

**CUANTIFICACIÓN DE FATIGA POR MEDIO DE PARÁMETROS TEMPORALES Y
CINEMÁTICOS EN EL EJERCICIO STS**

JUAN SEBASTIÁN TOVAR GONZALEZ

Trabajo Dirigido

Tutor

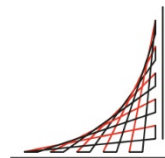
Prof.Dr. MARCELA MÚNERA

Co-Tutor

Prof.Dr. CARLOS CIFUENTES



**Universidad del
Rosario**



**ESCUELA
COLOMBIANA
DE INGENIERÍA
JULIO GARAVITO**

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

TABLA DE CONTENIDO

INDICE DE TABLAS.....	5
INDICE DE FIGURAS	6
1. INTRODUCCIÓN	7
1.1 Motivación	7
1.2 Proyecto Colciencias.....	8
1.3 Estado del arte	8
1.3.1 Sistema cardiovascular y enfermedades asociadas.....	8
1.3.2 Rehabilitación cardíaca.....	10
1.3.3 Ejercicio Sit To Stand.....	11
1.3.4 Estudios de análisis de fatiga.....	12
1.3.5 Sistemas de medición de la fatiga	13
1.3.6 Parámetros cinemáticos del ejercicio STS	15
2 OBJETIVOS	17
2.1 General	17
2.2 Específicos.....	17
3 METODOLOGÍA.....	18
3.1 Participantes	18
3.2 Protocolo experimental	18
3.3 Equipos de Medición.....	19
3.3.1 Sensores Inerciales IMU Shimmer	19
3.3.2 Sensor "Zephyr HxM BT".....	20
3.4 Análisis de Resultados.....	21
3.4.1 Procesamiento	21
3.4.2 Análisis estadístico	25
4 RESULTADOS	27
4.1 Características de la señal de aceleración	27
4.2 Características de la señal del Giroscopio.....	32
4.3 Correlación de Pearson	35
5 DISCUSIÓN	46
5.1 Comportamiento señal de aceleración.....	46
5.2 Comportamiento señal de giroscopio.....	46
5.3 Correlación Pearson	46

6	RECOMENDACIONES Y TRABAJOS FUTUROS	48
7	CONCLUSIONES.....	49
	REFERENCIAS	50

INDICE DE TABLAS

Tabla 1. Parámetros cinemáticos que influyen en la fatiga para el ejercicio Sit to Stand ..	15
Tabla 2. Descripción de los Indicadores de tiempo en la señal de aceleración.	23
Tabla 3 . Ejes X,Y, Z que son influyentes en el desempeño o estabilidad según las	25
Tabla 4. Valores de la escala de Borg de los10 participantes de genero femenino.....	27
Tabla 5 Valores de la escala de Borg de los 10 participante de genero masculino	27
Tabla 6 Resultados obtenidos de la relación entre escala de Borg e indicadores de tiempo	44

INDICE DE FIGURAS

Figura 1 Circuito doble del sistema circulatorio. Tomado de [9].....	9
Figura 2 Combinación de factores que influyen en la estabilidad del equilibrio.	12
Figura 3 Escala de esfuerzo Borg. Tomado de [36].	14
Figura 4 Sensor IMU Shimmer. Tomado de [42]	15
Figura 5 Posición adecuada para la realización del test Sit to Stand.....	19
Figura 6 Ubicación y ejes de coordenadas de los cinco sensores IMU.	20
Figura 7 sensor Zephyr HxM B. Tomado de [43].	21
Figura 8. Etapas del procesamiento en las señales obtenidas de los sensores IMU.	22
Figura 9 Estimación de los indicadores temporales en la señal de aceleración.	23
Figura 10. Relación entre la escala de Borg e indicador Sit to Sit para solo participante ..	26
Figura 11 Señal de aceleración en los ejes X, Y y Z tronco de un participante	28
Figura 12 Señal de aceleración en los ejes X, Y, Z del tronco de un participante	28
Figura 13 Señal de aceleración en los ejes X, Y y Z, del muslo de un participante	29
Figura 14 Señal de aceleración en los ejes X, Y, Z, de un participante	30
Figura 15 Señal de aceleración en los ejes X, Y y Z, en la pantorrilla de un participante..	31
Figura 16 Señal de aceleración en los ejes X, Y y Z, de la pantorrilla de un participante..	31
Figura 17 Señal del giroscopio en los ejes X, Y, Z, del tronco de un participante	32
Figura 18 Señal del giroscopio en los ejes X, Y, Z, del tronco de un participante	32
Figura 19 Señal del giroscopio en los ejes X, Y, Z, del muslo de un participante	33
Figura 20 Señal del giroscopio en los ejes X, Y, Z del muslo de un participante,.....	33
Figura 21 Señal del giroscopio en los ejes X, Y, Z de la pantorrilla de un participante.....	34
Figura 22 señal del giroscopio en los ejes X,Y, Z de la pantorrilla de un participante,	35
Figura 23 Relación entre la escala de Borg y los indicadores temporales para los sujetos femeninos	36
Figura 24 Relación entre la escala de Borg y el movimiento del tronco en sujetos femeninos	36
Figura 25 Relación entre la escala de Borg y los coeficientes de variación de las señales del tronco en los sujetos femeninos	37
Figura 26 Relación entre la escala de Borg y los indicadores temporales para los sujetos masculinos.....	38
Figura 27 Relación entre la escala de Borg con los indicadores de movimiento en el tronco de los sujetos masculinos.....	38
Figura 28 Relación entre la escala de Borg y los indicadores de coeficiente de variación en el trono de sujetos masculinos	39
Figura 29 Relación entre la escala de Borg y los indicadores de movimiento en el muslo femenino	40
Figura 30 Relación entre la escala de Borg y los indicadores de estabilidad en el muslo femenino	40
Figura 31 Relación entre la escala de Borg e indicadores de movimiento en el muslo masculino	41
Figura 32 Relación entre la escala de Borg e indicadores de estabilidad en el muslo masculino	41
Figura 33 Relación entre la escala de Borg y los indicadores obtenidos de la pantorrilla femenina.....	42
Figura 34 Relación entre la escala de Borg y los indicadores obtenidos de la pantorrilla masculina	43

1. INTRODUCCIÓN

Este capítulo se dividió en 3 secciones, las cuales comprenden: la motivación del proyecto desarrollado, el proyecto Colciencias dentro del cual se encuentra el trabajo aquí desarrollado y el estado del arte sobre el cual se soporta dicho trabajo. Cada sección explica de manera conceptual el desarrollo de este trabajo de investigación.

1.1 Motivación

En Colombia las enfermedades cardiovasculares son la primera causa de mortalidad, generando un alto costo para los sistemas de salud del país [1]. Las enfermedades cardiovasculares se presentan debido a que hay un fallo en el corazón y los vasos sanguíneos, impidiendo que la sangre circule de una manera adecuada en el organismo. Una solución que se ha implementado en el transcurso de los años es la rehabilitación cardíaca (RC), esta consiste en abordar factores de riesgo en enfermedades cardiovasculares, proporcionando educación y apoyo social [2]. También, la RC le brinda al paciente una adecuada prescripción y monitoria del ejercicio físico, un enfoque y manejo integral, con educación pertinente y motivación hacia el cambio y sostenimiento de hábitos cardiosaludables [1].

Una gran parte de los beneficios de la rehabilitación cardíaca se basa en el entrenamiento o ejercicio físico, que ha demostrado tener efectos que influyen en la mejora de la función endotelial, la reserva del flujo miocárdico que reduce el hábito de fumar, el peso corporal, los lípidos sanguíneos y la presión arterial [2]. Los ejercicios aeróbicos y anaeróbicos son implementados en el programa de rehabilitación cardíaca, permitiéndole al paciente tener un estilo de vida activo. Estos entrenamientos están divididos por tres fases. La primera fase consiste en un breve periodo de calentamiento, en donde el paciente realiza ejercicios dinámicos, como estiramientos para flexibilizar el sistema osteomuscular [3]. Seguido a esto, en la segunda fase el paciente realiza ejercicios aeróbicos de manera individual, en donde es supervisado por un equipo que incluye médicos fisiatras, cardiólogos, especialistas en enfermería cardiovascular y fisiólogos del ejercicio [3][4]. Por último, en la tercera fase o fase de enfriamiento, el paciente realiza ejercicios dinámicos de baja intensidad y caminatas lentas[3]

El ejercicio Sit To Stand (por su siglas en inglés, *STS*) consiste en levantarse y sentarse de una silla la mayor cantidad de veces que sea posible en un determinado tiempo [5]. Este ejercicio, es ampliamente utilizado en entornos clínicos debido a que permite evaluar la fuerza de la parte inferior del cuerpo [6], el estado funcional de los individuos e identificar y tratar a las personas en riesgos de problemas de movilidad y fragilidad [5]. Diferentes estudios indican que la prueba STS tiene una buena confiabilidad y una validez razonable. Sin embargo, la práctica de este tipo de ejercicios en pacientes que se encuentren en un programa de RC puede generar dificultad en la toma de resultados, debido a que este tipo

de ejercicios provoca una fatiga que afecta en el desempeño del individuo impidiendo muchas veces que termine el ejercicio [5].

La fatiga hace referencia a la sensación de cansancio tras un esfuerzo, que puede ser físico o mental [7]. Esta se ha considerado en la literatura como un parámetro subjetivo que se puede autoevaluar, limitando la relación de estudios biomecánicos con la presencia de fatiga. Por ello, la principal motivación de este proyecto es desarrollar un sistema que permita asociar el nivel de fatiga en pacientes sanos, mediante indicadores de tiempo y cinemática.

1.2 Proyecto Colciencias

El presente estudio de investigación se llevó a cabo gracias al proyecto 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 813-207). En este proyecto inicialmente se utiliza un robot social como herramienta para mejorar la adherencia de pacientes que se encuentran en una fase 2 de rehabilitación cardíaca. Debido a que la deserción de los pacientes en los programas de rehabilitación cardíaca es muy alta, se lleva un control de cada uno de los pacientes que asisten a las terapias. Cada terapia es supervisada por un grupo interdisciplinario de profesionales que trabajan en diferentes áreas de salud.

Este estudio de investigación aporta al proyecto SORCAR, mediante a cuantificación de fatiga por medio de parámetros temporales y cinemáticos. Esto ayudara a generar enlaces de control con el robot y a monitorizar al paciente para evitar un sobreentrenamiento en las terapias.

1.3 Estado del arte

En esta sección se presentan los conceptos más relevantes que ayudaran a comprender el desarrollo del protocolo implementado en este estudio, los sistemas de medida usados y los parámetros analizados como resultado.

1.3.1 Sistema cardiovascular y enfermedades asociadas

El sistema cardiovascular, se encarga de bombear la sangre por todo el cuerpo [8]. Este sistema está constituido por el corazón y vasos sanguíneos: arterias, venas y capilares [9]. El corazón actúa como una bomba, empujando la sangre hacia los vasos sanguíneos [8], mientras que, los vasos sanguíneos con su estructura hueca y tubular, participan en la homeostasis en cada momento y contribuyen a la fisiopatología de las enfermedades de prácticamente todos los sistemas orgánicos [10].

Como se observa en la figura 1, el sistema cardiovascular presenta un circuito doble. El circuito menor o pulmonar, es el encargado de transportar la sangre desde el ventrículo derecho del corazón hacia los pulmones, se oxigena, deja el dióxido de carbono, y regresa a la aurícula izquierda del corazón [11]. Por otro lado, el circuito mayor o general transporta la sangre desde el ventrículo izquierdo hacia las diferentes partes del cuerpo, proporcionando oxígeno a todas las células del organismo [8][11]. Luego, por medio de las vénulas se retorna la sangre a la aurícula derecha del corazón [11]. Ambos circuitos son fundamentales para entender que nunca se mezcla la sangre oxigenada con la desoxigenada.

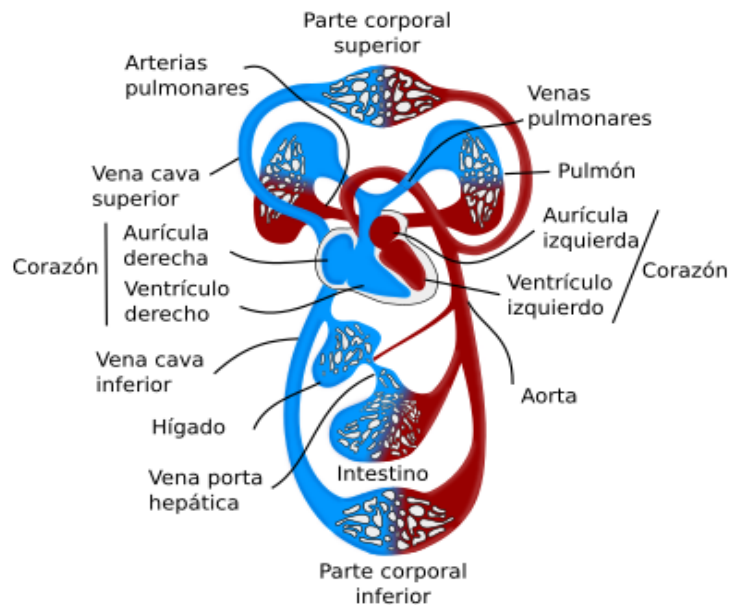


Figura 1 Circuito doble del sistema circulatorio. Tomado de [9].

Cuando el sistema cardiovascular no funciona de una manera correcta, se presentan las enfermedades cardiovasculares (ECV). Entre estas enfermedades se encuentran los problemas de aterosclerosis, que ocurren cuando la grasa y colesterol se acumulan en la paredes del vaso sanguíneo [12], impidiendo que la sangre circule por la arteria. El taponamiento de una arteria, puede ocasionarle a la persona un ataque cardiaco o un accidente cerebrovascular [12].

Las ECV más importantes y con mayor prevalencia son:

- La enfermedad coronaria (EC) (ataque al corazón, angina, insuficiencia cardiaca congestiva) [8].
- La enfermedad cerebrovascular (derrame) [8].
- Enfermedad vascular periférica (suministro deficiente de sangre a las extremidades) [8].

- La cardiopatía reumática (daño cardíaco por infección bacteriana) [8].
- Enfermedad cardíaca congénita (defecto cardíaco presente al nacer) [8].
- La trombosis venosa profunda y la embolia pulmonar (bloqueos del flujo sanguíneo debido a coágulos de sangre) [8].

1.3.2 Rehabilitación cardíaca

La rehabilitación cardíaca (RC) es una estrategia para abordar factores de riesgo en enfermedades cardiovasculares, proporciona educación y apoyo social [2]. El programa de rehabilitación cardíaca está estructurado por el ejercicio y educación con el fin que el paciente pueda recuperar su condición física y óptimo funcionamiento luego de haber sufrido un evento cardíaco [13]. Por lo general, la RC está supervisada por un grupo interdisciplinario de profesionales que trabajan en diferentes áreas de la salud. Dentro de este grupo se encuentran: médicos especializados en rehabilitación cardíaca, un fisioterapeuta con entrenamiento en esta área, un nutricionista, un profesional de salud mental y profesionales de apoyo en trabajo social y terapia ocupacional [1]. Esto con el fin de mejorar la calidad de vida del paciente y evitar que sufra otro episodio cardíaco.

En países como Colombia la rehabilitación cardíaca consta de 3 fases:

Fase I: Ocurre poco después del evento cardíaco, hace referencia a la rehabilitación en pacientes que se encuentran hospitalizados [2]. En esta fase se define la rutina de entrenamiento del paciente. Para ello, el paciente debe realizar una prueba de esfuerzo graduado (PEG), mediante una banda caminadora o una bicicleta ergométrica [14]. La prueba PEG evalúa parámetros como: frecuencia cardíaca, presión arterial, y alteraciones electrocardiográfica durante el esfuerzo [14]. Cada parámetro es fundamental para determinar la carga de trabajo que puede soportar el paciente [14].

Fase II: En esta fase el paciente ha abandonado el hospital, su actividad física es supervisada por un médico. El paciente debe seguir una actividad física monitoreada durante 4 meses, en la que deben realizar hasta 36 sesiones en un programa de ejercicio graduado [2]. En esta fase se le brinda al paciente asesoramientos nutricionales, psicológicos, charlas educativas para dejar de fumar, regulación de lípidos y presión arterial [2].

Fase III: En esta fase el programa de ejercicios es no controlado y duradero [2]. Los pacientes se enfocan en mantener su estado físico, adquirido por las dos fases anteriores. Esto se logra mediante el control de su actividad física a través de la frecuencia cardíaca y la escala de Borg [15].

Existen dos tipos de ejercicios que son implementados en los programas de rehabilitación cardíaca: aeróbicos y anaeróbicos.

Los ejercicios aeróbicos desarrollan un tipo de resistencia, es una actividad de media o baja intensidad y larga duración [16]. Entrenan los sistemas cardiovascular y respiratorio haciendo eficiente el intercambio de oxígeno en los músculos que están siendo ejercitados [16]. Son ejemplos de ejercicios aeróbicos: correr, caminar, trotar, nadar.

Por otro lado, se encuentran los ejercicios anaeróbicos, que están dirigidos hacia desarrollo de la fuerza, tamaño muscular y velocidad [16]. Es una actividad de alta intensidad y baja duración [16]. Ejemplos de ejercicios anaeróbicos: levantamiento de pesas, abdominales, Sit to Stand.

1.3.3 Ejercicio Sit To Stand

El ejercicio Sit to Stand (por sus siglas en inglés, STS), consiste en sentarse y levantarse de una silla la mayor cantidad de veces que sea posible en un tiempo determinado [5]. Éste ha sido implementado en varias áreas tales como: predicción de caídas en adultos mayores [17], medición de fuerza en los miembros inferiores [18], evaluación de la capacidad funcional de pacientes [19], medición del deterioro del equilibrio en la población geriátrica [20], medición de parámetros de movilidad y balance en pacientes que padecen un grado leve de demencia [21], evaluación de la capacidad física en pacientes que han tenido trasplante de riñón [22] y pacientes con cáncer de pulmón [23]. El propósito de la prueba STS, es medir el rendimiento de los músculos de las extremidades inferiores [6]. La prueba de sentarse y pararse requiere un mínimo de instrumentación [5]. Específicamente son necesarios un cronómetro y una silla sin brazos estándar [5]. En las pruebas lo ideal es que la espalda de la silla se coloque contra la pared para generar una mayor estabilidad [5]. La mayoría de las descripciones estipulan que la prueba debe realizarse sin el uso de las extremidades superiores [5].

El desempeño del ejercicio STS inicialmente se evalúa con el tiempo que tarda un sujeto para realizar un número dado de repeticiones, o el número de repeticiones completadas en un periodo de tiempo dado [5]. Estudios más recientes han demostrado que la realización del ejercicio de STS involucra movimientos generados por una persona en la actividad diaria [24]. Este ejercicio aumenta el estrés en las articulaciones inferiores (cadera, rodilla y tobillo), permitiendo que se pueda hacer su análisis a través de características biomecánicas [24]. Por ejemplo, se puede evaluar la forma en que se ve afectada la flexión de la rodilla durante el ejercicio, la variación dependiendo de la posición de los pies durante la prueba, la relación del movimiento de la columna torácica, columna lumbar, cadera en el plano sagital [25], los ángulos de las articulaciones de los miembros inferiores, velocidad con la que el paciente se sienta y se levanta, y el desplazamiento del centro de masa [6].

Uno de los parámetros que influye en la medición de los resultados del ejercicio Sit to Stand, es la estabilidad de equilibrio. Definida como la capacidad que tiene una persona para mantener su propio cuerpo, en una posición controlada y estable [26]. Como lo muestra la figura 2, la estabilidad depende de una combinación de factores psicológicos y ambientales, factores fisiológicos, factores mecánicos, y condición física [26].

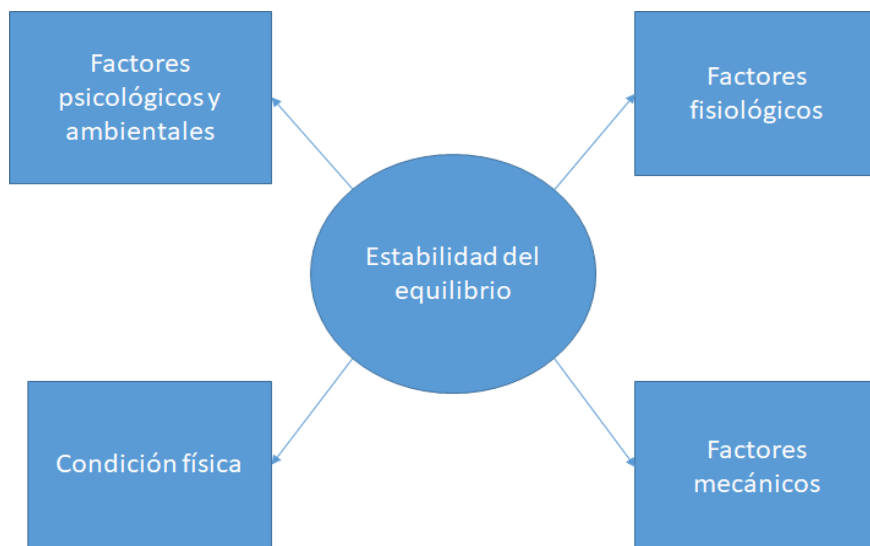


Figura 2 Combinación de factores que influyen en la estabilidad del equilibrio.

1.3.4 Estudios de análisis de fatiga

Existen dos formas de describir la fatiga: la patológica y no patológica[27]. La fatiga patológica se encuentra asociada a diferentes factores como: emociones negativas, problemas cognitivos, mala calidad de sueño, y demás[27]. Por otro lado, la fatiga no patológica es aquella que después de haber realizado una actividad física la energía es restaurada[27]. Es importante tener claro ambos términos debido a que muchas personas piensan que las evaluaciones clínicas determinan la severidad de la fatiga, cuando no es del todo así.

La fatiga, se relaciona con una disminución del rendimiento en la actividad física debido a factores psicológicos que influyen en el estado de ánimo y en la estabilidad del equilibrio [28]. Los ejercicios de carácter antigravitatorio y con efecto directo en la articulación del tobillo serán los que más influyen en la estabilidad [26]. El tipo de ejercicio y la contribución de los diferentes sistemas de control de la estabilidad (somatosensorial, vestibular y visual), también condicionarán el efecto de la fatiga. Cuando el ejercicio resulta ser muy fatigante se observa una pérdida de estabilidad en los protocolos estáticos dependiendo de la intensidad en la misma [26]. La fatiga, se puede producir mediante cambios en el pH, alteraciones de la temperatura y flujo sanguíneo, acumulación de producto metabólico, pérdida de homeostasis en los iones de Ca^{2+} , lesión muscular inducida por la actividad física y estrés oxidativo[29]. Sin embargo, las limitaciones al investigar la fatiga se deben a la naturaleza multifactorial y complejidad de la misma[29].

En el ejercicio STS, la fatiga disminuye el rendimiento en la intensidad física del ejercicio [25]. Esta reducción en el rendimiento induce la reducción de una fuerza voluntaria máxima por un músculo o grupo de músculos y puede aumentar el riesgo de lesión del ligamento cruzado anterior (LCA) [30]. A través, de la cinemática alterada de la extremidad inferior asociado con patrones de activación muscular deficientes [30], se ha

demostrado por ejemplo, que la fatiga neuromuscular induce cambios en la flexión de la rodilla, abducción de la rodilla y rotación interna de la cadera [30]. Pocos estudios han considerado el impacto de la pelvis y el tronco como posibles controladores proximales. El tronco debido a su gran masa relativa, tiene el potencial de alterar sustancialmente el centro de masa del cuerpo y la carga posterior de las extremidades [30]. Como se mencionó anteriormente, la fatiga es inducida por las contracciones voluntarias repetitivas de los grupos musculares utilizados en la prueba STS. De hecho hay estudios que utilizan la prueba STS como un protocolo anterior para inducir fatiga en las extremidades inferiores [25]

A pesar de que pocos estudios relacionan la fatiga con las tareas motoras cotidianas[31]. Ejercicios que se ven asociados a los cambios de posición entre sentarse y levantarse, inducen al tronco a realizar una postura de inestabilidad. El equilibrio durante los movimientos voluntarios fue peor después de haber presentado fatiga[32]. Reduciendo la potencia y la velocidad de los cambios de posición entre sentarse y pararse. Esta fatiga produce un incremento en la aceleración de la extremidad tronco produciendo una menor estabilidad[32].

Una técnica, que permite la aproximación al conocimiento de las funciones neuromusculares, es la electromiografía (EMG)[33]. La cual estudia la activación muscular en acciones dinámicas, siendo aplicable en el análisis biomecánico de estudios de fatiga muscular y de rendimiento deportivo[33]. Esta técnica es muy utilizada en estudios de marcha. Debido a que proporciona información de los tiempos de activación y coordinación intermuscular[33]. Sin embargo, una limitación que presenta la electromiografía, es el caso de que en algunas acciones dinámicas puede existir el desplazamiento entre el electrodo y el musculo, provocando una modificación en el volumen del musculo analizado[33].

Debido a que la fatiga se ve reflejada como un decremento del desempeño, se han implementado sensores de movimiento fijados en el cuerpo, basados en acelerómetros y giroscopios[6]. Estas herramientas son utilizadas en instrumentos clínicos para evaluar la capacidad funcional de un paciente [6].Permitiendo cuantificar el nivel de fatiga, por medio de parámetros cinemáticos y cinéticos [6] [34].

1.3.5 Sistemas de medición de la fatiga

Existen diferentes sistemas de medición subjetivos y objetivos, que permiten medir el nivel de fatiga de una persona. Los sistemas de medición subjetivos como: la escala de Borg, escala de gravedad FSS [35] y demás, miden el nivel de cansancio percibido de una persona. Por otro lado, en los sistemas de medición objetivos, se han implementado nuevas tecnologías como plataformas de fuerzas, sistema optoelectrónicas, sensores inerciales [25], que permiten asociar la fatiga con parámetros cinemáticos y cinéticos [6]. A continuación, se explica los dos sistemas de medición que se utilizaron en este estudio.

a. Escala de Borg

La escala de Borg (Figura 3) es una herramienta subjetiva, que se utiliza para medir la intensidad del esfuerzo físico y que es utilizado en la rehabilitación cardíaca [36]. En esta escala los pacientes autoevalúan su nivel de cansancio por medio de un número. La escala de Borg presenta una percepción general del esfuerzo físico que proviene de la integración de diferentes síntomas de los músculos activos, sistema cardiovascular, sistema respiratorio, articulaciones, la transpiración y demás [37].

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

Figura 3 Escala de esfuerzo Borg. Tomado de [36].

b. Sensor inercial IMU

La unidad de medición inercial o IMU (“Inertial measurement unit”), es un dispositivo electrónico que mide la velocidad, la orientación e intensidad gravitatoria de un objeto[38]. Estos dispositivos son utilizados en entornos clínicos, debido a que permiten analizar el comportamiento biomecánico durante el movimiento del cuerpo[39]. Cada IMU (Ver Figura 4) está constituida por un acelerómetro, un giroscopio y un magnetómetro que son capaces de adquirir datos pertenecientes al movimiento lineal y angular del individuo, de las extremidades y del centro masa. Adicionalmente, debido a su baja complejidad computacional, la tecnología portátil de estos sensores inerciales permite un monitoreo continuo en lugar de capturar marcos de tiempo cortos de movimiento [40]. Esto no sólo proporciona información sobre si los cambios en cinemática ocurrieron, sino también sobre cuándo y cómo ocurrió [40]. Una gran parte de la literatura científica ha demostrado que estos sensores inerciales proporcionan un análisis holístico del ejercicio de sentadillas[24]. La mayoría de los autores han desarrollado sistemas con IMUs empleando los siguientes pasos: A) colección de datos, B) pre procesamiento de datos, C) Segmentación de datos, D) Extracción de características, E) Desarrollo y evaluación de las clasificaciones [24].

Los sensores inerciales IMU, presentan errores que son proporcionales a medida que aumenta el tiempo de funcionamiento debido a su carácter acumulativo, que alteran de forma significativa la precisión de los datos recopilados [41]. Por lo tanto, se sugiere

establecer un modelo de error que permita corregir estos comportamientos que afectan negativamente en el diseño de un sistema para la cuantificación de fatiga [41].



Figura 4 Sensor IMU Shimmer. Tomado de [42].

1.3.6 Parámetros cinemáticos del ejercicio STS

El uso del ejercicio STS ha generado un gran interés en el campo de investigación biomecánico [30]. Puesto que, los movimientos realizados por las posiciones de Sit to Stand y Stand to Sit, están relacionados con diferentes parámetros cinéticos y cinemáticos [6]. Según estudios realizados, el ejercicio STS involucra parámetros cinemáticos como: flexión máxima del tronco, rodilla y tobillo, picos máximos en la velocidad mientras la persona se encuentra en posición sentada o de pie, desplazamiento del centro de masa [6], rotación interna de la cadera, abducción de la rodilla [30] y demás. La extremidad del tronco, participa de una manera esencial en el impulso que transporta el cuerpo durante la transición dinámica de levantarse [6]. También debido a su gran masa relativa, tiene el potencial para alterar sustancialmente la posición del centro de masa del cuerpo [30].

Un parámetro cinemático importante en la realización del test STS, es la inclinación del tronco hacia adelante (TFL), que se define como el ángulo entre la parte superior del cuerpo y la vertical [40]. Se encontró que la inclinación hacia adelante se incrementa de manera proporcional con la fatiga de los músculos de la parte inferior de la espalda [40]. Un TFL alto indica que los músculos de la parte posterior no son suficientemente fuertes [40].

La tabla 1, muestra las tendencias de los indicadores cinemáticos que están asociados en la realización del ejercicio Sit to Stand y que se analizan en este estudio

Tabla 1. Parámetros cinemáticos que influyen en la fatiga para el ejercicio Sit to Stand

Parámetros Cinemáticos que influyen en la fatiga para el ejercicio de STS	Tendencias
<i>Extremidades inferiores</i>	-La extremidad del tronco participa de una manera fundamental en el ejercicio STS, debido al impulso

1. Tronco

-Aceleración máxima

-Velocidad Angular

2. Muslo

-Aceleración máxima

-Velocidad Angular

3. Pantorrilla

-Aceleración máxima

-Velocidad Angular

generado por el cuerpo durante la transición dinámica de levantarse[6].

-Debido a la gran masa que presenta la extremidad tronco, puede alterar sustancialmente la posición del centro de masa[30] [6].

-Los movimientos proximales en el tronco y la pelvis se realizan preferentemente para preservar la estabilidad vertical, probablemente para reducir la demanda de momento en la rodilla y así la contribución de la fuerza de los músculos del cuádriceps fatigados[30].

-Debido a que el ejercicio de sentadillas (STS) es fatigoso se espera observar aumentos en el pico de flexión y rotación en la extremidad de tronco y muslo[30].

2 OBJETIVOS

Basados en el contexto presentado en el planteamiento del problema y el estado del arte, este proyecto se plantea el siguiente objetivo general y objetivos específicos cuya realización se presentará en los siguientes capítulos.

2.1 General

Desarrollar un sistema para cuantificación del nivel de fatiga por medio de sensores inerciales que permitan medir parámetros temporales y cinemáticos en el ejercicio Sit to Stand.

2.2 Específicos

Objetivos específicos del proyecto.

- a) Realizar una revisión literaria de las tecnologías implementadas para la cuantificación de fatiga.
- b) Realizar un protocolo para las pruebas de toma de datos con individuos sanos.
- c) Analizar e identificar los parámetros cinemáticos que se ven afectados por la fatiga durante el ejercicio STS.
- d) Realizar un programa para la cuantificación de la fatiga de acuerdo con las mediciones obtenidas.
- e) Evaluar el sistema a través de pruebas estadísticas entre los métodos de evaluación de la fatiga.

3 METODOLOGÍA

Este capítulo se dividió en 4 secciones, que explicarán de forma detallada el procedimiento realizado en este trabajo de investigación. La primera sección, consistió en identificar un tipo de población que cumpliera con los criterios de inclusión y exclusión, para la realización del ejercicio Sit to Stand. La segunda sección, explica el protocolo realizado por las participantes en la prueba Sit to Stand. La tercera sección hace referencia a los equipos de medición que se utilizaron para adquisición de las señales. Por último, la cuarta sección se enfoca en el procesamiento realizado en las señales de aceleración y giroscopio para obtener los indicadores de tiempo y cinemática.

3.1 Participantes

Para la adquisición de datos, se escogieron 20 personas, que cumplieran con los criterios de inclusión y que voluntariamente participaran en la prueba Sit to Stand. En los criterios de inclusión se consideraron adultos sanos, que manifestaron de manera verbal no tener antecedentes clínicos de enfermedades cardiovasculares. Participaron 10 mujeres (edad: 18.8 ± 2 años, masa corporal: 56.3 ± 5.8 Kg) y 10 hombres (edad 20.9 ± 2.6 años, masa corporal: 66.6 ± 6 Kg). Al realizar el test, la persona a evaluar se debía encontrar en condiciones óptimas y sin presencia de fatiga muscular para evitar alteraciones en los resultados. Los criterios de exclusión tomados en cuenta fueron: personas que presentaran discapacidades físicas, que impidan a la persona de forma permanente realizar la prueba de sentarse y pararse (Sit to Stand); además discapacidades cognitivas o intelectuales que dificulten el seguimiento de instrucciones.

A cada participante se le hizo firmar un consentimiento de autorización, luego de haberle explicado el procedimiento de la prueba STS. Este consentimiento explica la confidencialidad y la privacidad de los resultados recopilados y como se protege su identidad en caso de que los datos sean publicados.

3.2 Protocolo experimental

El test STS consiste en sentarse y levantarse de una silla la mayor cantidad de veces que sea posible durante 2 minutos. A cada participante se le realizó una demostración acerca de la manera correcta para la ejecución del test (manos sobre su hombros, pies separados a la misma distancia que sus hombros, espalda erguida, pecho firme y mirar siempre hacia adelante durante la prueba). Luego, se le permitió un intento de práctica (Ver Figura 5). Para la ejecución del ejercicio se hizo uso de una silla con espaldar y sin apoyabrazos, a una altura de 40 cm desde el suelo. Como el tiempo estimado de la prueba eran 2 minutos, se estableció un análisis del estado de fatiga para cada participante durante 4 periodos de tiempo, para ello se le pidió a cada participante que estimara su nivel de cansancio por medio de la escala de Borg, cada 30 segundos. Al finalizar la prueba, por cada persona obtenemos 4 valores de Borg.

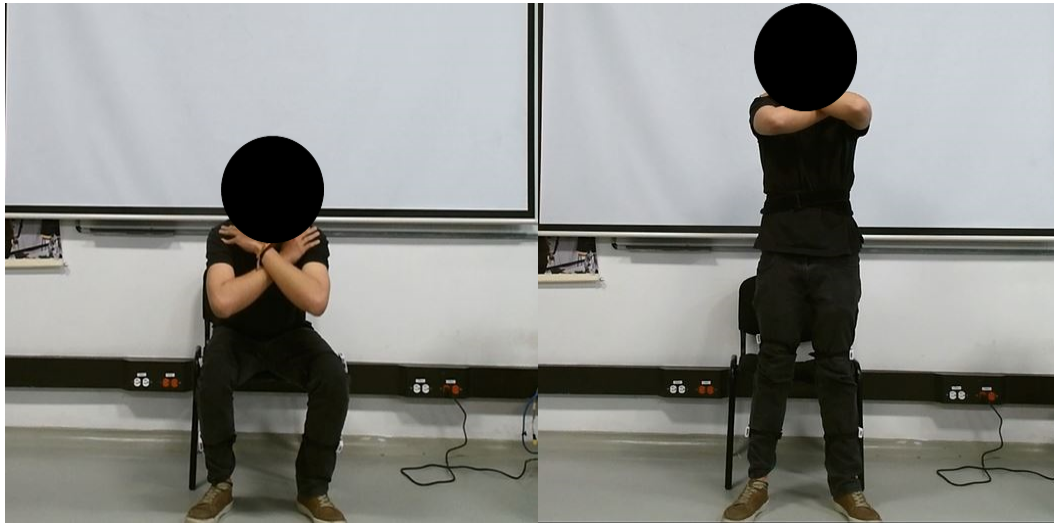


Figura 5 Posición adecuada para la realización del test Sit to Stand.

Adicionalmente, se les informó a los participantes que en ningún momento de la prueba podían detenerse para hacer un receso, salvo que se sintieran en condiciones físicas no óptimas para continuar el ejercicio, o que el sensor Zephyr HxM BT (Medtronic, Irlanda) indique que los latidos del corazón del sujeto, sobrepasaron el límite de BPM. Para saber el límite de latidos por minutos de cada participante, se utiliza una fórmula general que relaciona la frecuencia cardíaca máxima con la edad. Esta se calcula, restándole a 220 la edad del participante. Únicamente dos participantes, un hombre y una mujer, no lograron culminar el ejercicio, debido a que ambos participantes alcanzaron el límite máximo de fatiga, impidiéndoles continuar con el test STS. Los datos de estos dos participantes fueron omitidos, ya que tener los datos incompletos puede influir en la extracción de las características de tiempo y cinemática de la señal.

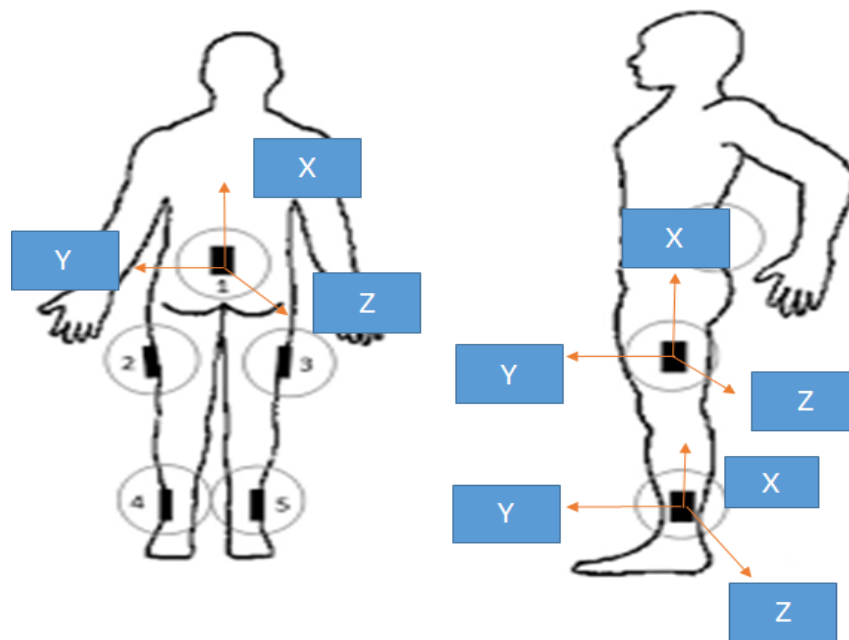
3.3 Equipos de Medición

En esta sección se explicarán los equipos de medición que se utilizaron en la realización del ejercicio STS. Es fundamental resaltar que el sensor Zephyr HxM BT (Medtronic, Irlanda), solo se utilizó para garantizar la seguridad del participante, más no para hacer un análisis en sus resultados.

3.3.1 Sensores Inerciales IMU Shimmer

El movimiento de las extremidades inferiores (Tronco, muslo y pantorrilla) fue capturado por medio de sensores inerciales IMU (Shimmer, Irlanda), constituidos por: acelerómetros, que miden la aceleración lineal; giroscopios que miden la velocidad angular; y magnetómetros que mide la intensidad y la dirección de un campo magnético. Este tipo de sensores es muy utilizado en el monitoreo de la salud humana y actividades de la vida

diaria, debido a que cuenta con un peso ligero y un bajo consumo de energía que lo hace ideal para este tipo de estudios [24].



*Figura 6 Ubicación y ejes de coordenadas de los cinco sensores IMU.
(1) Quinta vértebra lumbar de la espina dorsal, (2 y 3) punto medio de los fémures en la superficie lateral, (4 y 5) Pantorrilla derecha e izquierda. Tomado de [24].*

Para las extremidades inferiores, los 5 sensores IMU (Shimmer, Irlanda), presentaron un sistema de referencia de coordenadas (figura 6). Todos los sensores fueron sincronizados y alineados manualmente con respecto al plano sagital del individuo.

3.3.2 Sensor "Zephyr HxM BT"

La herramienta que se utiliza para garantizar la seguridad del participante en el ejercicio Sit to Stand, es el sensor Zephyr HxM BT (Medtronic, Irlanda) (Figura 7), el cual contiene unidades transmisoras, que permiten registrar los latidos por minutos generados por el corazón (BPM). Para poder transmitir los datos del sensor por bluetooth [43], es necesario colocar el dispositivo en el pecho, debajo del esternón.



Figura 7 sensor Zephyr HxM B. Tomado de [43].

3.4 Análisis de Resultados

A continuación, se describirán las etapas del procesamiento realizado en las señales de aceleración y giroscopio, para obtener los indicadores de tiempo y cinemática. Una vez calculados estos indicadores se hará énfasis en los ejes que son influyentes en el desempeño o estabilidad de cada extremidad según el ejercicio Sit to Stand.

3.4.1 Procesamiento

El procesamiento de las señales se desarrolló por medio del lenguaje de programación Matlab (Mathworks, EEUU), a través de las etapas evidenciadas en la figura 8. El primer paso a realizar, es la extracción de la señales para cada uno de los sensores ubicados en las extremidades inferiores. Para el segmento del tronco, la orientación del sensor IMU, en los ejes vertical (X), transversal (Y), y anteroposterior (Z), es diferente a los segmentos de muslo y pantorrilla. Para el muslo y pantorrilla el sistema de referencia de coordenadas del sensor IMU es: eje vertical (X), eje anteroposterior (Y), y eje transversal (Z). Para la adquisición de cada señal se utilizó una frecuencia de muestreo de 64 Hz. Las señales que se analizaron fueron las del acelerómetro y giroscopio. Una vez obtenidas las señales en los 3 ejes, se procedió a diseñar un filtro de media móvil pasa-bajos (LPF), de orden 100, con una frecuencia de corte de 5Hz. Se utilizó esta frecuencia de corte, en base a que los movimiento realizados en el ejercicios Sit to Stand se encuentran entre un rango de 0 a 5Hz[44].La implementación del filtro de media móvil pasa-bajos, permite el paso de las señales por debajo de la frecuencia de corte, y atenúa las señales que están por encima de la frecuencia de corte[45]. Al eliminar algunas frecuencias, el filtro crea un efecto suavizado realizando cambios lentos en los valores de salida para facilitar la observación de tendencias y aumentar la relación de señal/ruido generando una degradación mínima en la señal[45]. Este tipo de filtro se utilizó para limpiar la señal, eliminar el ruido, calcular promedios y encontrar parámetros relevantes de la señal[45].

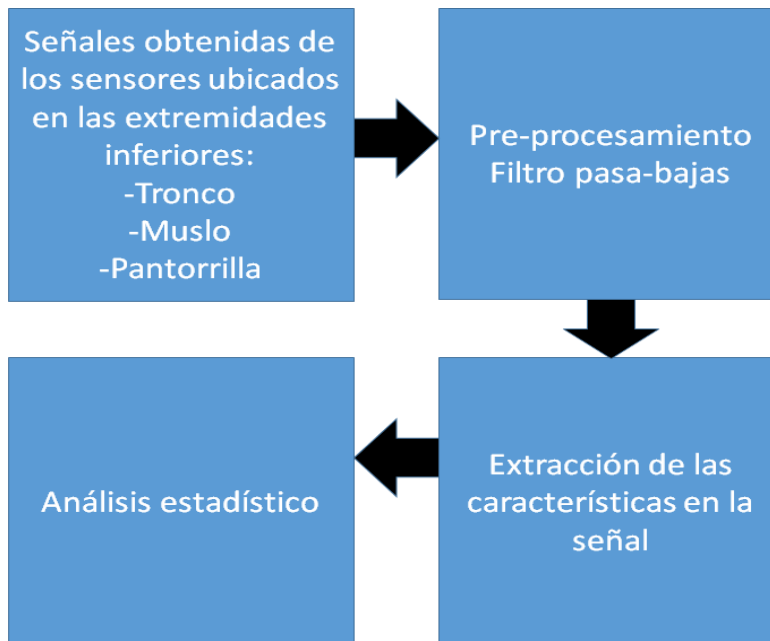


Figura 8. Etapas del procesamiento en las señales obtenidas de los sensores IMU.

En la realización del ejercicio Sit to Stand, los indicadores temporales o de tiempo, proporcionan información acerca del desempeño de cada extremidad involucrada en la actividad física. Para poder calcular estos indicadores, es necesario utilizar la señal de aceleración proveniente de un solo sensor, en un solo eje que presente movimiento. Debido a que el tiempo de los movimientos realizados por todas las extremidades inferiores debe ser el mismo. A criterio propio se eligió evaluar los indicadores de tiempo en el tronco (eje z), ya que es la extremidad que mejor presenta simetría.

Para encontrar los parámetros de tiempo: Sit to Sit, Sit to Stand, Stand to sit, se debe localizar todos los valores máximos y mínimos de la señal. Como se observa en la figura 9, los picos máximos identificados por los asteriscos de color rojo, hacen referencia a que el individuo se encuentra en una posición sentada. Por el contrario, los picos mínimos, identificados por los asteriscos de color azul, indican que la persona se encuentra en una posición de pie. La aceleración de la señal es negativa por que la señal del cuerpo disminuye. La tabla 2, muestra una breve descripción acerca de cómo se calculó cada indicador de tiempo, usando la localización de estos picos locales.

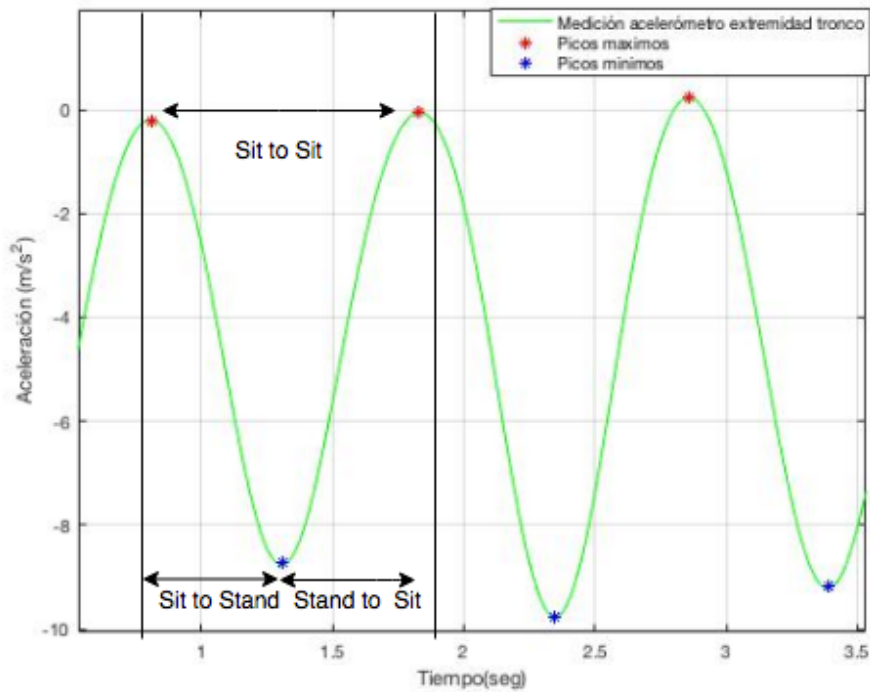


Figura 9 Estimación de los indicadores temporales en la señal de aceleración.

Tabla 2. Descripción de los Indicadores de tiempo en la señal de aceleración.

Indicadores de tiempo

Descripción.

Sit to Sit	Diferencia de tiempo en que tarda un participante en realizar un ciclo de sentadilla. Este indicador, se calcula en la señal de aceleración, mediante la resta de dos picos máximos consecutivos.
Sit To Stand	Diferencia de tiempo en que tarda un participante entre sentarse y pararse. Este indicador, se calcula en la señal de aceleración mediante la resta de la primera posición del pico máximo y el pico mínimo. Se debe tener en cuenta la presencia de un pico mínimo entre dos máximos.
Stand To Sit	Diferencia de tiempo en que tarda un participante entre pararse y sentarse. Este indicador, se calcula en la señal de aceleración mediante la resta de la segunda posición del pico máximo y el pico mínimo. Se debe tener en cuenta la presencia de un pico mínimo entre dos máximos.

Al igual que los indicadores temporales, los movimientos de las extremidades inferiores en la realización del ejercicio Sit to Stand, involucran parámetros cinemáticos como: velocidad angular, aceleración máxima, coeficiente de variación en la velocidad angular y coeficiente de variación en la aclaración máxima. La velocidad angular se obtiene de las características propias de la señal del giroscopio, calculando los valores máximos de la señal. Este indicador permite observar los cambios de rotación para cada extremidad inferior. Por otro lado, la aceleración máxima se obtiene de las características particulares de la señal de aceleración. Se calcula encontrando los valores máximos de la señal. Este indicador permite analizar los cambios de velocidad máxima con respecto al tiempo del movimiento producido por cada extremidad.

El coeficiente de variación en la aceleración (CVacc), y coeficiente de variación en la velocidad angular (CVgyr), son indicadores cinemáticos de estabilidad, que permiten analizar la dispersión de los datos. Estos se calculan por medio de la ecuación 1.

$$CV_{acc} = (S/\bar{X}) * 100\%$$

$$CV_{gyr} = (S/\bar{X}) * 100\%$$

Ecuación 1. Fórmula para calcular el coeficiente de variación

Donde:

CVacc= coeficientes de variación en aceleración máxima.

Cvgyr= coeficiente de variación en la velocidad angular.

S= desviación estándar de la muestra.

\bar{X} =Promedio de la muestra.

Durante la realización del ejercicio Sit to Stand todos los sensores ubicados en las extremidades inferiores presentan un sistema de referencia de coordenadas (Figura 6). Sin embargo, Los movimientos generados por cada extremidad son diferentes. Según el movimiento realizado por cada extremidad hay ejes que influyen en el desempeño y otros en la estabilidad.

Para calcular los indicadores cinemáticos de velocidad angular y aceleración máxima. Es necesario hacer énfasis en los ejes que influyen en el desempeño. Por el contrario, los indicadores CVacc y Cvgyr se evalúan para los ejes influyentes en la estabilidad. La tabla 3, muestra cuáles son los ejes influyentes, en el desempeño y estabilidad de cada extremidad, según el movimiento realizado en el ejercicio Sit to Stand.

Tabla 3 . Ejes X, Y, Z que son influyentes en el desempeño o estabilidad según las Señales de aceleración y giroscopio para las extremidades inferiores de tronco, muslo y pantorrilla.

Sensor extremidad	Señales	Ejes influyentes en el desempeño			Ejes influyentes en la estabilidad		
		X	Y	Z	X	Y	Z
Tronco	Aceleración	•	N/A	•	N/A	•	N/A
	Giroscopio	N/A	•	N/A	•	N/A	•
Muslo	Aceleración	•	•	N/A	N/A	N/A	•
	Giroscopio	N/A	N/A	•	•	•	N/A
Pantorrilla	Aceleración	N/A	•	N/A	N/A	N/A	•
	Giroscopio	N/A	N/A	•	•	N/A	N/A

Como se observa en la tabla 3, para cada extremidad inferior se adquirió las señales de aceleración y de giroscopio. Los puntos negros que se encuentran en las casillas, hacen referencia a los tipos de ejes influyentes en el desempeño o estabilidad según la extremidad. Por el contrario, las casillas que se encuentran con las letras N/A corresponden a que el eje analizado no afecta en el desempeño o estabilidad de la extremidad. Los ejes influyentes en el desempeño, se relacionan con el movimiento obligatorio que debe realizar la extremidad en el ejercicio Sit to Stand. Mientras que, los ejes influyentes en la estabilidad están asociados con factores mecánicos, fisiológicos, psicológicos y ambientales que presenta cada participante. Debido a que cada persona presenta un comportamiento particular, se hace complicado asociar a presencia de fatiga con los ejes influyentes en la estabilidad.

3.4.2 Análisis estadístico

Luego de haber entendido cuales son los ejes influyentes en el desempeño y estabilidad de cada extremidad. Se realizó una prueba estadística de correlación (Pearson), que permite medir el grado de covarianza entre diferentes variables que estén relacionadas linealmente. Se implementó este test, para saber si existe un grado de relación entre el nivel de fatiga y los indicadores temporales y cinemáticos. Para la realización de la prueba Pearson, se designó un nivel de significancia (α) de 0.05. Si la relación entre el nivel de fatiga y los indicadores da como resultado un valor p inferior al nivel de significancia, indicara que ambas variables están relacionadas linealmente. Por el contrario, si el resultado del valor p es superior al nivel de significancia, indicara que no existe una relación lineal entre las variables.

La prueba de correlación Pearson, se realizó por separado para el genero masculino y femenino. Esto basado en que muchos estudio de investigación suponen; acerca de que las mujeres presentan un mayor rango de movimiento en las extremidades inferiores (tronco, cadera y rodilla)[30].

Para poder saber si existe una correlación entre el indicador y el nivel de fatiga. Principalmente se promediaron los diez valores más cercanos en los instantes donde el participante autoevaluó su nivel de cansancio (escala de Borg). Luego para normalizar estos valores, se dividió por el promedio de los diez valores iniciales del indicador. Como lo muestra la figura 10, por cada participante se obtendrán 5 valores que relacionan el nivel de fatiga con un indicador. Luego de haber normalizado todos los valores de cada participante. Se graficaron mediante un diagrama de dispersión puntos, el cual proporciona información acerca del comportamiento de la pendiente de regresión lineal y coeficiente de correlación. Este procedimiento se realizó para el genero masculino y femenino en todos los indicadores de tiempo y cinemática.

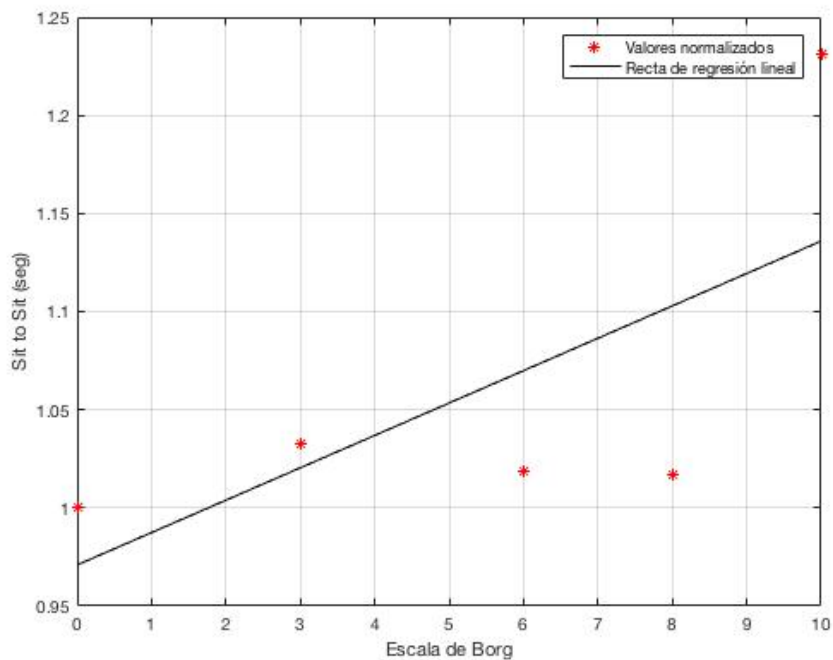


Figura 10. Relación entre la escala de Borg e indicador Sit to Sit para solo participante

4 RESULTADOS

Este capítulo se dividió en tres secciones que muestran los resultados obtenidos según la metodología expuesta en el capítulo anterior. Las figuras ilustradas en la sección 4.1, indican el procesamiento realizado para la señal de aceleración en cada extremidad. En la sección 4.2, se encuentran las figuras referentes al procesamiento realizado en la señal de giroscopio. Finalmente, en la sección 4.3, se evidencian los diagramas de dispersión de puntos, obtenidos de la correlación de Pearson entre la escala de Borg e indicadores de cada señal.

Antes de comenzar con cada sección. Se añadieron tablas 4 y 5, las cuales muestran los valores que presentó cada participante, en la escala de Borg. Es importante resaltar, que todos los participantes, presentaron un incremento proporcional en las variables de tiempo y escala de Borg.

Tabla 4. Valores de la escala de Borg de los 10 participantes de género femenino con respecto al tiempo.

Escala de Borg de participantes femeninos										
Tiempo	P1	P2	P3	P4	P5	P6	P7	P8	P9	P10
30seg	0	3	2	1	1	2	2	0.5	2	2
60seg	0.5	6	4	2	4	3	6	2	4	4
90seg	1	8	6	4	6	4	9	4	6	6
120seg	1	10	7	5	8	5	10	6	8	8

Tabla 5 Valores de la escala de Borg de los 10 participante de género masculino con respecto al tiempo

Escala de Borg de participantes Masculinos										
Tiempo	P1	P2	P3	P4	P5	P6	P7	P8	P9	P10
30seg	5	1	3	1	3	2	2	3	1	0
60seg	7	4	4	4	5	4	4	6	3	1
90seg	8	7	7	5	8	5	8	7	5	2
120seg	9	8	9	7	9	8	8	8	7	4

4.1 Características de la señal de aceleración

Asumiendo simetría en el plano sagital para las extremidades de muslo y pantorrilla, se ilustra las señales de aceleración para las extremidades de: tronco, muslo y pantorrilla derecha. Las figuras 11, 12, 13, 14, 15, y 16, muestran el comportamiento de señal de aceleración para los ejes X, Y, Z en todas las extremidades.

Con el fin de determinar la proporción que existe en la amplitud de las señales entre las extremidades y los ejes, se calculó el rango del segmento medio de la señales, realizando la diferencia entre el valor máximo y mínimo. Para así después, obtener la relación entre los rangos de acuerdo a los ejes y/o extremidades.

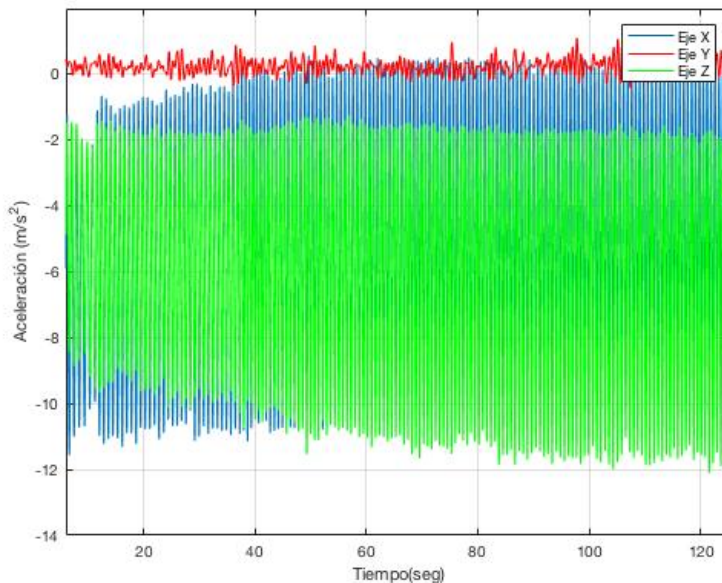


Figura 11 Señal de aceleración en los ejes X, Y y Z tronco de un participante en un tiempo estimado de 120 segundos.

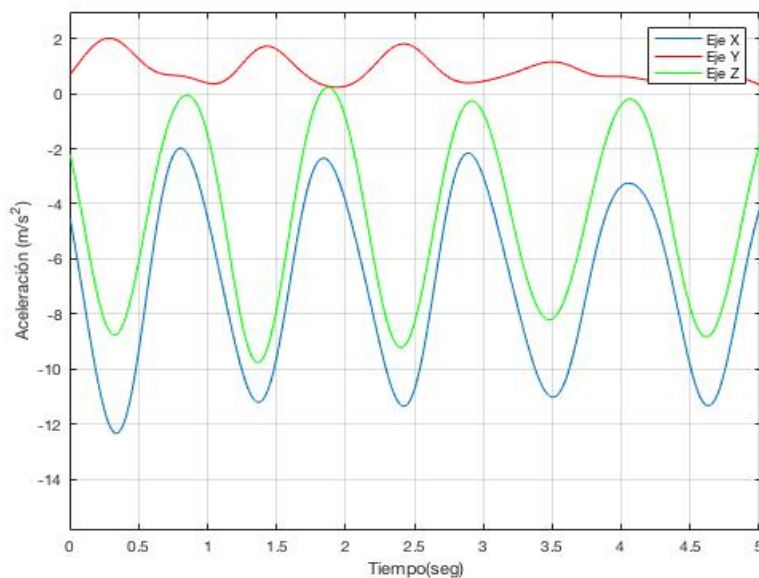


Figura 12 Señal de aceleración en los ejes X, Y, Z del tronco de un participante en un intervalo de tiempo de 0 a 5 segundos.

Como se observa en la figura 11 y 12, la señal de aceleración en los ejes X y Z se ve afectado por el componente de gravedad y por los movimientos realizados de la extremidad tronco. Las variaciones de las amplitudes están relacionadas con los impulsos que tiene el participante al realizar los cambios de posición entre sentarse y pararse. Por otro lado, se observa que el eje Y está relacionado muy poco con el movimiento que debe realizar el tronco en la prueba Sit to Stand. Esto debido, a que es un eje que influye más en la estabilidad que en desempeño del ejercicio.

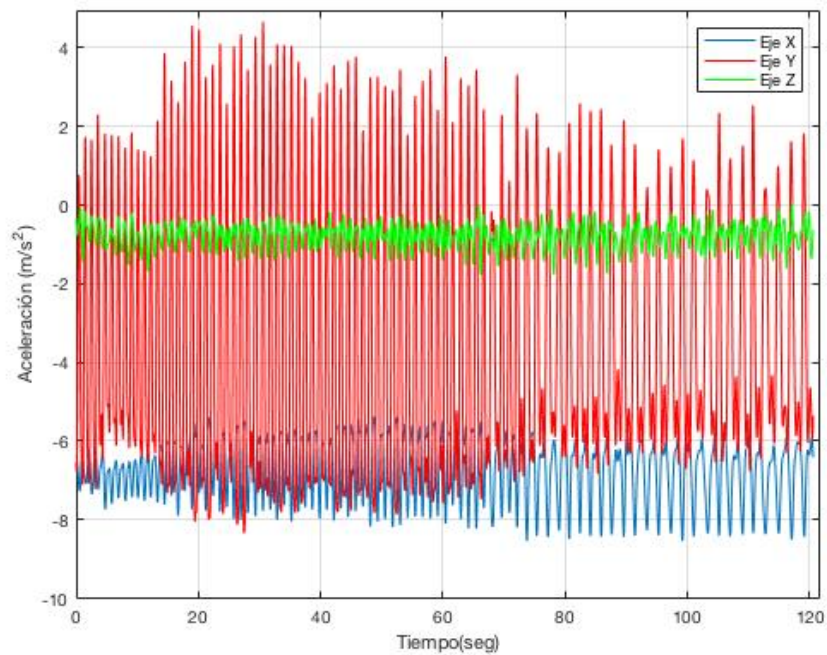


Figura 13 Señal de aceleración en los ejes X, Y y Z, del muslo de un participante en un tiempo estimado de 120 segundos.

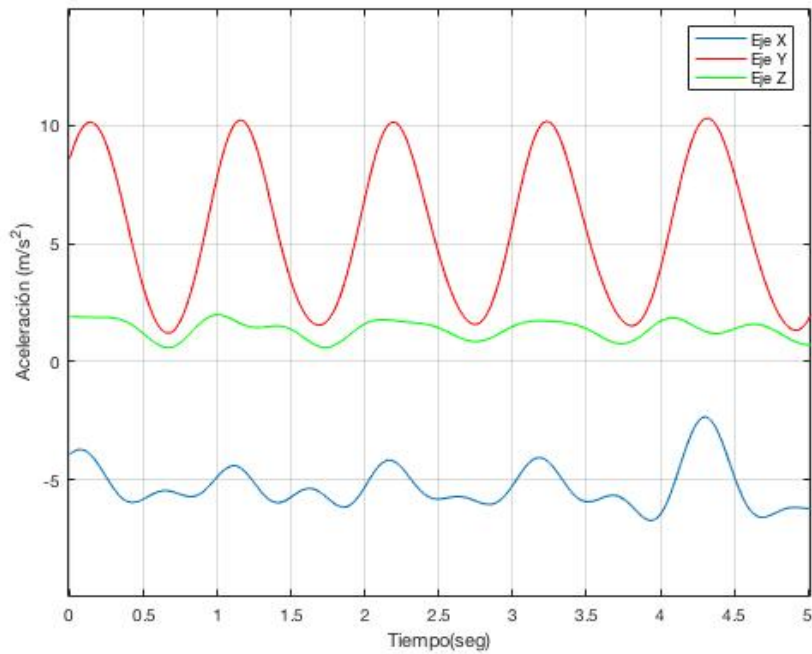


Figura 14 Señal de aceleración en los ejes X, Y, Z, de un participante en un intervalo de tiempo de 0 a 5 segundos.

Las figuras 13 y 14, muestran que la señal de aceleración en los ejes X y Y, se ve afectada por el componente de gravedad y por el movimiento obligatorio que debe realizar la extremidad de muslo, en la realización del ejercicio Sit to Stand. Por otra parte, el eje Z no presenta un rango de movimiento en la señal. Esto debido a que es un eje que influye más en la estabilidad que en el desempeño.

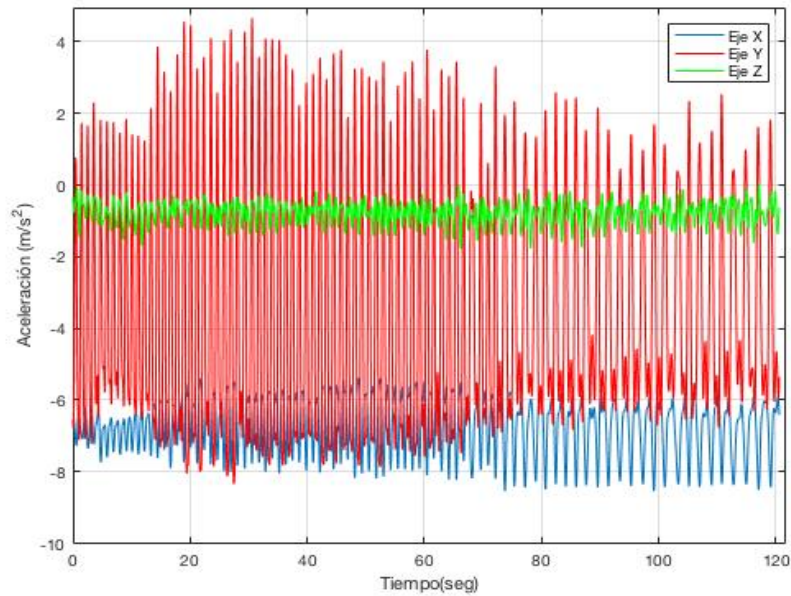


Figura 15 Señal de aceleración en los ejes X, Y y Z, en la pantorrilla de un participante en un tiempo estimado de 120 segundos.

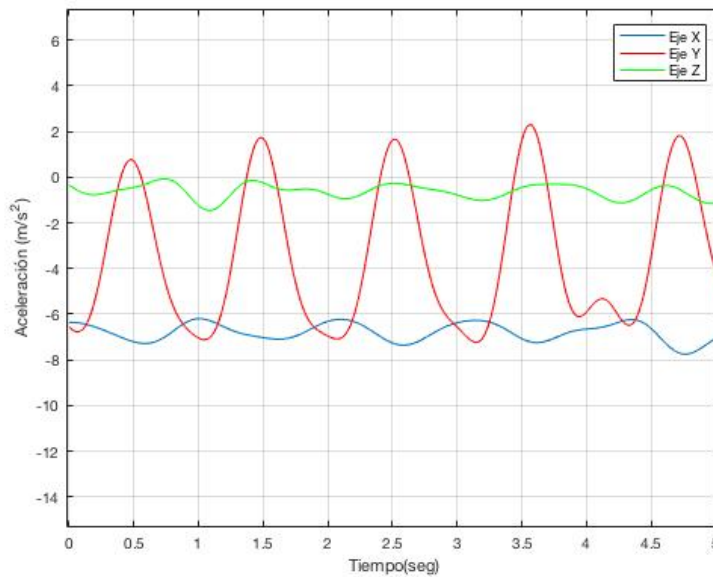


Figura 16 Señal de aceleración en los ejes X, Y y Z, de la pantorrilla de un participante en un intervalo de tiempo de 0 a 5 segundos.

En la figura 15 y 16, se observa que el eje Y, es el único influyente en el desempeño de la extremidad de pantorrilla. El componente de gravedad afecta el offset de la señal. Siendo la extremidad inferior que presenta el rango de movimiento más bajo.

4.2 Características de la señal del Giroscopio

Las señales obtenidas por el giroscopio, se utilizaron para medir la velocidad angular, la cual brinda un análisis acerca de la rotación de la extremidad durante la actividad física. Las figuras 17, 18, 19, 20, 21, 22 muestran el comportamiento de la señal del giroscopio para los ejes X, Y, Z en todas las extremidades inferiores.

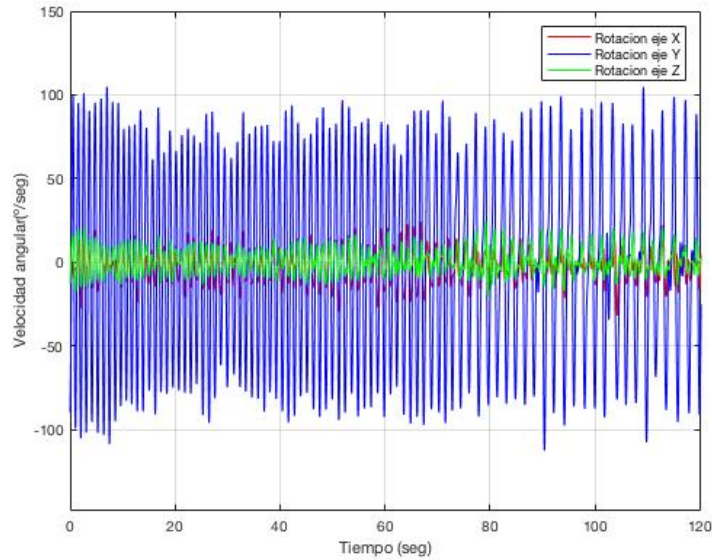


Figura 17 Señal del giroscopio en los ejes X, Y, Z, del tronco de un participante en un tiempo estimado de 120 segundos.

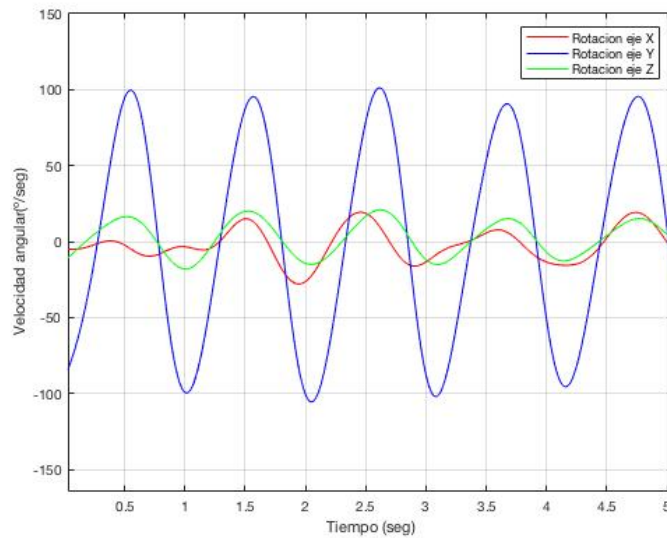


Figura 18 Señal del giroscopio en los ejes X, Y, Z, del tronco de un participante en un intervalo de tiempo de 0 a 5 segundos.

En las figuras 17 y 18, se observa que en la señal obtenida por el giroscopio, el eje Y, es el único que involucra la rotación de posición producida por la extremidad del tronco. La señal presenta una forma de onda sinusoidal aperiódica, en donde su amplitud varía a medida que incrementa el tiempo. El rango de rotación del eje Y, es un 85.7 % mayor que en el eje X, y un 88% superior con respecto al eje Z.

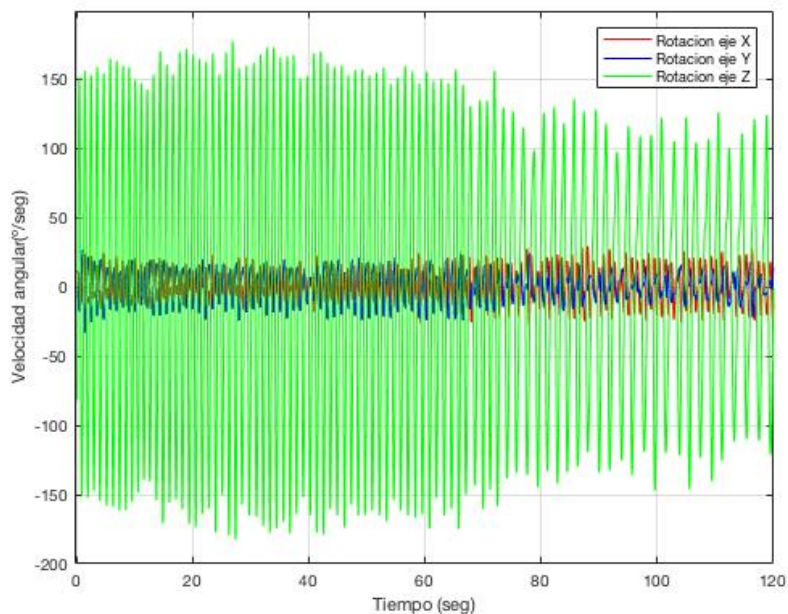


Figura 19 Señal del giroscopio en los ejes X, Y, Z, del muslo de un participante en un tiempo estimado de 120 segundos.

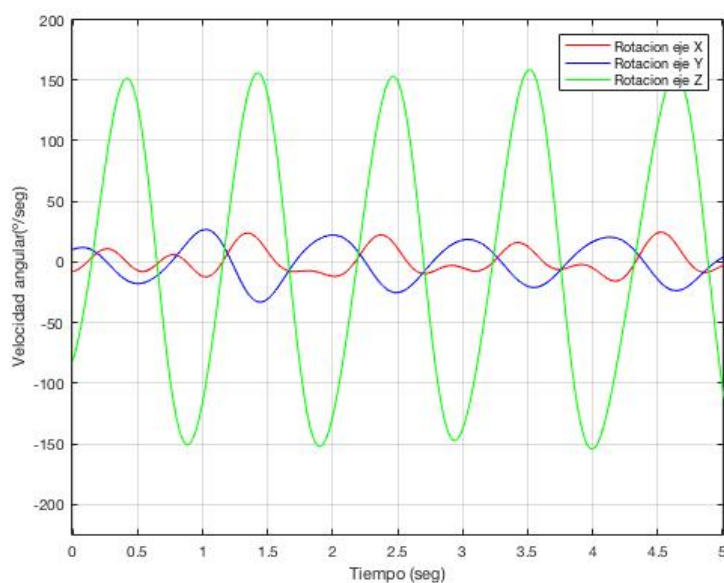


Figura 20 Señal del giroscopio en los ejes X, Y, Z del muslo de un participante, en un intervalo de tiempo de 0 a 5 segundos.

En las figuras 19 y 20 se observa que, en la señal obtenida por el giroscopio, el eje Z, es el único que influye en movimiento de rotación de la extremidad muslo. El eje X presento un rango de rotación del 90.3% inferior al del eje Z. Por otro lado, el eje Y presento un rango de rotación del 69.9% inferior con respecto al eje Z. Esto se debe a que los ejes X y Y, no están relacionados con el desempeño sino con la estabilidad que presente el participante al realizar el ejercicio Sit to Stand.

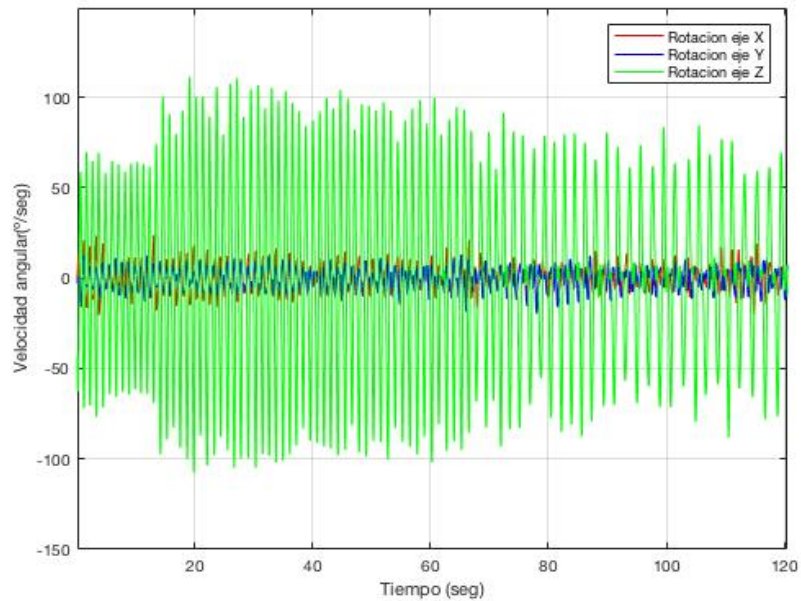


Figura 21 Señal del giroscopio en los ejes X, Y, Z de la pantorrilla de un participante en un tiempo estimado de 120 segundos.

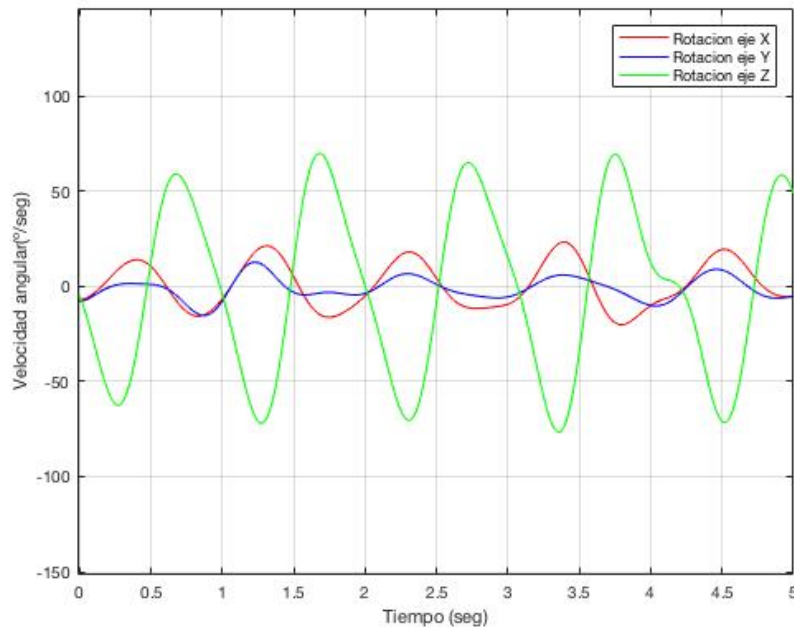


Figura 22 señal del giroscopio en los ejes X,Y, Z de la pantorrilla de un participante, en un intervalo de tiempo de 0 a 5 segundos.

Al igual que en la extremidad muslo, las figuras 21 y 22, muestran que, en la señal obtenida por el giroscopio, el eje Z es el único que está asociado con el movimiento de rotación que debe realizar la extremidad pantorrilla. Los ejes X y Y no se involucran en el desempeño que debe realizar extremidad en la actividad física. A su vez, se observa que la extremidad pantorrilla presenta un rango de rotación del 33.67 % por debajo de la extremidad del muslo, y 7.5% inferior con respecto a la extremidad del tronco.

4.3 Correlación de Pearson

Este estudio abordó un análisis estadístico de las características de tiempo y cinemática, mediante la correlación de Pearson, esta consiste en medir el grado de covarianza entre diferentes variables que están relacionadas linealmente. Lo que se espera con estos resultados es analizar si existe una correlación y un nivel de significancia (P), entre las variables de escala de Borg e indicadores de tiempo y cinemática.

A continuación, las figuras 23,24,25,26,27,28,29,30,31,32,33,y 34, muestran los diagramas de dispersión de la relación entre la escala de Borg e indicadores de tiempo y cinemática de la extremidades inferiores (Tronco, muslo y pantorrilla). Como se expuso anteriormente en el capítulo de metodología, los indicadores de tiempo o temporales solo se calcularon para la extremidad del tronco (eje Z), debido a que el tiempo en que tardan todas las extremidades inferiores en realizar un movimiento debe ser el mismo.

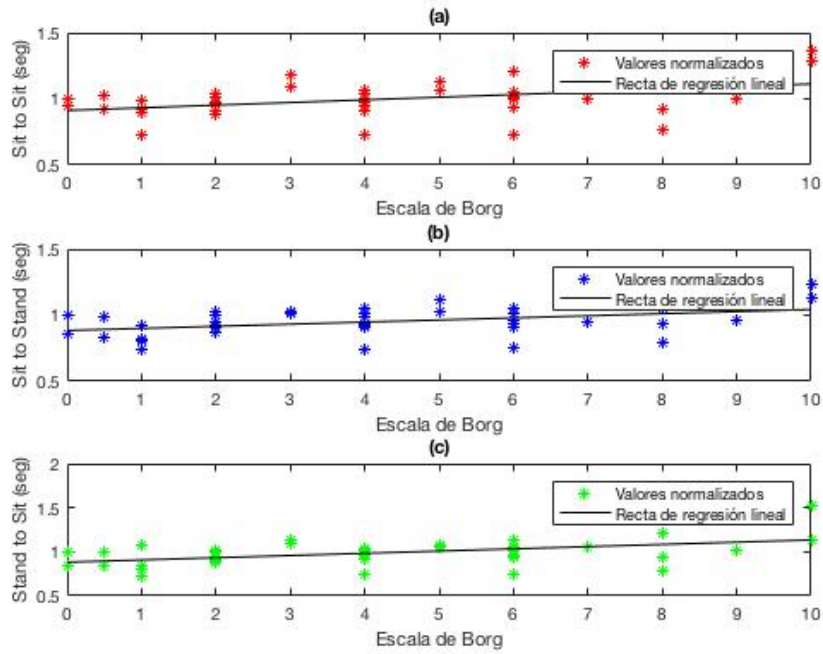


Figura 23 Relación entre la escala de Borg y los indicadores temporales para los sujetos femeninos (a) Relación con el indicador sit to sit, (b) Relación con el indicador sit to stand, (c) Relación con el indicador stand to sit.

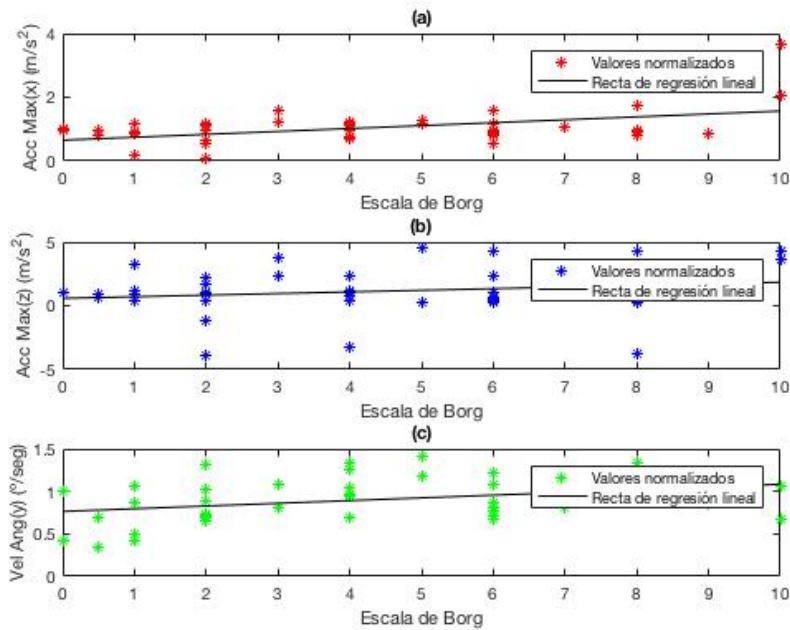


Figura 24 Relación entre la escala de Borg y el movimiento del tronco en sujetos femeninos (a) Relación con el indicador de aceleración máxima (eje x) (b) Relación con el indicador de aceleración máxima (eje z) (c) Relación entre escala de Borg e indicador de velocidad angular (eje y).

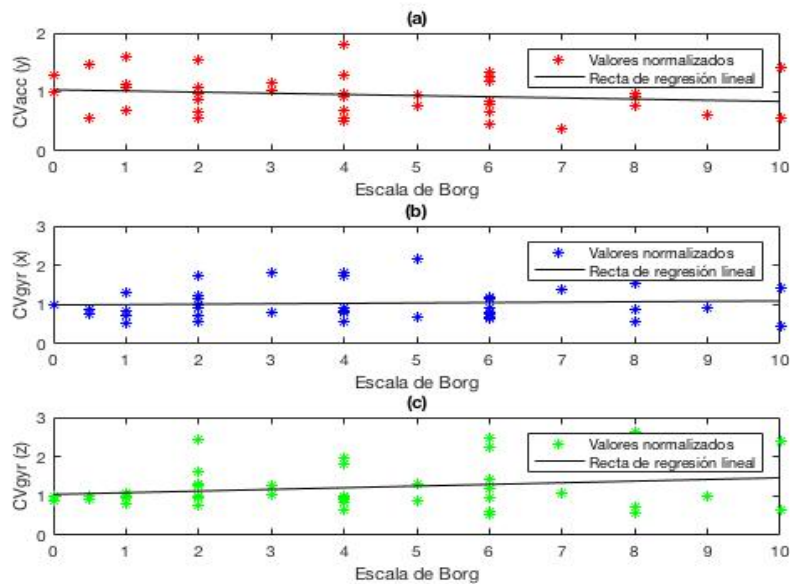


Figura 25 Relación entre la escala de Borg y los coeficientes de variación de las señales del tronco en los sujetos femeninos

(a) Relación con el indicador de coeficiente de variación de la aceleración (eje y) (b) Relación con el indicador de coeficiente de variación de la velocidad angular (eje x) (c) Relación con el indicador de coeficiente de variación de la velocidad angular (eje z).

En las figuras 23, 24 y 25, se evidencia que para el sensor del tronco en el género femenino. Los indicadores temporales e indicadores cinemáticos de aceleración máxima (eje x), y velocidad angular (y), presentaron un comportamiento lineal en el diagrama de dispersión de puntos. Esto debido a que la pendiente (m), obtenida de la recta de la regresión lineal, es ascendente y positiva, representando un incremento proporcional en las variables de escala de Borg y los diferentes indicadores. Por otro lado, los indicadores de coeficiente de variación en la aceleración y velocidad angular, no presentaron una tendencia sistemática en el diagrama de dispersión de puntos, esto debido a que los valores representados por la escala de Borg no se asocian con el indicador. Mostrando un valor en la pendiente de la recta de la regresión lineal cercano a 0.

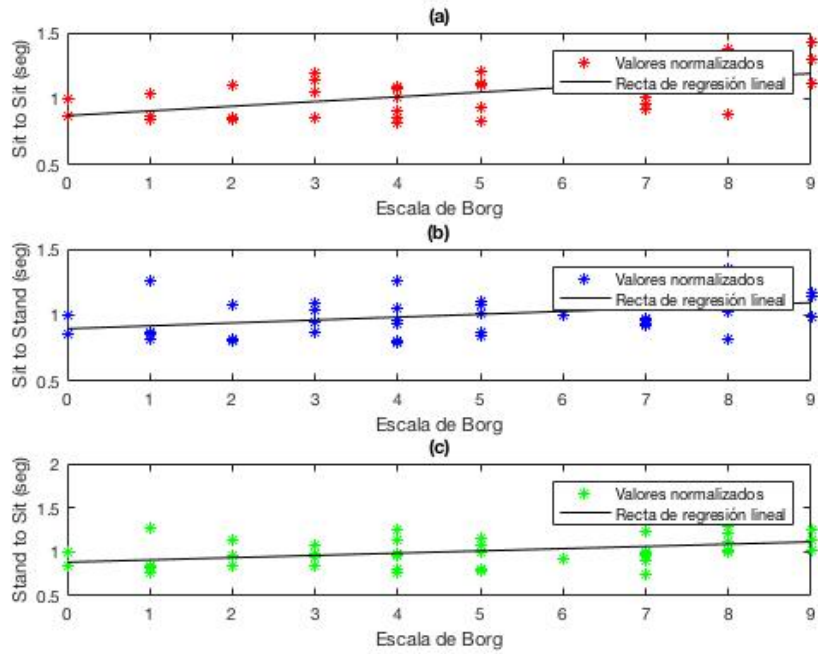


Figura 26 Relación entre la escala de Borg y los indicadores temporales para los sujetos masculinos
 (a) Relación con el indicador sit to sit (b) Relación con el indicador sit to stand (c) Relación con el indicador stand to sit

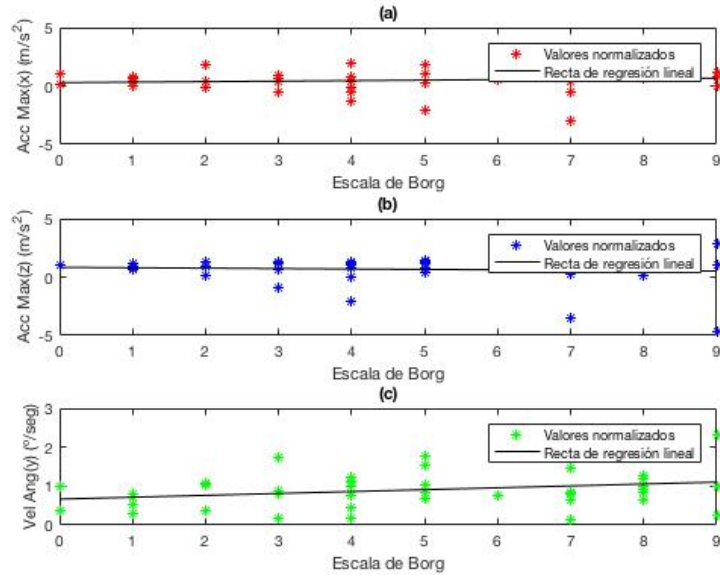


Figura 27 Relación entre la escala de Borg con los indicadores de movimiento en el tronco de los sujetos masculinos
 (a) Relación con el indicador de aceleración máxima (eje x) (b) Relación con el indicador de aceleración máxima (eje z) (c) Relación con el indicador de velocidad angular (eje y)

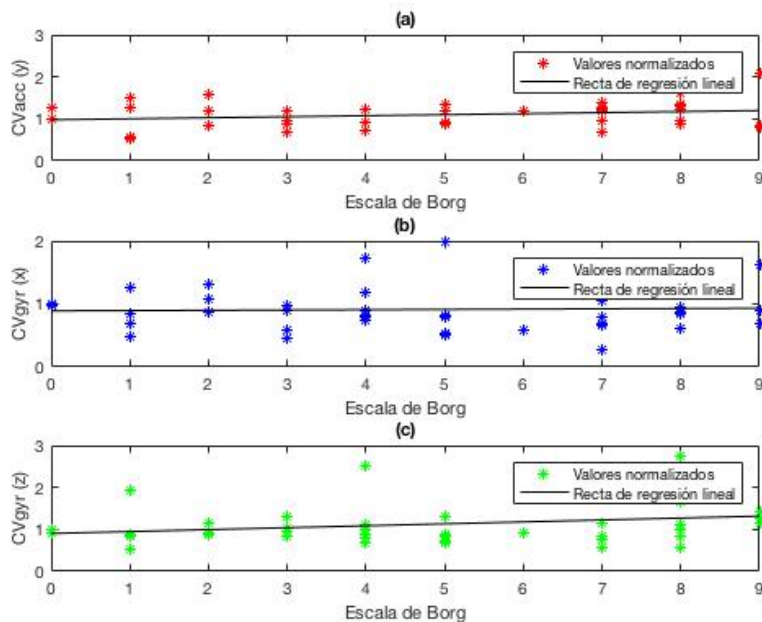


Figura 28 Relación entre la escala de Borg y los indicadores de coeficiente de variación en el tronco de sujetos masculinos

(a) Relación con el indicador de coeficiente de variación de la aceleración (eje y) (b) Relación con el indicador de coeficiente de variación de la velocidad angular (eje x) (c) Relación con el indicador de coeficiente de variación de la velocidad angular (eje z)

En las figuras 26, 27 y 28, se evidencia que, para el sensor ubicado en el tronco del género masculino, los indicadores temporales presentaron un comportamiento lineal en el diagrama de dispersión de puntos. Esto debido a que la pendiente (m), obtenida de la recta de la regresión lineal, es ascendente y positiva, representando un incremento proporcional en las variables de escala de Borg y los diferentes indicadores. Por otro lado, todos los indicadores cinemáticos no presentaron una tendencia sistemática en el diagrama de dispersión de puntos, esto debido a que los valores representados por la escala de Borg no se asocian con el indicador. Mostrando un valor en la pendiente de la recta de la regresión lineal cercano a 0.

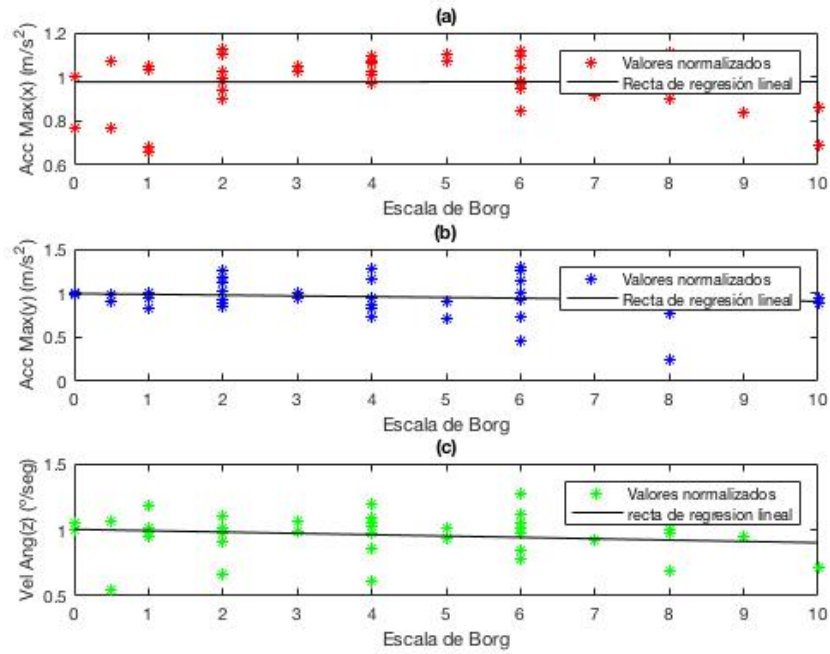


Figura 29 Relación entre la escala de Borg y los indicadores de movimiento en el muslo femenino (a) Relación con el indicador de aceleración máxima (eje x), (b) Relación con el indicador de aceleración máxima (eje y) (c) Relación con el indicador de velocidad angular (eje z)

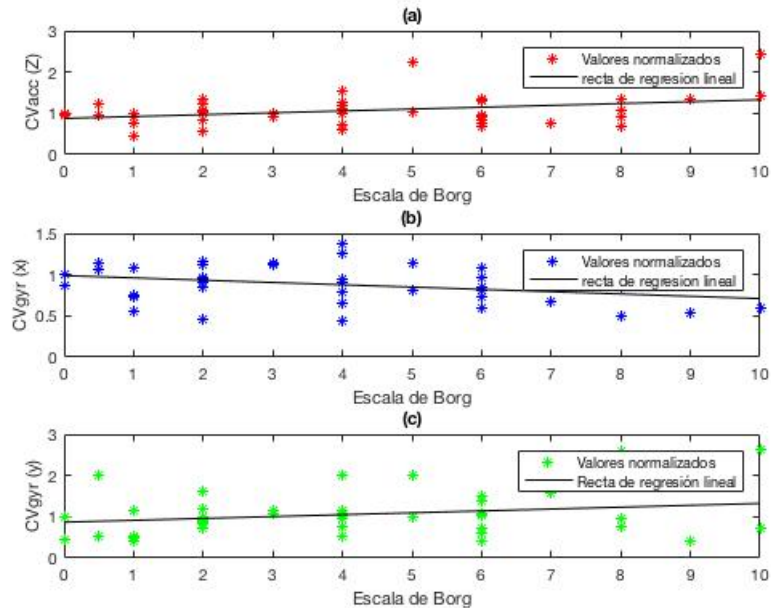


Figura 30 Relación entre la escala de Borg y los indicadores de estabilidad en el muslo femenino (a) Relación con el indicador de coeficiente de variación de la aceleración (eje z) (b) Relación con el indicador de coeficiente de variación de la velocidad angular (eje x) (c) Relación con el indicador de coeficiente de variación de la velocidad angular (eje y).

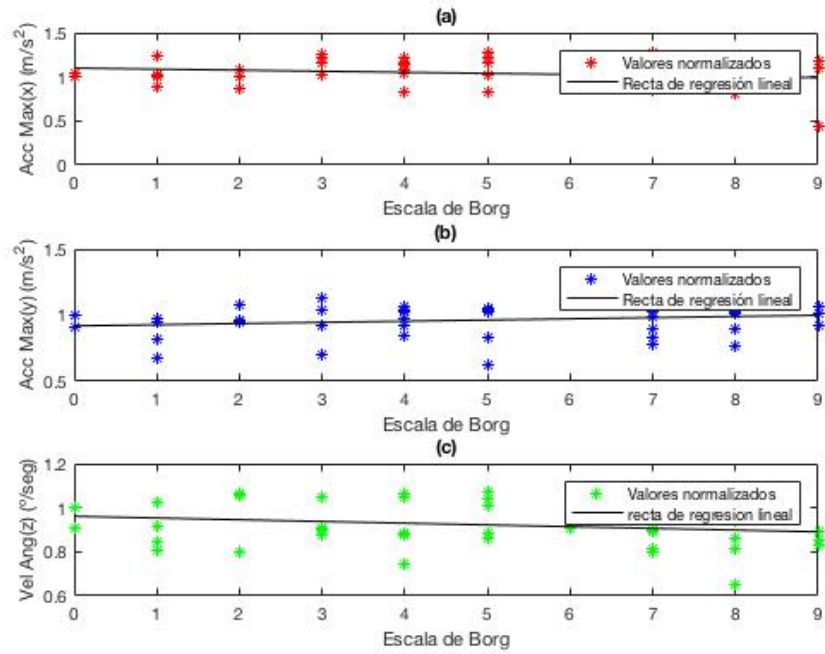


Figura 31 Relación entre la escala de Borg e indicadores de movimiento en el muslo masculino
 (a) Relación con el indicador de aceleración máxima (eje x) (b) Relación con el indicador de aceleración máxima (eje y). (c) Relación con el indicador de velocidad angular (eje z).

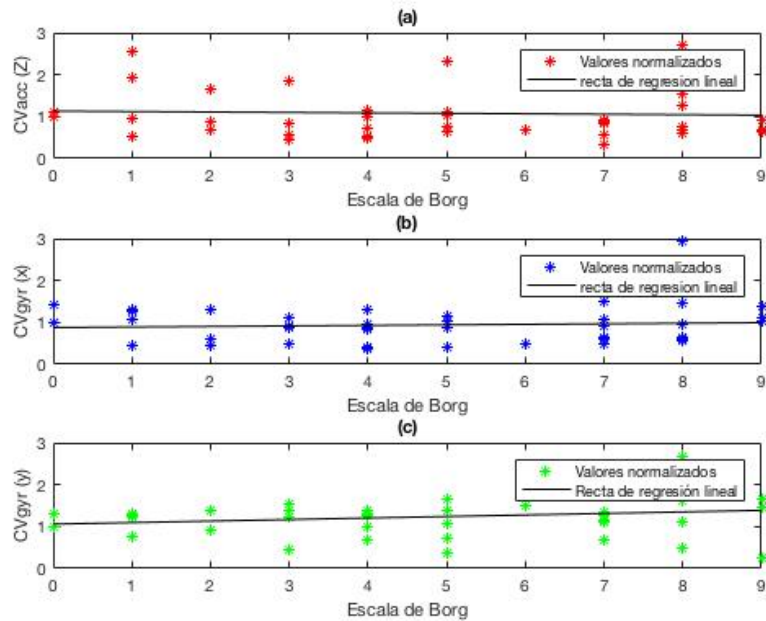


Figura 32 Relación entre la escala de Borg e indicadores de estabilidad en el muslo masculino

(a) Relación con el indicador de coeficiente de variación de la aceleración (eje z) (b) Relación con el indicador de coeficiente de variación de la velocidad angular (eje x) (c) Relación con el indicador de coeficiente de variación de la velocidad angular (eje y).

En las figuras 31 y 32, se observa que, en la extremidad del muslo en el género masculino, ningún parámetro cinemático presenta una tendencia sistemática en el diagrama de dispersión de puntos. Lo cual indica que no existe una relación entre el nivel de fatiga y estos indicadores.

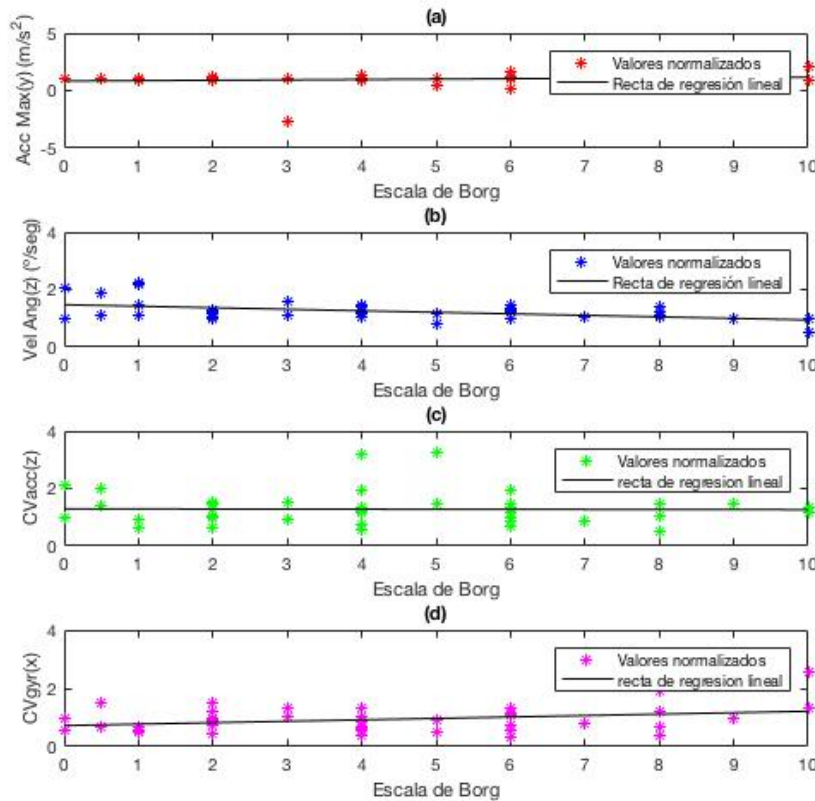


Figura 33 Relación entre la escala de Borg y los indicadores obtenidos de la pantorrilla femenina (a) Relación con el indicador de aceleración máxima (eje y) (b) Relación con el indicador de velocidad angular (eje z) (c) Relación con el indicador de coeficiente de variación de la aceleración (eje z) (d) Relación con el indicador de coeficiente de variación de la velocidad angular (eje x).

En la figura 33, se puede observar que el indicador de velocidad angular en eje Z, presento una pendiente negativa, lo cual conlleva a decir que las variables de escala de Borg y velocidad angular son inversamente proporcional. Por otro lado, el coeficiente de variación CVgyr, presento el mejor diagrama de dispersión de puntos, mostrando una relación entre la escala de Borg y el coeficiente de variación de velocidad angular.

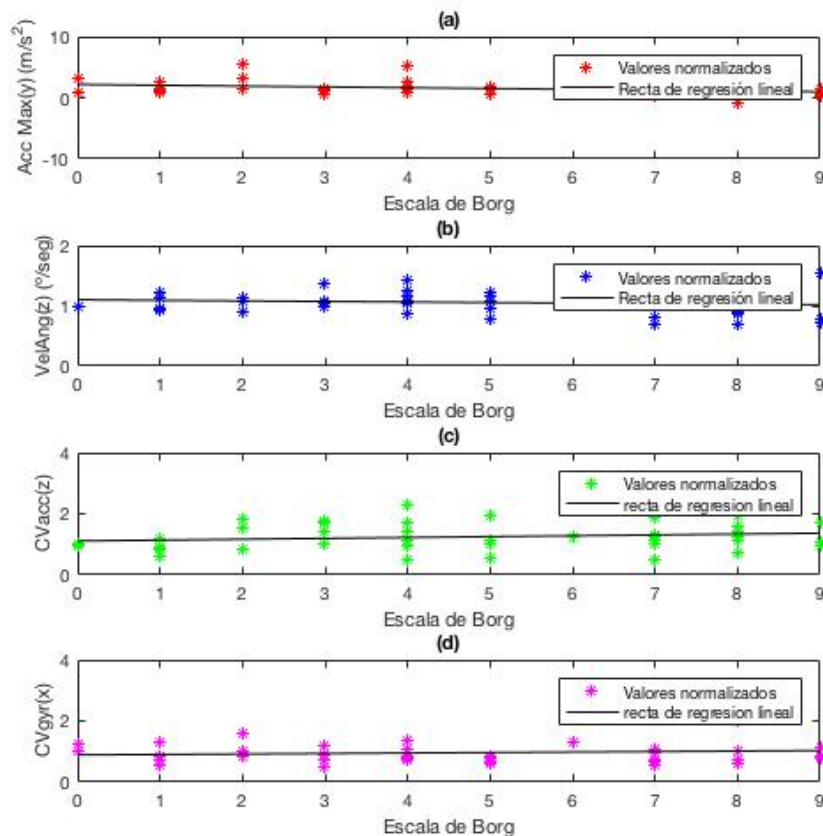


Figura 34 Relación entre la escala de Borg y los indicadores obtenidos de la pantorrilla masculina (a) Relación con el indicador de aceleración máxima (eje y) (b) Relación con el indicador de velocidad angular (eje z) (c) Relación con el indicador de coeficiente de variación de la aceleración (eje z) (d) Relación con el indicador de coeficiente de variación de la velocidad angular (eje x).

En la figura 34, se observa que ninguno de los indicadores cinemáticos presentó una tendencia sistemática en el diagrama de dispersión de puntos, indicando que los valores presentados por la escala de Borg no se asocian con los indicadores cinemáticos. Además, se puede observar en la figura 34(c), que el indicador CVacc (z), presentó una mayor dispersión en sus valores con respecto a los otros indicadores.

La tabla 6, proporciona información acerca de la pendiente obtenida por la regresión lineal, denotada por la letra m , el índice de correlación, representado por la letra R , y el valor de significancia denotado por la letra P . Por medio de estas variables se puede establecer una correlación entre el nivel de fatiga y el indicador.

Tabla 6 Resultados obtenidos de la relación entre escala de Borg e indicadores de tiempo y cinemática del ejercicio Sit to Stand, en las extremidades inferiores (tronco, muslo y pantorrilla).

Extremidad	Genero	Indicador	Pendiente(m)	R	P
Tronco	Femenino	Sit-to-Sit	0.0200	0.4072	0.008<0.05*
		Sit-to-Stand	0.0159	0.4260	0.005<0.05*
		Stand-to-Sit	0.0252	0.4823	0.001<0.05*
		AccMax(ejex)	0.0914	0.4685	0.002<0.05*
		AccMax(ejez)	0.1266	0.1876	0.240>0.05
		VelAng(ejey)	0.0319	0.3401	0.029<0.05*
		CVacc(ejey)	-0.0197	-0.1611	0.314>0.05
		CVgyr(ejex)	0.0103	0.0704	0.661>0.05
		CVgyr(ejez)	0.0421	0.2086	0.190>0.05
	Masculino	Sit -to-sit	0.0355	0.6012	0.000<0.05*
		Sit-to-Stand	0.0219	0.4037	0.008<0.05*
		Stand-to-Sit	0.0256	0.3786	0.014<0.05*
		Accmax(ejex)	0.0428	0.1170	0.466>0.05
		Accmax(ejez)	-0.0353	-0.0721	0.654>0.05
		Velangular(ejey)	0.0486	0.2759	0.080>0.05
		CVacc(ejey)	0.0245	0.2174	0.172>0.05
		CVgyr(ejex)	0.0047	0.0358	0.824>0.05
		CVgyr(ejez)	0.0459	0.2462	0.120>0.05
Muslo	Femenino	Accmax(ejex)	0.00018	0.0042	0.979>0.05
		Accmax(ejez)	-0.0087	-0.1185	0.462>0.05
		Velangular(ejez)	-0.0101	-0.1821	0.254>0.05
		CVacc(ejez)	0.0450	0.3318	0.034<0.05*
		CVgyr(ejex)	-0.0279	-0.3400	0.029<0.05*
		CVgyr(ejey)	0.0455	0.2339	0.142>0.05
	Masculino	Accmax(ejex)	-0.0120	-0.1978	0.216>0.05
		Accmax(ejez)	0.0089	0.1792	0.262>0.05
		Velangular(ejez)	-0.0078	-0.2098	0.189>0.05
		CVacc(ejez)	-0.0106	-0.0472	0.770>0.05
		CVgyr(ejex)	0.0128	0.0753	0.639>0.05
		CVgyr(ejey)	0.0364	0.2151	0.176>0.05
Pantorrilla	Femenino	Accmax(ejez)	0.0325	0.1350	0.400>0.05
		Velangular(ejez)	-0.0529	-0.4308	0.005<0.05*
		CVacc(ejez)	-0.0028	-0.0131	0.935>0.05
		CVgyr(ejex)	0.0490	0.3130	0.046<0.05*
	Masculino	Accmax(ejez)	-0.1325	-0.2793	0.077>0.05
		Velangular(ejez)	-0.0090	-0.1212	0.454>0.05
		CVacc(ejez)	0.0285	0.1642	0.304>0.05
		CVgyr(ejex)	0.0160	0.1055	0.511>0.05

Según la tabla 6, se evidencia que todos los parámetros de tiempo (Sit to Sit, Sit to Stand y Stand to Sit), para el género masculino y femenino, presentaron un índice de correlación

positiva, una pendiente de la recta de regresión lineal ascendente, y un valor de P inferior a 0.05, indicando que existe una correlación significativa entre el nivel de fatiga (escala de Borg) y los indicadores de tiempo. Por otro lado, la mayoría de los parámetros cinemáticos, mostraron un índice de correlación bajo y un valor de P superior a 0.05. Esto último muestra que no existe una relación entre el nivel de fatiga del participante y el indicador.

5 DISCUSIÓN

Este capítulo se divide en tres secciones que argumentaran los resultados obtenidos. La sección 5.1, discute acerca del comportamiento de la señal de aceleración. La sección 5.2, discute acerca del comportamiento presentado por la señal del giroscopio. Por último, la sección 5.3 discute acerca de los resultados obtenidos de la correlación Pearson, regresión lineal y valor de significancia que se realizó para las características de tiempo y cinemática.

5.1 Comportamiento señal de aceleración

Al analizar las señales de aceleración se observa que todos los sensores ubicados en las extremidades inferiores presentaron una forma de onda sinusoidal según su eje de desempeño. La señal de aceleración en el segmento tronco, eje anteroposterior (Z), presento un rango de aceleracion del 39.48% superior al del muslo en el eje posterior (Y), y un 43,5% superior al de la pantorrilla en el eje posterior (Y). Esto debido a que la extremidad del tronco, participa de una manera esencial en el impulso que realiza el cuerpo durante los cambios de posición entre sentarse y levantarse [6]. Además, la inclinación excesiva del tronco hacia adelante, le permite tener un mayor rango de movimiento en el ejercicio STS[30]. Esto también puede asociarse al conocimiento teórico que se tiene, de que el tronco es una de las principales extremidades que se asocia con la presencia de fatiga [30] .

5.2 Comportamiento señal de giroscopio

Basado en los resultados obtenidos por la señal del giroscopio, se analizó que la velocidad angular del muslo en el eje transversal (Z), presentó un rango de rotación del 30.23% superior con respecto a extremidad del tronco en el eje transversal (Y), y un 33.67 % superior con respecto a la pantorrilla en el eje transversal (Z). Esto se debe a que el muslo presenta un movimiento que es característico en el ejercicio. Por otro parte, la pantorrilla fue la extremidad que presentó el rango de rotación menos representativo, ya que es una de las extremidades que intenta mantenerse estable en el ejercicio STS.

5.3 Correlación Pearson

Relacionando los resultados obtenidos de la tabla 6 con los diagramas de dispersión presentados en las figuras 23 y 26, se evidenció que todos los indicadores temporales en el género masculino y femenino mostraron una correlación significativa. El indicador Sit to Sit en el género masculino, presento el mejor diagrama de dispersión de puntos, ya que el aumento del nivel de fatiga va acompañado de un incremento en el tiempo en el que el participante realizo un ciclo de sentadilla. La pendiente de la recta de regresión lineal (m),

indicó que, en promedio, a cada incremento de unidad en la escala de Borg, le correspondió

un aumento de 0.0355 segundos, en el tiempo en que tardó el participante en realizar un ciclo. Debido a que todos los indicadores presentaron un valor en la pendiente muy cercano a cero, es imposible argumentar que si existe presencia de fatiga. Para esto, se necesitaría un sistema que pueda recoger diferentes parámetros y con ello predecir la fatiga.

Por otro lado, el indicador Sit to Stand es una de las características temporales que más se asocia con la presencia de fatiga. Esto se da, ya que en esta fase el participante está obligado a realizar un esfuerzo en los cambios de posición entre sentarse y pararse [6]. Lo contrario sucede con el indicador Stand to Sit, en donde una fuerza gravitatoria, influye en el participante para que no realice ningún esfuerzo y finalmente se deje caer en la silla [6]. El indicador Stand to Sit puede presentar una correlación positiva y significativa. Dado que esta característica es un fragmento de tiempo del indicador Sit to Sit.

El parámetro de aceleración máxima indica como los sujetos hacen manejo de los movimientos de su cuerpo cuando se encuentran de pie [6]. Para la extremidad del tronco en el género femenino, este indicador presentó una correlación significativa, indicando que, por cada ciclo de sentadilla, el participante emplea un mayor impulso para realizar el ejercicio. Lo contrario sucedió con el género masculino, que presentó una correlación baja y no significativa. Este indicador no influye de igual manera en las extremidades de muslo y pantorrilla, debido a que en el tronco, el rango de aceleración es 39.48% superior con respecto a la extremidad del muslo, y un 43.5% superior al de la pantorrilla.

Para el indicador de velocidad angular, se evidenció una correlación significativa en el género femenino, extremidades de tronco y pantorrilla. En el tronco aumenta la flexión y rotación por cada ciclo realizado por el participante [30]. Lo contrario sucede para la extremidad de pantorrilla, la cual presentó un índice de correlación negativo, en donde la velocidad angular es inversamente proporcional al nivel de fatiga. Por lo tanto, la velocidad de rotación de la pantorrilla decrece cuando hay presencia de fatiga en el participante.

Según la tabla 6, en la extremidad muslo, género femenino, los indicadores de CVacc(eje z) y CVgyr(ejex), presentaron un índice de correlación significativa. Esto se da, ya que al momento de realizar la normalización de los datos, los 10 valores más cercanos a los momentos en donde el participante evalúa su estado de fatiga, no presentaron una distribución significativa en los valores del indicador.

6 RECOMENDACIONES Y TRABAJOS FUTUROS

Para trabajos a futuros, se propone desarrollar un sistema que contenga una mayor cantidad de indicadores cinemáticos, que estén asociados con la presencia de fatiga en la realización del ejercicio Sit to stand. Un ejemplo de los parámetros que pueden incluirse son: los rangos de flexo-extensión en las extremidades de rodilla y tronco, rotación externa, pronación del pie, entre otras. Esto con el fin de relacionar cada vez más variables, y priorizar cual es la extremidad e indicador que más influye en la prueba Sit to Stand.

Una limitación que se observa al implementar la prueba Sit to Stand, es medir la cantidad de tiempo que tarda una persona en realizar un número de repeticiones completas[44]. Esto se ha considerado un problema ya que muchas veces la persona no logra completar un número de repeticiones seguidas, impidiéndole seguir con el ejercicio. Una solución poder implementar la prueba Sit to Stand, es establecer un límite de tiempo en vez de un número de repeticiones[44].

Por otro lado, se propone implementar este estudio en un entorno clínico, con una mayor cantidad de pacientes que pertenezcan a un grupo de rehabilitación cardíaca. Para ello, sería fundamental contar con un grupo interdisciplinario que trabajen en diferentes áreas de la salud, ya que es importante realizar una supervisión del paciente para que no tenga una recaída, ni un sobre entrenamiento en su terapia.

7 CONCLUSIONES

Según los resultados obtenidos en este estudio de investigación, se concluyó que fue posible medir los parámetros de tiempo y cinemática por medio de los sensores inerciales IMU en la realización del ejercicio Sit to Stand. Reflejando en los resultados una relación significativa entre la escala de Borg y los indicadores temporales. Sin embargo, es imposible afirmar que existe presencia de fatiga en el participante, debido a que todas las pendientes obtenidas de la recta de regresión lineal se encuentran cercanas a cero. Para poder argumentar la presencia de fatiga, se necesitaría un sistema que pueda recoger diferentes parámetros y relacionarlos con la fatiga.

Al analizar e identificar los indicadores cinemáticos que se ven afectados por la fatiga durante la realización del ejercicio Sit to Stand. Se evidencio que la mayoría de estos indicadores no presentaron una correlación significativa. Sin embargo, no deben ser excluidos para investigaciones a futuro , ya que diversos estudios, han demostrado que durante los cambios de posición de la prueba Sit to Stand, se involucra parámetros cinemáticos y cinéticos en las extremidades inferiores [30].

Para las señales de aceleración, se evidenció que el segmento del tronco, presentó un rango de aceleración en el eje anteroposterior (Z) del 39.8% superior al del segmento muslo en el eje posterior (Y), y un 43.5% superior con respecto a la pantorrilla en el eje posterior (Y). Esto se debe a que la inclinación excesiva del tronco hacia adelante, le permite tener un rango de movimiento superior al de las extremidades de muslo y pantorrilla[30]. Las señales en esta extremidad muestran un comportamiento que puede ser prometedor para el futuro desarrollo de sistemas de detección de fatiga.

REFERENCIAS

- [1] C. V Anchique, J. P. Orduz, C. F. Briceño, S. Espejo, S. Barrera, and P. Reyes, "Características de los programas de rehabilitación cardiaca en Colombia," *Rev. Colomb. Med. Física y Rehabil.*, vol. 19, no. 1, pp. 21–29, 2009.
- [2] S. R. McMahon, P. A. Ades, and P. D. Thompson, "The role of cardiac rehabilitation in patients with heart disease," *Trends Cardiovasc. Med.*, vol. 27, no. 6, pp. 420–425, 2017.
- [3] E. Rivas-Estany, "El ejercicio físico en la prevención la rehabilitación cardiovascular," *Rev. Esp. Cardiol. Supl.*, vol. 11, no. 5, pp. 18–22, 2011.
- [4] B. Vergès, B. Patois-Vergès, M. Cohen, B. Lucas, C. Galland-Jos, and J. M. Casillas, "Effects of cardiac rehabilitation on exercise capacity in Type 2 diabetic patients with coronary artery disease," *Diabet. Med.*, vol. 21, no. 8, pp. 889–895, 2004.
- [5] T. Mayhew and J. Rothstein, "Measurement of muscle performance with instruments.," *Percept. Mot. Skills*, vol. 80, no. 12, pp. 163–166, 1995.
- [6] L. Rodriguez-Manas *et al.*, "Automatic Evaluation of the 30-s Chair Stand Test Using Inertial/Magnetic-Based Technology in an Older Prefrail Population," *IEEE J. Biomed. Heal. Informatics*, vol. 17, no. 4, pp. 820–827, 2013.
- [7] D. Cárdenas, J. Conde-González, and J. C. Perales, "La fatiga como estado motivacional subjetivo," *Rev. Andaluza Med. del Deport.*, vol. 10, no. 1, pp. 31–41, 2016.
- [8] J. Luzuriaga, "Módulo 3: El Sistema Cardiovascular," pp. 1–21, 2015.
- [9] "Órganos animales. Sistema cardiovascular. Atlas de Histología Vegetal y Animal." [Online]. Available: https://mmegias.webs.uvigo.es/2-organos-a/guiada_o_a_05cardiovascular.php. [Accessed: 29-Apr-2019].
- [10] J. Bagatin and Carevi, *New cardiovascular medicines*, vol. 19, no. 2. 2010.
- [11] "La circulación de la sangre: doble, completa y cerrada." [Online]. Available: https://biologia-geologia.com/BG3/57_la_circulacion_de_la_sangre.html. [Accessed: 30-Apr-2019].
- [12] "Qué es la enfermedad cardiovascular: MedlinePlus enciclopedia médica." [Online]. Available: <https://medlineplus.gov/spanish/ency/patientinstructions/000759.htm>. [Accessed: 01-May-2019].
- [13] "Four Phases of Cardiac Rehabilitation." [Online]. Available: <https://www.verywellhealth.com/four-phases-of-cardiac-rehabilitation-2696089>. [Accessed: 30-Apr-2019].

- [14] “Rehabilitación Cardíaca - Terapia-Fisica.com.” [Online]. Available: <http://www.terapia-fisica.com/rehabilitacion-cardiaca/>. [Accessed: 30-Apr-2019].
- [15] “Protocolos y fases de la rehabilitación cardiaca. Orientaciones actuales.” [Online]. Available: http://bvs.sld.cu/revistas/san/vol9_1_05/san14105.htm. [Accessed: 30-Apr-2019].
- [16] Y. C. Torres, “Dialnet-AplicacionDeUnConjuntoDeEjerciciosAerobicosParaEIC-4503535,” 2011.
- [17] 川端 悠士, “地域在住高齢者における転倒予測テストとしてのCS-30の有用性.pdf,” *理学療法科学*, vol. 23, no. 3, pp. 441–445, 2008.
- [18] C. J. Jones, R. E. Rikli, and W. C. Beam, “A 30-s chair-stand test as a measure of lower body strength in community-residing older adults,” *Res. Q. Exerc. Sport*, vol. 70, no. 2, pp. 113–119, 1999.
- [19] A. B. *et al.*, “A simple semipaced 3-minute chair rise test for routine exercise tolerance testing in COPD,” *Int. J. COPD*, vol. 9, pp. 1009–1019, 2014.
- [20] K. W. Hayes and M. E. Johnson, “Measures of adult general performance tests: The Berg Balance Scale, Dynamic Gait Index (DGI), Gait Velocity, Physical Performance Test (PPT), Timed Chair Stand Test, Timed Up and Go, and Tinetti Performance-Oriented Mobility Assessment (POMA),” *Arthritis Rheum.*, vol. 49, no. S5, pp. S28–S42, 2004.
- [21] E. W. Telenius, K. Engedal, and A. Bergland, “Inter-rater reliability of the Berg Balance Scale, 30 s chair stand test and 6 m walking test, and construct validity of the Berg Balance Scale in nursing home residents with mild-to-moderate dementia,” *BMJ Open*, vol. 5, no. 9, pp. 1–7, 2015.
- [22] K. S. Huang *et al.*, “transplant recipients,” vol. 25, no. 4, 2018.
- [23] D. J. F. Brown, D. C. McMillan, and R. Milroy, “The correlation between fatigue, physical function, the systemic inflammatory response, and psychological distress in patients with advanced lung cancer,” *Cancer*, vol. 103, no. 2, pp. 377–382, 2005.
- [24] D. F. Whelan, M. A. O’Reilly, T. E. Ward, E. Delahunt, and B. Caulfield, “Technology in Rehabilitation: Comparing Personalised and Global Classification Methodologies in Evaluating the Squat Exercise with Wearable IMUs,” *Methods Inf. Med.*, vol. 56, no. 05, pp. 361–369, 2017.
- [25] C. Roldán-Jiménez, P. Bennett, and A. I. Cuesta-Vargas, “Muscular activity and fatigue in lower-limb and trunk muscles during different sit-to-stand tests,” *PLoS One*, vol. 10, no. 10, pp. 1–12, 2015.
- [26] J. Garcia-lopez, “Equilibrio y estabilidad del cuerpo humano LIBRO : Biomecánica Básica aplicada a la Actividad Física y al Deporte . COORDINADORES : Pedro Pérez Soriano y Salvador Llana Belloch . CAPÍTULO 5 : Equilibrio y estabilidad del cuerpo humano .,” no. November, 2016.
- [27] M. E. Harrington, “Neurobiological studies of fatigue,” *Prog. Neurobiol.*, vol. 99, no. 2, pp. 93–105, 2012.

- [28] R. Andaluza de and R. C. Andaluza de Medicina del Deporte ENTRO ANDALUZ DE MEDICINA DEL DEPORTE Volumen, "Medicina del Deporte," *Rev Andal Med Deport. Rev Andal Med Deport.*, vol. 77, no. 11, pp. 33–4333, 2014.
- [29] M. Minaya, "REVISIÓN / REVIEW," no. January 2010, 2015.
- [30] B. K. Weeks, C. P. Carty, and S. A. Horan, "Effect of sex and fatigue on single leg squat kinematics in healthy young adults," *BMC Musculoskelet. Disord.*, vol. 16, no. 1, pp. 3–11, 2015.
- [31] J. L. Helbostad, S. Leirfall, R. Moe-nilssen, and O. Sletvold, "Helbostad JL 2007.pdf," vol. 62, no. 9, pp. 1010–1015, 2007.
- [32] D. L. Sturnieks, J. Menant, S. R. Lord, J. L. Helbostad, K. Delbaere, and M. Pijnappels, "Consequences of lower extremity and trunk muscle fatigue on balance and functional tasks in older people: A systematic literature review," *BMC Geriatr.*, vol. 10, no. 1, 2010.
- [33] N. Massó, F. Rey, D. Romero, G. Gual, and L. Costa, "Aplicaciones de la electromiografía de superficie en el deporte," vol. 45, no. 165, pp. 127–136, 2010.
- [34] A. Moser, R. A. Silliman, A. E. Stuck, and K. M. Clough-Gorr, "Resilience in older breast cancer survivors," *J. Geriatr. Oncol.*, vol. 3, no. 5, pp. S87–S90, 2012.
- [35] E. Velasco-rojano, R. E. Duarte-ayala, A. Riveros-rosas, J. J. Sánchez-sosa, and L. I. Reyes-lagunes, "Validación de la Escala de Gravedad de Fatiga en Población General de la Ciudad de México Validation of the Fatigue Severity Scale in general population of Mexico City," vol. 17, no. 2, pp. 113–125, 2017.
- [36] "Fisiosaludable - Escala de Borg." [Online]. Available: <https://www.fisiosaludable.com/conceptos/241-escala-de-borg>. [Accessed: 01-May-2019].
- [37] A. R. Zamunér *et al.*, "Assessment of Subjective Perceived Exertion at the Anaerobic Threshold with the Borg CR-10 Scale.," *J. Sports Sci. Med.*, vol. 10, no. 1, pp. 130–6, 2011.
- [38] "IMU (Unidad de Medición Inercial) - VISTRONICA SAS." [Online]. Available: <https://www.vistronica.com/imu/>. [Accessed: 19-May-2019].
- [39] P. H. Veltink, R. C. van. Lummel, and World Congress of Biomechanics (2 : 1994 : Amsterdam), *Dynamic analysis using body fixed sensors : Second World Congress of Biomechanics, Amsterdam, July 1994*. McRoberts, 1994.
- [40] C. Strohrmann, H. Harms, C. Kappeler-Setz, and G. Troster, "Monitoring Kinematic Changes With Fatigue in Running Using Body-Worn Sensors," *IEEE Trans. Inf. Technol. Biomed.*, vol. 16, no. 5, pp. 983–990, Sep. 2012.
- [41] C. Preckler Clemente, "Caracterización De Una Unidad Demedida Inercial Para La Obtencion De Entornos De Simulacion De Un Sistema De Navegacion Inercial De Bajo Coste Mediante Allan Variance," p. 152, 2012.
- [42] "Wearable straps for Shimmers wearable wireless sensors | Wrist strap | Waist strap." [Online]. Available: <http://www.shimmersensing.com/products/shimmer3->

straps-1. [Accessed: 01-May-2019].

- [43] “Review: Zephyr HXM bluetooth HRM chest strap | road.cc.” [Online]. Available: <https://road.cc/content/review/24066-zephyr-hxm-bluetooth-hrm-chest-strap>. [Accessed: 09-May-2019].
- [44] M. H. Pham *et al.*, “Validation of a lower back ‘wearable’-based sit-to-stand and stand-to-sit algorithm for patients with Parkinson’s disease and older adults in a home-like environment,” *Front. Neurol.*, vol. 9, no. AUG, pp. 1–11, 2018.
- [45] “Filtro paso bajo - MATLAB & Simulink.” [Online]. Available: <https://la.mathworks.com/discovery/low-pass-filter.html>. [Accessed: 19-May-2019].