respectivamente. Al terminar cada una de las series de ejercicios, se prosigue a tomar otra muestra de lactato en sangre y se le solicitará al voluntario nuevamente caminar durante 3 minutos sobre la banda sin fin para llevar a cabo las mediciones cinemáticas de la marcha en presencia de fatiga. Adicional a esto, el usuario deberá responder el cuestionario de la sección para determinar el índice de fatiga presentado.

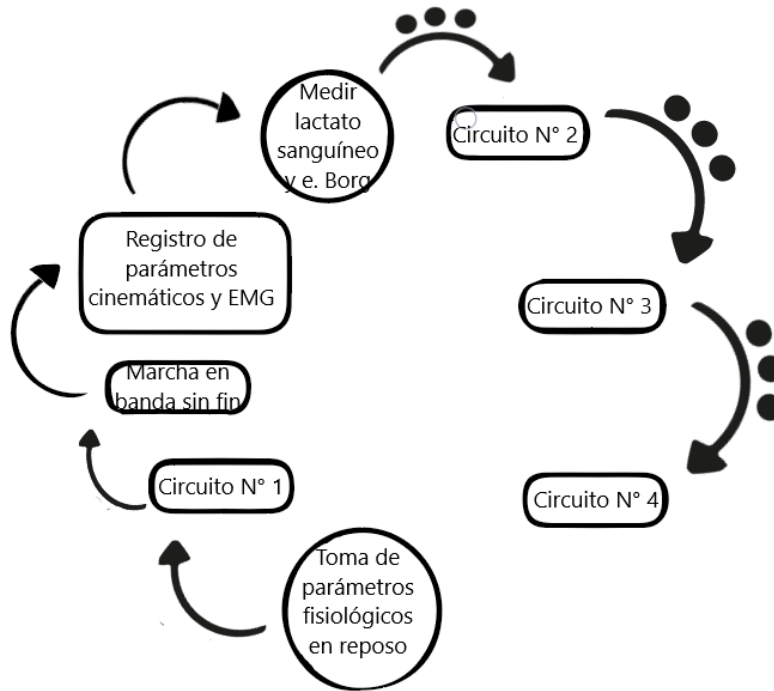


Figura 3.7: Proceso paso a paso para realizar la prueba, teniendo en cuenta el cambio de circuito y orden respectivo para el registro de los datos por prueba.

Finalizada la prueba, se le retiraron todos los sensores a cada voluntario, para ser llevado a la etapa de enfriamiento. Muchas personas realizan ejercicios de estiramiento luego de realizar actividad física, generalmente con la expectativa de que este disminuya el dolor en días posteriores, reduciendo el riesgo de lesiones, aumentando la sensación de bienestar y hasta

quizá mejorando el rendimiento, según la frecuencia de la actividad física realizada [91].

Cada músculo o grupo muscular se estiró usando un estiramiento estático de al menos 1 minuto, de intensidad suficiente para sentir un estiramiento fuerte pero sin llegar a ser doloroso. Por lo tanto, el protocolo de estiramiento tomó al menos 4 min por voluntario, seguido de un ejercicio respiratorio de la misma duración de vada ejercicio. Los ejercicios fueron explicados usando imágenes, como se muestra en la figura 3.8.

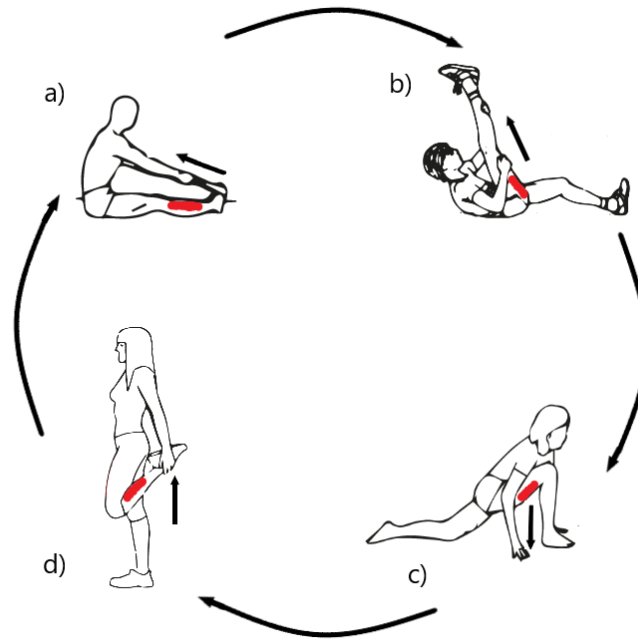


Figura 3.8: Descripción de los ejercicios de estiramiento según músculo [92]. a) Tibial anterior: haciendo uso de una banda, llevar la punta del pie hacia el torso con un nivel de fuerza media. b) Semitendinoso: con las manos apoyadas en la parte trasera de la pierna, realizar una fuerza ligera hacia el pecho. c) Cuadriceps: dejando una pierna hacia atrás y una pegada al pecho, realizar presión con el pecho sobre la pierna, manteniendo la estabilidad con los brazos a lado y lado. d) Gastrocnemio: de pie, tomar el empeine del pie realizando presión hacia el glúteo.

3.3.3. Criterios de parada

El sobreentrenamiento se puede producir en personas que tengan un mal estado físico, hasta en deportistas de alto rendimiento, donde en el último caso, es necesaria una mayor intensidad de ejercicio para llegar a este punto. Los parámetros de parada permiten evitar un sobreentrenamiento, teniendo en cuenta que el estudio se les realizó a personas con un estado físico normal-alto, es decir, que realizan actividad física 3 o mas veces a la semana. Siendo la concentración de lactato sanguíneo un indicador de fatiga, el umbral de lactato (LT) ha sido estudiado por diferentes autores, donde se le ha denominado "Punto de Owles"(Jones y Ehsam, 1982), "Límite de rendimiento de resistencia al oxígeno"(Hollmann, 1985), Umbral aeróbico (Kindermann et al, 1978) o Umbral anaeróbico (Wasserman et al., 1973). En los estudios realizados fue ampliamente considerado como una medida estándar para determinar

la capacidad aeróbica (Weltman et al, 1987 ; Mezzani et al, 2012), predecir el rendimiento de resistencia (Yoshida et al., 1990), y hasta para diseñar programas de entrenamiento de ejercicios de resistencia (Weltman et al, 1990); convirtiendo el LT en un concepto fundamental dentro de la medicina deportiva y las ciencias del ejercicio. Por esta razón este ha sido considerado como un criterio de parada, con el fin de evitar un sobre entrenamiento, el cual se ha determinado en un valor mayor a 25mmol/L.

Siguiendo esta idea se han estipulado otros parámetros para determinar si es óptimo continuar con la prueba, como lo son la frecuencia cardiaca (FC) y la escala de Borg. En el primer caso, la FC es altamente utilizada en la monitorización de la intensidad del ejercicio, por esta razón, y para evitar el sobre entrenamiento de los voluntarios se determinó como criterio de parada el alcanzar el 80 % de la FC máxima, trabando en el régimen aeróbico a mayor intensidad [35]. Y en segundo lugar, teniendo en cuenta que el alcanzar un 10 en la escala de Borg implica fatiga extrema, no será posible continuar con la prueba.

Así, se decidió tomar como criterios de parada el umbral de lactato, la escala de Borg y la frecuencia cardiaca, siendo estos los parámetros sobre los cuales se tiene un control continuo de la fatiga durante la prueba, haciendo posible determinar de forma precisa y rápida el momento adecuado para detener la prueba, en caso de alcanzar el nivel máximo de fatiga, antes de culminar la prueba.

3.3.4. Parámetros de seguridad

El procedimiento para medir lactato sanguíneo consiste en usar el dispositivo Lactate Pro 2, donde la extracción de sangre capilar se realiza con un puncionador, haciendo uso de lancetas (las lancetas serán de un único uso por persona y muestra). Para proceder a tomar las muestras de sangre, los responsables deberán hacer uso de guantes de látex (estos podrán ser reutilizados durante la prueba en caso de no estar contaminados con alguna muestra de sangre); inicialmente se desinfecta con pañitos de alcohol la zona donde se va a tomar la muestra, que en este caso es el lóbulo de ambas orejas, realizando una pequeña presión con el puncionador sobre la zona deseada obteniendo la muestra de sangre, la cual debe entrar en contacto con la tira reactiva para realizar la medición. Posteriormente se deben remover los residuos de sangre y de ser necesario, hacer uso de una cura. Para el manejo de desechos se dispone del uso de un guardián (recipiente rígido exclusivo para cortopunzantes) para desechar elementos como lancetas y pañitos de alcohol, este se encuentra reportado a la oficina de salud en el trabajo como residuos peligrosos y al área de endo-aseo para ser recolectado de forma pertinente. Este procedimiento se realizará 5 veces por prueba, intercalando la oreja para tomar la muestra (el tiempo de espera entre cada toma de la muestra varía por cada circuito).

Para poner en marcha las pruebas mencionadas, el protocolo mencionado (Anexos) fue estudiado y aceptado por el comité de ética de la Escuela Colombiana de Ingeniería Julio Garavito (anexos).

3.4 Procesamiento

Haciendo uso de los sensores inerciales, se realizó la adquisición del giroscopio de los 5 dispositivos usados y la señal de electromiografía, estos se registraron mediante el programa Consensus, en el cual permite realizar la sincronización entre todos los dispositivos de este tipo (sensores inerciales Shimmer), de forma que era posible observar en tiempo real las

componentes de cada uno de los sensores inerciales dispuestos en la instrumentación. En este caso, para caracterizar la marcha, y por la orientación con la que fue ubicado el sensor inercial, la componente a trabar es el eje Y. En cuanto la electromiografía EMG, el mismo software para exportar los datos inerciales dados por los sensores brinda un archivo legible para el software de procesamiento.

Para realizar el procesamiento de las señales obtenidas por los sensores inerciales, sensores de profundidad y electromiografía, se hizo uso del software Matlab, implementando nuevos programas de procesamiento para poder tener una mejor organización de la información, de forma que a medida que se tomaran muestras de voluntarios, fuese posible agregar nueva información, es decir haciendo una base de datos de las personas a las cuales se les realizó la prueba.

Los programas realizados comprenden lactato sanguíneo, escala de Borg, EMG de los músculos gastrocnemio, tibial anterior, cuádriceps y semitendinoso en el tiempo. Para los cuales se tuvo en cuenta la señal registrada o la información dada por el voluntario según corresponda; además de la frecuencia de muestreo y el No. de prueba en el cual se tomo el registro, donde el proceso realizado, se describe en la figura 3.9.

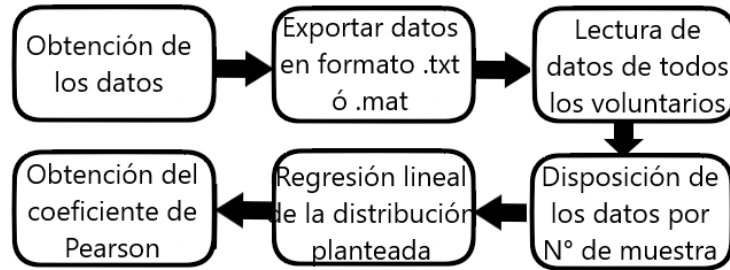


Figura 3.9: Pasos para realizar el procesamiento en el software, a partir de la obtención de los datos crudos de los sensores.

Así mismo, al tener de 3 a 5 registros por prueba, se optó por realizar un diagrama de dispersión. Para esto, se organizó la información según el parámetro medido, y posteriormente, según el número de muestra, según lo indica la figura 3.9, de forma que fuera posible observar el avance de las variables a medida que la intensidad y duración del ejercicio incrementaran con el cambio de circuito. Con esto, se realizó el análisis estadístico, como el valor del coeficiente de Pearson P y el coeficiente de determinación R^2 , teniendo en cuenta la regresión lineal que se debe hacer para cada uno de los parámetros seleccionados. En cambio, para el procesamiento del EMG, se tuvo en cuenta la señal RMS o valor de raíz media, para analizar el comportamiento de la amplitud de la actividad eléctrica durante la prueba.

Capítulo 4

RESULTADOS Y DISCUSIÓN

En el presente capítulo se encuentra la recopilación de los parámetros obtenidos durante las pruebas preliminares y el protocolo final, incluyendo parámetros fisiológicos, cinemáticos y espacio-temporales, además del análisis del comportamiento de cada uno de ellos y las pruebas estadísticas para determinar si hay cambios significativos a medida que el tiempo de ejercicio aumenta y por ende, la fatiga.

Característica	Cantidad	Unidad
Participantes	22	No.
Edad	22 \pm 1,13	Años
Peso	67.02 \pm 12	Kg
Estatura	1,71 \pm 0,09	m
Velocidad	3,05 \pm 0,90	Km/h

Tabla 4.1: Características de los participantes: número de participantes, promedio de edad, peso, estatura y velocidad de marcha seleccionado.

La Tabla 4.1 recopila el promedio de las características de los participantes de las pruebas preliminares y finales, donde la velocidad hace referencia a aquella a la que caminan normalmente, y fueron tomados los datos para el protocolo final.

La actividad física fue tenida en cuenta como un parámetro relevante en el estudio, ya que según artículo de Demmelmaier (2018), la capacidad física influye en la capacidad aeróbica y la fuerza muscular, el dolor, la limitación de la actividad y la calidad de vida relacionada con la salud [93]. De esta forma, en la Tabla 4.2, se encuentran registrados la cantidad de pacientes por estado físico, calificados por estado físico alto, medio y bajo.

Estado físico	No. Participantes
Alto	9
Medio	8
Bajo	5

Tabla 4.2: Características de los participantes según clasificación del estado físico, alto (realizan ejercicio 5 o más días a la semana), medio (realizan ejercicio 2 o 3 veces por semana) o bajo (no realizan ejercicio).

4.1 Protocolos preliminares

En esta sección se muestran los resultados obtenidos de los dos protocolos preliminares implementados, los cuales cuentan principalmente con el comportamiento de parámetros fisiológicos, para verificar la eficiencia para inducir fatiga inicialmente del ejercicio prolongado en banda sin fin y posteriormente del circuito de ejercicios.

4.1.1. Fatiga progresiva en banda sin fin

Siendo el ejercicio aeróbico una actividad caracterizada por la baja intensidad y larga duración, inicialmente se planteó este protocolo, de forma que al incrementar la velocidad y el tiempo gradualmente, se tomaran muestras sin detener en ningún momento la actividad física y también de modo que el ejercicio realizado fuera netamente aeróbico. En esta prueba, la información del sensor Kinect no pudo ser recopilada debido a que se tienen velocidades superiores a 6 km/h las articulaciones de miembros inferiores no eran reconocidas correctamente.

Los parámetros evaluados en esta ocasión fueron lactato sanguíneo, escala de Borg y actividad eléctrica muscular, para determinar el comportamiento de la fatiga. Esta prueba se le realizó a un voluntario de estado físico alto. A continuación, en la tabla 4.3 se encuentran registradas las características del participante.

Característica	Cantidad	Unidad
Participantes	1	No.
Edad	22	Años
Peso	62	Kg
Estatura	1,64	m

Tabla 4.3: Características del voluntario de la prueba preliminar de implementación del circuito de ejercicio, incluyendo: edad, peso y estatura.

4.1.1.1 Lactato sanguíneo y escala de Borg

A medida que la carga de trabajo durante el ejercicio aumenta con el tiempo, se midieron las concentraciones de lactato en sangre en intervalos definidos, paralelamente con la escala de Borg. Durante la alta intensidad, las contracciones de lactato se forman en los músculos, el cual se elimina del plasma [7, 8], el lactato sanguíneo comienza a aumentar cuando su producción excede su aprovechamiento o uso, asociándose con el rendimiento.

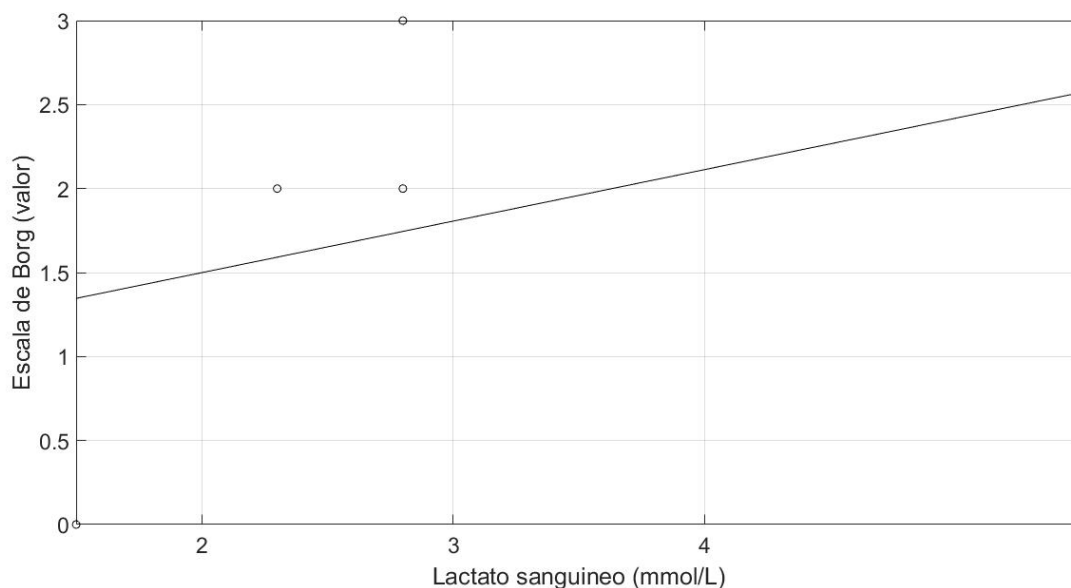


Figura 4.1: Comportamiento del lactato sanguíneo en función de la escala de Borg de prueba preliminar de fatiga progresiva en banda sin fin, con línea de tendencia.

Característica	Valor
P	0.48
R^2	0.178
m	0.30

Tabla 4.4: Parámetros de la regresión lineal de la figura 4.1. Incluyendo coeficiente de Pearson, R^2 y pendiente.

En la Tabla 4.4 el valor del coeficiente de Pearson (P) nos indica que no existe una correlación entre la escala de Borg y el lactato sanguíneo, teniendo en cuenta que el P valor es mucho mayor que el nivel de significancia seleccionado (0.05). A pesar de tener una tendencia creciente, con una pendiente (m) de 0.30, los valores de la escala de Borg no superaron el 3, indicando un nivel de percepción de esfuerzo moderado por parte del voluntario en la cumbre del ejercicio. Así mismo, el lactato sanguíneo no sobrepasó los 5mmol/L, teniendo como umbral 20 mmol/L, es decir que se alcanzó a penas un cuarto del nivel de fatiga máximo esperado.

Este protocolo se ha implementado en diversos estudios, como en el caso de Cormie (2015) y Möhler (2019), en los cuales se usan velocidades desde 5 a 18 km/h, en los cuales el lactato sanguíneo no alcanza un nivel tan alto, pero si mayor al obtenido en la prueba realizada [94] [95]. Estas metodologías difieren en la velocidad de la banda y la duración del ejercicio. Siguiendo esta idea, este protocolo no pudo mantenerse debido a que con el instrumental actual no era posible sobrepasar una velocidad de 10 km/hm, además de que el tiempo de la prueba se prolongaría en gran medida, haciendo la prueba poco eficiente.

4.1.1.2 EMG

Se midieron las señales EMG de un voluntario sano en el músculo cuádriceps, semitendinoso, el tibial anterior y gastrocnemio para estimar la fatiga muscular como se muestran en las Figuras 4.2 y 4.3, debido a su relevancia en la marcha.

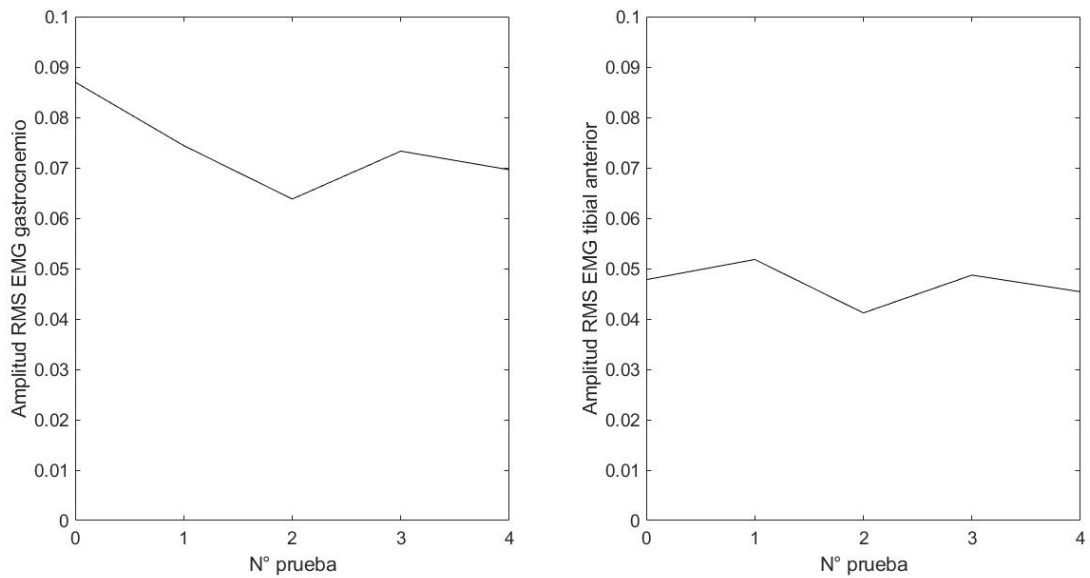


Figura 4.2: Amplitud RMS del EMG de los músculos: gastrocnemio y tibial anterior de pierna izquierda de prueba preliminar de fatiga progresiva en banda sin fin.

La amplitud del valor RMS de la electromiografía de los músculos del miembro inferior de la pierna no mostraron un comportamiento lineal. Aunque la disminución en la actividad eléctrica es notoria, entre muestras es posible notar que algunos valores incrementan súbitamente, es allí donde se puede suponer una recuperación, incrementando la resistencia al ejercicio realizado con el paso del tiempo.

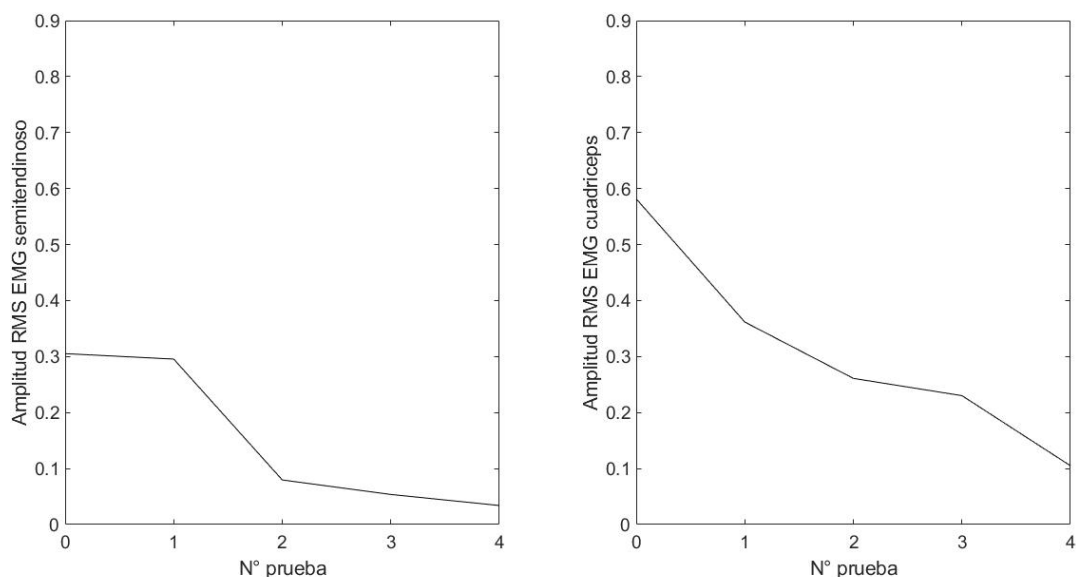


Figura 4.3: Amplitud RMS del EMG de los músculos: semitendinoso y cuádriceps de pierna izquierda de Prueba preliminar de fatiga progresiva en banda sin fin.

Por otro lado, los músculos cuádriceps y semitendinoso, muestran un decrecimiento en su actividad eléctrica, pero como en el anterior caso, ciertos lapsos indican que no hay una variación significativa.

4.1.2. Implementación de circuito de ejercicio

Con el protocolo de fatiga progresiva en banda sin fin descartado, se procedió a buscar una nueva estrategia, la cual se basa en numerosos estudios que trabajan circuitos de ejercicio para alcanzar los niveles deseados de fatiga a nivel muscular.

Es de esta forma, que inicialmente se plantearon los ejercicios descritos en el capítulo 3, por el cual fue necesario tomar nuevas medidas debido a la intensidad de este. Por cuestiones de seguridad y por la validez de la información se plantearon 3 parámetros de parada, evitando el sobreentrenamiento de los participantes, como lo son frecuencia cardiaca, escala de Borg y lactato sanguíneo. Esto se debe a que, si la persona alcanza el 80 % de la frecuencia cardiaca máxima, el ejercicio será considerado como anaeróbico, además si se alcanza un valor de 10 en la escala de Borg, o un valor mayor a 20 mmol/L esto implicaría el máximo cansancio, reduciendo el esfuerzo realizado, y empezando un periodo de recuperación, y por ende estos datos no serían de utilidad.

Adicionalmente, se sugirió usar un sensor de profundidad kinect más, pero por la disposición del tablero con el que cuenta la banda sin fin y los brazos de la misma, no fue posible reconocer adecuadamente el esqueleto, ya que, por la parte frontal, no se lograba reconocer las extremidades superiores, y por ende, no se obtenía un reconocimiento preciso, o simplemente nunca lo detectaba. Por otro lado, la disposición lateral se veía afectada, ya que en ocasiones las piernas vistas desde el sensor kinect se cruzaban entre sí, y otras veces, el brazo de la

banda sin fin era tomado como una de las piernas, alterando completamente la muestra.

Los parámetros evaluados en esta ocasión fueron lactato sanguíneo, escala de Borg y actividad eléctrica muscular, para determinar el comportamiento de la fatiga. Esta prueba se realizó a un voluntario de estado físico alto. A continuación, en la tabla 4.3 se encuentran registradas las características del participante.

Característica	Cantidad	Unidad
Participantes	1	No.
Edad	24	Años
Peso	64	Kg
Estatura	1,66	m

Tabla 4.5: Características del participante, incluyendo: edad, peso y estatura.

4.1.2.1 Lactato sanguíneo y escala de Borg

Nuevamente se estudiaron los parámetros fisiológicos y de percepción para monitorear la fatiga durante el ejercicio como se muestra en la Figura 4.5, esta vez teniendo en cuenta los parámetros de parada establecidos.

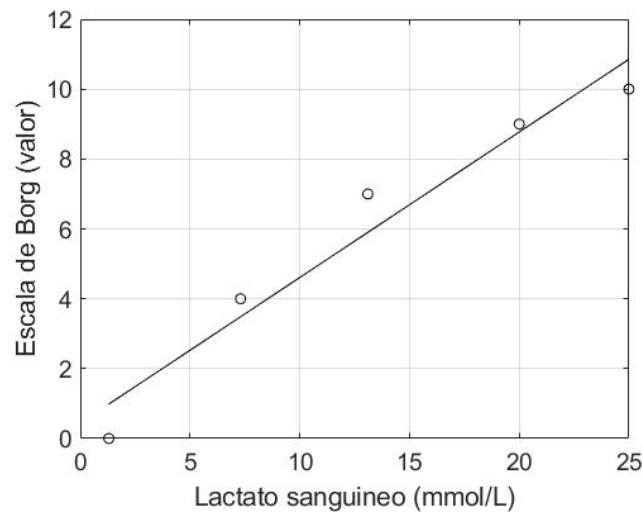


Figura 4.4: Lactato sanguíneo en función de la escala de Borg de prueba preliminar de implementación de circuito de ejercicio, con línea de tendencia.

Característica	Valor
P	0.0046
R^2	0.93
m	0.41

Tabla 4.6: Parámetros de la regresión lineal de la figura 4.4

Con el nuevo protocolo, se logra observar una correlación entre los valores de lactato y escala de Borg, ya que, según los coeficientes registrados en la tabla 4.6, el coeficiente de Pearson equivale a 0.0046, siendo menor al nivel de significancia (0.05). Además, se observa claramente un comportamiento creciente, tanto de los valores de la escala de Borg, como del lactato sanguíneo, los cuales alcanzan un valor de 10 y 25mmol/L respectivamente, con un valor de pendiente de 0.41. La relación entre estos, muestra una tendencia, caracterizada por ser directamente proporcional, teniendo un incremento gradual casi constante.

4.1.2.2 EMG

De igual forma, se registró información sobre la actividad eléctrica muscular, de forma que fuera posible observar su comportamiento durante la marcha, después de cada prueba. Los resultados obtenidos para los 4 diferentes músculos trabajados se encuentran a continuación, en las figuras 4.5 y 4.6.

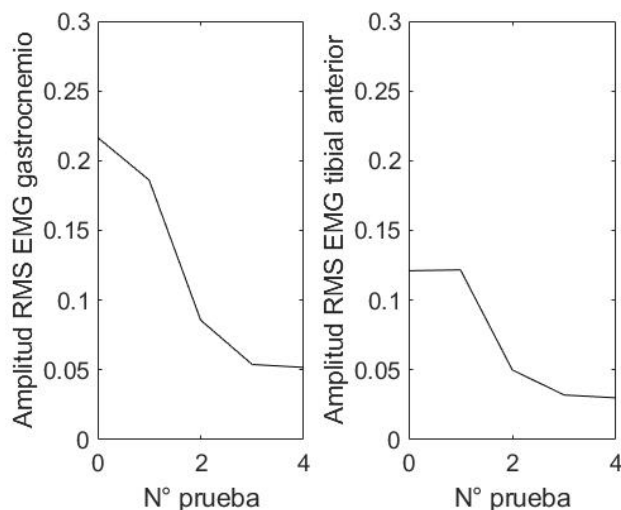


Figura 4.5: Amplitud RMS EMG de los músculos: gastrocnemio y tibial anterior de pierna izquierda. Prueba preliminar de implementación de circuito de ejercicio.

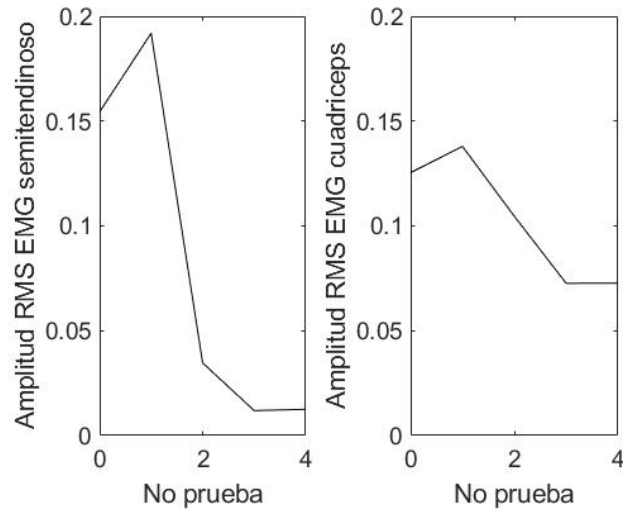


Figura 4.6: Amplitud RMS EMG de los músculos: semitendinoso y cuádriceps de pierna izquierda. Prueba preliminar de implementación de circuito de ejercicio.

En esta ocasión la Figura 4.5 tiene en su mayoría una razón de cambio más alta entre cada toma de muestras. En conjunto con el resultado de la Figura 4.4 y 4.5, en las que se observa que la amplitud disminuye significativamente a medida que la prueba avanza, se puede hablar de una disminución progresiva de la capacidad física debido a la secreción de lactato en los músculos hacia la sangre, provocando la sensación de fatiga.

4.2 Resultados finales

Teniendo un protocolo semifuncional, en la medida que los ejercicios aplicados inducen fatiga, y que fue posible registrar la información captada por los sensores inerciales y por el sensor kinect durante la marcha, controlado la frecuencia cardíaca y otros parámetros para evitar el sobreentrenamiento, finalmente se concretó el protocolo definitivo, el cual contó con 20 voluntarios entre hombres y mujeres con diferente capacidad física, donde se obtuvieron los resultados mostrados en esta sección.

4.2.1. Lactato sanguíneo

Para evaluar el comportamiento del lactato sanguíneo a medida que la prueba avanza, se recopiló la información de la muestra tomada a cada participante, para de esta forma buscar si existe un comportamiento lineal, como se puede observar en la Figura 4.7.

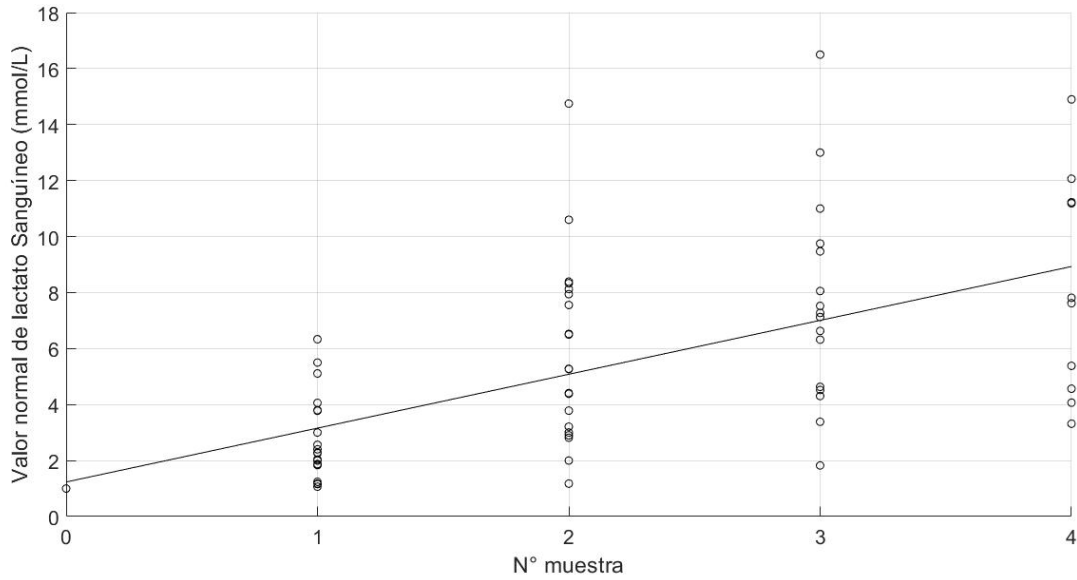


Figura 4.7: Diagrama de nube con línea de tendencia del lactato sanguíneo, seccionado por número de prueba.

Característica	Valor
P	0.003
R^2	0.95
m	1.92

Tabla 4.7: Parámetros de la regresión lineal de la figura 4.7. Incluyendo coeficiente de Pearson, R^2 y pendiente.

La Figura 4.7 presenta los parámetros de la Tabla 4.7, donde se observa una pendiente positiva de 1.92, mostrando la acumulación de lactato sanguíneo con el progreso de la prueba. Con un P valor de 0.003, afirmamos una correlación de este parámetro. Según Kang (2017) el exceso de lactato afecta la función muscular y la flexibilidad [96], como un reflejo de la fatiga debido al esfuerzo físico realizado.

De 20 voluntarios solo en 2 casos el lactato sanguíneo no aumentó, mostrando una efectividad del 90% en las pruebas realizadas. Estos 2 voluntarios se caracterizan por tener un estado físico bajo, por lo que pudieron alcanzar su nivel de fatiga muscular máximo en muestras anteriores, bajando el rendimiento y así mismo la concentración de lactato sanguíneo. Este estímulo podría aumentar el uso de lactato como energía para el corazón y los músculos activados y causar la distribución más rápida del lactato, como se ha visto en el artículo de Kang y Min (2014) [96].

4.2.2. Escala de Borg

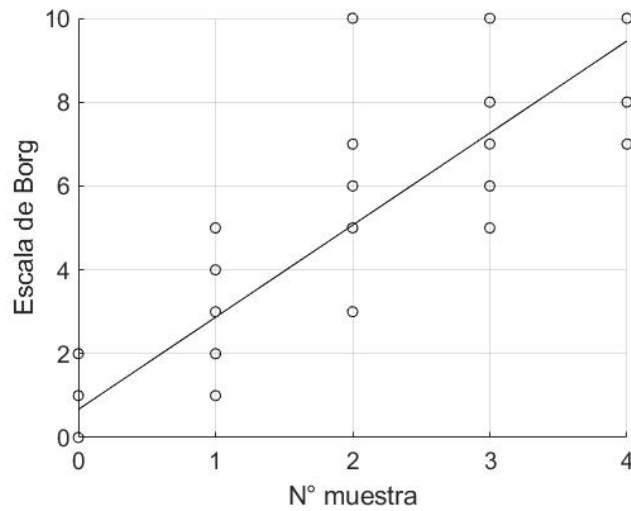


Figura 4.8: Diagrama de nube con línea de tendencia de la escala de Borg, seccionada por número de prueba.

Característica	Valor
P	0,001
R^2	0.98
m	1.19

Tabla 4.8: Parámetros de la regresión lineal de la figura 4.8. Incluyendo coeficiente de Pearson, R^2 y pendiente.

El análisis del progreso de la escala de Borg usó la misma metodología de análisis del lactato. Esta vez, se obtuvo un P valor de 0.001, dando como resultado una correlación de esta variable. Así mismo, se registró una pendiente de 0.98 como se muestra en la tabla 4.8, y un comportamiento creciente claro en la figura 4.8.

La escala de Borg es muy usada en entornos de investigación por su simplicidad y eficiencia. Un claro ejemplo es el estudio de Möhler (2019), donde lo usan para confirmar el nivel de fatiga en el que se encuentran los participantes, combinándolo con otras medidas diferentes a las de percepción [95], en este caso de lactato sanguíneo.

4.2.3. Escala de Borg VS lactato sanguíneo

Siendo la concentración de lactato en la sangre en relación con la percepción de la intensidad del ejercicio un marcador relevante del rendimiento y la resistencia, se tomaron en cuenta los dos parámetros mencionados anteriormente para construir la Figura 4.9.

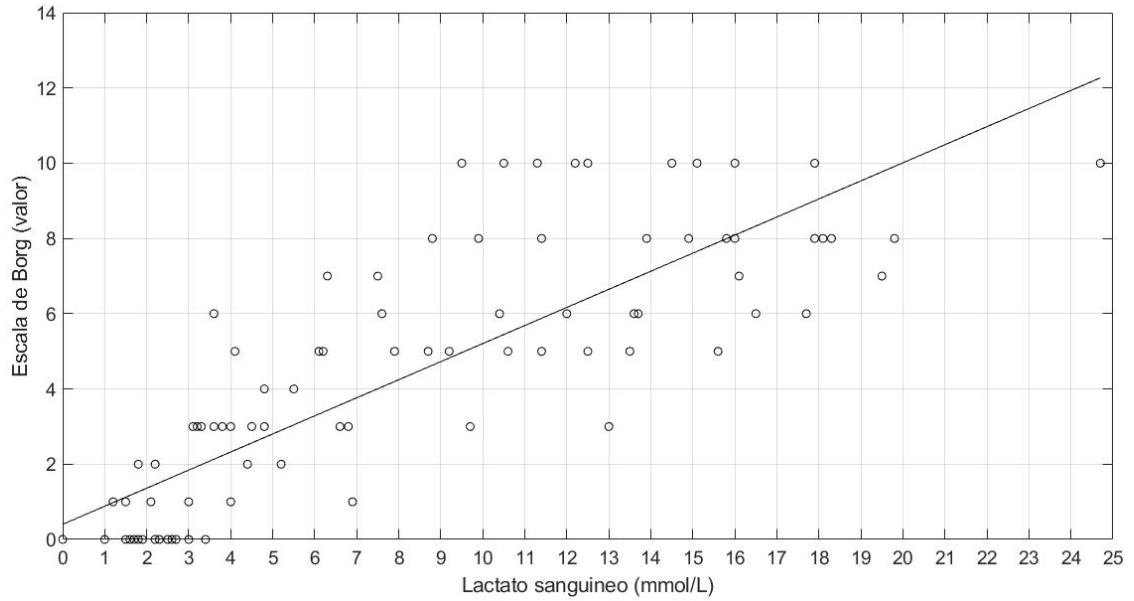


Figura 4.9: Escala de Borg en función del lactato sanguíneo seccionado por prueba, con línea de tendencia.

Característica	Valor
P	0.027
R^2	0.93
m	0.48

Tabla 4.9: Parámetros de la regresión lineal de la figura 4.9

La Figura 4.9 cuenta con una pendiente de 0.48 y un P valor 0.027, como se muestra en la Tabla 4.9, demostrando una correlación entre los dos parámetros en cuestión, como se esperaba, al realizar las pruebas independientes para lactato sanguíneo y escala de Borg. El comportamiento del lactato respecto a la escala de Borg presenta una tendencia lineal creciente, es de esta forma que se corrobora la hipótesis del incremento de la resistencia al ejercicio y por ende una disminución en el rendimiento a causa de la fatiga física.

4.2.4. EMG

Con el incremento de la acumulación de lactato sanguíneo, se planteó la respuesta muscular como la pérdida de fuerza y flexibilidad, por esta razón se procedió a realizar un análisis de la amplitud de la raíz cuadrada media (RMS) de los músculos cuádriceps, semitendinoso, gastrocnemio y tibial anterior.

La señal EMG de cada grupo muscular se obtuvo utilizando electrodos de superficie conectados a un dispositivo inalámbrico en ambas piernas, para este caso el análisis se realizará

para la pierna izquierda, teniendo en cuenta que se trabaja con voluntarios sanos, las señales son complementarias.

El análisis en tiempo real del EMG puede proporcionar una evaluación del músculo a lo largo de la duración de la prueba. Donde la amplitud de la señal RMS, que, según Montes J, se correlaciona positivamente con la salida de fuerza y se sabe que disminuye con la fatiga [97].

En la tabla 4.10 se muestran los coeficientes para realizar el análisis estadístico de las pruebas de electromiografía, al tomar el valor RMS de la amplitud por prueba de los 4 músculos por voluntario, y finalmente realizar la regresión lineal de estos, mostrados en las figuras 4.7 a 4.10.

Músculo	R^2	P	m
Cuádriceps	0.8920	0.0155	-0.0337
Semitendinoso	0.9390	0.0060	-0.0388
Gastrocnemio	0.6610	0.0940	-0.0070
Tibial anterior	0.1820	0.4730	-8.64E-04

Tabla 4.10: Coeficientes de correlación de los músculo cuádriceps, semitendinoso, gastrocnemio y tibial anterior, obtenidos desde las figuras 4.10 a 4.13.

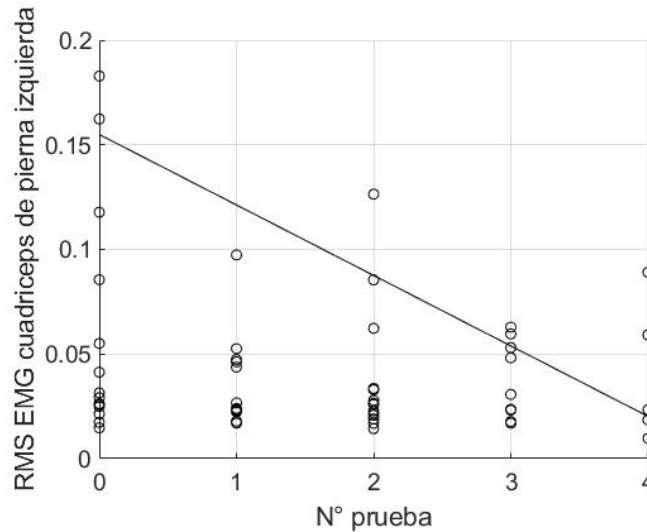


Figura 4.10: Amplitud RMS EMG del músculo cuádriceps de pierna izquierda seccionado por prueba, con línea de tendencia.

En investigaciones recientes sobre la disminución de la actividad eléctrica muscular durante la marcha se ha estudiado el impacto de la actividad física sobre los cuádriceps. Para la Figura 4.10 se tiene una disminución de aproximadamente el 20 % de la amplitud del EMG, con una línea de tendencia de pendiente -0,033.

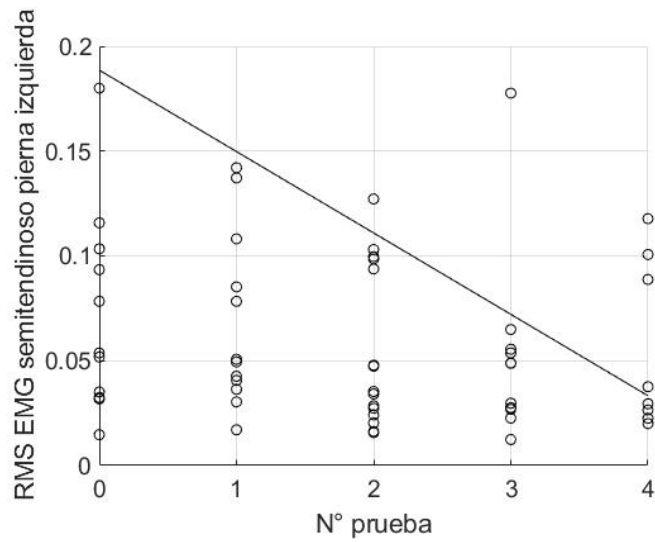


Figura 4.11: Amplitud RMS EMG del músculo semitendinoso de pierna izquierda por prueba.

El músculo semitendinoso muestra un decrecimiento muy similar, con una pendiente de $-0,038$, manejando aproximadamente el mismo margen de disminución de la capacidad muscular.

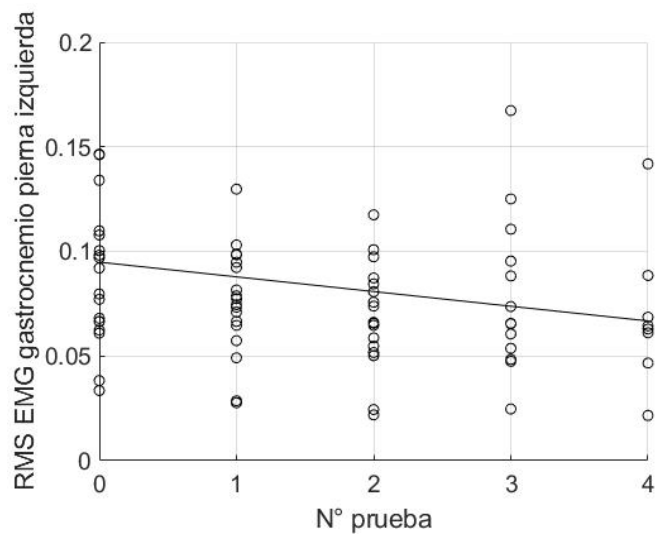


Figura 4.12: Amplitud RMS EMG del músculo gastrocnemio de pierna izquierda seccionado por prueba, con línea de tendencia.

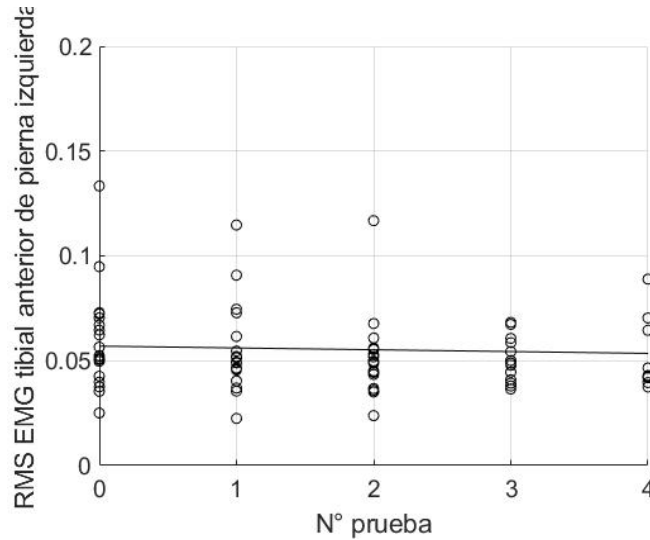


Figura 4.13: Amplitud RMS EMG del músculo tibial anterior de pierna izquierda seccionado por prueba, con línea de tendencia.

Al obtener el coeficiente de correlación lineal de Pearson del valor RMS de los 4 músculos seleccionados, se obtuvo que los músculos tibial anterior y semitendinoso presentaron correlación, teniendo P valores de 0.006 y 0.015 respectivamente, demostrando la disminución gradual de la actividad muscular debida a la actividad física.

En el estudio de Montes J, todos los músculos estudiados (tibial anterior, semitendinoso, cuádriceps y gastrocnemio) presentaron un decremento similar en la amplitud de la señal RMS, siendo el tibial anterior el que mostraba la mayor disminución de la función [97]. Para este caso, los músculos cuádriceps y gastrocnemio, no presentaron una correlación, obteniendo P valores de 0.47 y 0.09 respectivamente, además de una línea de tendencia con una pendiente muy cercana a cero.

En el estudio de Kang S, sobre el efecto de la frecuencia cardiaca y lactato sanguíneo en ejercicio intenso se determinó una disminución gradual de la fuerza del 14 % [96], que para este caso es del 20 % de los músculos del miembro superior de la pierna y del 6 % en los músculos del miembro inferior.

Sin embargo, recientemente se ha demostrado que los patrones (lineales, cuadráticos, cúbicos) de respuestas para la activación muscular (es decir, la amplitud EMG) a través de la intensidad del ejercicio son únicos entre los músculos del muslo y pueden deberse a variaciones en la arquitectura muscular, el tipo de fibra o las diferencias biomecánicas [98], explicando la diferencia de la tasa de disminución de miembros superiores e inferiores.

4.2.5. Parámetros cinemáticos

4.2.5.1 Sensores inerciales

En el estudio de Sehle (2014), se plantea que diversos parámetros de marcha se ven afectados a medida que la intensidad del ejercicio aumenta, presentando un comportamiento irregular respecto al estado de reposo, debido a la fatiga muscular producida [99].

El parámetro calculado a partir de los sensores inerciales fue la cadencia, a partir del uso del giroscopio en la componente Y, que nos da un ciclo de marcha, caracterizado por golpe de talón, periodo de vuelo y levantamiento de dedos, del cual, a partir de los puntos máximos es posible obtener la duración de paso, y así mismo la cadencia.

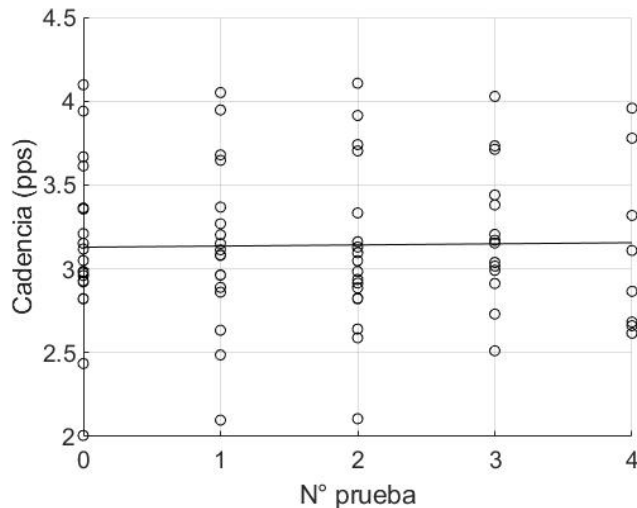


Figura 4.14: Cadencia calculada para cada participante, seccionado por número de prueba, con línea de tendencia.

Característica	Valor
P	0.067
R^2	0.066
m	0.0067

Tabla 4.11: Parámetros de la regresión lineal de la figura 4.14. Incluyendo coeficiente de Pearson, R^2 y pendiente.

La Figura 4.14 muestra la recopilación de los valores de cadencia para todos los participantes, mediante los cuales se obtuvo la tabla 4.11, en donde la cadencia no presenta una correlación, teniendo un P valor de 0.067. De la misma forma, al contemplar el comportamiento de la pendiente, esta refleja un valor despreciable muy cercano a cero.

Puesto que los datos fueron adquiridos en la banda sin fin, era una posibilidad el que la velocidad de paso no tuviera una variación. Bajo este supuesto, artículos como el presentado por Winter (2016) sugieren que los parámetros de marcha que se pueden ver afectados por la fatiga son el tiempo de vuelo y de apoyo, y la cadencia, en en la marcha sin hacer uso de una banda sin fin [69].

4.2.5.2 Sensor kinect

Existe una gran variedad de estudios del modelado del centro de masa, los cuales difieren esencialmente en la metodología, donde algunos utilizan un modelo puramente geométrico

limitado a una extremidad en el caso de Tawy (2015), un modelo de masa segmentada de Black (2007) y Qu (2012), caracterizados por utilizar solo dos dimensiones [100][101][102].

Según el artículo de Möhler se determinó que, para captar los cambios inducidos por fatiga, es necesario usar un modelo 3D. Donde se observó que cuando los participantes empezaban a fatigarse, el centro de masa tiende a tener una menor estabilización.

Uno de los puntos más claros desde la ubicación usada para el sensor kinect es el centro de la cadera, que es considerado el centro de masa, en la figura 4.15 se encuentra el gráfico del comportamiento del centro de masa a lo largo de la prueba.

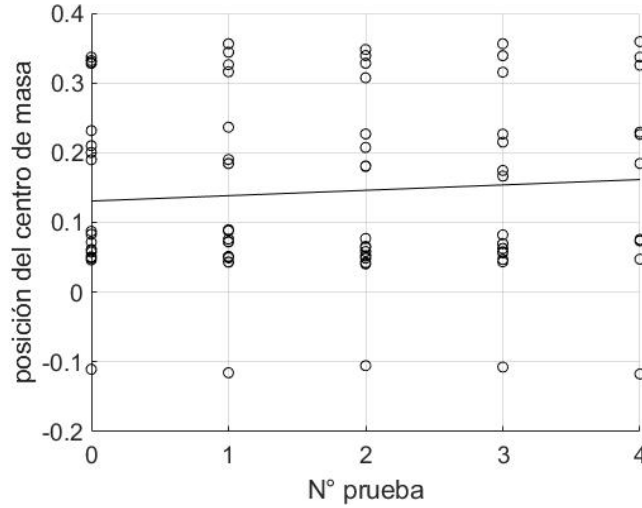


Figura 4.15: Posición del centro de masa para cada voluntario seccionado por número de prueba, con línea de tendencia.

Característica	Valor
P	0.17
R^2	0.51
m	0.077

Tabla 4.12: Parámetros de la regresión lineal de la figura 4.15. Incluyendo coeficiente de Pearson, R^2 y pendiente.

La Figura 4.15 muestra que a medida que la prueba avanza mayor es la dispersión de la ubicación del centro de masa, tal y como propone Möler, siendo el sensor kinect un sensor 3D idóneo para el análisis de fatiga mediante la obtención de la ubicación de la cadera media [86]. Por otro lado, se revisaron los parámetros de la tabla 4.12, donde se puede observar que según el coeficiente de Pearson (0.17), no existe una correlación lineal, y a pesar de tener una pendiente positiva, la posición del centro de masa tiende a variar en muy bajas proporciones según lo obtenido.

4.2.6. Limitaciones

El sensor Kinect es un dispositivo asequible y portable, que permite el análisis 3D de un indicador tan importante como es el desplazamiento del centro de masa. Pero en cuanto a la obtención de parámetros de marcha, se determinó experimentalmente que para poder detectar de forma correcta todas las articulaciones, es necesario no exceder velocidades de aproximadamente 6 km/h, ya que, en este punto, se pierden en su mayoría las articulaciones de miembros inferiores, lo que no permite realizar protocolos que manejen altas velocidades para inducir fatiga. Por ejemplo, en el artículo de Moataz (2016), manejan velocidades de 1 a 2 km/h para la captura de datos, para una mayor confiabilidad de la detección de los puntos articulares [6].

Por otro lado, los sensores inerciales brindan información útil para el análisis de marcha, al contar con acelerómetros y giroscopios en las 3D, dando información completa sobre distintas zonas gracias a su tamaño, en las cuales se desee situar el dispositivo, con la posibilidad de formar segmentos para obtener información sobre rangos articulares y diferentes velocidades. Así mismo, estos tienen un alto costo, el cual oscila entre 10 y 11 millones COP, teniendo en cuenta que, para este estudio, se hizo uso de 6 sensores inerciales; de igual forma, este proceso, implica un mayor tiempo de instrumentación (1 hora aproximadamente), el cual debe ser contemplado en la medida que se desee usar esta metodología en terapias de rehabilitación.

Capítulo 5

CONCLUSIONES

El estudio realizado, parte de la motivación de evaluar la funcionalidad de parámetros fisiológicos y cinemáticos en la estimación del nivel de fatiga. Inicialmente se realizaron las pruebas en voluntarios sanos, donde se implementaron diferentes protocolos para encontrar la manera viable de registrar el monitoreo de la fatiga a medida que la intensidad y tiempo de la actividad física aumentan. Finalmente, el protocolo definitivo se basó en el uso de dispositivos portables y de bajo costo como lo son los sensores inerciales (Shimmer, Irlanda) y sensores de profundidad Kinect (Microsoft, EEUU), en el caso de la evaluación de parámetros cinemáticos. Por otro lado, para los parámetros fisiológicos y de percepción de cansancio, se eligieron de manera objetiva al realizar la revisión del estado del arte, las señales de electromiografía, datos de escala de Borg y lactato sanguíneo por cada prueba.

Con la información recopilada, se realizó una regresión lineal que abarca todas las pruebas realizadas bajo el protocolo final, incluyendo lactato sanguíneo, escala de Borg, electromiografía por cada músculo (semitendinoso, gastrocnemio, cuádriceps y tibial anterior). Puesto que la escala de Borg mantiene una relación con la fatiga, al ser una escala de percepción de la sensación de cansancio muscular [65], se obtuvo una correlación positiva según el coeficiente de Pearson. De esta forma, y teniendo en cuenta el tamaño del dispositivo y de su rapidez en la medición (10 segundos), estos dos métodos (medición de lactato sanguíneo y escala de Borg) se pueden considerar como indicadores de fatiga de fácil implementación e interpretación.

Para el análisis de la electromiografía, se tomó en cuenta la amplitud de la señal RMS, la cual muestra una disminución evidente de la actividad eléctrica de aquellos músculos implicados en la marcha. Al realizar la revisión de la literatura, se encontró que a medida que el nivel de fatiga aumenta, la función muscular se ve disminuida debido a la incapacidad de aprovechamiento de la energía en el músculo [9], viéndose reflejada en el aumento del lactato en sangre [61], de forma que se esperaba encontrar un comportamiento creciente de lactato y decreciente en el caso de la actividad eléctrica muscular. Efectivamente se observó este comportamiento en ambos casos, teniendo el lactato una pendiente positiva de 1.92 y en el caso del EMG, pendientes negativas entre -0.008 y -0.038. Aunque este implica un mayor tiempo debido a la instrumentación, se obtuvo una correlación lineal para los músculos semitendinoso (0.006) y cuádriceps (0.015), brindando información relevante y además constante, para la evaluación de la fatiga durante cada momento en el cual se está realizando actividad física.

Por otro lado, para los parámetros cinemáticos y espacio-temporales se hizo uso de sensores inerciales y de profundidad. Inicialmente, se obtuvo experimentalmente que el uso del sensor inercial permite un amplio análisis de movimiento a partir de la interpretación de la

información dada por el giroscopio, tal como en el estudio de Strohrmann (2012), donde hacen uso de sensores inerciales para obtener parámetros de marcha como rangos articulares y tiempos de las fases de marcha [84]. Para este estudio, la caracterización de la marcha se hizo a partir del uso de la información recopilada del giroscopio sobre el eje Y, el cual hace referencia al eje en el cual se realiza el movimiento para avanzar según la orientación usada para este estudio, de forma que fue posible observar los ciclos de marcha y obtener el parámetro de la cadencia.

De esta forma, la cadencia se obtuvo a partir del uso de sensores inerciales, mostrando que no existe una correlación lineal, obteniendo un P valor de 0.066, a medida que la actividad física aumenta. Puesto que este parámetro se encuentra altamente relacionado con la duración del paso, y debido a que se debía mantener una velocidad constante proporcional a la de la banda sin fin, se obtuvo que la cadencia no brinda un aporte sólido sobre el progreso de la fatiga durante la actividad física. Se propone usar el ciclo de marcha obtenido, ya que este puede ofrecer información sobre cada una de las fases, dando una alternativa sobre la hipótesis de la alteración de la marcha debido al agotamiento o fatiga física.

Continuando con el estudio de parámetros cinemáticos, se realizó la revisión sobre artículos que proponen el uso de sensores de profundidad como el kinect para la evaluación de parámetros de marcha, aplicados a la valoración de enfermedades neuro-psicológicas, han obtenido una confiabilidad del 80 %, manejando velocidades menores a 6 km/h, para calcular parámetros como longitud y duración de paso, rango de movimiento de rodilla y cadera y desplazamiento vertical de la pelvis [6][67]. El uso del sensor kinect permitió detectar la posición de un gran número de articulaciones como: cadera alta, usada como el centro de masa (CoM), rodillas, tobillos, entre otros, para el estudio en paralelo de parámetros cinemáticos, entre los cuales se encuentran cadencia y comportamiento del centro de masa (CoM). Es de esta forma que se hizo uso del punto de la cadera alta como centro de masa, como objeto de estudio.

Los parámetros obtenidos usando el sensor Kinect no presentaron una correlación lineal, pero fue posible observar la variación en la distribución de la posición del centro de masa, como lo proponen varios autores, en una menor medida, [71]. En este punto, se debe considerar la cantidad de muestras obtenidas, donde este puede ser un factor influyente en la obtención de una mayor confiabilidad de la información obtenida.

Si bien, el parámetro de comportamiento del centro de masa (CoM), tuvo como resultado un coeficiente de Pearson de 0.17, se observó un ligero cambio en el movimiento de esta zona, el cual no puede ser detectado a simple vista, pero a gran escala, puede ser implementado como un indicador de fatiga en el medio de rehabilitación, siendo un método que no necesita una mayor instrumentación, más que la ubicación adecuada del sensor respecto a la banda, lo posiciona como una excelente alternativa o como un método complementario en la evaluación de fatiga de los pacientes en terapia.

Capítulo 6

TRABAJOS FUTUROS

Siendo la base de este trabajo los parámetros fisiológicos y cinemáticos que según la revisión bibliográfica indican fatiga, se plantea a corto plazo obtener una mayor cantidad de parámetros de marcha, como lo es: ancho de paso, longitud de zancada y rango articular de rodilla y cadera. De igual forma, se propone realizar un análisis más exhaustivo y riguroso, incluyendo más voluntarios que puedan culminar la prueba en su totalidad, de modo que esto a largo plazo se convierta en objeto de estudio para determinar alguna falencia física debida a enfermedades de diferente índole, como lo es el caso de pacientes de oncología, epilepsia, personas que han sufrido quemaduras graves, entre otros.

Así mismo, con la información recopilada, se busca desarrollar un algoritmo de predicción de fatiga, el cual cuente con una gran cantidad de parámetros. Se busca con este algoritmo poder tener una monitorización continua de los pacientes, usando métodos portables y de fácil acceso, como lo son los trabajados en este proyecto. Esto, con el fin de mejorar las prácticas actuales de rehabilitación física en entidades de salud, evitando el sobreentrenamiento de los pacientes, y teniendo una mayor información sobre parámetros cinemáticos de la marcha, y la respuesta fisiológica ante ellos.

Inicialmente se propone que este algoritmo esté guiado a personas que padecen enfermedades cardiovasculares, para posteriormente, al estudiar casos que necesitan terapia física, y así ampliar este método, evitando lesiones al tener un mayor control sobre la respuesta del paciente frente al ejercicio, haciendo de las terapias actuales más dinámicas y eficientes.

Capítulo 7

ANEXOS

Yo, _____,
identificado con cédula de ciudadanía número _____, declaro
que he leído y comprendido el presente documento y que mis preguntas han sido respondidas
satisfactoriamente; por lo tanto, doy mi consentimiento informado para participar en la inves-
tigación llamada “Estimación de fatiga en ejercicio aeróbico y anaeróbico”. Estoy de acuerdo
en que mi nombre, edad y otros datos antropométricos sean almacenados. Sé que puedo reti-
rarme del experimento en cualquier momento.

Sujeto Participante:

Nombre: _____

Dirección: _____

Teléfono: _____

Firma: _____ Cédula: _____

Declaración del investigador

Yo certifico que le he explicado a esta persona la naturaleza y el objetivo de la investigación,
y que esta persona entiende en qué consiste su participación, los posibles riesgos y beneficios
implicados. Todas las preguntas que esta persona ha hecho le han sido contestadas de forma
adecuada. Así mismo, he leído y explicado adecuadamente las partes del consentimiento in-
formado. Hago constar con mi firma.

Investigador:

Nombre: _____ Cédula: _____

Firma Investigador: _____

Fecha (aaaa/mm/dd): _____

AVAL 04-2019
COMITÉ DE ETICA DE INVESTIGACIÓN

Asistentes	Cargo
Martha Pimienta Giraldo	Subdirectora de fomento y desarrollo a la investigación
Ricardo Martinez Rozo	Médico y profesor de Ingeniería Biomédica
Gladys Rocio González Leal	Profesora Centro de Estudios Ambientales
Paola Andrea Mora Osma	Abogada de la Oficina Jurídica

EL COMITÉ DE ÉTICA DE INVESTIGACIÓN de la Escuela Colombiana de Ingeniería Julio Garavito, certifica mediante la presente acta del 20 de septiembre de 2019 que se revisó la propuesta **“Estimación de fatiga en ejercicio aeróbico”** cuyo investigador principal es la estudiante de maestría Maria Jose Pinto de la Escuela Colombiana de Ingeniería y cuya tutora es Marcela Múnica Ramírez profesora de la Escuela Colombiana de Ingeniería.

Se revisaron los siguientes documentos:

- Protocolo
- Consentimiento informado en donde se encuentra registrado: las estrategias para dar a conocer a los participantes la investigación, riesgos y beneficios, como se garantizará la privacidad y el anonimato de los mismos y confidencialidad de los datos de investigación, la cadena de custodia de la información obtenida y las restricciones para su uso por terceros
- Hoja de vida del investigador principal y coinvestigadores

Adicionalmente se revisaron los siguientes aspectos:

- Utilidad del protocolo para los participantes, la sociedad o el conocimiento
- Evaluación riesgos y beneficios
- Procedimientos, metodologías y procesos de investigación, el manejo divulgación y archivo de los datos obtenidos.

Adicionalmente se revisó que la investigación no vulnerará la dignidad de los sujetos, no constituye una amenaza bajo ninguna circunstancia, ni causa daño emocional ni moral a los investigados y se ajusta a estándares científicos y éticos propios

Concepto

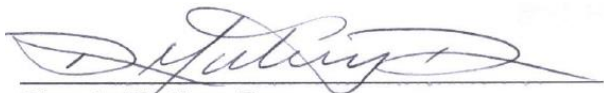
EL COMITÉ DE ÉTICA DE INVESTIGACIÓN de la Escuela Colombiana de Ingeniería, **aprueba el proyecto** ““Estimación de fatiga en ejercicio aeróbico”. De conformidad con la legislación vigente, este proyecto se clasifica como:

INVESTIGACIÓN SIN RIESGO PARA USUARIOS Y PACIENTES.


Para constancia de lo anterior se firma en la ciudad de Bogotá D.C., el 23 de septiembre de dos mil diez y nueve (2019)



Martha Cecilia Pimienta Giraldo
Miembro del Comité de Etica de la Investigación



Ricardo Martínez Rozo
Miembro del Comité de Etica de la Investigación



Gladys Rocio González Leal
Miembro del Comité de Etica de la Investigación



Paola Andea Mora Osma
Miembro del Comité de Etica de la Investigación

Bibliografía

- [1] G. Manmathan, *Primary prevention of cardiovascular disease: A review of contemporary guidance and literature*. London Cardiovascular society, 2017.
- [2] H. B, *Fatigue Versus Activity-Dependent Fatigability in Patients With Central or Peripheral Motor Impairments*. Neurorehabil Neural Repair, 2008.
- [3] A. Brown, *Aerobic Exercise: Health Benets, Types and Common Misconceptions*. Nova Science Publishers, Inc, 2013.
- [4] M. Nystoriak, *Cardiovascular Effects and Benets of Exercise*. Front Cardiovasc Med, 2018.
- [5] S. Springer, *Validity of the Kinect for Gait Assessment: A Focused Review*. Sensors, 2016.
- [6] M. Eltoukhy, *Improved kinect-based spatiotemporal and kinematic treadmill gait assessment*. Department of Kinesiology y Sport Sciences, 2017.
- [7] T. Derrick, *Impacts and kinematic adjustments during an exhaustive run*. Sports Exerc, 2002.
- [8] J. Lockhart, *Classifying lower extremity muscle fatigue during walking using machine learning and inertial sensors*. Annals of Biomedical Engineering, 2014.
- [9] J.-j. Wan, *Muscle fatigue: general understanding and treatment*. Department of Pharmacology, School of Pharmacy, Second Military Medical University, 2017.
- [10] T. Chi, *exercise is more effective than brisk walking in reducing cardiovascular disease risk factors among adults with hypertension: A randomised controlled trial*. International Journal of Nursing Studies, 2018.
- [11] R. Brown, *Rehabilitation of patients with cardiovascular diseases*. World Health Organization, 1964.
- [12] E. Wilkins, *European Cardiovascular Disease Statistics*. European Heart Network, 2017.
- [13] S. Sidney, *Recent Trends in Cardiovascular Mortality in the United States and Public Health Goals*. JAMA Cardiol, 2016.
- [14] G. De Backer, *Prevention of cardiovascular disease: recent achievements and remaining challeng*. European Society of Cardiology, 2017.
- [15] H. Jeong, *Cordless monitoring system for respiratory and heart rates in bed by using large-scale pressure sensor sheet*. Smart Health, 2018.

- [16] V. Magagnin, *Cardiac Response to Robotic Assisted Locomotion in Normal Subjects: A Preliminary Study*. Cardiology Unit, Galeazzi Ortophedic Hospital IRCCS, 2007.
- [17] C. A. Cifuentes, *Human-Robot Interaction Strategies for Walker-Assisted Locomotion*. Springer Link, 2015.
- [18] N. Williams, *Perceived Exertion (Borg Rating of Perceived Exertion Scale)*. Centers for Disease Control y Prevention, 2017.
- [19] C. M. Navas, *Estudio descriptivo del programa de rehabilitación cardiaca de la Clínica Las Américas*. Revista Colombiana de Cardiología, 2016.
- [20] A. Da Rocha, *The proinflammatory effects of chronic excessive exercise*. Postgraduate Program in Rehabilitation y Functional Performance, 2019.
- [21] K. Kroenke, *Chronic fatigue in primary care. Prevalence, patient characteristics, and outcome*. JAMA, 1988.
- [22] F. Wolfe, *The prevalence and meaning of fatigue in rheumatic disease*. J Rheumatol, 1996.
- [23] D. Bates, *Prevalence of fatigue and chronic fatigue syndrome in a primary care practice*. Arch Intern Med, 1993.
- [24] J. Richard, *Anaerobic Exercise and Oxidative Stress: A Review*. Department of Sport y Exercise Sciences, University of Memphis, 2004.
- [25] A. R., *Assessment of subjective perceived exertion at the anaerobic threshold with the Borg CR-10 scale*. J Sports Sci Med, 2011.
- [26] S. Stackhouse, *Maximum voluntary activation in nonfatigued and fatigued muscle of young and elderly individuals*. Phys Ther, 2001.
- [27] H. Bruce, *Recovery after stroke*. Cambridge University Press, 2005.
- [28] A. Eldadah, *Fatigue and Fatigability in Older Adults*. Division of Geriatrics y Clinical Gerontology, National Institute on Aging, 2010.
- [29] S. Ryerson, *Altered Trunk Position Sense and Its Relation to Balance Functions in People Post-Stroke*. Neurol, J, 2008.
- [30] R. Álvarez, *Evaluación siológica del lactato como marcador bioquímico utilizado para indicar la intensidad del ejercicio*. Universidad Nacional de Colombia, 2014.
- [31] N. Spurway, *Aerobic exercise, anaerobic exercise and the lactate threshold*. British Medical Bulletin. Oxford journals, 1992.
- [32] J. I. Medbo, *Relative importance of aerobic and anaerobic energy release during short-lasting exhausting bicycle exercise*. Journal of Applied Physiology, 1989.
- [33] G. F. Ranalli, *Effect of Body Cooling on Subsequent Aerobic and Anaerobic Exercise Performance: A Systematic Review*. Journal of Strength y Conditioning Research, 2010.
- [34] E. Darren, *Prescribing exercise as preventive therapy*. CMAJ, 2006.
- [35] B. Brian, *Personality Characteristics Associated with Aerobic Exercise in Adult Males Nolan E*. Journal of Personality Assessment, 2017.

- [36] B. I, *Long-term follow-up after cancer rehabilitation using high-intensity resistance training: persistent improvement of physical performance and quality of life*. British Journal of Cancer, 2008.
- [37] C. Pu, *Function, and exercise*. In: Frontera WR, Dawson DM, Slovik DM, *Exercise in rehabilitation medicine*. Champaign (IL): Human Kinetics, 1999.
- [38] E. Darren, *Prescribing exercise as preventive therapy*. CMAJ, 2006.
- [39] V. D. Rongen, *A multidimensional ‘path analysis’ model of factors explaining fatigue in rheumatoid arthritis*. Clin Exp Rheumatol, 2016.
- [40] I. Demmelmaier, *Associations between fatigue and physical capacity in people moderately affected by rheumatoid arthritis*. Rheumatology International, 2018.
- [41] J. Neill, *Effectiveness of non-pharmacological interventions for fatigue in adults with multiple sclerosis, rheumatoid arthritis, or systemic lupus erythematosus: a systematic review*. School of Nursing y Midwifery, Flinders University, Adelaide, Australia, 2006.
- [42] K. Loppenthin, *Physical activity and the association with fatigue and sleep in Danish patients with rheumatoid arthritis*. Research Unit of Nursing y Health Science, Glostrup Hospital, University of Copenhagen, 2015.
- [43] A. Guttmacher, *Alzheimer’s disease and Parkinson’s disease*. Bright Focus Foundation, 2017.
- [44] M. Schenkman, *Spinal flexibility and balance control among community-dwelling adults with and without Parkinson’s disease*. Med Sci, 2000.
- [45] S. Halliday, *The initiation of gait in young, elderly, and Parkinson’s disease subjects*. Texas Scottish Rite Hospital for Children, 1998.
- [46] D. Greenberg, *Clinical Dimensions of Fatigue*. Prim Care Companion J Clin Psychiatry., 2002.
- [47] M. Conny, *Heart Rate Variability*. Annals of Internal Medicine, 1993.
- [48] J. Meng, *Effects of fatigue on the physiological parameters of labor employees*. Natural Hazards, 2014.
- [49] M. Raez, *Techniques of EMG signal analysis:detection, processing, classification and applications*. Biol Proced Online, 2006.
- [50] M. Cifreka, *Surface EMG based muscle fatigue evaluation in biomechanics*. Faculty of Electrical Engineering y Computing, University of Zagreb, 2009.
- [51] A. Hatton, *The effect of lower limb muscle fatigue on obstacle negotiation during walking in older adults*. Science Direct, 2013.
- [52] M. Badier, *M-wave changes after high- and lowfrequency electrically induced fatigue in different muscles*. Laboratoire de Physiopathologie Respiratoire, 1999.
- [53] R. Edwards, *Human muscle function and fatigue*. ciba foundation symposium, 1981.
- [54] Y. Kim, *A method for gait rehabilitation training using EMG fatigue analysis*. International Conference on ICT Convergence, 2013.
- [55] E. Wojtys, *The effects of muscle fatigue on neuromuscular function and anterior tibial translation in healthy knees*. PubMed, 1996.

- [56] M. Melnyk, *Submaximal fatigue of the hamstrings impairs specific reflex components and knee stability*. KneeSurg Sports Traumatol Arthrosc, 2007.
- [57] .
- [58] I. Jacobs, *Blood Lactate: Implications for Training and Sports Performance*. PubMed, 1986.
- [59] L. pro, <https://www.praxisdienst.es>. Available, [Accessed 20-Ago-2019].
- [60] G. S, *Reproducibility of the blood lactate threshold, 4 mmol·l⁻¹ marker, heart rate and ratings of perceived exertion during incremental treadmill exercise in humans*. European Journal Of Applied Physiology, 2002.
- [61] L. Hermansen, *Production and Removal of Lactate during Exercise in Man*. Acta Physiologica Scandinavica, 1972.
- [62] G. Borg, *Perceived exertion as an indicator of somatic stres*. scandinavian journal of rehabilitation medicine, 1970.
- [63] d. U. Saenz, *Kinect-Based Virtual Game for the Elderly that Detects Incorrect Body Postures in Real Time*. Sensors, 16(5), 704, 2016.
- [64] P. Sparto, *The Effect of Fatigue on Multijoint Kinematics, Coordination, and Postural Stability During a Repetitive Lifting Test*. Biomedical Engineering Center, 1997.
- [65] G. Borg, *Sychophysical bases of perceived exertion*. medicine, science in sports y exercise, 1982.
- [66] B. Scale, <https://fisiosaludable.com/conceptos/241-escala-de-Borg>. Available, [Accessed 20-Ago-2019].
- [67] G. Roy, *Kinect Camera Based Gait Data Recording and Analysis for Assistive Robotics- An Alternative to Goniometer Based Measurement Technique*. Procedia Computer Science, 2018.
- [68] Kinect, <https://www.researchgate.net/figure/The-different-components-of-a-Kinect-sensorfig7288700684>. Available, [Accessed 20-Ago-2019].
- [69] S. Winter, *Validation of a single inertial sensor for measuring running kinematics overground during a prolonged run*. Department of Food, Nutrition, y Sports Science, University of Gothenburg, 2016.
- [70] A. Nguyen, *Development and clinical validation of inertial sensor-based gait-clustering methods in Parkinson's disease*. Journal of NeuroEngineering y Rehabilitation, 2019.
- [71] A. González, *Whole Body Center of Mass Estimation with Portable Sensors: Using the Statically Equivalent Serial Chain and a Kinect*. Sensors, 2014.
- [72] M. de la Herran, *Gait Analysis Methods: An Overview of Wearable and Non-Wearable Systems, Highlighting Clinical Applications*. Sensors, 2014.
- [73] D. Gouwanda, *Merging Trends of Body-Mounted Sensors in Sports and Human Gait Analysis*. Kuala Lumpur International Conference on Biomedical Engineering, 2008.
- [74] S. L. Di Stasi, *Gait patterns differ between ACL-reconstructed athletes who pass return-to-sport criteria and those who fail*. Sports Med, 2013.
- [75] L. Wang, *Analysis-based gait recognition for human identification*. Sports Med, 2003.

- [76] J. Han, *Gandividual recognition using Gait Energy Image*. IEEE, 2006.
- [77] D. H. Sutherland, *The evolution of clinical gait analysis part I: Kinesiological EMG. Gait Posture*. Children’s Hospital San Diego, 2001.
- [78] D. H. Sutherland, *The evolution of clinical gait analysis. Part II kinematics. Gait Posture*. Sports Med, 2002.
- [79] M. Agudelo, *Gait: description, methods, assessment tools and normality parameters reported in the literature*. CES Movimiento y Salud., 2018.
- [80] T. Varrecchia, *Global lower limb muscle coactivation during walking at different speeds: Relationship between spatio-temporal, kinematic, kinetic, and energetic parameters*. Department of Engineering, Roma, 2018.
- [81] A. Yazdi, *Micromachined inertial sensors*. IEEE, 1998.
- [82] Irlanda, *IMU’s Shimmer*. shimmer discovery in motion, 2008.
- [83] Shimmer, <http://www.shimmersensing.com/products/shimmer3-development-kitdownload-tab>. Available, [Accessed 20-Ago-2019].
- [84] C. Strohrmann, *Monitoring Kinematic Changes With Fatigue in Running Using Body-Worn Sensors*. Transactions on Information Technology in Biomedicine, 2012.
- [85] J. Hart, *Jogging kinematics after lumbar paraspinal muscle fatigue*. Journal Athl Training, 2009.
- [86] F. Möhler, *Influence of fatigue on running coordination: A UCM analysis with a geometric 2D model and a subject-specific anthropometric 3D model*. BioMotion Center, Institute of Sports y Sports Science (IfSS), 2019.
- [87] P. Cormie, *An supervised exercise prevent treatment toxicity in patients with prostate cancer initiating androgen-deprivation therapy: A randomised controlled trial*. BJU, 2015.
- [88] P. Cormie, *Production and Removal of Lactate during Exercise in Man*. BJU Int, 2015.
- [89] D. Galvao, *Multicentre year-long randomised controlled trial of exercise training targeting physical functioning in men with prostate cancer previously treated with androgen suppression and radiation from TROG 03.04 RADAR*. Eur Urol, 2014.
- [90] P. Truong, *Prospective evaluation of a 12-week walking exercise program and its effect on fatigue in prostate cancer patients undergoing radical external beam radiotherapy*. Clin Oncol, 2011.
- [91] G. Jamtvedt, *A pragmatic randomised trial of stretching before and after physical activity to prevent injury and soreness*. British Journal of Sports Medicine, 2009.
- [92] Calentamiento, <http://www.gym19.com.ar/estiramientos.html>. Available, [Accessed 30-Sep-2019].
- [93] I. Demmelmaier, *Associations between fatigue and physical capacity in people moderately affected by rheumatoid arthritis*. Rheumatology International, 2018.
- [94] C. Strohrmann, *Monitoring kinematic changes with fatigue in running using body-worn sensors*. Transactions on Information Technology in Biomedicine, 2012.

- [95] M. Felix, *Influence of fatigue on running coordination: A UCM analysis with a geometric 2D model and a subject-specific anthropometric 3D model*. BioMotion Center, Institute of Sports y Sports Science, 2019.
- [96] S. Kang, *Effect of whole body vibration on lactate level recovery and heart rate recovery in rest after intense exercise*. Technology y Health Care, 2017.
- [97] J. Montes, *Leg muscle function and fatigue during walking in spinal muscular atrophy*. Department of Neurology, Columbia University, 2014.
- [98] C. Camic, *Application of the neuromuscular fatigue threshold treadmill test to muscles of the quadriceps and hamstrings*. Journal of Sport y Health, 2017.
- [99] A. Sehle, *Objective assessment of motor fatigue in multiple sclerosis: the Fatigue index Kliniken Schmieder (FKS)*. Journal of Neurology, 2014.
- [100] D. Black, *Uncontrolled manifold analysis of segmental angle variability during walking: Preadolescents with and without Down syndrome*. Division of Kinesiology, University of Michigan, 2007.
- [101] P. Rowe, *Analysis of gait within the uncontrolled manifold hypothesis: Stabilisation of the centre of mass during gait*. Journal of Biomechanics, 2015.
- [102] X. Qu, *Uncontrolled manifold analysis of gait variability: Effects of load carriage and fatigue*. School of Mechanical y Aerospace Engineering, 2012.