

SISTEMA DE FISIOLÓGIA COMPUTACIONAL PARA LA MEDICIÓN DE LA FATIGA MUSCULAR APLICADO EN REHABILITACIÓN VIRTUAL



**MARIA FERNANDA MONTOYA VEGA
C.C 1088321809**

**ASESORES:
PHD OSCAR HENAO GALLO
PHD (C) JOHN EDISON MUÑOZ**

**DEPARTAMENTO DE INGENIERÍA FÍSICA
FACULTAD DE INGENIERÍAS
UNIVERSIDAD TECNOLÓGICA DE PEREIRA
NOVIEMBRE 2017**

“As our mind and bodies increasingly drive effective control of computing technologies, our computers will adjust according to our physiological cues. Will it become difficult to distinguish where we end and our computers begin?”

Stephen Fairclough



ÍNDICE GENERAL

AGRADECIMIENTOS	I
RESUMEN	II
ABSTRACT	III
OBJETIVOS	IV
JUSTIFICACIÓN	V
1. INTRODUCCIÓN	1
2. MARCO TEÓRICO	4
2.1. Fisiología del Sistema Muscular	4
2.2. Fatiga muscular	6
2.3. Electromiografía de superficie (sEMG)	7
2.3.1. Modelamiento de la señal sEMG.	7
2.3.2. Aplicaciones de la señal sEMG.....	9
2.3.3. Ventajas y desventajas de la señal sEMG	9
2.3.4. Sistema de detección	10
2.4. Fatiga muscular y sEMG.....	10
2.5. Relación sEMG y fuerza.	11
2.6. Procesamiento de la señal sEMG	11
2.6.1. Normalización	12
2.6.2. Formas de validación	12
2.6.3. Dominio del tiempo	12
2.6.4. Dominio de la frecuencia	14
2.6.5. Matlab: Software para el procesamiento de señales.....	17
2.7. Introducción a la Interacción Humano Computador (HCI)	17
2.7.1. Técnicas de interacción humano computador	18
2.8. Fisiología Computacional	19
2.8.1. Biorealimentación (<i>Biofeedback</i>).....	19
2.8.2. Categorías de los sistemas de fisiología computacional	19
2.8.3. El Bucle Biocibernético	20
2.9. Interfaces musculares	21
2.9.1. Sistemas disponibles en el mercado	22

2.10. Videojuegos serios para la salud	24
2.10.1. Plataforma para el desarrollo de videojuegos serios	25
2.11. Videojuegos serios y Realidad virtual.....	25
2.11.1. Sistemas Cableados.....	26
2.11.2. Sistemas Inalámbricos.....	26
3. ESTADO DE LA TÉCNICA.....	28
3.1. Estudios de biomarcadores de fatiga usando sEMG.....	28
3.2. Medición de señales musculares y su uso en rehabilitación	29
3.3. Sensores <i>Wearables</i> : estudios con el Myo Armband	30
3.4. Videojuegos serios usando sEMG	30
4. MATERIALES Y MÉTODOS	32
4.1. MuscleLab: Matlab <i>toolbox</i> para el post-procesamiento de la señal sEMG y la detección de fatiga muscular.....	33
4.2. Detección de fatiga muscular a través del sensor Myo Armband	34
4.3. Estudio comparativo del sensor Myo Armband versus Sensor Base	37
4.4. Sistema de Rehabilitación Virtual fisiológicamente asistido	40
4.4.1. Diseño del videojuego.....	41
4.4.2. Desarrollo del videojuego	45
4.4.3. Diseño del Bucle Biocibernético para la modulación de la fatiga muscular.....	45
4.5. Estudio piloto para la validación del sistema fisiológicamente adaptativo.....	47
5. RESULTADOS.....	51
5.1. Toolbox MuscleLab para el post-procesamiento de la señal sEMG y la detección de fatiga muscular.....	51
5.2. Resultados de la detección de fatiga muscular a través del sensor Myo Armband..	53
5.3. Resultados de la comparación del Sensor Myo Armband con un Sensor Base estándar de sEMG.	55
5.4. Force Defense. Videojuego fisiológicamente asistido para la rehabilitación virtual en miembro superior	57
5.5. Estudio piloto del videojuego serio Force Defense.....	59
6. DISCUSIÓN Y TRABAJO FUTURO.....	62
7. CONCLUSIONES.....	66
PUBLICACIONES Y ACTIVIDADES ACADÉMICAS	68
BIBLIOGRAFÍA.....	85

ÍNDICE DE FIGURAS

2.1. Estructura del músculo esquelético	5
2.2. Posicionamiento de electrodos sobre un músculo.....	7
2.3. Modelo de una fibra muscular.....	8
2.4. Estructura de un sistema de medición de electromiografía.....	10
2.5. Cálculo del valor RMS para una señal sEMG	13
2.6. Medición de la frecuencia mediana en diferentes instantes de una contracción.....	14
2.7. Estimación del espectro de densidad de potencia de una señal EMG.....	16
2.8. Componentes de la interacción y sus transiciones.....	18
2.9. Diseño básico de un bucle biocibernético	20
2.10. Sensor de electromiografía de superficie Myo Armband	23
2.11. Kit básico Bitalino.....	22
2.12. Kit e-Health.....	23
2.13. Mecanismos de los videojuegos que benefician la salud.....	24
2.14. Interfaz de Unity.....	25
2.15. Sistemas de VR cableados. A) HTC Vive. B) Oculus Rift.....	26
2.16. Figura 2.16. Sistemas de VR inalámbricos. A) Google <i>Cardboard</i> . B) Gear.....	27
3.1. Línea de tiempo de aplicaciones de la señal sEMG.....	29
4.1. Funciones que provee el <i>toolbox</i> MuscleLab para el análisis de señales de sEMG..	35
4.2. Montaje experimental. A) Posición del sensor Myo Armband en cada brazo. B) Posición del goniómetro sobre el sensor. C) Posición del sujeto en el banco predicador usando los dispositivos de medición.....	36
4.3. Posición de los sensores en el músculo bíceps braquial según SENIAM. A) Sensor Base. B) Sensor Myo Armband.....	38

4.4. Escena de calibración del sensor Myo Armband dentro del videojuego serio. A). Menú principal. B). Calibración. C) Elección de brazo a medir.....	42
4.5. Escena principal. A) Creación del campo de fuerza. B)Pelea entre el personaje principal y el enemigo.....	43
4.6. Contra-ataque. A) Adquisición de poder para matar al enemigo. B) Ataque al enemigo.....	43
4.7. Diagrama de diseño de reglas para el videojuego <i>Force Defense</i>	44
4.8. Fases del Ciclo Biocibernético. Donde CMV: Contracción Máxima Voluntaria, RMS: valor Root Mean Square, sEMG: Electromiografía de Superficie, FFT: Transformada Rápida de Fourier, MDF: Frecuencia Mediana.....	47
4.9. Montaje experimental en el estudio piloto de Force Defense.....	49
5.1. Interfaz gráfica del MuscleLab <i>toolbox</i> el cual muestra datos de cada uno de los electrodos de EMG del sensor Myo Armband (parte superior derecha) y la gráfica de la tendencia del valor RMS (parte inferior derecha)	53
5.2. <i>Toolbox</i> MuscleLab con el Índice de Dimitrov incorporado.....	53
5.3. Curvas del valor RMS extraído de las señales EMG en protocolo de fatiga. Brazo derecho. A) La curva gris representa el valor RMS de cada ventana, la curva negra es la correspondiente pendiente para el canal 5. B) La curva gris representa el valor RMS de cada ventana, la curva negra es la correspondiente pendiente para el canal 6. Brazo izquierdo. C) La curva gris representa el valor RMS de cada ventana, la curva negra es la correspondiente pendiente para el canal 2. D) La curva gris representa el valor RMS de cada ventana, la curva negra es la correspondiente pendiente para el canal 3.....	54
5.4. Curvas del valor MDF extraído de las señales EMG en protocolo de fatiga. Brazo derecho. A) La curva gris representa el valor MDF de cada ventana, la curva negra es la correspondiente pendiente para el canal 5 B) La curva gris representa el valor MDF de cada ventana, la curva negra es la correspondiente pendiente para el canal 6. Brazo izquierdo. C) La curva gris representa el valor MDF de cada ventana, la curva negra es la correspondiente pendiente para el canal 2 D) La curva gris representa el valor MDF de cada ventana, la curva negra es la correspondiente pendiente para el canal 3.....	55
5.5. Línea de tendencia del Valor RMS para el sujeto 3. A) señal del Sensor Myo Armband. B) señal del Sensor Base. Línea de tendencia de la MDF del espectro de densidad de potencia para el sujeto 3. C) señal del Sensor Myo Armband. D) señal del Sensor Base.....	56
5.6. Elementos principales dentro del ambiente virtual. A) Monstruo de piedra. B) Personaje principal. C) Escudo protectores. D) Ataques del monstruo al personaje principal. E) Barra de vida y barra de poder. F) Vista en VR desde el personaje principal.....	58

5.7. Resultados de escala de usabilidad SUS.....	69
5.8. Adaptación del sistema fisiológico en términos de los umbrales de amplitud y MDF.....	60
5.9. Resultados del cuestionario de experiencia de juego.....	61
5.10. Resultados del Post-cuestionario de experiencia de juego.....	61
Anexos 1. Certificado de ponencia en el IV congreso Nacional de Ingeniería Física....	81
Anexos 2. Certificado de ponencia en el XXVI Congreso Nacional e Física.....	81
Anexos 3. Certificado de ponencia en la conferencia Inngenio 2015.....	82
Anexos 4. Certificado de ponencia en la conferencia Interacción 2017.....	82
Anexos 6. Certificado de curso en sistemas de control neuronal para apoyo a personas en situación de discapacidad motora.....	83
Anexos 7. Certificado de asistencia a curso “Bioingeniería: explorando datos fisiológicos para aplicaciones interactivas”.....	84
Anexos 8. Certificado de asistencia a <i>Campus Party</i> Colombia.....	84

ÍNDICE DE TABLAS

Tabla 1. Configuración de parámetros en el <i>toolbox</i> MuscleLab.....	40
Tabla 2. Marcadores de fatiga muscular para el Sensor Myo Armband y el Sensor Base.....	56

AGRADECIMIENTOS

Agradezco a mis padres Gloria y Henry por el apoyo incondicional y la confianza que me brindaron durante el transcurso de mi carrera. A mis hermanos Henry, David y Sebastián por ser la fuente de motivación e inspiración para culminar esta etapa de mi vida. También a mis compañeros de Ingeniería Física, “los de séptimo”, por ser socios constantes durante tantas horas de estudio y ocio.

Agradecimientos especiales al Ph.D en Bioingeniería Oscar Alberto Henao y al Ph.D (c) John Edison Muñoz, por todos los conocimientos que me han brindado, su constancia y paciencia durante el desarrollo de este proyecto. Así mismo, extendo el agradecimiento a todos los docentes con los que tuve la oportunidad de recibir clase, a aquellos que transmitieron sus conocimientos con empeño y amor.

Mis sinceros agradecimientos al semillero HCI Group por ser el gestor de mis primeros pasos como investigadora y el creador de mi amor por la Bioingeniería.

Y por último a la Universidad Tecnológica de Pereira, por ser el punto de convergencia entre mi vida académica y mi vida deportiva.

Las tecnologías emergentes en sensores fisiológicos han impulsado el avance de nuevas terapias de rehabilitación motora, entre ellas la rehabilitación virtual. Este tipo de terapia incluye la interacción con sistemas computacionales que llevan al usuario a ser consciente de sus procesos físicos y fisiológicos internos mediante dinámicas en ambientes recreados virtualmente. Estos sistemas de fisiología computacional articulados con ambientes virtuales para la rehabilitación, permiten generar terapias que son adaptables a cada usuario y a su vez moduladas fisiológicamente con el fin de proveer asistencia durante la interacción. Es el caso de las interfaces musculares, las cuales a través de sistemas *wearables* han permitido integrar ambientes virtuales y videojuegos serios en procesos de rehabilitación como el *biofeedback*. Estas interfaces utilizan señales de electromiografía de superficie (sEMG) las cuales han sido estudiadas y caracterizadas por numerosos investigadores, mostrando su potencial uso para la detección y cuantificación de la fatiga muscular. Este trabajo recoge el desarrollo de dos sistemas de fisiología computacional, el desarrollo de un videojuego serio y 3 diferentes estudios realizados con el fin de demostrar el uso potencial de un sistema *wearable* y de bajo costo de sEMG en rehabilitación virtual. El primer sistema de fisiología computacional comprende el desarrollo de un *toolbox* para el post-procesamiento de la señal sEMG usando el software Matlab. El segundo contempla el diseño y creación de un sistema fisiológicamente adaptativo (bucle biocibernético) embebido en el videojuego serio *Force Defense* para incentivar a los jugadores a alcanzar ciertos niveles de fatiga que se supone, son requeridos para obtener beneficios durante la terapia de rehabilitación física. Para finalizar, los dos primeros estudios se centran en verificar y cuantificar la exactitud del sensor de sEMG, Myo Armband para registrar fatiga muscular, evidenciando valores aceptables para aplicaciones en tiempo real. De forma particular, fueron usados transversalmente los biomarcadores de fatiga muscular tales como el valor cuadrático medio (RMS) y la frecuencia mediana del espectro de densidad de potencia (MDF), para describir el fenómeno fisiológico y concebir el funcionamiento de un bucle biocibernético. Finalmente, el videojuego serio *Force Defense* integrado con el bucle biocibernético fue evaluado a través de un estudio piloto donde 12 sujetos voluntarios interactuaron con el videojuego. Los datos recolectados durante este protocolo experimental sugieren que el sistema es eficiente para realizar la modulación de dificultad del videojuego a través del monitoreo de la fatiga muscular. Además, se aplicó un test de usabilidad (System Usability Scale: SUS) el cuál mostró que el sistema se encuentra por encima de la media, considerándolo como de fácil uso e implementación; y posteriormente un análisis de experiencia de juego reveló que el sistema *asistivo* brindó en general, una experiencia positiva y entretenedora para los participantes. Como trabajo futuro se plantea la integración sistemas de realidad virtual (VR) que permitan mejorar elementos como la *inmersión* y la presencia, para así explorar la influencia de estos factores en la modulación fisiológica.

ABSTRACT

Emerging technologies in physiological sensors have boosted the progress of new motor rehabilitation therapies, including virtual rehabilitation. This kind of therapy includes the interaction with computer systems that lead the user to be aware of their inner physical and physiological states through interactions in virtually recreated environments. These physiological computing systems articulated with virtual environments for rehabilitation, allow the generation of therapies that are adaptable to each user and, at the same time, can be physiologically modulated in order to provide assistance during the interaction. This is the case of muscular interfaces which use wearable systems to allow its integration in virtual environments and serious videogames for rehabilitation (e.g. biofeedback). These interfaces use surface electromyography (sEMG) signals, which have been studied and characterized by numerous researchers, showing its potential use for the detection and quantification of muscle fatigue. This work includes the development of two physiological computing systems, the development of a serious video game and 3 different studies carried out to demonstrate the potential use of a wearable and low-cost sEMG system in virtual rehabilitation. The first physiological computing system comprises the development of a toolbox for the post-processing of the sEMG signal using the Matlab software. The second one contemplates the design and creation of an adaptive physiological system embedded in the serious video game *Force Defense*, designed to encourage players to reach certain levels of fatigue that could produce benefits during physical rehabilitation therapies. On the other hand, the first two studies were oriented to verify and quantify the accuracy of the sEMG sensor Myo Armband to register muscle fatigue, evidencing acceptable values for real-time applications. In particular, the muscle fatigue biomarkers called mean square value (RMS) and median frequency of the power density spectrum (MDF) were transversely used to describe the physiological phenomenon and to conceive the operation of a biocybernetic loop. Finally, the serious video game *Force Defense* integrated with the biocybernetic loop, was evaluated through a pilot study in where 12 volunteer subjects interacted with the video game. The data collected during this experimental protocol suggest that the system is efficient to perform the difficulty modulation of the game through the monitoring of muscle fatigue. Additionally, the System Usability Scale (SUS) was applied, showing that the system is above the average, considering it as easy to use and implement, and it allow a game difficulty modulation through the monitoring of muscle fatigue. The Game Experience questionnaire was also applied, which revealed that the assistive system provided, in general, a positive and entertaining experience for the participants. As a future work, the integration of virtual reality (VR) is proposed to improve elements such as immersion and presence, and explore the influence of these factors on physiological modulation.

OBJETIVOS

Objetivo General

Diseñar, implementar y evaluar un sistema orientado a la rehabilitación virtual que utilice adaptación fisiológica basada en los niveles de fatiga muscular medidos con electromiografía de superficie (sEMG).

Objetivos Específicos

Diseñar una Interfaz gráfica de usuario que permita y facilite el procesamiento de señales de electromiografía de superficie.

Evaluar el uso del sensor *wearable* Myo Armband para la detección y cuantificación de la fatiga muscular en un estudio piloto bajo un protocolo de fatiga muscular en bíceps braquial.

Cuantificar la exactitud de las señales sEMG entregadas por el sensor Myo Armband, en comparación con un sensor base de prestaciones estándar para sEMG, y verificar sus posibles aplicaciones en escenarios clínicos.

Diseñar un videojuego serio que, teniendo en cuenta los requerimientos clínicos, permita la ejecución de tareas simples de rehabilitación en miembro superior usando un bucle biocibernético para la modulación de la dificultad basado en señales sEMG.

Diseñar e implementar un protocolo experimental que permita evaluar la usabilidad y la experiencia de juego de usuarios con el videojuego serio desarrollado usando el bucle biocibernético.

JUSTIFICACIÓN

En el contexto nacional, según el Ministerio de salud y protección social, el 6,3% de la población presenta algún tipo de discapacidad. Entre las personas con discapacidad incluidas en el registro para la localización y caracterización de personas con discapacidad a julio de 2015, el 33,5% de esa población presenta discapacidad por el movimiento del cuerpo, manos, brazos y piernas[1] y de este porcentaje, el (18,7%) asocian su discapacidad con llevar, mover, o utilizar objetos con las manos. En este documento se clasifican los resultados de las personas encuestadas según el origen de su discapacidad. Del total de encuestados, 12.069 personas identificaron las dificultades en la prestación de servicios de salud como consecuencia de su discapacidad, y el 32,7% de estas personas indican que es debido a la calidad de la atención de salud.

Generalmente, la efectividad de la fisioterapia depende de la adherencia de los pacientes a sus diferentes componentes [2]. La adherencia a un régimen prescrito de terapia está asociada a los resultados exitosos de rehabilitación de la lesión, a la realimentación constante y a la percepción de mejoría del usuario. Estos hallazgos han llevado a que los investigadores exploren las variables psicológicas que están posiblemente relacionadas con estos hechos [3, 4]. Una de las variables identificadas es la imaginación definida como **“una experiencia que imita una experiencia real”**. Se ha encontrado que el aumento del uso de imaginación durante la rehabilitación incrementa la adherencia y conlleva con una recuperación más rápida [3]. De esta manera, numerosas investigaciones plantean el uso de tecnologías y escenarios virtuales como una solución a esta problemática, ya que la implementación de un ambiente interactivo dentro de los ambientes clínicos puede asistir a los especialistas en el proceso de rehabilitación [5-7]. Este tipo de rehabilitación virtual ha mostrado tener múltiples ventajas en procesos convencionales como los niveles de control de la terapia y el incremento de la motivación de los pacientes [8]. Sin embargo los costos asociados (software y hardware) para implementar estas soluciones aún limitan su uso extendido [9]. Adicionalmente, son pocos los sistemas de rehabilitación virtual que utilizan mediciones objetivas para optimizar la evaluación clínica y cuantificar los efectos asociados [8]. Nuevas metodologías basadas en sistemas de fisiología computacional han sido propuestas para mejorar las terapias de sistemas de rehabilitación virtual, proponiendo sistemas altamente adaptativos y, en ocasiones, mínimamente invasivos [10]. A través de sistemas de fisiología computacional, se pueden detectar múltiples estados psicofisiológicos de los usuarios como el estrés o la carga de trabajo y adaptar el sistema a niveles deseados de estos estados. Por ejemplo, sistemas de detección de fatiga muscular con electromiografía de superficie (sEMG) suelen ser usados en tratamientos asistidos, evaluación de los resultados del progreso de rehabilitación o para ayudar en el proceso de adaptación a prótesis.

Este trabajo aborda una investigación que plantea desarrollar un sistema de rehabilitación virtual portable y de bajo costo basado en el uso de: a) un sensor de sEMG no-invasivo, confiable y de bajo costo para la medición de la fatiga muscular; b) el desarrollo de un videojuego que permita elaborar procesos de rehabilitación física de miembro superior a través de ambientes virtuales y c) un sistema que utilice adaptación fisiológica (biocibernética) para cambiar los niveles de dificultad del videojuego basado en la detección en tiempo real de los niveles de fatiga muscular de los usuarios. Éste sistema permitirá asistir al usuario para evitar cargas de ejercicio adicionales a las que puede soportar y a su vez, podrá soportar al clínico en la evaluación de la evolución del proceso de recuperación.

La rehabilitación motora orienta sus acciones al mantenimiento, optimización o potenciación del movimiento corporal humano, así como a la prevención y recuperación de sus alteraciones [11]. Actualmente, las más recientes teorías en rehabilitación enfatizan los conceptos en un enfoque multidisciplinar, una recuperación funcional en lugar de una mejoría sintomática, y una motivación temprana con la implementación de programas individualizados que traten todas las cadenas cinemáticas del cuerpo [12]. El mayor avance en el área de la fisioterapia se ha producido en el tratamiento de pacientes con problemas y dolor musculoesqueléticos [12]. Con el paso de los años, los métodos para el tratamiento de estos pacientes también han crecido en número. A menudo asociado con un aumento de la variedad de tratamientos disponibles, existe una gran dificultad para establecer una estrategia apropiada de selección de un tratamiento correcto. Las expectativas de la atención médica están centradas en que ésta sea eficaz y de bajo coste, y que el paciente participe y esté informado de su progreso. Es aquí donde las nuevas tecnologías de la información y la comunicación (TICs) pueden generar impactos medibles en el tratamiento de enfermedades y la cuantificación de su avance. Por ejemplo, estudios recientes, demuestran que la actividad cognitiva y motora requerida por ambientes virtuales alteran la atención permitiendo distraer los usuarios de factores como el dolor y la monotonía [13, 14]. La motivación es particularmente importante en la rehabilitación de capacidades motoras a largo plazo ya que permite generar adherencia al tratamiento. Sistemas de uso comercial (como el Sony PlayStation Eye o la Nintendo Wii) han incluido dispositivos basados en movimiento como entrada para videojuego [8], llevando a múltiples investigadores a explorar si es viable en procesos de rehabilitación virtual. Una conclusión a la que han llegado es que los videojuegos comercialmente disponibles son difíciles de usar en terapias de rehabilitación física, ya que son diseñados para usuarios sin limitaciones físicas y con fines de entretenimiento [15].

Otros sistemas de rehabilitación virtual permiten sumergir a los usuarios en mundos virtuales a través de visores de VR (también llamados *head mounted displays*) en donde las actividades de rehabilitación simuladas producen mayores niveles de presencia e inmersión. A través de estos visores de VR, se han realizado ensayos controlados aleatorios demostrando la capacidad de la rehabilitación virtual para ser factible, tolerada y apreciada por pacientes[16], además de proveer una inmediata retroalimentación visual sobre el rendimiento y ser muy efectiva en elevar la motivación[17]. Sin embargo y a pesar de todas las ventajas de la rehabilitación

virtual, está a menudo es costosa debido a los equipos necesarios para ejecutarla. Por ejemplo, los visores de realidad virtual varían en tamaños, usos y prestaciones, y de estas depende su costo. Sistemas ampliamente usados como el *HTC Vive* y el *Oculus Rift* suelen tener costos aproximados de hasta 4 millones de pesos (teniendo en cuenta el computador de altas prestaciones gráficas necesario para su funcionamiento).

Así entonces, los llamados procesos de rehabilitación virtual utilizan técnicas de Interacción Humano-Computador (HCI) para investigar como los pacientes interactúan con los sistemas informáticos en relación de los aspectos físicos, fisiológicos, psicológicos y teóricos que envuelven este proceso [18]. En la HCI se suelen usar los sensores fisiológicos, que permiten interactuar con un sistema computacional de manera diferente a los dispositivos de entrada usuales como el teclado o el mouse. Dentro de los más usados se encuentran los sensores que miden señales electroencefalográficas, ritmo cardiaco, respuesta electrodérmica y actividad eléctrica de los músculos. Este tipo de señales han sido usadas anteriormente mediante un enfoque de tratamiento psicofisiológico conocido como biorealimentación (*Biofeedback*), y se refiere al proceso que permite al usuario conocer cómo cambia la actividad fisiológica que usualmente es imperceptible, y de esta manera utilizarla para mejorar su salud y su desempeño en tareas determinadas [19]. En el proceso de biorealimentación, las señales fisiológicas de los usuarios son medidas y procesadas a información de su cuerpo, luego realimentan a los usuarios a través de diferentes formas, ya sea de manera audible, visual, háptica o una combinación de todas [20]. Numerosos estudios han explorado la biorealimentación como terapia de rehabilitación en diferentes trastornos y enfermedades, usando ambientes virtuales como videojuegos o interacción con computadoras; concluyendo que la efectividad de este proceso para mejorar la autorregulación de sus funciones fisiológicas, mejorar la concentración y disfrutar durante el entrenamiento[21-23].

Es así como el desarrollo de estas tecnologías han permitido una amplia diversificación de los dispositivos y técnicas que pueden ayudar a complementar los procesos de rehabilitación convencionales, ya que pueden ser usados como canales alternativos para la comunicación entre la persona y el computador. Una forma más interesante y menos explorada en el uso de señales fisiológicas en la HCI es la adaptación biocibernética. Aquí las características extraídas de las señales fisiológicas permiten describir estados psicológicos específicos del usuario (estrés, fatiga). Estos estados son usados para adaptar fisiológicamente el sistema y asistir al usuario con múltiples propósitos. Estos sistemas pueden alentar al progreso, y adaptarse inteligente progresivamente a las necesidades del usuario dentro de un ambiente que sea retador, atractivo y amigable para el paciente[24]]. Particularmente, el uso de señales de electromiografía (EMG) ha mostrado ser un método eficaz para entrenar aspectos como el aprendizaje motor. Cuando este tipo de señales son usadas como una entrada a un sistema de control, son llamadas interfaces mioeléctricas o interfaces músculo-computador. Una interfaz músculo-computador es aquella en la cual el usuario emplea la actividad eléctrica de su músculo como una entrada mientras está ejecutando varias tareas. En otras palabras,

en dicha interacción las personas pueden controlar un dispositivo usando sus señales mioeléctricas. No obstante, el término interface músculo-computador es relativamente nuevo, sin embargo, el uso de dispositivos mioeléctricos que utilizan electrodos superficiales (sEMG) tiene una larga historia [25].

Este trabajo propone usar un sistema de fisiología computacional que permita utilizar patrones electrofisiológicos integrados en un ambiente virtual usando un sensor *wearable* de sEMG de bajo costo, el cual permita desarrollar una actividad de rehabilitación usando tareas básicas de movimiento, bajo un ambiente envolvente y por lo tanto motivante para el usuario, así favoreciendo el aprendizaje motor. Este sistema propone un bucle biocibernético para hacer monitoreo constante de los estados de fatiga del músculo, y hacer biorealimentación a través de las variables dentro del videojuego. Por otro lado ha de ser móvil, desarrollado en plataformas de amplio acceso como Windows y Android. Finalmente debe tener la capacidad de evaluar la evolución de la rehabilitación y arrojar resultados objetivos para ser interpretados por un especialista clínico o el mismo usuario.

En este capítulo se abordaran los conceptos más importantes relacionados con el desarrollo de este trabajo tales como: la electromiografía de superficie como técnica para la medición de la actividad eléctrica muscular y el procesamiento de la señal que entrega; la fatiga muscular y su importancia en la rehabilitación motora; los sistemas de fisiología computacional como mecanismo de adaptación para videojuegos serios en salud.

2.1. Fisiología del Sistema Muscular

El músculo (Figura 2.1) es el órgano primario en el cuerpo humano, es el tejido dominante constituyendo hasta un 70% del peso del cuerpo[26] y también es el mayor consumidor de energía. Así mismo, el tejido conectivo se encuentra por todo el cuerpo, es el responsable de tener todo junto y de la organización de los músculos.

En primera instancia, el músculo se organiza en fibras musculares (Figura 2.1). Estas fibras pueden agruparse juntas en sub-compartimentos en sus arreglos paralelos. Estas fibras individuales se pueden dividir en grupos de miofibrillas, que son hebras diminutas, semejantes a pelos. Cada miofibrilla consiste en agregados de miosina y filamentos de actina. La estructura anatómica básica desde la cual funcionan todos los músculos se llama sarcómero. Se define como una sola unidad de superposición filamentos de miosina y actina de una línea Z a la siguiente Z línea en el músculo.

El nivel básico de organización del sistema neuromuscular es llamado unidad motora (MU) a la que está asociada el sistema motor alfa (la motoneurona baja, su axón y las fibras musculares que este inerva). Cuando un potencial de acción viaja a través del axón alcanza la sinapsis neuromuscular liberando acetilcolina (ACh), lo que causa la caída de la barrera iónica del tejido muscular abriendo los canales de sodio y generando pequeños potenciales. Si suficiente ACh es liberada, la suma de estos pequeños potenciales alcanza el nivel de excitación creando el potencial de acción de la unidad motora (MUAP), y el músculo se contrae[27].

Cuando el músculo trabaja, el producto metabólico de este proceso es una sustancia llamada ácido láctico. Cuando el ácido láctico es retenido en el músculo debido a la falta de una circulación adecuada (asociada a un contracción sostenida o isométrica), la terminación nerviosa libre es activada, es entonces cuando se siente ese dolor molesto en el músculo activado.

Las fibras musculares pueden ser divididas en tres diferentes categorías basadas en su apariencia, velocidad de contracción y nivel de fatiga: 1) las fibras lentas, que toman más de 35 milisegundos para completar un ciclo de despolarización/repolarización, y son disparadas aproximadamente de cada 10Hz a 20Hz. 2) las fibra rápidas, resistentes a la fatiga, llamadas Tipo I. 3) Las fibras rápidas fatigables, las que toman menos de 35 milisegundos para completar un ciclo de despolarización/repolarización, llamadas Tipo II, son disparadas aproximadamente en un intervalo de 30Hz a 50Hz.[26]

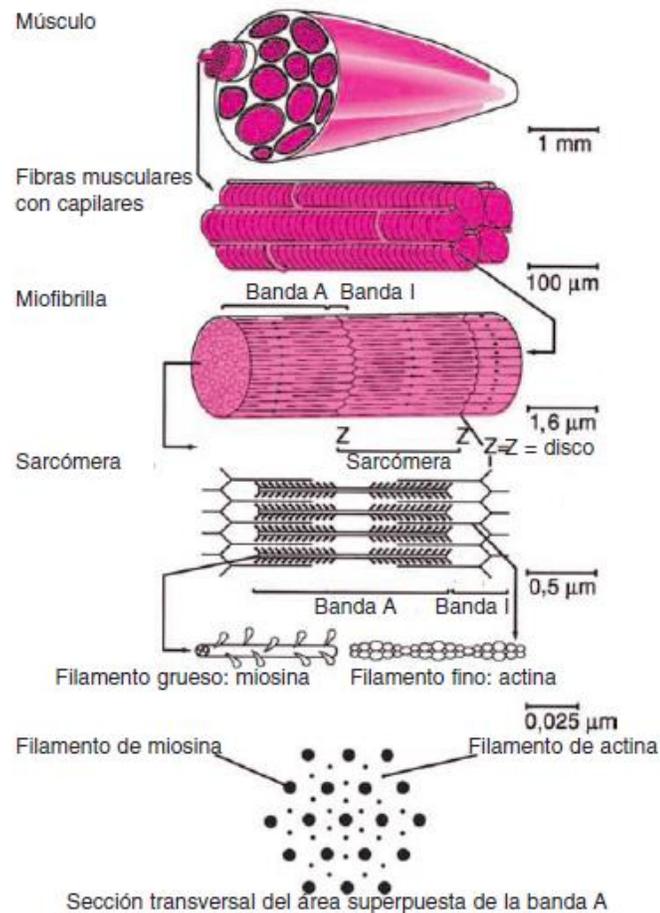


Figura 2.1. Estructura del músculo Esquelético[28].

Las contracciones isométricas son contracciones musculares en las que el músculo mantiene constante su longitud. Estas contracciones son usadas en el control postural y en la estabilización axial del cuerpo durante el movimiento del mismo. La mayoría de registros de sEMG se llevan a cabo bajo condiciones de contracciones isométricas [26].

2.2. Fatiga muscular

La fatiga es un estado de in-estabilidad del cuerpo y la conciencia, también es llamada cansancio, letargo, languidez, lasitud y apatía, asociada a debilidad física o mental [29]. Sin embargo el concepto de fatiga es complejo debido a los diferentes fenómenos tanto fisiológicos como psicológicos que contribuyen y caracterizan la misma. El concepto de fatiga como un proceso dependiente del tiempo es empleado exitosamente por ingenieros y físicos al momento de la medición [30].

La cantidad de fatiga varía con el método de medición. Los cambios en funcionalidad pueden aparecer en mayor cantidad para contracciones voluntarias que para estimulación tetánica, puede ser diferente si el músculo fue evaluado a cierta frecuencia de estimulación o a otra, o si la contracción fue isométrica o isotónica. Es importante entonces que en cada situación se especifique el tipo de cambio en la función del músculo que se describe como “fatiga” [31].

Es una observación común que durante ejercicio prolongado el punto de fatiga frecuentemente no coincide con la crisis metabólica que se desarrolla en el músculo. En el presente, la fatiga central es inferida por defecto, es decir, demostrando que la función periférica del musculo se preserva en el tiempo en que la actividad voluntaria general está fallando.

La medición subjetiva de fatiga muscular se puede abordar desde diferentes cuestionarios de carga de trabajo. El test de Yoshitake pregunta por el sentimiento de cansancio mental y físico; aborda tres dimensiones de la percepción subjetiva de la Fatiga Laboral realizando 10 preguntas para la exigencia mental en el trabajo, 10 para las manifestaciones físicas de la fatiga y por último 10 ítems indagando sobre los síntomas mixtos[32]. La escala de Krupp o Escala de Fatiga Severa[33], consta de 9 ítems con respuesta tipo Likert (nivel de desacuerdo con la afirmación presentada), tiene 7 posibilidades, de intensidad creciente y que puntúan entre 1 y 7. El total es la suma de la de todos los ítems. La escala de Borg [34] es mundialmente utilizada para medir el esfuerzo que le toma a una persona realizar una tarea e incluso la cantidad de dolor que le toma realizarla. Esta escala también ha sido utilizada para mediciones de fatiga, y resulta ser de gran utilidad por su fácil entendimiento[35, 36].

Desde un punto de vista cuantitativo, una de las técnicas para hallar fatiga muscular más utilizadas y preferidas por su carácter no invasivo es la electromiografía de superficie (sEMG) la cual permite estudiar la actividad del músculo esquelético en tareas tanto dinámicas como estáticas.

La medición objetiva de la función del musculo es difícil de realizar en actividades deportivas, así que la mayoría de los estudios se realizan en ambiente de laboratorio. También es técnicamente difícil la medición de la función muscular humana mientras una persona se mueve, y por consecuencia mucho del trabajo hasta ahora ha usado contracciones isométricas para causar fatiga y para monitorear los cambios

en las propiedades contráctiles [31].

2.3. Electromiografía de superficie (sEMG)

La señal mioeléctrica es la manifestación eléctrica de la activación neuromuscular asociada a una contracción muscular. Es una señal extremadamente complicada, que es afectada por las propiedades anatómicas y fisiológicas del músculo, el control del sistema nervioso periférico, así como también las características de la instrumentación que se usa para la detección y la observación [30].

La electromiografía es el registro y la interpretación de los potenciales de acción musculares [27]. Ahora, la electromiografía de superficie (sEMG) es un campo especializado en usar dispositivos electrónicos para medir la energía de los músculos, analizar los datos, y revelar resultados (Figura 2.2). La electromiografía de superficie descansa en el entendimiento de anatomía, fisiología e instrumentación de los investigadores[26].

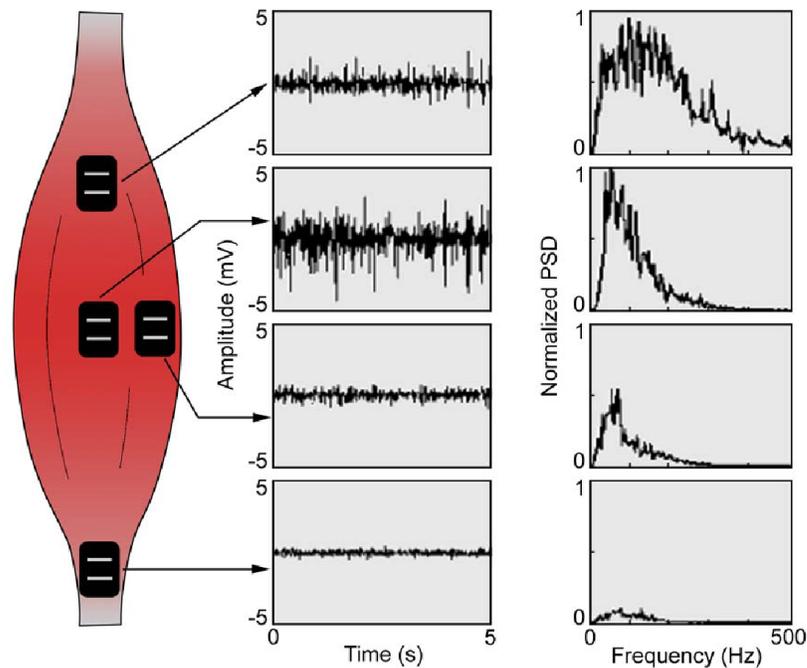


Figura 2.2. Posicionamiento de electrodos sobre un músculo[37]

2.3.1. Modelamiento de la señal sEMG.

Para las fibras musculares, la longitud de las zonas de despolarización y repolarización son del orden de los milímetros para el potencial extracelular. Por lo tanto, una fibra muscular puede ser considerada como un tubo muy delgado en el cual la corriente solo fluye axialmente, este es el llamado modelo de propagación del

cable. El modelo de la figura 2.3 representa en su centro una porción Δz de la membrana de la fibra. Para simplicidad en este modelo el volumen conductor no es tenido en cuenta.

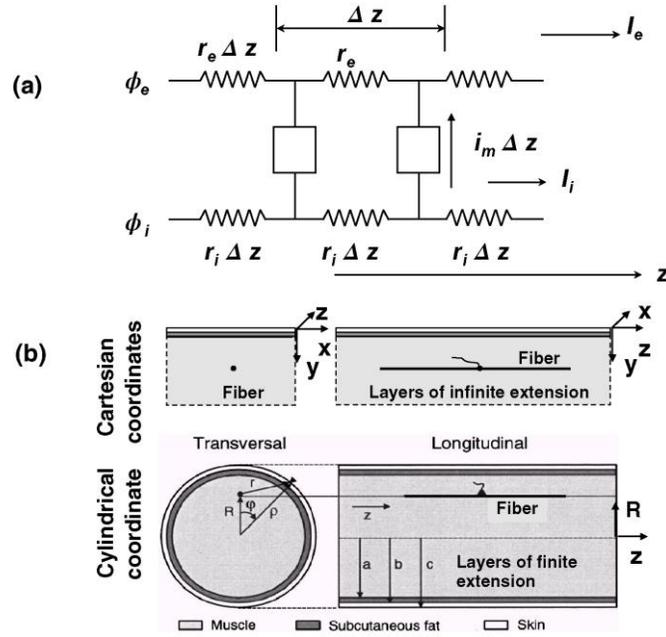


Figura 2.3. Modelo de una fibra muscular [38]

El decremento en el potencial por unidad de longitud es igual al producto de la resistencia por unidad de longitud y la corriente que fluye por la resistencia, para el camino intracelular y extracelular se tendría:

$$\frac{\partial \phi_e}{\partial z} = -I_e r_e, \quad \frac{\partial \phi_i}{\partial z} = -I_i r_i \quad (1)$$

Donde r_e y r_i es la resistencia por unidad de longitud del camino extracelular e intracelular respectivamente. La conservación a través de la corriente requiere que la tasa axial de decremento en la corriente longitudinal intracelular sea igual a la corriente a través de la membrana por unidad:

$$\frac{\partial I_i}{\partial z} = -i_m \quad (2)$$

La corriente extracelular longitudinal debe decrementarse con el incremento del espacio esto debido al decremento de la corriente de a través de la membrana y por una perdida debido a los electrodos:

$$\frac{\partial I_e}{\partial z} = i_m + i_p \quad (3)$$

Donde i_p es la corriente que fluye a través de los electrodos, el voltaje de

transmembrana esta dado por:

$$V_m = \phi_i - \phi_e \quad (4)$$

Entonces la segunda derivada está dada por:

$$\frac{\partial^2 V_m}{\partial z^2} = r_i i_m + r_e (i_m + i_p) = i_m (r_e + r_i) + r_e i_p \quad (5)$$

Esta derivada es casi proporcional a la corriente a través de la membrana

2.3.2. Aplicaciones de la señal sEMG

La sEMG tiene muchas aplicaciones, incluyendo tratamiento asistido, evaluación de los resultados del progreso, rehabilitación, diseño ergonómico, entrenamiento deportivo e investigación [37,38]. Esta tecnología ayuda a diferenciar entre suposiciones acerca del musculo y el real funcionamiento del mismo, extendiendo su uso a evaluación y rehabilitación de trastornos motores.

2.3.3. Ventajas y desventajas de la señal sEMG

El uso de sEMG tiene muchas ventajas. La recolección de datos con sEMG provee seguridad, facilidad y un método no invasivo que permite la cuantificación objetiva de la energía del músculo. Nos es necesario penetrar la piel y grabar la unidad motora para obtener información útil y significativa con respecto al músculo[26]. Los trazados y las impresiones numéricas asociadas al sEMG proveen información para los clínicos e investigadores al respecto de los mecanismos de la función y disfunción del músculo; también sugieren métodos para mejorar los enfoques al tratamiento.

La debilidad con la señal sEMG es inherente a la anatomía que es estudiada, los instrumentos que son usados, y los métodos o procedimientos que se eligen. Es importante que los clínicos conozcan y entiendan estas limitaciones. Una limitante importante es la habilidad de monitorear solo un par de músculos. El sistema neuromuscular es muy rico y complejo, y reducirlo a uno o dos canales de información de sEMG es muy limitante. Otra dificultad es la posibilidad del fenómeno conocido como *crosstalk*, donde la energía de un grupo muscular viaja al campo de grabación de otro grupo muscular. Cuando esto ocurre, los problemas pueden aparecer en la especificidad de las grabaciones sEMG.

Es importante recordar que sEMG no es una medida de fuerza, no es una medida de fortalecimiento, o de la cantidad de esfuerzo, o de la longitud de un musculo. Es simplemente una medida de la actividad eléctrica comprendida desde el potencial de acción intracelular y su propagación aguas debajo de manera extracelular.

2.3.4. Sistema de detección

La fuente de la señal sEMG es el potencial de acción de la unidad motora (MUAP, por sus siglas en inglés). Los potenciales de acción son disparados por cada unidad motora que es activada durante una contracción, estas son activadas en patrones asíncronos, que proveen la posibilidad de movimientos suaves. Lo que se detecta con los electrodos es la suma de la actividad que constituye el volumen conductor de la señal [26].

Un sensor de sEMG, como se observa en la figura 2.4, esquematiza las partes electrónicas constituyentes

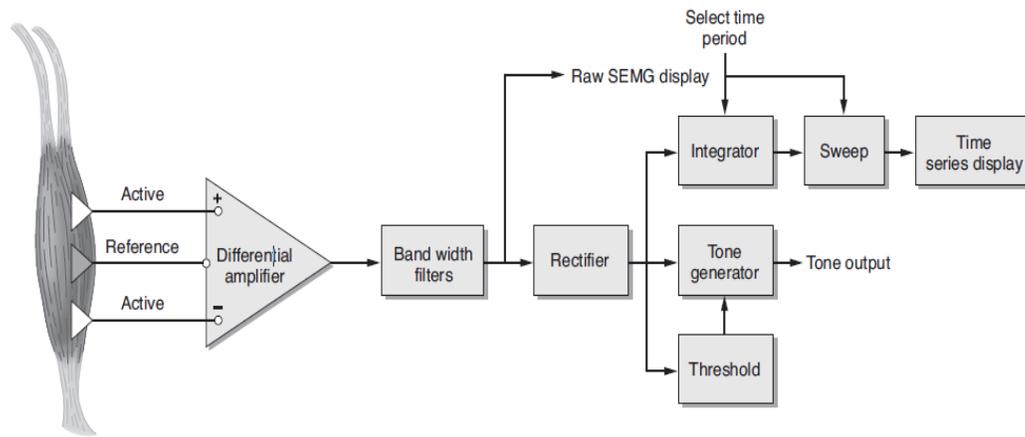


Figura 2.4. Estructura de un sistema de medición de electromiografía [26]

2.4. Fatiga muscular y sEMG

Es conocido que durante las contracciones a una fuerza constante los factores que afectan las características de la señal se pueden reducir a indicadores de fatiga, como el cambio en amplitud y el espectro de frecuencias.

El componente principal del análisis de fatiga a través de la medición de la señal eléctrica muscular es la identificación de características prominentes de los datos sEMG. En la literatura se establecen dos componentes principales y que se presentan como bio-marcadores de fatiga en tiempo y en frecuencia: el valor RMS (Root Mean Square), que es la raíz cuadrada de la energía promedio de la señal, y los valores de frecuencia media (MNF) y la frecuencia mediana (MDF) del espectro de densidad de potencia de la curva de frecuencia.

Desde el inicio del estudio de la señal sEMG Cobb y Forbes [[39] observaron un incremento consistente en la amplitud de la señal EMG recolectada con electrodos de superficie. Así mismo, Edwards y Lippold [40] Eason [41], y Maton [42] han atribuido este incremento al reclutamiento de unidades motoras adicionales, y opinan que mientras una contracción progresa, se requieren unidades motoras adicionales para mantener el nivel de fuerza constante. Bajo condiciones de fatiga, factores como

el reclutamiento de las fibras musculares de contracción rápida, sincronización de unidades motoras en el músculo y el patrón de reclutamiento no-lineal, causan desplazamiento espectral hacia las regiones de baja frecuencia y una mayor magnitud en las señales [43]. Cuando una contracción es sostenida, varía el comportamiento de la forma del potencial del MUAP. El tiempo de contracción del MUAP es proporcional con la duración de la contracción, y para contracciones sostenidas la forma del MUAP se afecta principalmente por los cambios intracelulares de pH causados por los productos ácidos de la fatiga, como consecuencia la velocidad de conducción de las fibras musculares decae, lo que causa la disminución de MNF y MDF y una compresión en el espectro de frecuencias de la señal sEMG [44].

2.5. Relación sEMG y fuerza.

La relación de la señal EMG-fuerza ha limitado la disciplina de la electromiografía y la biomecánica desde que se empezó la evolución hacia la cuantificación. Una relación cerrada o una ecuación simple describiendo esta relación serían de extrema utilidad. Sin embargo, la realidad es que esa simple relación entre fuerza y la señal sEMG no existe, como se mide actualmente, durante la contracción del músculo [37].

2.6. Procesamiento de la señal sEMG

La señal sEMG se ve afectada por numerosas variables, desde los mecanismos fisiológicos que trabajan dentro del músculo, hasta la instrumentación que se usa para medir la actividad eléctrica del mismo. Uno de los fenómenos que se debe tener en cuenta y evitar es el *crosstalk*, donde la energía de un grupo muscular viaja hacia el campo de grabación de otro grupo muscular. Cuando esto sucede, pueden surgir problemas en la especificidad de las grabaciones sEMG [49]. Debido a esto las técnicas de procesamiento de señal que se aplican en este campo han avanzado en gran medida.

Por lo general, antes de hacer el procesamiento principal de la señal, siempre se aplica una etapa de pre procesamiento que consiste en el filtrado de la señal. Para la señal sEMG se han establecido los siguientes filtros [30,38]

- Filtro *Notch* rechaza-banda entre 59Hz y 61Hz, como rechazo a la frecuencia de la línea de energía.
- Filtro pasa-banda, usualmente *Butterworth*, mínimo de segundo orden, entre 10Hz y 300Hz, donde se encuentra la mayor energía de la señal. Dependiendo de la frecuencia de muestreo del sensor, que puede variar desde 200hz hasta 1000hz, la amplitud de la banda de paso puede variar.

En el post procesamiento encuentran técnicas temporales, tiempo-frecuencia, solo en frecuencia y análisis no lineal. A continuación se exploran tres de ellas, una en el dominio del tiempo y dos en el dominio de la frecuencia.

2.6.1. Normalización

La normalización de las señales sEMG usualmente es llevada a cabo dividiendo la señal sEMG de una tarea por un valor de referencia obtenida del mismo musculo. Para normalizar a un valor de referencia que debe usar la misma configuración de electrodos, los mismos factores que afectan la señal sEMG durante la tarea, y la misma contracción de referencia. Es por ello que uno puede válidamente obtener una medida relativa de la activación en comparación con el valor de referencia [45].

2.6.2. Formas de validación

La activación máxima obtenida durante la tarea bajo investigación realizada a máximo esfuerzo

Para reducir la posibilidad de obtener el sEMG normalizado durante la tarea en niveles mayores al 100%, los investigadores han usado el registro sEMG obtenido durante la tarea de investigación realizada a máximo esfuerzo como el valor de normalización. Por ejemplo, el máximo del sEMG registrado durante la abducción isométrica de hombro se ha usado para normalizar contracciones sub-máximas de abducción. Este método produce alta fiabilidad entre los ensayos [46] y reduce mayormente la posibilidad de obtener durante la tarea de interés niveles de EMG mayores que el valor de referencia.

Pico o promedio de los niveles de activación obtenidos durante la tarea bajo investigación

Normalizar al pico o al promedio de la amplitud durante la actividad de interés ha mostrado el decremento de la variabilidad entre individuos. Esta técnica ha sido reportada ser igual que [47] , o mejor que [48]. Normalizar al pico de la amplitud del registro EMG también ha sido reportado para reducir la variabilidad entre sujeto, aunque la fiabilidad entre días es menor que en otros métodos.

2.6.3. Dominio del tiempo

En el dominio del tiempo, los cambios principales en la señal sEMG de un solo canal son: la modulación de la desviación estándar de la señal (denomina *valor eficaz* al *valor cuadrático medio* de una magnitud eléctrica.) (RMS), y los cambios espectrales debido al esfuerzo muscular o la fatiga. Mientras que el esfuerzo muscular incrementa, la amplitud de la señal crece. Los cambios espectrales pueden ser evaluados en el dominio del tiempo con simples técnicas basadas en el conteo del cruce por cero o el análisis de picos [38].

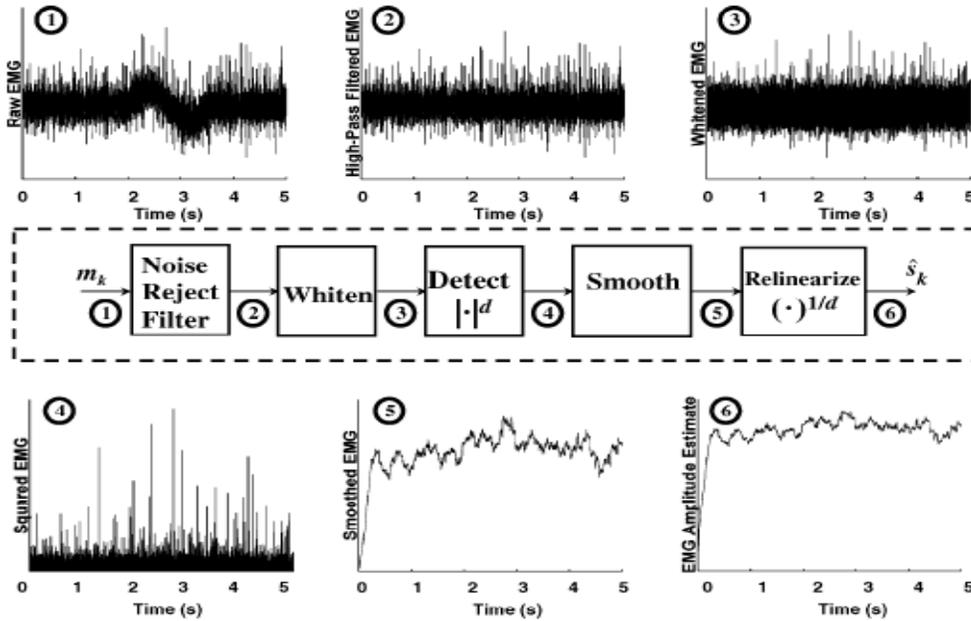


Figura 2.5. Cálculo del valor RMS para una señal sEMG [49] 1) Filtrado de ruido, 2) remoción de ruido blanco, 3) demodulación de amplitud, 4) suavizado y 5) Convertir la señal a lineal.

El valor RMS está definido como:

$$RMS = \sqrt{\frac{1}{N} \sum_{i=1}^N X^2_i} \quad (7)$$

Donde i es la i -ésima muestra de la señal y N es el número de muestras dentro de la época o de la ventana determinada.

Este valor puede ser estimado usando 5 etapas en cascada como se pueden observar en la figura 2.5: 1) Filtrado de ruido; 2) remoción de ruido blanco; 3) demodulación de amplitud; 4) suavizado y 5) convertir la señal en una señal lineal. El objetivo del filtrado es remover el ruido producido por artefactos al momento de la medición (movimiento de los electrodos, línea de energía). La remoción de ruido blanco hace que las muestras sean estadísticamente no relacionadas. En la demodulación se rectifica la señal filtrada y se eleva a la potencia de 2 en el caso del RMS. En el suavizado las muestras se promedian para estimar la amplitud usando una ventana deslizante.

El valor RMS es raramente usado en solitario como indicador de fatiga muscular, generalmente si extracción se realiza a través de ventanas deslizantes, caracterizadas por tener *overlap*, es decir, solapamiento entre cada iteración de la ventana. El ventaneo de una señal en el dominio del tiempo resulta en el suavizado de la misma

en el dominio de la frecuencia, es por esto que es una técnica muy usada. Adicionalmente, el valor RMS es raramente calculado en solitario y se suele relacionar con otros indicadores en el dominio de la frecuencia.

2.6.4. Dominio de la frecuencia

El espectro de densidad de potencia del sEMG de un músculo muestra la altura de la curva a cualquier frecuencia dada e indica cuan predominante es la energía del músculo en esa frecuencia, por ejemplo cuando un músculo se contrae, un filtro entre 20Hz y 300 Hz representará casi toda la energía en el espectro del músculo, si uno usara un filtro entre 100Hz y 200Hz, solo una porción sería representada[26]

Si la contracción de un músculo es sostenida con suficiente fuerza por un periodo de tiempo suficientemente largo, las velocidades de conducción de los potenciales de acción a lo largo de las fibras musculares se reducen y el músculo empieza a descargar con menos frecuencia.

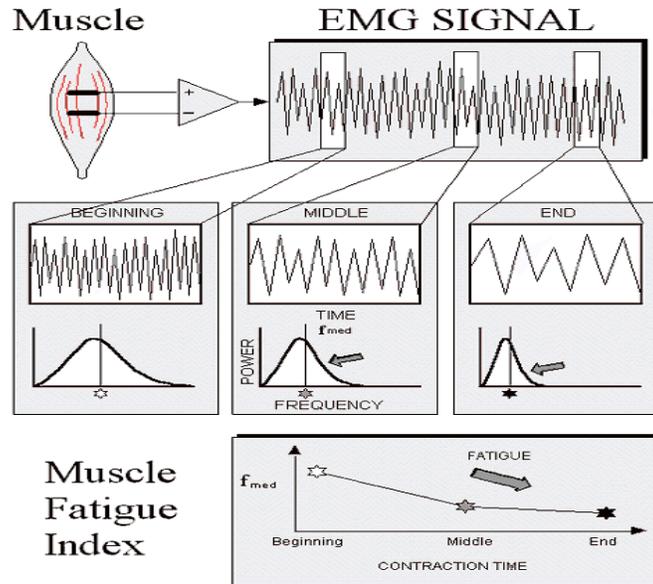


Figura 2.6. Medición de la frecuencia mediana en diferentes instantes de una contracción[37]

Eventualmente, la cantidad de fuerza decae a un punto llamado punto de falla. O punto de fatiga. Justo antes de ese punto la amplitud del RMS incrementa brevemente, esto se puede ver en las curvas del espectro de densidad frecuencia calculadas al inicio de la contracción y justo después del punto de falla. Durante la primera parte de la contracción, la frecuencia mediana del espectro puede hallarse levemente por encima de 100Hz, mientras que durante fatiga muscular, el espectro de densidad de potencia sufre un corrimiento hacia abajo en su forma, y esta frecuencia se puede hallar aproximadamente en 55Hz (Figura 2.6) La medición de esta contracción en frecuencia se puede medir con diferentes métodos, aquí

describiremos el método basado en la transformada rápida de Fourier.

- **Análisis de fatiga usando la Transformada rápida de Fourier**

Se debe asumir que la señal es un proceso estacionario en con su ancho centrado en cero. Esto es cierto para señales de contracción isométricas para intervalos lo suficientemente cortos para excluir fatiga, por lo tanto la señal se divide en épocas para ser analizada (Figura 2.7). Esto significa que la secuencia de auto-correlación $r_{mm}(k)$ puede ser estimada realizando un proceso estocástico, en nuestro caso de las muestras de la señal sEMG de longitud finita [49]:

$$r_{mm}(k) = \frac{1}{l} \sum_{l=0}^{L-1-k} m(k+1)m(l) , 0 \leq k \leq L \quad (7)$$

Donde $m(K)$ es un solo proceso estocástico, y L es el número de muestras en la señal grabada. Este estimado es la base para la secuencia de auto-correlación.

Así, el cálculo del espectro de densidad de potencia (PSD) se define como:

$$S_{mm}(e^{j\omega}) = \sum_{k=-\infty}^{k=+\infty} r_{mm}(k)e^{-jk\omega} \quad (8)$$

Donde $e^{-jk\omega}$ es el k.esimo armónico sinusoidal y $r_{mm}(k)$ es el estimador de la función de autocorrelación

El periodograma se define cómo:

$$S_{mm}(e^{j\omega}) = \frac{1}{L} |M(e^{j\omega})|^2 \quad (9)$$

Donde $|M(e^{j\omega})|^2$ representa la densidad de energía espectral de la energía de la señal finita obtenida del ventaneo de una iteración del proceso estocástico. El periodograma es un estimador asintóticamente imparcial del espectro de potencia, si la señal es infinita, L tiende a ∞ , el valor esperado del periodograma es el espectro verdadero.

Entonces, teniendo en cuenta solo los intervalos cortos donde la señal es cuasi estacionaria, la transformada discreta de Fourier se calcula como:

$$Y(k) = \sum_{j=1}^n X(j)W_n^{(j-1)(k-1)} \quad (10)$$

Donde $W_n = e^{-(2\pi i)/n}$, es el respectivo núcleo de Fourier discreto. El resultado se interpreta como la descomposición de la señal ventaneada en infinitas ondas en la base de Fourier. Ahora, asumiendo una señal de energía finita y de ventana

normalizada, el teorema de Parseval se extiende como:

$$E_x = \iint Y(k)|t, f|^2 dt df \quad (11)$$

Y el espectrograma que representa la distribución de la energía de la señal se define: $\hat{P}(f) = \frac{\Delta t}{N} \left| \sum_{j=1}^n X(j) W_n^{(j-1)(k-1)} \right|^2$ (12)

Se decide usar la frecuencia mediana como característica principal del espectro ya que es menos sensible al ruido, al *aliasing*(*señales fantasma*), y en la mayoría de los casos es más sensible a factores biomecánicos y fisiológicos que ocurren en el músculo [37].

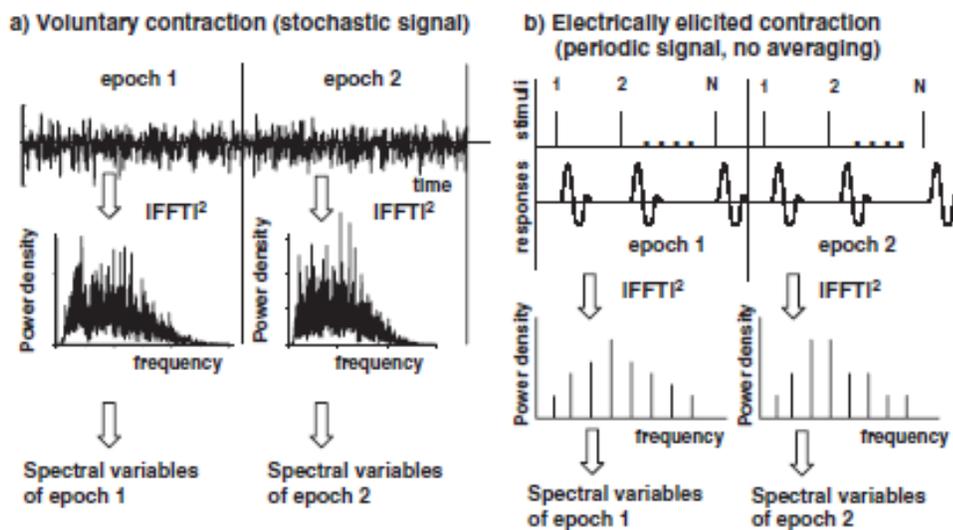


Figura 2.7 Estimación del espectro de densidad de potencia de una señal EMG. a) Contracción voluntaria. b) contracción provocada eléctricamente. [38]

- **El Índice de Dimitrov**

Los índices espectrales de Dimitrov fueron propuestos por Dimitrov et al [50] y son calculados como las tasas entre el contenido de altas y bajas frecuencias del espectro de densidad de potencia de la señal sEMG[51]. Ellos demostraron que los mejores resultados fueron obtenidos para el índice espectral que usa el momento de orden cinco (5), FI_{nsm5} . El índice espectral de Dimitrov FI_{nsm5} fue definido como la tasa entre el momento espectral de orden (-1) y el momento espectral de orden (5), en todo el dominio de la frecuencia. Estos momentos fueron seleccionados dado que enfatizan en bajas y ultrabajas frecuencias (orden -1) y en altas frecuencias (orden 5). Por último, demostraron que este índice es adecuado para evaluar fatiga muscular durante contracciones dinámicas[52].

Los momentos espectrales son calculados usando la fórmula estándar:

$$M_k = \int_{f_{min}}^{f_{max}} f^k PS(f) df \quad (13)$$

Donde M_k es el momento espectral de orden k , $PS(f)$ es el espectro de densidad de potencia en función de la frecuencia f , f_{min} y f_{max} es el ancho de banda de la señal.

Los índices FI_{nsm5} se calculan como la tasa entre los momentos de orden (-1) y (5) de la siguiente manera:

$$FI_{nsm5} = \frac{\int_{f_1}^{f_2} f^{-1} PS(f) df}{\int_{f_1}^{f_2} f^5 PS(f) df} \quad (14)$$

2.6.5. Matlab: Software para el procesamiento de señales.

Matlab es un entorno de desarrollo integrado, combina un entorno de escritorio sintonizado para el análisis iterativo y los procesos de diseño. Posee un lenguaje de programación propio [53]. Matlab integra numerosos *toolbox* para análisis de datos, creación de modelos y desarrollo de algoritmos. Este software ha sido usado ampliamente para el procesamiento de señales biológicas, se puede encontrar basta documentación de las librerías y funciones que integra para este propósito [54]. También permite acceder a su propio *toolbox* de procesamiento de señales el cual, visualiza y analiza múltiples señales simultáneamente en los dominios de tiempo, frecuencia y frecuencia de tiempo, y obtiene información procesable, sin escribir ningún código. Sin embargo, este *toolbox* no posee algoritmos matemáticos propiamente desarrollados para análisis de la señal sEMG, es decir, no integra el cálculo específico de biomarcadores que se pueden extraer del análisis de las señales electromiográficas.

Matlab permite el desarrollo de *toolbox* a través de la creación de una interfaz gráfica de usuario (GUI). Las GUIs permiten un control sencillo de las aplicaciones de software, lo cual elimina la necesidad de aprender un lenguaje y escribir comandos a fin de ejecutar una aplicación.

2.7. Introducción a la Interacción Humano Computador (HCI)

La interacción humano computador envuelve el diseño, implementación y evaluación de sistemas interactivos en el contexto de la tarea y el trabajo del usuario. Por usuario nos referimos a un usuario individual, un grupo de usuarios trabajando juntos, o una secuencia de usuarios lidiando con un trabajo. Por computador nos referimos a una tecnología en el rango de un computador personal, de escritorio o de mayor escala que signifique un sistema embebido. Por interacción nos referimos a el

dialogo entre los dos agentes anteriores que permita un control y una realimentación a través de desarrollo de la tarea[18].

2.7.1. Técnicas de interacción humano computador

El propósito de un sistema interactivo es ayudar al usuario a lograr una meta dentro del dominio de una aplicación. El uso de modelos de interacción ayuda a entender con exactitud qué es lo que sucede en la interacción e identificar las posibles dificultades [18].

- **Ciclo de ejecución- evaluación de Norman:** es uno de los más influyentes en HCI ya que tiene un gran acercamiento al entendimiento intuitivo de la interacción entre un humano y un computador. El usuario formula un plan de acción, el cual debe ser ejecutado por la interface. Cuando el plan o parte del plan ha sido ejecutado, el usuario observa la interface con el computador para evaluar el resultado esperado del plan, y determinar futuras acciones. Este ciclo puede ser mejor apreciado si se divide en las siguientes etapas [18]:

1. Establecer la meta
2. Crear la interacción
3. Especificar la secuencia de la acción
4. Ejecutar la acción
5. Percibir el estado del sistema
6. Interpretar el estado del sistema
7. Evaluar el estado del sistema con respecto a las metas y las intenciones iniciales.

- **Modelo de marco de interacción:** Este modelo intenta dar una descripción más realista de la interacción incluyendo la explicitud del sistema, y se puede describir dividiéndolo en 4 subsistemas: el sistema (S), el usuario (U), la entrada (I) y la salida (O) (ver figura 2.8)

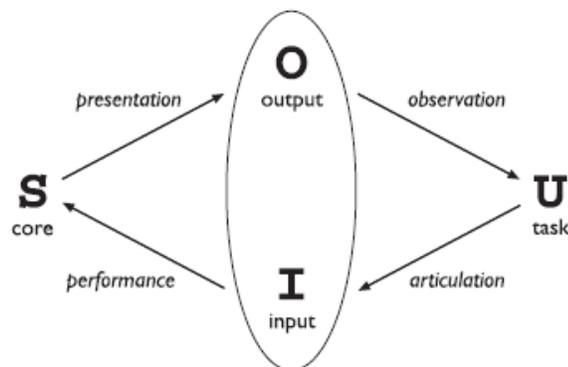


Figura 2.8. Componentes de la interacción y sus transiciones [18].

El usuario (U) empieza el ciclo de interacción con la formulación de un

objetivo y una tarea para conseguir ese objetivo. A través de la entrada (I) el usuario puede manipular la máquina, así que la tarea debe de estar articulada con el lenguaje de entrada. Este lenguaje es traducido a las operaciones que debe realizar el sistema (S), que luego se transforma así mismo como lo describen las operaciones, y termina la fase de ejecución. La fase de evaluación empieza con la conversión de los nuevos valores del sistema a las características de la salida (O). Es entonces cuando el usuario al observar la salida accede a el resultado de la interacción con respecto a la meta inicial, y termina el ciclo [18]

2.8. Fisiología Computacional

La Fisiología computacional es un término usado para describir un sistema tecnológico que pueda monitorear la fisiología humana directamente y ser transformadas en una entrada de control para un sistema de cómputo. Es adecuado decir que la biorealimentación (*Biofeedback*) es el abuelo de los sistemas de fisiología computacional. Este acercamiento fue el primero en explorar el uso de tecnología para crear un lazo cerrado de enseñanza de autorregulación [58]. La relación entre la biorealimentación y el bucle biocibernético será explorada en las siguientes subsecciones.

2.8.1. Biorealimentación (*Biofeedback*)

La biorealimentación es la técnica de hacer perceptibles para los sentidos los procesos inconscientes del cuerpo. En dicho proceso, las señales fisiológicas de los usuarios son medidas por sensores y procesadas en información acerca de su cuerpo, luego se devuelven al usuario de diferentes maneras, auditivamente, visual, háptica o multimodal. La biorealimentación ayuda a las personas a mejorar la autoconciencia de los cambios sutiles dentro del cuerpo, la autorregulación para manipular su fisiología en busca de una condición más saludable. La realimentación es presentada en forma gráfica y numérica, de tal manera que sea conveniente para que el terapeuta monitoree el proceso fisiológico del paciente[55].

2.8.2. Categorías de los sistemas de fisiología computacional

Los sistemas de fisiología computacional se dividen en dos grupos. El primero son los diseñados para ser una extensión del esquema del cuerpo, es decir, la representación del cuerpo para guiar tareas de percepción motoras. Estas funciones son guiadas por intenciones, por ejemplo, cuando queremos tocar un ícono o hacer clic en un link para ir a una página web particular. El esquema corporal cumple el papel de un sistema, el cual es el iniciador o la fuente de un movimiento o una acción. La segunda categoría de los sistemas fisiológicos computacionales se preocupan por la autopercepción de los procesos dinámicos que ocurren dentro del cuerpo y contribuyen a la conciencia del estado fisiológico. Esta imagen corporal ha sido definida como “**un conjunto complejo de estados intencionales y disposiciones, en el que el objeto intencional es uno con el cuerpo**”[55]. Dentro de esta categoría

se encuentran los sistemas adaptativos, dentro de estos se encuentran los sistemas biocibernéticamente adaptativos, centrados en monitorear estados cerebrales y corporales en busca de mejorar el desempeño para cierta tarea o el bienestar..

2.8.3. El Bucle Biocibernético

El bucle de control biocibernético describe el sistema de curva cerrada que recibe datos psicofisiológicos del jugador, los transforma en una respuesta computarizada, que después moldeará el futuro de la respuesta psicofisiológica del jugador. Este sistema funciona en un control cerrado asociado a un estado objetivo, por lo tanto el sistema tiene una meta específica, y está diseñada para influenciar la psicofisiología del usuario para establecer ese estado objetivo [56]. Ahora bien, más allá de servir como herramienta de adaptación para el mejoramiento de los niveles de diversión o atracción de un videojuego, la exploración de estas herramientas como mecanismo de explotación de terapias asistidas por computador y mediadas a través de videojuegos ha atraído la atención de múltiples centros de investigación en una corriente llamada Videojuegos Serios Para la Salud.

Una de las aplicaciones más populares de los sistemas fisiológicamente adaptativos son los videojuegos, en la figura 2.12 se muestra un esquema básico de este tipo de sistemas.

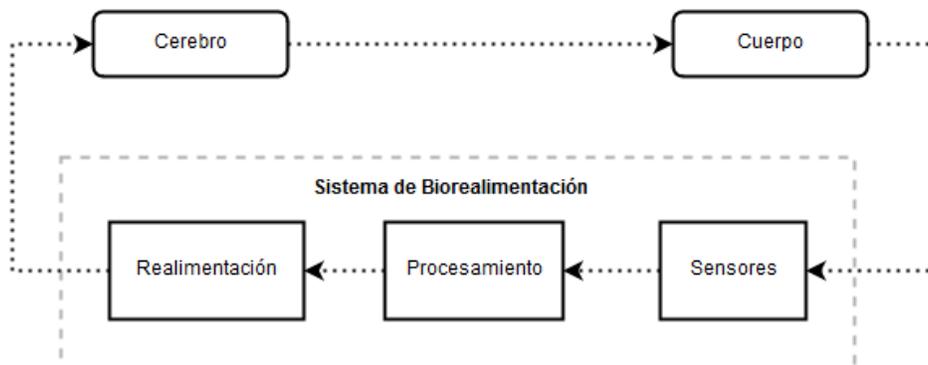


Figura 2.9. Diseño básico de un bucle biocibernético.

La construcción del bucle biocibernético tiene vital importancia en sus resultados. En [24] Fairclough et al explican detalladamente los pasos para su creación, que se divide en 6 etapas:

- 1) Modelo conceptual: Se definen los estados específicos a ser detectados. En esta etapa se establece el concepto adaptativo del sistema, y se debe esquematar cual es el estado deseable contra el indeseable.
- 2) Inferencia Psicofisiológica: se escoge la medición psicofisiológica que va a representar el estado del usuario. Esta medición debe responder a los cambios en

el estado fisiológico del usuario de una manera precisa y factible. Lo más recomendable es hacer una revisión exhaustiva del estado del arte para encontrar los mejores marcadores y bajo que protocolos pueden ser encontrados.

- 3) Modelo cuantificado del estado del usuario: una vez las mediciones han sido validadas, se debe de crear el modelo cuantitativo del estado del usuario. Se deben definir claramente los umbrales objetivos que derivan la adaptación lógica del bucle.
- 4) Modelo en tiempo real del estado del usuario: se deben seleccionar los algoritmos de procesamiento adecuados para ser implementados dentro del bucle biocibernético. La mayoría de estos algoritmos requieren aprendizaje de máquina o etapas de calibración.
- 5) Diseño del interfaz adaptativa: el resultado del bucle biocibernético debe ser comunicado al usuario a través de una interface. El diseñador debe de cerciorarse de que la adaptación pueda ser percibida como precisa, a tiempo e intuitiva, y que no lleve a consecuencias indeseadas.
- 6) Evaluación: el sistema debe de demostrar algún tipo de beneficio para la experiencia del usuario, ya sea mejor desempeño, mayor adherencia o menor frustración.

2.9. Interfaces musculares

Actualmente muchas tecnologías en Interacción humano-computador (HCI) están bien establecidas. Entre las diferentes fases de HCI, los investigadores en interacción cerebro-computador (BCI) son los más populares, sin embargo, años recientes un nuevo medio de HCI está enfocado en interfaces músculo-computador (muCIs). Una interfaz músculo-computador es una interfaz en la cual el usuario emplea la actividad eléctrica de su músculo como una entrada mientras está ejecutando varias tareas. En otras palabras en dicha interacción las personas pueden controlar un dispositivo usando sus señales mioeléctricas. A pesar que el término muCI es relativamente nuevo, el uso de dispositivos mioeléctricos que utilizan electrodos sEMG tiene una larga historia [25].

Más y más investigadores y en el campo de HCI y la robótica enfatizan en la necesidad de humanizar la interacción con las maquinas, por lo que solicitan interfaces más intuitivas. Diferentes estudios han sugerido el uso de las señales sEMG como un método de interacción con máquinas [56].

El término muCI fue primero concebido por Saponas et al [57] mientras demostraban la factibilidad de una muCI usando electromiografía del antebrazo. Según ellos, muCI es una “**metodología de interacción que censa y decodifica directamente la actividad muscular humana más allá de referirse a la actuación del dispositivo**

físico o a las acciones del usuario que son extremadamente visibles o audibles”[25]. Recientes sistemas muCI incluyen sensores EMG que son puestos por encima del músculo de interés relacionado con un movimiento del cuerpo o un gesto. Existen numerosos sensores de EMG que pueden ser usados para capturar las señales del músculo y desarrollar muCI.

2.9.1. Sistemas disponibles en el mercado

- **Myo Armband**

El sensor de electromiografía superficial Myo Armband (Figura 2.9) es un dispositivo de bajo costo diseñado por la empresa canadiense Thalmics Labs, el cual lee la actividad eléctrica muscular para la interacción con diferentes tecnologías a través de gestos y movimiento. Está compuesto por 8 sensores EMG de acero inoxidable de calidad médica con frecuencia de muestreo de 200 Hz, IMU de nueve ejes altamente sensible que contiene un giroscopio de tres ejes, un acelerómetro de tres ejes y un magnetómetro de tres ejes con frecuencia de muestreo de 50 Hz.

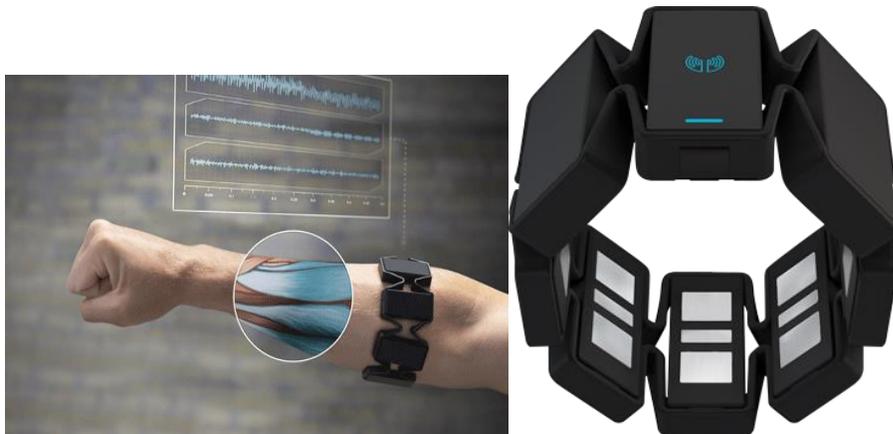


Figura 2.10. Sensor de electromiografía de superficie Myo Armband.

Fue inicialmente diseñado para leer 8 gestos de la mano capturando y procesando las señales eléctricas de los músculos del antebrazo. A mediados de 2015, sus desarrolladores liberaron un nuevo SDK que entregaba la señal en bruto, para así abrir nuevas posibilidades de aplicaciones. El trabajar con estos datos, permite capturar la señal sEMG de cualquier músculo al que se le pueda adaptar la manilla, como los músculos del brazo, (Bíceps, Tríceps), músculos del hombro (Deltoides, Supraespinoso) o de la Pantorrilla (Gastronemios, Tibial Anterior)[58].

- **BITalino**

Es un kit de herramientas en hardware (Figura 2.10) y software de bajo costo, que ha sido diseñado por la empresa portuguesa PLUX específicamente para lidiar con los requerimientos de las señales corporales[59]. Tiene protocolo de transmisión de datos inalámbrico en tiempo real y una frecuencia de muestreo

de hasta 1kHz. BITalino incluye un software de desarrollo libre diseñado en Python llamado OpenSignals, el cual permite extraer y visualizar de manera fácil los datos entregados por los sensores, puede soportar hasta seis canales análogos y cuatro digitales al mismo tiempo. El kit básico incluye MCU, Bluetooth, Poder, EMG, EDA, ECG, acelerómetro, LED y sensor de luz, y su precio oscila entre 150 euros y 200 euros.

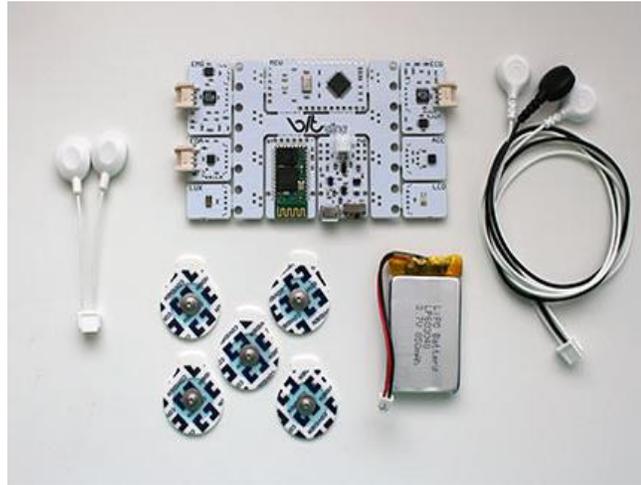


Figura 2.11: Kit básico Bitalino.

- **E-Health Kit**

El sensor e-Health Shield V2.0 (Figura 2.11) permite a los usuarios de Arduino y Raspberry Pi desarrollar aplicaciones biométricas y médicas en las cuales es necesario el monitoreo de las señales corporales. Este sensor fue diseñado por Cooking Hacks, la división de hardware abierto de Libelium. Esta plataforma permite el uso de 10 sensores, entre ellos uno de sEMG de un canal. El sEMG entregado por esta plataforma retorna un valor análogo en volts (0-1023 por el Convertidor Análogo Digital) para representar la forma del sEMG [60].



Figura 2.12. Kit e-Health [60]

2.10. Videojuegos serios para la salud

Los videojuegos serios se han convertido en un área de investigación significativamente amplia debido a los avances en desarrollo de juegos y en los gráficos computacionales[13]. Han sido aplicados en diversas áreas como entrenamiento corporativo y entrenamiento militar, salud, educación y entrenamiento cultural[61]. Centrándonos en videojuegos serios para la rehabilitación, se pueden encontrar dos grandes grupos: para rehabilitación cognitiva y para rehabilitación física. Esta última incluye: rehabilitación de miembros superiores e inferiores, entrenamiento espacial y perceptual, balance, movilidad en silla de ruedas, actividades funcionales y entrenamiento de la vida diaria [13]. En la taxonomía de los videojuegos serios para la salud, también se reconoce a esta categoría como *Exergames*, caracterizados por estimular la interacción activa con el cuerpo para sustituir los controles de mando tradicionales[62]. Best et al sugieren una teoría de cómo este tipo de videojuegos puede beneficiar la salud física y cognitiva de las personas, resumida en la figura 2.13.

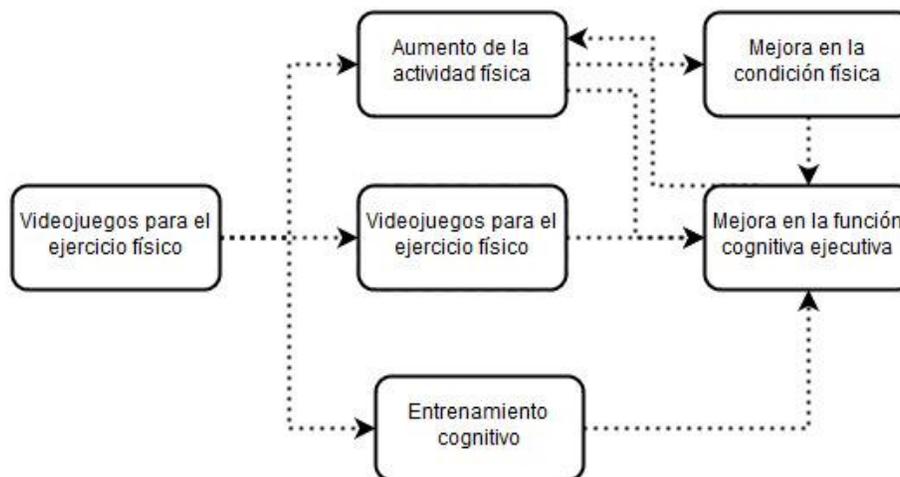


Figura 2.13. Mecanismos de los videojuegos que benefician la salud [62]

Gracias al avance de la fisiología computacional, en los últimos años se han desarrollado algunos videojuegos serios que utilizan señales corporales para proveer a los usuarios realimentación de sus actividades y brindar un mecanismo de cuantificación del desempeño fisiológico durante el videojuego [63]. Algunos de estos sistemas son empleados en ambientes controlados, como clínicas o centros de rehabilitación, sin embargo, nuevos sistemas buscan posibilitar su uso fuera de estos ambientes[64].

2.10.1 Plataforma para el desarrollo de videojuegos serios

La plataforma Unity es el motor de juegos y VR/AR líder en el mundo. Debido a esto posee muy buena documentación de todas sus funciones y gran cantidad de tutoriales para empezar de cero a desarrollar videojuegos. Permite desarrollo de ambientes interactivos en 2D y 3D. Presenta una interfaz como se puede observar en la figura 2.14, la ventana superior derecha es para editar los objetos, la ventana inferior izquierda es la vista del ambiente desde la cámara principal, el primer panel a la derecha “Hierarchy” presenta todos los objetos dentro de la escena, el segundo panel “Project” presenta todos los paquetes a los que el proyecto tiene acceso (objetos, materiales, texturas, códigos), en la última pestaña de la derecha “Inspector” se encuentran los detalles del objeto que se selecciona en “Hierarchy”

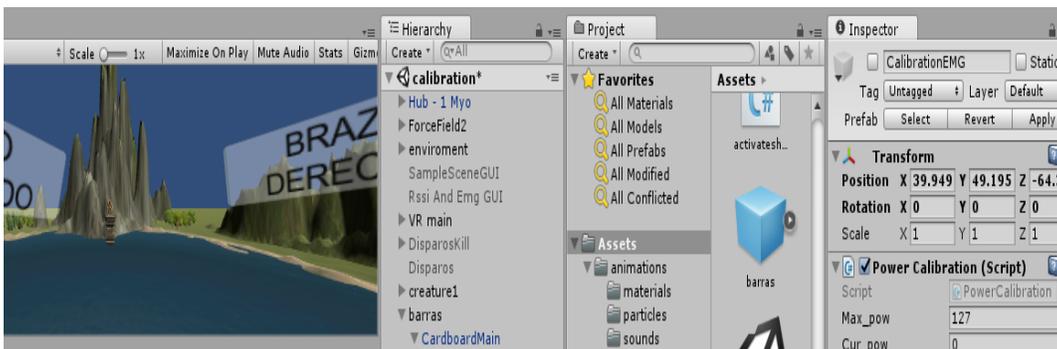


Figura 2.14. Interfaz de Unity.

A pesar de que los medios convencionales de visualización de estos videojuegos han sido ampliamente investigados en la literatura, nuevos sistemas y dimensiones multimedia han permitido la amplia divulgación de sistemas ampliamente envolventes que simulan realidades imaginarias o realistas a grandes niveles de precisión. Es así como los videojuegos serios son nutridos gracias a las tecnologías emergentes como la realidad virtual y la realidad aumentada.

2.11. Videojuegos serios y Realidad virtual

La realidad virtual, (VR por sus siglas en inglés) es una tecnología que es usualmente es asociada a una extensión natural de los gráficos 3D computarizados con dispositivos avanzados de entrada y salida [65]. En términos muy simples, VR puede ser definido como un ambiente virtual o sintético el cual entrega sentido de realidad a una persona. Esta definición puede incluir cualquier ambiente sintético que le dé a una persona la sensación de “estar allí”. VR se refiere generalmente a ambientes generados computacionalmente, a pesar de que hay muchos ambientes envolventes que no son enteramente generados por computador, por ejemplo, el uso de cámaras de video para tele-presencia o el uso de hardware en ambientes de realidad aumentada.

La medida en que la introducción de tecnologías VR han influenciado la investigación en rehabilitación y la práctica clínica en años recientes no puede ser

subestimada [7]. La administración de cualquier tipo de terapia, requiere roles del terapeuta muy similares : identificar metas específicas, determinar tareas terapéuticas, graduar la actividad para proveer retos apropiados, monitorear la ejecución, evaluar resultados, y permitirle al paciente ligar las actividades que se han practicado en la terapia con el contexto de su vida real. Aunque está claro que los sistemas VR dependen del hardware y el software, su uso en el contexto de rehabilitación requiere que los clínicos tomen decisiones acerca de las intervenciones apropiadas para el paciente, la implementación de los parámetros del tratamiento, y la progresión a través de diferentes niveles de las tareas o de los juegos. Los clínicos también deben tener en cuenta consideraciones de seguridad, costo y evidencia de efectividad en comparación con otro tipo de intervenciones [7], argumentan que los sistemas de realidad virtual son herramientas que pueden ser usadas para mejorar el potencial de un clínico entrenado para alcanzar resultados positivos en rehabilitación.

El reciente éxito de la integración de la realidad virtual con el campo de la medicina y la rehabilitación muestra el potencial tecnológico para permitir a los pacientes enfrentar ambientes desafiantes, es seguro y ecológicamente aceptado. Por otro lado, permite conservar el control experimental sobre el estímulo integrado a la terapia [6].

2.11.1. Sistemas Cableados

Son sistemas diseñados para utilizar un computador de gama alta como el motor de procesamiento. Es posible experimentar realidad virtual solo usando la pantalla de un computador, si se diseña un sistema envolvente y que le brinde presencia al usuario [65]. Sin embargo los sistemas que mejor brindan estas características son los que usan un casco con una pantalla para brindar la experiencia. Estos sistemas son generalmente costosos debido a la calidad de los gráficos que presenta y la inmersión que brinda. El sistema Oculus Rift y el sistema HTC Vive (Figura 2.15) son los más populares en el mercado.



Figura 2.15 Sistemas de VR cableados. A) HTC Vive. B) Oculus Rift

2.11.2. Sistemas Inalámbricos

Son sistemas móviles basados en la filosofía de bajo costo, que utilizan los sistemas de telefonía móvil, como Android, como forma de visualización. Consisten

en una pantalla portable que se coloca en la cabeza. Los más populares son las Google *cardboard* y las Gear (Figura 2.16) de la compañía Samsung. Sin embargo estos sistemas no son tan poderosos, pues los procesadores de los sistemas de telefonía móvil son de baja gama.



Figura 2.16. Sistemas de VR inalámbricos. A) Google *Cardboard*. B) Gear

ESTADO DE LA TÉCNICA

Múltiples investigaciones han usado la señal sEMG como medida fundamental para describir los procesos subyacentes que ocurren durante el esfuerzo físico y el fenómeno de fatiga muscular. Estas señales han mostrado su evidente potencial para ser usadas en sistemas de entrenamiento asistido tales como el *biofeedback* y las terapias asistidas con videojuegos serios. A continuación, se describen: a) estudios relacionados con el uso de los biomarcadores de fatiga descritos anteriormente como una prueba de su utilidad práctica más allá de la teoría, b) el uso específico de las señales de sEMG en rehabilitación física y su popularización en los últimos años, c) el uso de sensores de sEMG *wearables* (en especial el Myo armband) y la viabilidad de su uso en escenarios clínicos y no-clínicos y d) finalmente, se muestra un conjunto de videojuegos serios desarrollados los cuales han utilizado señales de sEMG como mecanismo de interacción y han sido usados en proceso de rehabilitación. Finalmente, se realiza un análisis de las oportunidades encontradas en la bibliografía consultada, subrayando aquellas en donde esta tesis puede contribuir significativamente.

3.1 Estudios de biomarcadores de fatiga usando sEMG

El monitoreo de la señal sEMG ha sido ampliamente utilizada y estudiada [38]. En los esfuerzos por descifrar esta señal y sus aplicaciones, se han establecido diferentes marcadores o índices que reflejan los fenómenos fisiológicos que ocurren dentro del músculo cuando una contracción es realizada. Estos índices son llamados biomarcadores, y para su validación se han llevado a cabo estudios con diferentes protocolos experimentales, que varían desde el tipo de electrodos a utilizar [66], y documentan los beneficios de cada tipo de sistema de adquisición. También varían en el músculo a estudiar y el posicionamiento de los electrodos en diferentes configuraciones [67-69], siendo el bíceps braquial uno de los más estudiados [43, 70]. Por otro lado el tipo de contracciones en las que se lleva a cabo la toma de datos también influye en la señal sEMG, la mayoría de estudios están diseñados con contracciones isométricas [71].

A lo largo de los años, los investigadores han desarrollado diferentes técnicas para su procesamiento, desde técnicas tiempo-frecuencia hasta análisis no estacionario. En [49] se presenta un resumen de las diferentes técnicas de procesamiento de señales usadas para encontrar marcadores de fatiga muscular. Se establecen los criterios a ser tenidos en cuenta tanto en tareas estáticas como dinámicas, y desde acercamientos clásico cómo moderno. En este artículo, como en conocidos referentes del área [26, 37, 38] se establecen dos marcadores de fatiga de fácil implementación en tareas estáticas o contracciones isométricas, los cuales son el

valor RMS de la señal y la frecuencia mediana del espectro de densidad de potencia de la señal MDF.

3.2 Medición de señales musculares y su uso en rehabilitación

La señal sEMG ha sido usada para la rehabilitación de diferentes trastornos neuromusculares, como en [72] para tratamiento de miembro fantasma, y se ha reconocido como una terapia emergente para sobrevivientes de derrame cerebral, ya que ayuda a promover la plasticidad motriz y mejorar la recuperación motora [5]. Por otro lado se ha usado en otros trastornos como para incontinencia en [73] y rehabilitación de lesiones deportivas [74]. En [75] se hace una revisión sistemática de la bibliografía que utiliza bioalimentación con señales electromiográficas para diferentes trastornos musculares y para entrenamiento. Concluyen que la señal sEMG es la más usada en bioalimentación y es el método más reportado.

La señal EMG de superficie puede usarse para activar o controlar continuamente dispositivos auxiliares externos. En [76] se envía la señal mioeléctrica a un computador que la utiliza como señal de control en un videojuego que tiene por objetivo conducir un carro. En este documento Oskei et al usan un algoritmo de aprendizaje de máquina de soporte vectorial, que monitorea la fatiga muscular en la señal para brindar estabilidad a la ejecución de la tarea, en este caso, sortear los obstáculos que se presentan en el camino mientras se conduce un carro.

Las interfaces que usan señales sEMG se han popularizado por sus diferentes aplicaciones. En [25] se hace una revisión de esta tecnología emergente, pasando por la predicción de fatiga muscular concluyen que puede ser útil para prevenir desordenes musculo-esqueléticos como las lesiones crónicas de las articulaciones. En [77], los autores describen una línea de tiempo (Figura 3.1) de aparición de aplicaciones en tecnología asistiva y rehabilitación.

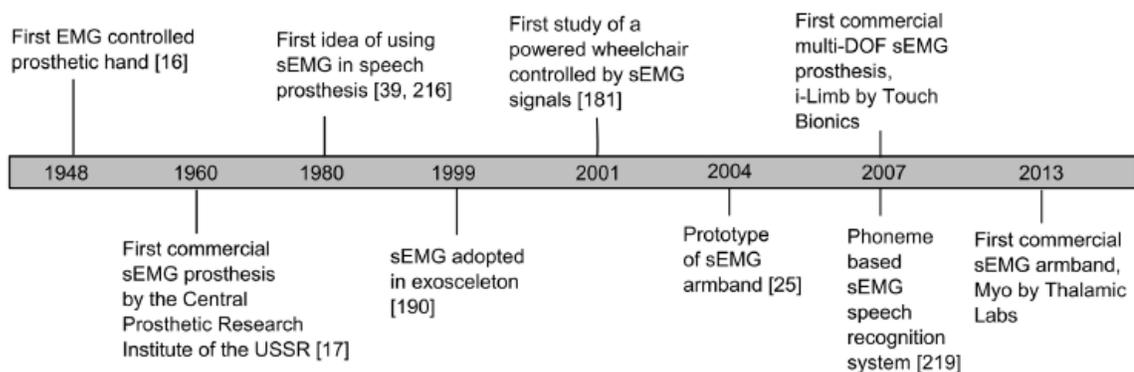


Figura 3.1. Línea de tiempo de aplicaciones de la señal sEMG.

3.3 Sensores *Wearables*: estudios con el Myo Armband

El Sensor Myo armband es una interface muscular que ha sido introducida en el mercado en los últimos años. Su éxito y acogida se debe a su amplia gama de aplicaciones y que sus creadores, Thalmic Labs, dan acceso libre a diferentes herramientas para desarrollar proyectos con este sensor. Los investigadores en ergonomía han fijado su atención en este sensor, así en [78]ponen a prueba la señal que entrega con un algoritmo de clasificación para las señas predeterminadas que incorpora este sensor, y concluyen que la precisión de reconocimiento es bastante alta. Abdup et [79] desarrollan una interfaz para la recolección de datos del sensor Myo Armband con el objetivo de facilitar el procesamiento de una base de datos numerosa, así como también proveer una herramienta para futuros investigadores interesados en el dispositivo. En [80] exploran el uso del Myo Armband en tareas de fisioterapia. Ponen a prueba la interfaz desarrollada por Thalmic Labs “*Myo Diagnostic*” para ser usada por 24 estudiantes de fisioterapia y miden su usabilidad con el cuestionario (SUS). Concluyen que este dispositivo fue aceptado para ser usado tanto en su vida diaria como en el trabajo con pacientes.

3.4 Videojuegos serios usando sEMG

Semejante a lo que se propone llevar a cabo en este estudio, en los últimos años se han realizado diferentes investigaciones que incluyen la terapia de realidad virtual y sensores fisiológicos como una alternativa exitosa para la rehabilitación motora. En [81]se encuentra una revisión sistemática a la terapia de realidad virtual orientada a la rehabilitación física de adultos mayores, encontrando que la mayoría de ellas se basan en *exergames* de balance y flexibilidad, los cuales usan datos de captura de movimiento entregados por sensores como el Wii, Kinect y plataformas de presión para evaluar el mejoramiento de funciones como el control postural y la marcha.

Las aplicaciones de la señal sEMG en ambientes virtuales han sido exploradas en los últimos años. En [6] investigadores en ambientes de realidad virtual señalan tres factores claves para su aplicación en rehabilitación: 1) Repetición para mejorar la ejecución de habilidades motoras. 2) Retroalimentación para producir estímulos intensos y masivos de la interacción. 3) Motivación, presentando la terapia de forma agradable y atractiva. En este documento también se presenta una clasificación de los ambientes de realidad virtual según los pacientes a los que se dirige la terapia, según el protocolo de rehabilitación, y según el tipo de interacción, señalando la última como la más apropiada. Concluyen que la diversidad de dispositivos de realidad virtual desarrollados inicialmente para entretenimiento puede ser adaptada para propósitos terapéuticos. Por otro lado señalan que estas adaptaciones reducen el costo económico que implica la adquisición de hardware y software específico para rehabilitación.

Es así como las tecnologías de realidad virtual y los diferentes dispositivos que utilizan bioseñales han empezado a ser implementados en conjunto por diferentes investigadores y clínicos, como una terapia alternativa a los métodos de

rehabilitación clásicos. En [82] diseñan un sistema basado en *MoCap*, sEMG y VR, donde desarrollan un videojuego en VR que utiliza la señal mioeléctrica como el control de las mecánicas del mismo. Lo prueban en 120 personas sanas y concluyen que el sistema puede ser útil para evaluar la fuerza muscular de pacientes a través de la ejecución de tareas virtuales.

En [83] estudian un videojuego orientado a realizar tareas básicas y su efecto en el uso posterior de una prótesis en actividades de la vida diaria. Las tareas consistieron en agarrar objetos de diferentes tamaños y fragilidades. Concluyeron que todos los sujetos sometidos al entrenamiento con el videojuego tuvieron un mejor desempeño en el uso de la prótesis que aquellos que no realizaron el entrenamiento. Este estudio demuestra los efectos de la transferencia de un videojuego serio a actividades de la vida diaria.

Después de una revisión exhaustiva de los artículos científicos asociados con el uso de la señal sEMG en procesos de rehabilitación convencional y virtual, quedan algunos vacíos en el estado del arte de donde surgen las siguientes oportunidades:

- Implementación de medidas objetivas a la evaluación de las terapias de rehabilitación motora.
- Se detecta que la cuantificación de la precisión de los sensores sEMG *wearables* no ha sido establecida para protocolos que impliquen aplicaciones clínicas, específicamente hay poca información de su confiabilidad para la medición de la fatiga muscular.
- En el uso de videojuegos y ambientes virtuales que usan señales sEMG como sistema de control no se encontraron estudios significantes que además realicen adaptación biocibernética en busca de favorecer algún estado del usuario.
- Pocos sistemas de bajo costo apropiados para terapias de rehabilitación motora, que puedan evaluar de manera objetiva el proceso de recuperación y servir de herramienta para uso clínico.

MATERIALES Y MÉTODOS

En esta sección se describen las diferentes metodologías que se llevaron a cabo para validar el uso del sensor Myo Armband como instrumento de medición de sEMG y su posterior uso para la detección de la fatiga muscular. Este sensor fue escogido debido a su fácil acceso, su portabilidad, bajo costo y a su amplio uso por la comunidad académica. Por otra parte, sus fabricantes han desarrollado un SDK de acceso libre que facilita su integración con entornos de desarrollo de software y videojuegos y el posible acceso a los datos crudos de sEMG. Los experimentos descritos a continuación tienen como objetivo final dar certeza de que los datos entregados por el sensor Myo Armband tienen validez fisiológica y puedan eventualmente ser usados en ambientes clínicos. La sección está organizada de la siguiente manera:

- La sección 4.1 presenta el desarrollo de un *toolbox* para el post-procesamiento de las señales grabadas por el Myo Armband, el cuál fue desarrollado como una interfaz gráfica de usuario en Matlab.
- La sección 4.2 explica la metodología usada para verificar si el sensor Myo Armband puede registrar señales que puedan describir marcadores temporales y de frecuencia que indican fatiga muscular.
- La sección 4.3 describe la metodología usada para llevar a cabo un estudio comparativo entre el sensor Myo Armband y un Sensor Base con prestaciones estándar para la medición de sEMG.
- La sección 4.4 especifica el diseño del videojuego *Force Defense*, plataforma de diseño, requerimientos clínicos y sus mecanismos de funcionamiento. Adicionalmente describe la creación del mecanismo de adaptación biocibernético.
- La sección 4.5 describe el protocolo experimental llevado a cabo para la validación del bucle biocibernético en el videojuego *Force Defense*.

4.1. MuscleLab: Matlab *toolbox* para el post-procesamiento de la señal sEMG y la detección de fatiga muscular.

Con el fin de facilitar el post-procesamiento de las señales de sEMG en los diferentes experimentos, se diseñó el *toolbox* MuscleLab. Este *toolbox* se realizó a través del diseño y desarrollo de una interfaz gráfica de usuario (GUI) en el software de programación Matlab (R2015a). Para el diseño del *toolbox* y su interfaz, se tuvieron en cuenta los siguientes requerimientos de diseño:

- **Multi-soporte:** el *toolbox* deberá soportar datos de múltiples sensores *wearable* en formatos diversos con el fin de facilitar su uso transversal (ejemplo: *.txt, *.csv, *.mat).
- **Cuantificación de fatiga:** tendrá que incluir variables para la cuantificación objetiva de la fatiga muscular, tanto en el dominio del tiempo como en el dominio de la frecuencia. Adicionalmente, el software deberá incluir técnicas de procesamiento de señales de sEMG durante contracciones isométricas y dinámicas.
- **Ajuste de parámetros:** incluirá parámetros que puedan ser variados manualmente por el usuario con el fin de ajustar las técnicas de procesamiento (ejemplo: frecuencias, ventanas, parámetros de los filtros). Esto podrá ser hecho desde la comodidad de la interfaz evitando tener que modificar el código. En el post procesamiento de las señales sEMG es bien sabido que la separación por épocas depende del protocolo en el que se hayan tomado las señales, es decir las épocas pueden variar en duración [11, 26, 42]. Por otra parte, es usual aplicar filtros *butterworth* pasa-banda, generalmente para aislar los intervalos importantes donde se manifiestan las características que se quieren hallar dentro de la señal, así como diferenciar del ruido que le haya podido ingresar a la misma. Las ventanas de análisis donde se llevarán a cabo los algoritmos deberán poder variar dependiendo de la frecuencia de muestreo del sensor y del protocolo de toma de datos.
- **Gráficos exportables:** permitirá la ilustración de los diferentes parámetros a medir en los dominios del tiempo en la frecuencia con el fin de facilitar la visualización del fenómenos fisiológico. Adicionalmente, estas gráficas podrán ser fácilmente exportadas para su uso posterior.
- **Acceso gratuito:** estará desarrollado bajo licencias de software de uso gratuito y deberá estar disponible públicamente en un sitio web.

Teniendo en cuenta los criterios de diseño antes descritos, las funciones del MuscleLab *toolbox* estarán integradas con el fin de brindar: a) un pre-procesamiento

de la señal sEMG que contempla la normalización y el filtrado; b) la normalización de la señal sEMG con el fin de que asegure alta repetitividad entre los ensayos, y evita que dentro de la tarea específica se obtengan valores mayores al de referencia; c) la separación de la señal mediante épocas, buscando los intervalos en que la señal tenga un comportamiento cuasi-estacionario; d) la extracción de características para la descripción del fenómeno de fatiga muscular en los dominios del tiempo y de la frecuencia; y e) la ilustración de dichas características con el fin de facilitar su inspección visual. La figura 4.1 muestra las funciones que brinda MuscleLab en el proceso de análisis de la señal sEMG.

4.2. Detección de fatiga muscular a través del sensor Myo Armband

Considerando la accesibilidad del sensor Myo Armband y teniendo en cuenta que no se encontraron estudios que reflejaran su uso para la detección y cuantificación de la fatiga muscular, se realizó un estudio transversal con un usuario llevando a cabo un protocolo de medición estandarizado. La recolección de datos es realizada en el músculo llamado bíceps braquial (miembro superior) de ambas extremidades. Se escoge este músculo ya que su actividad eléctrica puede ser registrada con el sensor Myo Armband, es altamente diferenciable en la zona en que se encuentra (evitando *crosstalk* dentro los electrodos) y los ejercicios para fatigarlo suelen ser sencillos de implementar.

Sujeto

Un atleta amateur masculino, con 3 años de entrenamiento específico en las modalidades de 100 y 200 metros planos, cuya intensidad de entrenamiento es 2 horas diarias. El sujeto de 24 años de edad y 76 Kg de peso, fue seleccionado debido a su buena condición física la cuál le permite ejercitarse con altas cargas de trabajo. El participante es diestro y fue voluntario para el estudio conociendo con anterioridad el procedimiento y los posibles riesgos descritos en un consentimiento informado.

Instrumentos de medición

La recolección de la señal sEMG fue realizada durante 2 sesiones de aproximadamente 5 minutos cada una, utilizando el sensor Myo Armband a una frecuencia de muestreo de 200 Hz mediante el software de libre acceso proporcionado por los desarrolladores (*Myo Data Capture*¹), el cual que entrega los datos de los electrodos, acelerómetros y giroscopios en formato .csv. Para esto, el dispositivo fue conectado a través de *bluetooth* a un computador *Hewlett-Packard* con sistema operativo Windows 8.1 y un procesador AMD 8. Para la medición de los rangos de movimiento se utilizó un goniómetro analógico con $\pm 1^\circ$ de incertidumbre.

Procedimiento experimental

Se llevaron a cabo dos sesiones en un gimnasio local en ambiente controlado. Durante dos días antes de cada sesión el sujeto no realizó ejercicio en bíceps braquial

¹ <https://market.myo.com/app/55009793e4b02e27fd3abe79/myo-data-capture>

con cargas mayores al 40%. En la primera sesión, se aplicó al sujeto el test 1RM, en cada brazo para el bíceps braquial en el banco predicador usando mancuernas. El test 1RM es considerado el *Gold Standard* para medir fuerza muscular. Se realiza con la finalidad de comprobar el peso máximo que puede mover una persona en tan solo una repetición; se llevó a cabo aumentando paulatinamente el peso en el ejercicio realizándolo un par de veces, hasta llegar al máximo con el que hará solo una vez [84, 85]. El banco predicador es de uso frecuente en los gimnasios y consiste en un banco con soporte para los brazos, permite reducir el uso de músculos del hombro y tronco durante la flexión del codo, dejando casi todo el trabajo al bíceps [86].

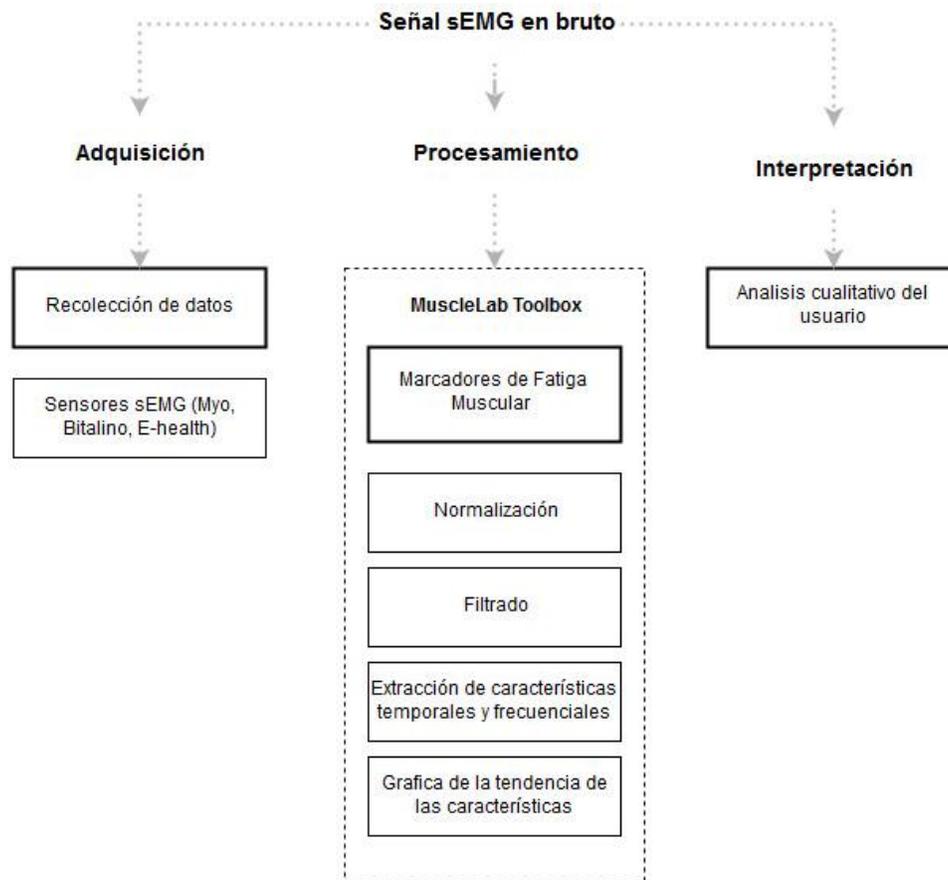


Figura 4.1 Funciones que provee el *toolbox* MuscleLab para el análisis de señales de sEMG

Se escogió un rango de movimiento de 70° en la flexión del codo, teniendo en cuenta el ángulo en el cual el sujeto debía de hacer mayor fuerza sin ayuda del ángulo de inclinación del banco. Al finalizar la primera sesión se simuló la toma de datos para que el sujeto se familiarice con el protocolo de la siguiente sesión.

En la segunda sesión el protocolo empezó con una serie de ejercicios de calentamiento general de 5 minutos y calentamiento específico de bíceps braquial de 5 minutos, haciendo 5 conjuntos de 10 flexiones de codo aumentando

paulatinamente el peso de las mancuernas. Posteriormente se limpió el sudor de la piel para posicionar el sensor Myo Armband con el electrodo principal paralelo al eje longitudinal del húmero apuntando a la punta del acromion. De esta manera, en el brazo derecho los electrodos de medición son los números 5 y 6 (Figura 4.2A). Este posicionamiento se realizó como se recomienda en el manual del SENIAM [69].

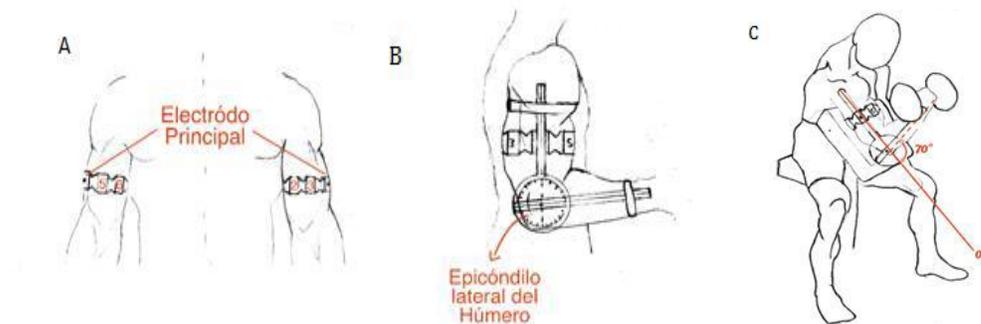


Figura 4.2. Montaje experimental. A) Posición del sensor Myo Armband en cada brazo. B) Posición del goniómetro sobre el sensor. C) Posición del sujeto en el banco predicador usando los dispositivos de medición.

Un goniómetro se adhirió al brazo del sujeto teniendo en mente no influir en el buen flujo de la sangre. Según el estándar [87], su posicionamiento es como sigue: el eje del goniómetro sobre el epicóndilo lateral del húmero, el brazo estático paralelo al eje longitudinal del húmero apuntando al acromion y el brazo móvil paralelo al eje longitudinal del radio (Figura 4.2B). Al tener todos los dispositivos ubicados correctamente en el brazo derecho (Myo Armband y goniómetro), el sujeto fue sentado en el banco predicador a una altura confortable, de esta manera realizó flexiones y extensiones del codo repetidas veces con una carga del 80% del valor 1RM (Figura 4.2C).

La repetición inició con el codo totalmente flexionado sobre el banco sosteniendo la mancuerna, seguidamente el sujeto hizo una completa extensión del codo e inmediatamente lo flexionó hasta encontrar los 70°, en esta posición el sujeto debe sostener la contracción muscular durante 30 segundos. Terminado este tiempo, el sujeto realizó una extensión total del codo y nuevamente lo flexionó hasta la misma posición. Las repeticiones terminaron cuando el sujeto no fue capaz de repetir la flexión del codo o cuando fue capaz de sostener la carga sin un decremento menor a 10° en el goniómetro. El tiempo de las contracciones fue tomado usando un cronómetro y el sujeto fue notificado una vez alcanzaba el rango de movimiento de 70°.

El sujeto tuvo 5 minutos de descanso y posteriormente llevó a cabo el mismo protocolo usando el brazo izquierdo. El posicionamiento de los instrumentos de medición es el mismo, así los electrodos sobre el bíceps braquial izquierdo son los números 2 y 3 (Figura 4.2A).

Procesamiento de las señales.

Se realizó un pre-procesamiento de la señal de sEMG removiendo su línea de tendencia; esto se logra restándole a cada dato el valor medio de la serie. Posteriormente la señal fue rectificadora usando el método del valor absoluto, y filtrada mediante un filtro *Butterworth* de grado 2 con frecuencias de corte en 10Hz y 99Hz. Estas frecuencias fueron usadas debido a que limitan el intervalo donde se espera encontrar la mayor información referente a los fenómenos dentro del músculo. En el dominio del tiempo, el valor RMS de toda la serie fue extraído usando una ventana deslizante con 1000 ms de duración y 15 ms de *overlap*. En el dominio de la frecuencia el MDF fue el escogido para el cual se usó una ventana de 15 ms de duración y *overlap* de 14 ms. Mediante un análisis de regresión lineal, fueron extraídas la pendiente α y el intercepto β . El análisis de la señal sEMG fue realizado con el MuscleLab *toolbox* (ver sección 4.1) y durante éste experimento, varias funciones del software fueron modificadas con el fin de mejorar su navegabilidad e usabilidad para el procesamiento de la señal sEMG.

4.3. Estudio comparativo del sensor Myo Armband versus Sensor Base

Con el objetivo de comprobar la exactitud de las mediciones de sEMG tomadas a través del sensor Myo Armband y su posible futura aplicación en escenarios clínicos, se realizó un estudio piloto comparativo con un sensor (Sensor Base) de prestaciones estándar, esto es (baja amplitud (orden de microvoltios), frecuencia de muestreo inferior a 1 kHz, alto offset de CC (hasta $\pm 0,5$ VCC) y baja SNR (<5 dB))[38]. Ésta comparación se llevó a cabo bajo un protocolo de fatiga muscular para bíceps braquial en tres atletas de la Universidad Tecnológica de Pereira como se describe a continuación.

Sujetos

Tres participantes fueron sometidos a este estudio piloto realizado bajo condiciones controladas en el gimnasio de la universidad. Los sujetos, dos hombres y una mujer, con edad de 22.66 ± 0.57 y brazo derecho como dominante, son jugadores activos de rugby de la universidad, con dos años de entrenamiento activo. Los participantes fueron informados previamente del procedimiento a través de un consentimiento informado. Es pertinente aclarar que se escoge este tipo de sujetos porque son asumidas buenas condiciones físicas para realizar el protocolo que suele ser demandante en términos de fatiga y estrés muscular.

Instrumentos de medición

Las señales de sEMG del sensor Myo Armband fueron comparadas con las del Sensor Base, el cual es electrónicamente más robusto. El Sensor Base posee 4 canales de superficie y fue creado por investigadores la Universidad Tecnológica de Pereira [88, 89].

El Sensor Base adquiere los datos mediante una interfaz gráfica de usuario desarrollada en el software de programación *LabView* con una tasa de muestreo de hasta 2000 Hz. Éste instrumento utiliza electrodos desechables Ag/AgCl (estándar AAMI) y conexión diferencial. El acondicionamiento de señal se realiza mediante un amplificador de instrumentación, el cual se encarga de referenciar la señal diferencial proveniente de los electrodos medidos y del electrodo de referencia. Posteriormente esta señal pasa por una etapa de amplificación, luego por un filtro pasa-banda Sallen Key y por último se realiza el respectivo aislamiento eléctrico utilizando un amplificador de aislamiento ISO OPAM-AD2010JN. Este acondicionamiento se conecta a una tarjeta de adquisición de datos NI6008 permitiendo al software realizar el procesamiento respectivo [90]. Se utilizó un computador *Asus* con procesador *Intel Core i5* con *LabView* versión 2013. La conexión del Sensor Base con el computador se realiza mediante puerto USB. Se usó un goniómetro analógico con $\pm 1^\circ$ de incertidumbre, para monitorear el rango de movimiento del codo.

Protocolo Experimental

Para la medición de las señales de sEMG fueron realizadas tres sesiones en tres días diferentes con los usuarios, a los cuales se les pidió no haber tenido entrenamiento focalizado en día anterior. Esto permite tener el músculo en condiciones apropiadas, favoreciendo una medición confiable del músculo sin fatigas anteriores. El músculo escogido fue el bíceps braquial dado que es un grupo muscular considerablemente grande y permite el registro de la señal electrofisiológica mediante el sensor Myo Armband (Figura 4.3). En la primera sesión, todos los sujetos hicieron un calentamiento general del músculo durante 5 minutos, haciendo 5 conjuntos de 10 flexiones de codo aumentando paulatinamente el peso de las mancuernas. Posteriormente fueron sometidos al test de 1RM [84] usando una mancuerna. Cada sujeto estuvo sentado en banco sin apoyo en la espalda.

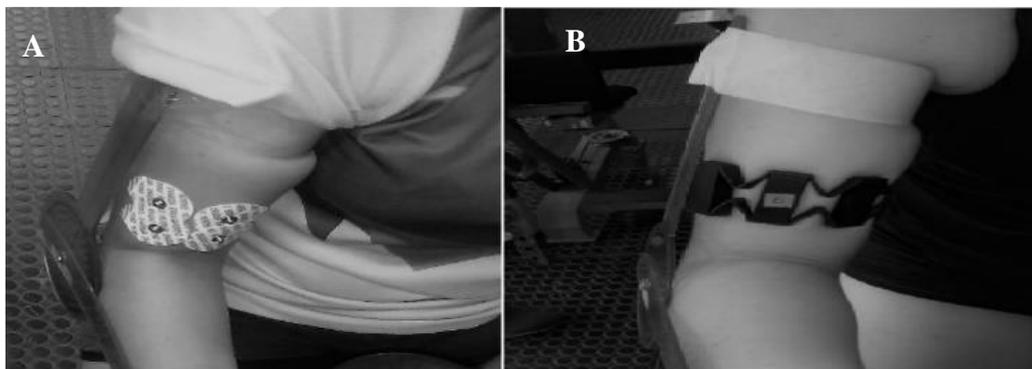


Figura 4.3 Posición de los sensores en el músculo bíceps braquial según SENIAM. A) Sensor Base. B) Sensor Myo Armband.

En la segunda sesión, el Sensor Base fue usado para el registro de la señal muscular. Se inició con un calentamiento general de 5 minutos y seguidamente se ubicaron los electrodos de sEMG siguiendo el protocolo del SENIAM [69]. Para todas las sesiones el goniómetro fue usado en el brazo dominante de cada sujeto y ubicado

según el estándar para brazo [91]. A cada usuario se le pidió conservar la misma postura con la que se desarrolló el test de 1RM.

La toma de datos inició con una extensión total de codo y se desarrolló de la siguiente manera: inmediatamente el sujeto hizo una flexión de codo a 90° en el goniómetro, en esa posición realizó un ejercicio isométrico de bíceps al 60% del 1RM durante 15 segundos. Transcurridos los 15 segundos el sujeto es indicado para hacer una extensión y seguidamente volver a flexionar el codo a 90° del goniómetro y sostener otros 15 segundos. La toma de datos finalizó cuando el sujeto: a) no pudo sostener la posición indicada, b) cuando en el goniómetro hubo un decremento de máximo 10° o c) cuando el sujeto, después de la extensión, no pudo volver a ejecutar una flexión. Cualquiera de las circunstancias anteriores se consideró el punto de fatiga mecánica del sujeto.

La tercera sesión se desarrolló de forma similar a la anterior: Primero se realizó un calentamiento general de bíceps de 5 minutos, seguidamente se adecuo la piel para posicionar el Sensor Myo Armband de tal manera que el electrodo principal quedara en el lado posterior del brazo y uno de los electrodos centrales sobre las marcas establecidas según el protocolo de posicionamiento del SENIAM. Posteriormente se ubicó el goniómetro y se inició la toma de datos, que se llevó a cabo exactamente igual que la sesión anterior.

Procesamiento de señales

El procesamiento de las señales de sEMG se realizó usando el MuscleLab *toolbox* diseñado con anterioridad (ver sección 4.1). El primer paso fue dividir la señal en épocas (Ver marco teórico) [26, 37]. Los parámetros en el *toolbox* fueron configurados como se muestra en la Tabla 1. Generalmente, la normalización de las señales sEMG se realiza dividiendo las señales sEMG durante una tarea por un valor sEMG de referencia obtenido a partir del mismo músculo. Al normalizar a un valor sEMG de referencia recogido utilizando la misma configuración de electrodo, los factores que afectan a estas señales durante la tarea y la contracción de referencia son los mismos. El consenso común es que un "buen" valor de referencia para normalizar las señales sEMG debe tener una alta repetitividad, especialmente en el mismo sujeto, en la misma sesión, y ser significativo [92]. Teniendo en cuenta lo anterior, se escogió como valor de normalización el máximo sEMG obtenido durante la tarea bajo investigación lo que asegura alta repetitividad entre los ensayos, y evita que dentro de la tarea específica se obtengan valores mayores al de referencia.

Para hallar los marcadores de fatiga muscular (en tiempo y en frecuencia), en la señal sEMG del Sensor Base se le aplicó una ventana de promedio móvil de longitud de 2000 muestras y un *overlap* de 500 muestras, mientras que al Sensor Myo Armband se le aplicó una ventana de promedio móvil con de longitud de 200 muestras y un *overlap* de 50 muestras (Tabla 1.). Finalmente el MuscleLab entregó el coeficiente α que describe el comportamiento creciente o decreciente de cada uno.

Análisis Estadístico

El análisis de varianza unidireccional (ANOVA) se utilizó para determinar si existen diferencias estadísticamente significativas entre las medias de las señales sEMG tomadas por los sensores Myo Armband y el Sensor Base [93]. Se decide aplicar este análisis para corroborar que las dos señales son independientes y asegurar la eficacia en la toma de datos con el mismo protocolo, mismo sujeto, pero con sensores diferenciados. De esta manera, se aplicó el test ANOVA unidireccional con el valor RMS como variable dependiente a un nivel de significancia del 5%. Posteriormente, el análisis de correlación cruzada fue usado para comparar las señales provenientes de ambos sensores después del procesamiento, para lo cual se realizó un re-muestreo de la señal del Sensor Base.

Tabla 1. Configuración de parámetros en el *toolbox* MuscleLab.

Parámetro	Sensor	Valor
Filtro <i>Butterworth</i> pasa-banda (4to)	Base	20Hz a 450Hz
	Myo Armband	10Hz a 99Hz
Filtro <i>Butterworth</i> rechaza-banda (4to)	Base y Myo Armband	58Hz a 72Hz
Frecuencia de muestreo	Base	2000Hz
	Myo Armband	200Hz
Ventana, <i>Overlap</i>	Base	2000 muestras, 500 muestras
	Myo Armband	200 muestras,50 muestras

4.4. Sistema de Rehabilitación Virtual fisiológicamente asistido

Finalmente, con el fin de realizar un sistema de rehabilitación virtual asistido con datos de electrofisiología muscular, se decidió diseñar el videojuego serio *Force Defense*. Éste utilizó una estrategia de control de lazo cerrado a través de un bucle biocibernético. A continuación, se describen las etapas de planeación para la realización del videojuego, teniendo en cuenta requerimientos clínicos y metodologías de diseño iterativo, para finalmente describir con minucia el diseño y desarrollo del sistema de fisiología computacional. Finalmente, se describe la metodología seguida para la realización de un estudio piloto con usuarios sanos. Se detectó que las necesidades que los sistemas de rehabilitación virtual esperan cubrir son [28]:

- Evaluación objetiva de los parámetros fisiológicos.
- Asegurar la evocación de la respuesta fisiológica deseada en el momento adecuado.
- La motivación del uso de equipamiento es un factor clave de la adhesión al sistema.

4.4.1. Diseño del videojuego

- **Requerimientos Clínicos:**

Alternativo en vez de complementario: dada la complejidad de los requerimientos terapéuticos de una terapia de rehabilitación física para miembro superior [28], el sistema planteado se pensó como una intervención auxiliar y complementaria con la terapia convencional, por lo tanto se planeó que el videojuego tuviera una corta duración entre 5 y 10 minutos.

Importancia de la fatiga en los procesos de rehabilitación: cuando el paciente practica un entrenamiento resistido, el médico debe estar alerta a los signos de fatiga. La fatiga puede llevar a la sustitución de los músculos ejercitados o derivar en una lesión. La dosis del ejercicio resistido a menudo se limita a la fatiga, el punto en que una persona debe interrumpir el ejercicio o sacrificar la forma en que lo ejecuta [28]. Es por esto que el videojuego debe cambiar sus niveles de control dependiendo de la fatigabilidad del usuario, es decir, si se encuentra que un jugador se fatiga después de ejecutar un cierto conjunto de contracciones, el siguiente conjunto de contracciones debe bajar la intensidad.

Contracciones isométricas en vez de isotónicas: en las primeras semanas de rehabilitación de una lesión o una cirugía el paciente es requerido por realizar contracciones isométricas, sostenidas en el tiempo, que no alteren los rangos de movilidad del miembro. El ejercicio isométrico es una herramienta valiosa de rehabilitación cuando el movimiento articular es incómodo o está contraindicado, durante la inmovilización o cuando haya debilidad de los tejidos subyacentes a la zona lesionada [28]. Estas contracciones isométricas son ejercidas en niveles sub-máximos entre el 30% y el 70% de la contracción máxima voluntaria con duración de 20 a 30 segundos, o al 100% de la contracción máxima voluntaria con duración de 5 a 15 segundos.

- **Brain-storming:** se realizó una lluvia de ideas de los escenarios en los que se podrían llevar a cabo tareas que implicarán la contracción del músculo como sistema de control y fueran fácilmente asociadas a la ejecución de la fuerza. La lluvia de ideas fue realizada en conjunto con un investigador *senior* en videojuegos para salud y un reconocido médico fisiatra de la ciudad. Para ello se hizo una previa revisión del estado del arte de implementación de ambientes virtuales controlados por señales electromiográficas. Se encontró que las tareas propuestas son simples, basadas en acciones que solo implican un verbo como agarrar, golpear, disparar, orientar y mover [82, 94]. Se propusieron juegos de lanzamientos de objetos como dardos y bolas, de selección de caracteres como letras y cartas, de destrucción de objetos, de manejar vehículos y de generar súper poderes.

Finalmente se escogió un juego que propone la creación de un poder, un campo de fuerza que funcionará como escudo protector ante ataques del enemigo.

- **Tecnologías de interacción:** se tuvieron en cuenta varias tecnologías que fueran compatibles con la interacción ya establecida del usuario con sensores *wearables* de sEMG como el Myo Armband. La realidad virtual y la realidad aumentada surgieron como ideas a ser implementadas como métodos de visualización multimedia, ya que en la actualidad existen sistemas de bajo costo que pueden integrarse en un computador de bajo costo o en un teléfono celular.
- **Storyboard:** se construyó una secuencia de bocetos teniendo en cuenta una etapa inicial de calibración del sensor por parte del videojuego (Figura 4.4A, Figura 4.4B). Ésta calibración se hace dependiendo cuanta fuerza pueda hacer el usuario en un intervalo de tiempo dado. Esta fuerza máxima será el nivel de referencia para crear las mecánicas en las otras escenas. Posteriormente, el usuario deberá escoger el brazo que desea utilizar para jugar, teniendo en cuenta dónde se ha conectado el sensor Myo Armband (Figura 4.4C).

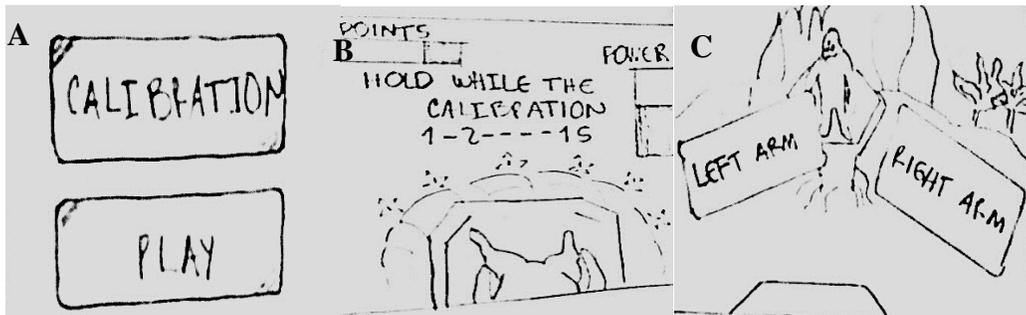


Figura 4.4 Bocetos de la escena de calibración del sensor Myo Armband dentro del videojuego serio. A). Menu principal. B). Calibración. C) Elección de brazo a medir.

Finalmente la escena donde se desarrolla la interacción consiste en el usuario ubicado al frente de su enemigo del cual tendrá que repeler algunos de sus ataques mediante la contracción sostenida de los músculos de su miembro superior usando un campo de fuerza (ver Figura 4.5) Finalmente, el usuario podrá contra-atacar al enemigo mediante nuevas contracciones, las cuales, se activarán solo si logra defenderse exitosamente (ver Figura 4.6). La escena es pensada en un ambiente exterior donde el enemigo está en una plataforma alejada de la posición del usuario, el cual no puede desplazarse.

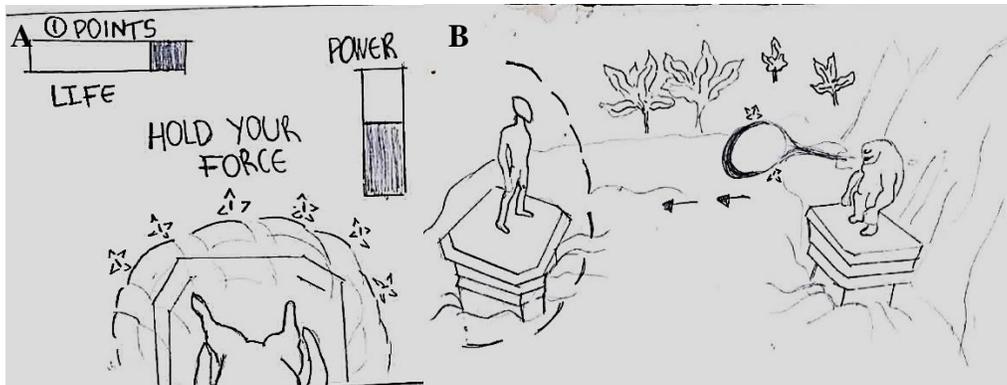


Figura 4.5. Bocetos de la escena principal. A) Creación del campo de fuerza. B) Pelea entre el personaje principal y el enemigo

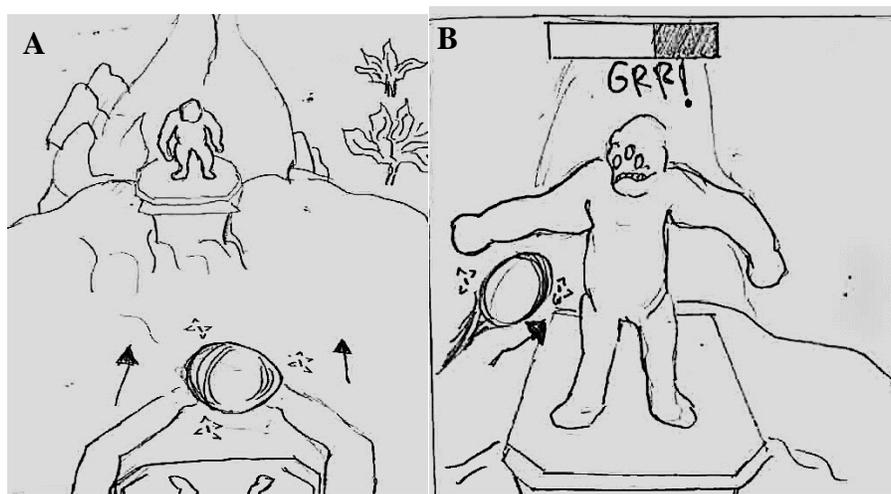


Figura 4.6 Contra-ataque. A) Adquisición de poder para matar al enemigo. B) Ataque al enemigo.

- **Tetraedro:** para la descripción del videojuego y su funcionamiento, se optó por utilizar el modelo del tetraedro planteado por Schell [24], en donde se describen cuatro elementos principales que componen un juego: mecánicas, estética, historia, tecnología.

Mecánicas: el videojuego se desarrolla en un espacio tridimensional. El *espacio* que se escogió fue la mitad de un lago con naturaleza alrededor como montañas, formaciones rocosas y vegetación. El juego se acaba (en *tiempo*) cuando muere el personaje principal, que depende de cuantos ataques reciba para disminuir su barra de vida, o por el contrario si el usuario gana, que depende del número de veces que dispara contra el enemigo. Se tiene en cuenta el tiempo en los estados dentro del juego: el tiempo en que se demora un disparo en llegar (3s), tiempo que dura la contracción (15s), tiempo que tarda el descanso entre contracciones (5s), tiempo para atacar al enemigo (5s). Como *objetos* se tienen: el personaje principal, el cuál es el usuario con vista en primera persona que puede dirigir su mirada pero no puede desplazarse; el enemigo que es un monstruo mitológico de

piedra que ataca al personaje principal; las plataformas, que es donde están ubicados los personajes y es el escenario de combate; los disparos, que son los medios de ataque para hacer daño al contrincante; el campo de fuerza que presupone el superpoder que se le concede al personaje principal para defenderse de los ataques del enemigo y la fatiga del usuario, la cual se monitorea constantemente a través de la señal sEMG entregada por el sensor Myo Armband y que permite cambiar la dificultad de la creación del campo de fuerza. Las *acciones* del juego se relacionan al personaje principal, el cual puede defenderse, atacar, ganar, morir o descansar; al enemigo, el cual puede atacar, ganar o morir y a los disparos que pueden evitarse o herir. Las *reglas* que median las dinámicas dentro del juego son explicadas en la figura 4.7.

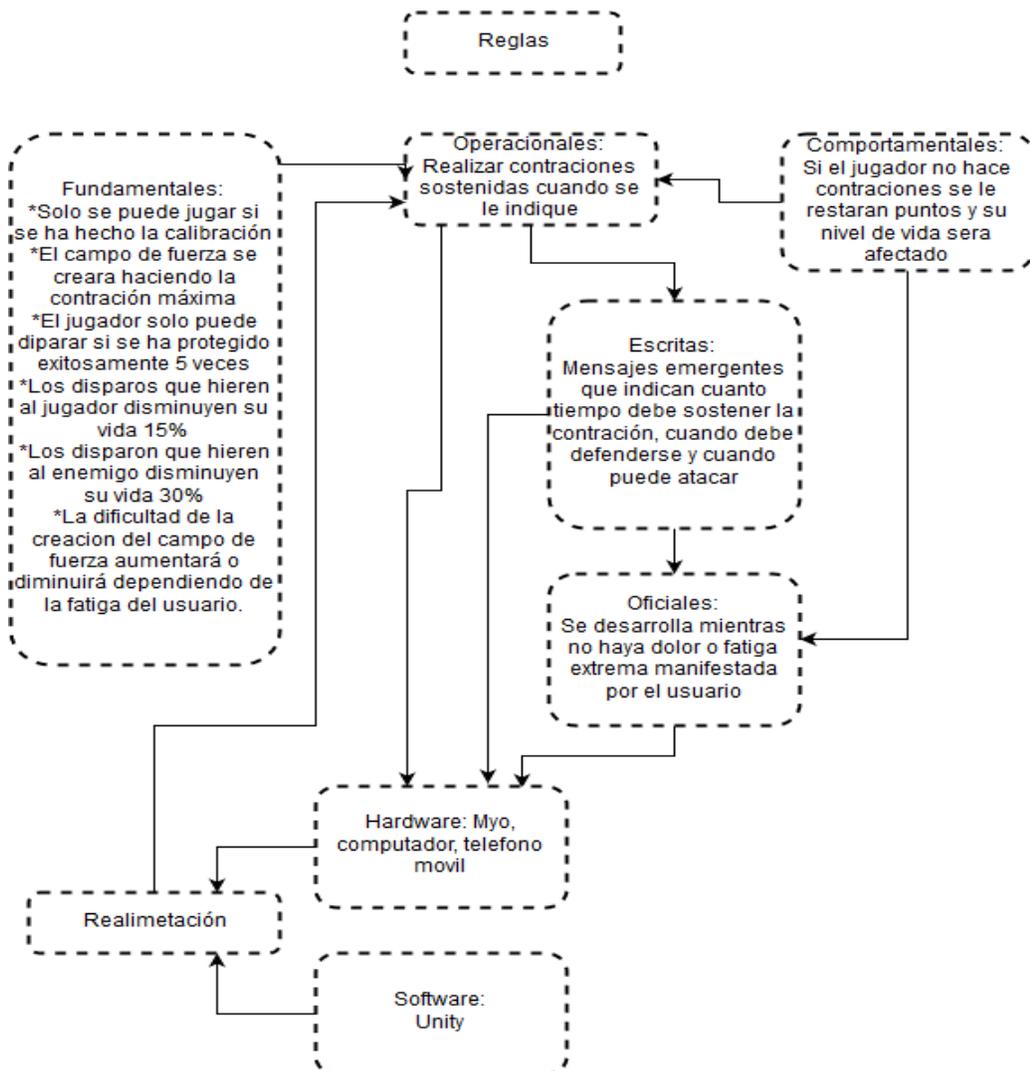


Figura 4.7 Diagrama de diseño de reglas para el videojuego Force Defense .

Historia: el contexto del videojuego se desarrolló en un mundo en el cual habitan monstruos mitológicos de piedra y el personaje se encuentra atrapado en una plataforma dentro de un lago, de la cual no puede escapar hasta no vencer al

enemigo. De una plataforma paralela surge un monstruo de piedra que ataca disparándole bolas de piedra acidas, el personaje principal no tiene más remedio que defenderse creando un capo de fuerza. Si se defiende exitosamente se le dará la oportunidad de contra-atacar. A medida que el jugador cumple conjuntos de repeticiones obtiene puntos, si gana suficientes puntos puede atacar de nuevo.

Estética: para la elaboración del videojuego tridimensional se accederán a paquetes de libre acceso que contienen la mayoría de elementos dentro del ambiente virtual. Se realizará una versión demo del videojuego con calidades en píxeles bajas (1024x768) con el objetivo principal de evaluar las mecánicas.

Tecnología: las tecnologías a utilizar son el sensor Myo Armband que permite el registro y control de las señales eléctricas musculares, el motor de videojuegos Unity3D con las librerías de Google DayDream y la VR como medio de visualización alternativo.

4.4.2 Desarrollo del videojuego

Para el desarrollo del videojuego *Force Defense* se utilizó el motor Unity3D, una plataforma de libre acceso implementada para el desarrollo de ambientes interactivos en 2D y 3D. El motor de videojuegos utiliza como uno de sus lenguajes de programación de soporte C#, el cuál puede ser sincronizado desde el ambiente de Microsoft Visual Studio. Unity3D ofrece un sin número de *assets* gratuitos, con los que se pueden construir escenarios virtuales completos sin necesidad de ser un profesional en el modelamiento 3D. La integración del sensor Myo Armband en Unity3D es directa ya que sus fabricantes brindaron soporte para ello (Thalmic Labs [95]). Adicionalmente, Unity3D brinda un soporte multiplataforma, es decir, las soluciones allí generadas pueden ser compiladas para ser ejecutadas en computadores de escritorio y celulares con diferentes sistemas operativos. También cabe destacar que Unity3D ya posee múltiples herramientas para la integración de VR dentro de los videojuegos (ejemplo: Google DayDream)

4.4.3 Diseño del Bucle Biocibernético para la modulación de la fatiga muscular

Siguiendo la creación del Bucle Biocibernético como se expuso en secciones anteriores, se describen a continuación las fases del proceso y los factores que se tuvieron en cuenta para la creación del sistema de lazo cerrado para la modulación de la fatiga muscular. En la figura 4.8 se resumen estas fases.

- **Modelo Conceptual:** el estado psicofisiológico a detectar en el usuario es la fatiga muscular. Según los requerimientos clínicos, se desea mantener al jugador en un estado de fatiga que pueda ser soportado para terminar el juego, el cual tomará máximo 10 minutos; esto se llevó a cabo pidiéndole al usuario realizar contracciones isométricas de entre 15 a 20 segundos entre el 50% y 80% de su contracción máxima voluntaria. El bucle será mediado por este umbral de fatiga, que tiene solo dos estados: existe, no existe y según éste se alterarán las

mecánicas de juego. El nivel de contracción requerido por el juego dependerá de la calibración que se realice para cada usuario, así que la habilidad para desarrollar la tarea dependerá de si el usuario llega a los niveles de contracción requeridos durante cierto tiempo.

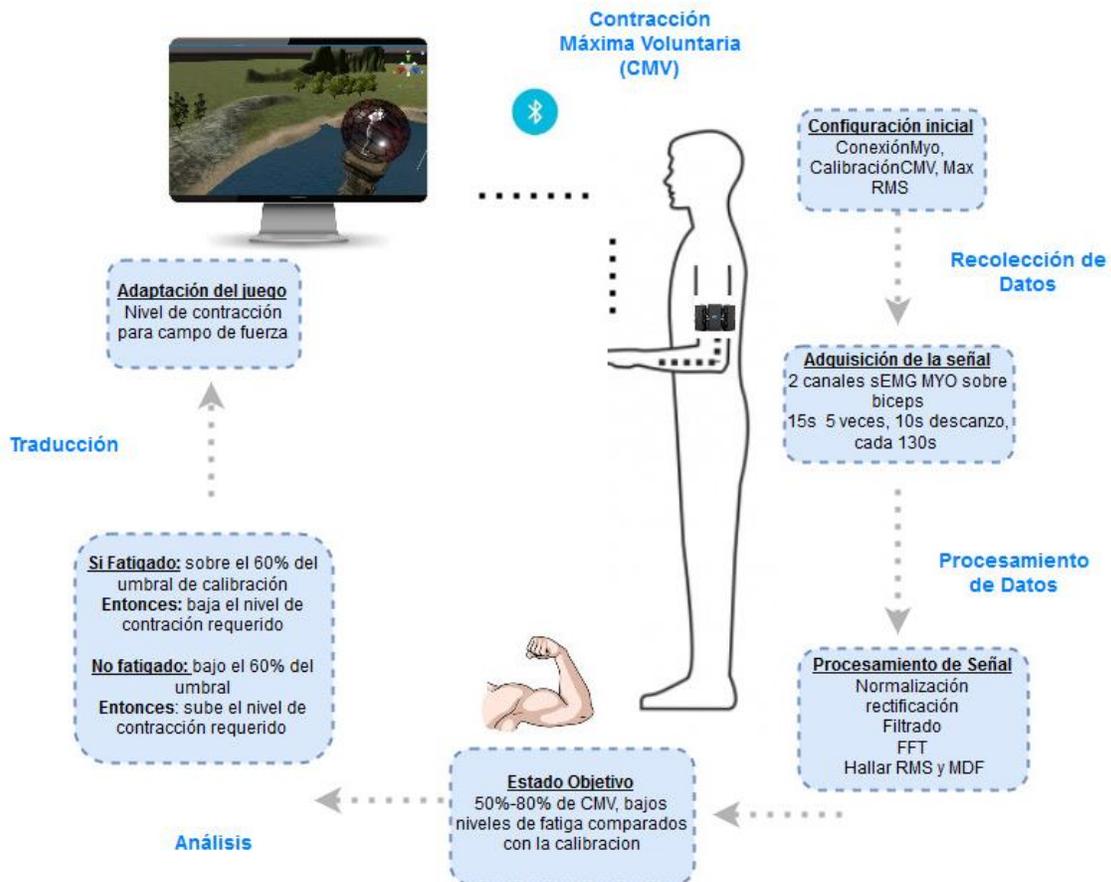


Figura 4.8 Fases del bucle Biocibernético. Donde CMV: Contracción Máxima Voluntaria, RMS: valor Root Mean Square, sEMG: Electromiografía de Superficie, FFT: Transformada Rápida de Fourier, MDF: Frecuencia Mediana.

- **Inferencia Psicofisiológica:** para representar el estado de fatiga del usuario se usaron las mediciones electromiográficas procesadas entregadas por el sensor Myo Armband, particularmente los parámetros RMS y MDF, que en su combinación indican la existencia de la fatiga muscular. Los estudios anteriores revelaron la viabilidad de usar el sensor Myo Armband para la medición de fatiga en tareas similares a las que se desarrollan dentro del juego.
- **Modelo cuantificado del estado del usuario:** el estado *existe* se relaciona con los marcadores de fatiga muscular si se encuentran por encima del 60% del valor hallado en la calibración), y el estado *no existe* a si los marcadores de fatiga se encuentran por debajo del 60% del valor hallado en la calibración.

- **Modelo en tiempo real del estado del usuario:** las mediciones en busca de los marcadores de fatiga muscular se realizaron después de que el usuario haya realizado cada conjunto de repeticiones, mientras en el juego está en un breve periodo de descanso donde el enemigo puede ser atacado o por el contrario seguir con vida. Este conjunto de repeticiones entregaron una señal de aproximadamente un minuto y medio, a la cual se le hizo el procesamiento descrito con anterioridad (ver marco teórico y sección 4.1) y se hallaron las variables para ser comparadas con sus estados de calibración. Una vez se ubicaron las variables dentro del umbral, el bucle tomó la decisión de reducir el nivel de contracción inicial un 10% si se halló fatiga o subirlo un 10% si no se halló.
- **Diseño de la interfaz adaptativa:** la adaptación será mostrada en el videojuego como la cantidad de poder/fuerza que debe hacer el usuario para crear la defensa contra los disparos del enemigo, esto se materializa en una barra de poder donde el indicador muestra hasta donde debe llegar para crear la protección.

4.5. Estudio piloto para la validación del sistema fisiológicamente adaptativo

Con el objetivo de evidenciar la viabilidad del bucle biocibernetico diseñado en la sección anterior, su integración con el videojuego planteado, y la adaptación en tiempo real a la fatiga muscular presentada por el usuario, se decide llevar a cabo un estudio piloto. Por otra parte, también se desea comprobar si el diseño de las mecánicas del juego logra generar sensaciones de presencia e inmersión en los usuarios, así como también evaluar los niveles de motivación. Para ello se diseñó la metodología descrita a continuación.

Sujetos

Se presentaron como voluntarios a este estudio piloto 12 sujetos, 6 mujeres y 6 hombres, con media de edad de (28.46 ± 5.34) , todos con mano derecha dominante y experiencias en el uso de videojuegos, pero solo 8 con experiencia en videojuegos con interacción corporal. Ninguno de los sujetos afirmó tener lesiones musculares, y todos fueron informados del procedimiento experimental y los riesgos del mismo.

Instrumentación

El sensor Myo Armband fue utilizado para la recolección de datos y el control del videojuego serio *Force Defense*, el cual fue conectado a través de *bluetooth* a un computador Hewlett-Packard con sistema operativo Windows 10 y procesador AMD 8. El videojuego se proyectó en un monitor de 21.6 pulgadas de pantalla LCD. Para la inmersión auditiva se utilizan unos audífonos inalámbricos.

Cuestionarios y registro de eventos

Percepción de fatiga muscular: la escala de Borg es preguntada al usuario para cuantificar en un número de 0 a 10 (CR10) su nivel percibido de fatiga, donde los números son relacionados a expresiones verbales como se sigue: 0- nada de fatiga, 0.5- fatiga extremadamente débil, 1 muy débil, 3- moderado, 5-fuerte, 7 muy fuerte, 10-extremadamente fuerte. Esta escala generalmente es usada para la percepción de dolor, pero ya ha sido implementada en protocolos de fatiga muscular como en [35,36].

Experiencia de juego: se aplicó el Cuestionario de experiencia de juego (Game Experience Questionnaire) [96], específicamente el módulo central y el módulo de experiencia posterior. El primero mide 7 categorías: inmersión sensorial e imaginativa, tensión, competencia, *flow*, desafío, afecto positivo y negativo. El módulo de experiencia posterior se centra en 4 aspectos de cómo se siente el jugador después de terminar el juego: experiencia positiva, experiencia negativa, regreso a la realidad y cansancio. Estos cuestionarios revelaron la capacidad del videojuego para ser envolvente y generar una adherencia positiva por parte de los usuarios.

Usabilidad del sistema: la escala de usabilidad SUS (System Usability Scale)[97] consiste en una escala de 10 ítems, en las que el usuario debe responder de 1 a 5 si está totalmente de acuerdo o totalmente en desacuerdo con la afirmación de cada ítem. Permite evaluar si los usuarios consideran que el sistema que están probando sirve para el propósito que fue diseñado. Por esta razón se decide aplicar después del uso del videojuego, ya que los sujetos deben de entender el propósito y la funcionalidad de la adaptación fisiológica que se realiza durante la interacción.

Eventos de juego: después de cada sesión, el videojuego es programado para registrar las variables que serán tenidas en cuenta en el análisis post-juego, las cuáles pueden reflejar el desempeño de los sujetos, tales como puntos ganados, ataques recibidos, ataques acertados, cambios en el umbral de dificultad y cambios en el umbral de MDF. La señal sEMG entregada por el sensor MyoArmband durante la interacción con el videojuego *Force Defense*, así como las variables dentro del mismo, son guardadas en un archivo .csv. A través de estas variables, se define el desempeño de cada jugador dentro del videojuego como el número de ataques que logró contener dividido por el número de ataques recibidos.

Procedimiento experimental

El estudio piloto fue llevado a cabo en un ambiente controlado del *Madeira Intractive Technologies Institute*, Portugal. El montaje consistió en un escritorio en el cual se posicionaron la el monitor de pantalla LCD y el computador, una silla en la cual se posicionó el sujeto de frente a la pantalla usando el sensor Myo Armband en su mano dominante y el investigador con el computador (ver figura 4.9). En

primera instancia, se le menciona al sujeto el objetivo del estudio piloto, la funcionalidad del sistema y su adaptación fisiológica. Posteriormente se explicó que durante determinados instantes de la experiencia se le preguntaría por su percepción de fatiga basados en la escala de Borg [34].

La escala de Borg fue entonces usada específicamente al término de cada conjunto de 5 repeticiones. Acto seguido, el sujeto realizó un calentamiento de 5 minutos, que consistió en movilidad articular de miembros superiores, flexión y extensión de codo y contracciones máximas voluntarias del bíceps braquial con flexión de codo a 90° . A continuación, el investigador posicionó el sensor Myo Armband en el brazo dominante del sujeto, teniendo en cuenta que el electrodo número 6 quedara en la posición establecida en el estándar para bíceps braquial [69]. El sujeto es sentado entonces en la silla frente al monitor de pantalla LCD, de manera confortable con su espalda recta, y por último se le posicionan los audífonos.



Figura 4.9. Montaje experimental en el estudio piloto de *Force Defense*.

El experimentador inició el videojuego y guio al sujeto en las interacciones con los botones dentro del ambiente virtual. El videojuego consiste en dos etapas: calibración e interacción. En la etapa de calibración se le solicitó al sujeto relajar sus brazos durante 10 segundos para posteriormente hacer una CMV de bíceps braquial a 90° durante 15 segundos. Una vez pasada la calibración, la etapa de interacción le permitió al sujeto interactuar con el videojuego de forma independiente y el experimentador solo intervino cada 100s (duración de cada conjunto de contracciones) para preguntar por su escala de fatiga. La experiencia terminó cuando a) el jugador ganó, b) el jugador perdió o c) el jugador manifestó fatiga por encima de 9 en la escala de Borg. Finalmente, cada usuario respondió los cuestionarios de usabilidad y experiencia de juego para completar su participación.

Procesamiento de datos.

El procesamiento de la señal sEMG para el bucle biocibernético dentro del videojuego se realizó como se ha explicado en el marco teórico y la sección 4.1. Durante la calibración, la señal es grabada y analizada en tiempo real por el sistema en busca de los valores máximos de RMS y MDF en este estadio inicial de fatiga.

Con estos valores iniciales se calibra el umbral de dificultad de la etapa de interacción. El umbral de dificultad es el 60% de la máxima amplitud de la señal sEMG durante la calibración. Este umbral se normaliza de 0 a 10, dividiendo el valor obtenido cada instante sobre el máximo calibrado y multiplicando este resultado por 10. El umbral de mediana es el 60% de la MDF encontrada durante la calibración, y es el valor por encima del cual la dificultad aumentará, o por debajo del cual la dificultad se reducirá. Finalmente, el post-procesamiento consistió en la sincronización de eventos en la señal sEMG, como los cambios en el valor de la MDF, así como el análisis de su relación con eventos específicos de las variables dentro del videojuego, como puntos ganados o ataques acertados.

En esta sección se exponen los resultados obtenidos en el diseño y elaboración de dos sistemas de fisiología computacional y dos experimentos:

- La sección 5.1 describe las funciones que ofrece el *toolbox* MuscleLab, desarrollado para el post-procesamiento de la señal sEMG en busca de marcadores de fatiga muscular.
- La sección 5.2 presenta los resultados del procedimiento experimental descrito en la sección 4.2, el cual buscó detectar fatiga muscular en las señales entregadas por el sensor Myo Armband.
- La sección 5.3 expone los resultados de la metodología descrita en la sección 4.3 con el objetivo de comparar la señal del Sensor Myo Armband con un sensor eléctricamente más robusto.
- La sección 5.4 expone los resultados del desarrollo del videojuego *Force Defense* y muestra múltiples visualizaciones del aspecto final.
- Finalmente, la sección 5.5 presenta los resultados del estudio piloto desarrollado para validar el sistema fisiológicamente adaptativo integrado en el videojuego.

5.1. Toolbox MuscleLab para el post-procesamiento de la señal sEMG y la detección de fatiga muscular

Cumpliendo con los requerimientos plateados en la sección 4.1 el *toolbox* incluye las funciones para la importación de datos, cuantificación de la fatiga, ilustración gráfica de las características y ajuste manual de los parámetros; los cuáles son descritos a continuación (ver Figura 5.1). El *toolbox* puede ser gratuitamente descargado en: <https://goo.gl/DhPvy3>:

- **Importar datos con soporte multiplataforma:** considerando que; 1) el SDK del sensor Myo Armband graba los datos en un archivo de formato .csv 2) muchos de los sensores fisiológicos exportan los datos a archivos en formato de texto (.txt) y 3) existe un gran número de bases de datos fisiológicos online (como *Physionet*) los cuales permiten descargar los archivos en el formato del software Matlab (.mat); MuscleLab posee un botón “Importar Datos” el cual abre una ventana emergente para acceder a los tipos de archivos mencionados (Figura 5.1).
- **Cuantificación de fatiga:** MuscleLab permite el cálculo de parámetros en los dominios del tiempo y la frecuencia para la cuantificación de la fatiga muscular, estos son: el valor RMS de la amplitud de la señal y la mediana del espectro de

densidad de potencia (MDF). El primero es calculado en MuscleLab usando la función personalizada para calcular el valor RMS dentro de una ventana predefinida. Para hallar la MDF, se utiliza la Transformada Rápida de Fourier (FFT) de la señal en los intervalos cuasi-estacionarios, para lo cual cada señal se divide en épocas, luego se calcula la media en la ventana determinada por el usuario. Particularmente, los intervalos se escogen de manera que coincidan con los instantes cuasi-isométricos de la contracción muscular, es decir cuando hay contracción sostenida la mayor parte del tiempo, de esta manera se puede extrapolar la interpretación del análisis basándose en los resultados de cada época. Finalmente, para cada uno de estos valores se realiza una regresión lineal, la cual calcula un polinomio de primer grado que indica la tendencia de crecimiento o decrecimiento, característica determinante para describir la fatiga muscular. La regresión lineal de esta curva presenta dos parámetros, la pendiente α , y el punto de corte con el eje vertical, el intercepto β [37]. Ambos valores son mostrados al usuario en la interfaz (Figura 5.1, esquina inferior izquierda).

- **Gráficos:** a través del botón “Graficar Aparte” (Figura 5.1), se permite exportar los gráficos del parámetro seleccionado que se visualizan en la interfaz. A la derecha de la Figura 5.1 se presentan dos gráficas, la primera de arriba abajo (Raw Data), expone las gráficas temporales de los canales que contiene el archivo de datos; la segunda contiene la gráfica de la tendencia del parámetro en el canal que el usuario eligió, mostrado su comportamiento creciente o decreciente.

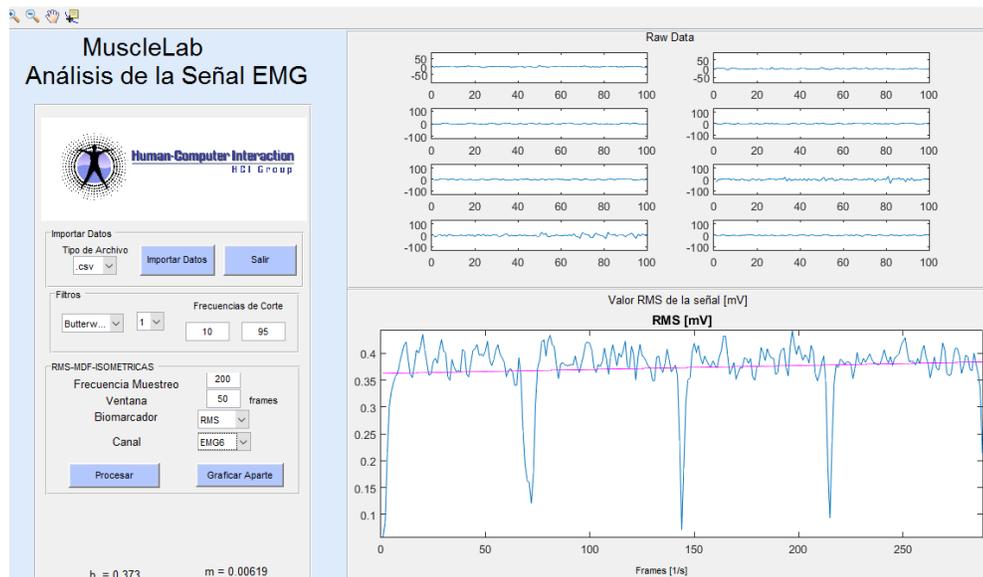


Figura 5.1. Interfaz gráfica del MuscleLab *toolbox* mostrando datos de cada uno de los electrodos de sEMG del sensor Myo Armband (parte superior derecha) y la gráfica de la tendencia del valor RMS (parte inferior derecha).

- **Ajuste de parámetros (filtros y ventanas):** a través del sub-panel “Filtros” en el *toolbox* (Figura 51), el usuario tiene la posibilidad de cambiar el tipo de filtro (*Butterworth* y *Notch*), frecuencias de corte y el orden del filtro. En el sub-panel “Parámetros” se puede ajustar la amplitud de la ventana, la frecuencia de muestreo, el canal de sEMG y el marcador (“RMS” o “MDF”). El botón “Procesar” realiza todas las operaciones con los parámetros que el usuario ingresó, y despliega la gráfica de dicha operación. Por último, los valores relevantes de este procesamiento son mostrados al usuario en la parte inferior izquierda.
- **Contracciones Dinámicas:** el análisis de la señal sEMG para registros durante contracciones dinámicas fue incluido usando índice de Dimitrov. En la figura 5.2 se puede observar el panel inferior izquierdo en el que se pueden ajustar dos parámetros para este cálculo: el número de repeticiones que se llevaron a cabo, y la duración de cada repetición (en *frames*).

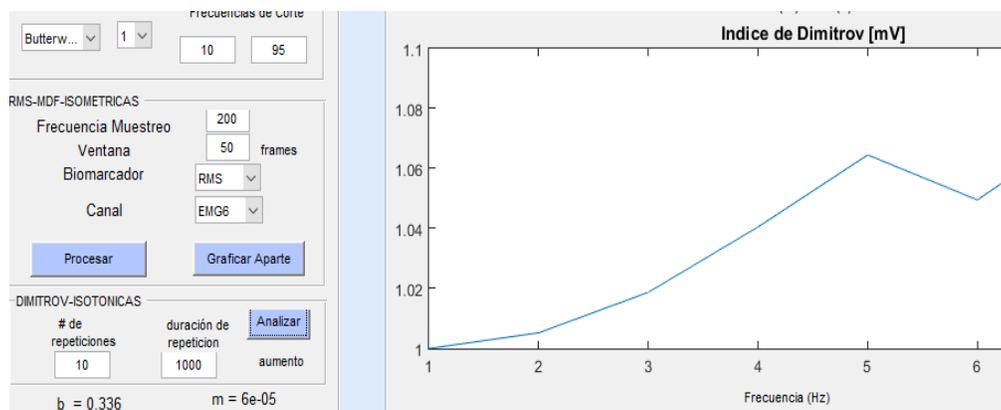


Figura 5.2. *Toolbox* MuscleLab con el Índice de Dimitrov incorporado.

Es menester aclarar que el desarrollo de *toolbox* MuscleLab facilitó el procesamiento de las señales sEMG en los experimentos posteriormente realizados, permitiendo una rápida y limpia extracción de los descriptores de fatiga muscular así como también su posterior cuantificación y representación gráfica.

5.2. Resultados de la detección de fatiga muscular a través del sensor Myo Armband.

Del experimento descrito en la sección 4.2, se tomaron datos con el sensor Myo Armband y el procesamiento fue realizado usando el *toolbox* MuscleLab. Los biomarcadores RMS y MDF, mostraron comportamientos esperados según la teoría de la medición de la fatiga muscular.

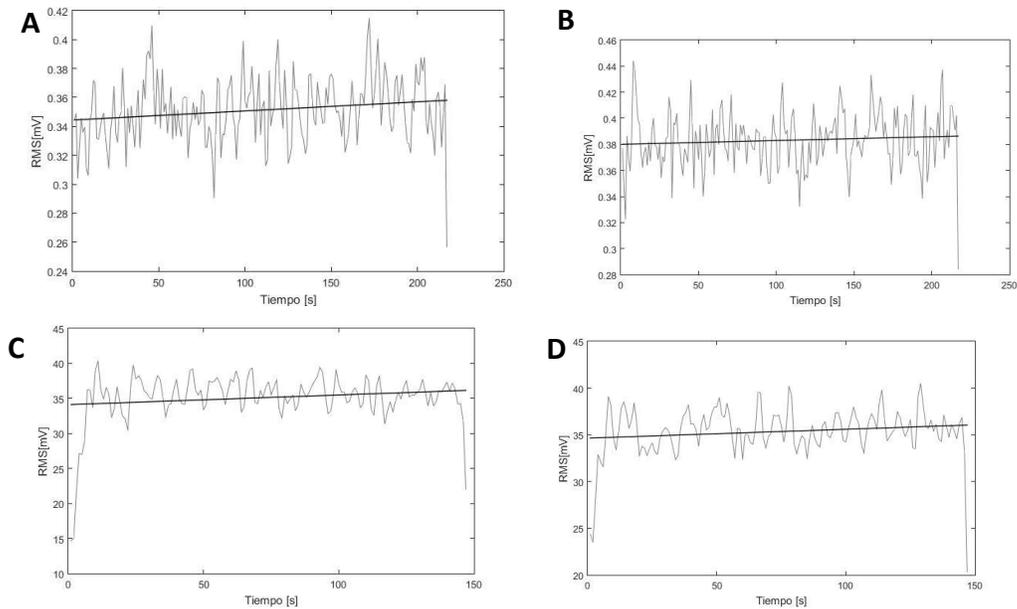


Figura 5.3 Curvas del valor RMS extraído de las señales sEMG en protocolo de fatiga. Brazo derecho. A) La curva gris representa el valor RMS de cada ventana, la curva negra es la correspondiente pendiente para el canal 5. B) La curva gris representa el valor RMS de cada ventana, la curva negra es la correspondiente pendiente para el canal 6. Brazo izquierdo. C) La curva gris representa el valor RMS de cada ventana, la curva negra es la correspondiente pendiente para el canal 2. D) La curva gris representa el valor RMS de cada ventana, la curva negra es la correspondiente pendiente para el canal 3.

En primera instancia, los electrodos ubicados en el bíceps braquial (números 5 y 6 del brazo derecho, 2 y 3 del brazo izquierdo) describieron curvas con tendencias positivas (canal 5: $\alpha = 0.78$; canal 6: $\alpha = 0.83$) para los valores RMS durante todo el registro de la actividad muscular. También se encontró un comportamiento similar en los otros canales. Las figuras 5.3A y 5.3B muestran el comportamiento temporal de los valores RMS en el brazo derecho en los electrodos 5 y 6.

Adicionalmente, para el protocolo implementado usa contracciones sostenidas de larga duración, y dado el procesamiento de la señal como cuasi-isométrica, también se esperaba una modificación del espectro de frecuencia en los mismos electrodos (números 5 y 6 del brazo derecho, 2 y 3 del brazo izquierdo). La figura 5.4 muestra las gráficas del valor MDF y su comportamiento en el tiempo, donde para cada brazo y en los canales respectivos, la curva de tendencia muestra un decremento de la amplitud del valor MDF en cada ventana, dando como resultado una pendiente a negativa

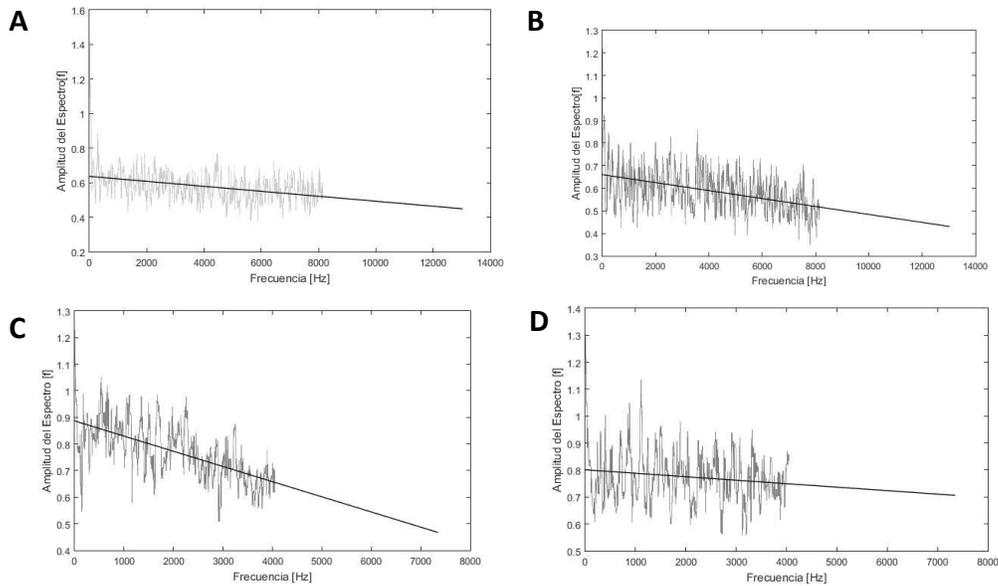


Figura 5.4. Curvas del valor MDF extraído de las señales sEMG en protocolo de fatiga. Brazo derecho. A) La curva gris representa el valor MDF de cada ventana, la curva negra es la correspondiente pendiente para el canal 5. B) La curva gris representa el valor MDF de cada ventana, la curva negra es la correspondiente pendiente para el canal 6. Brazo izquierdo. C) La curva gris representa el valor MDF de cada ventana, la curva negra es la correspondiente pendiente para el canal 2. D) La curva gris representa el valor MDF de cada ventana, la curva negra es la correspondiente pendiente para el canal 3.

Para el brazo derecho la pendiente en el canal 5 tuvo un valor de $\alpha = -0.036$ y para el canal 6 un valor $\alpha = -0.035$, valores muy cercanos entre si y comparables (en escala de dimensión) con hallazgos anteriores publicados [41]. Para el brazo izquierdo los valores de pendiente son más negativos al del brazo derecho, con $\alpha = -0.065$ en el canal 2 y 3. De nuevo, esto puede ser causado porque el esfuerzo hecho por el brazo izquierdo tuvo menor duración que el derecho, es decir llegó al cansancio más rápido.

5.3. Resultados de la comparación del Sensor Myo Armband con un Sensor Base estándar de sEMG.

Los resultados anteriores permiten evidenciar la viabilidad de uso del sensor *wearable* Myo para la cuantificación de fatiga muscular. Posteriormente las señales del Myo Armband fueron comparadas con las de un Sensor Base de lectura sEMG.

Análisis de los parámetros de fatiga

Una vez procesadas las señales en el *toolbox* MuscleLab, los valores de la pendiente de la curva RMS y MDF son mostrados en la Tabla 2.

Tabla 2. Marcadores de fatiga muscular para el Sensor Myo Armband y el Sensor Base

Sujeto	Pendiente RMS		Pendiente MDF	
	Sensor Base	Sensor Myo	Sensor Base	Sensor Myo
1	0.0270	0.2420	-0.0050	-0.0279
2	0.0185	0.0107	-0.0059	-0.0232
3	0.0898	0.0787	-0.0016	-0.0102

El valor RMS manifestó un comportamiento creciente para el Sensor Base con pendientes de 0.0270, 0.0185, 0.0898; y para el Sensor Myo Armband de 0.2420, 0.0107, 0.0787, para los sujetos 1, 2 y 3 respectivamente. Mientras tanto, el valor de la pendiente MDF presentó un comportamiento decreciente, para el Sensor Base las pendientes fueron -0.0050,-0.0059,-0.0016, y para el Sensor Myo Armband -0.0279, -0.0232, -0.0102, para los sujetos 1, 2 y 3 respectivamente. En la figura 5.5 se observa los polinomios de tendencia del valor RMS y la MDF para el sujeto 3.

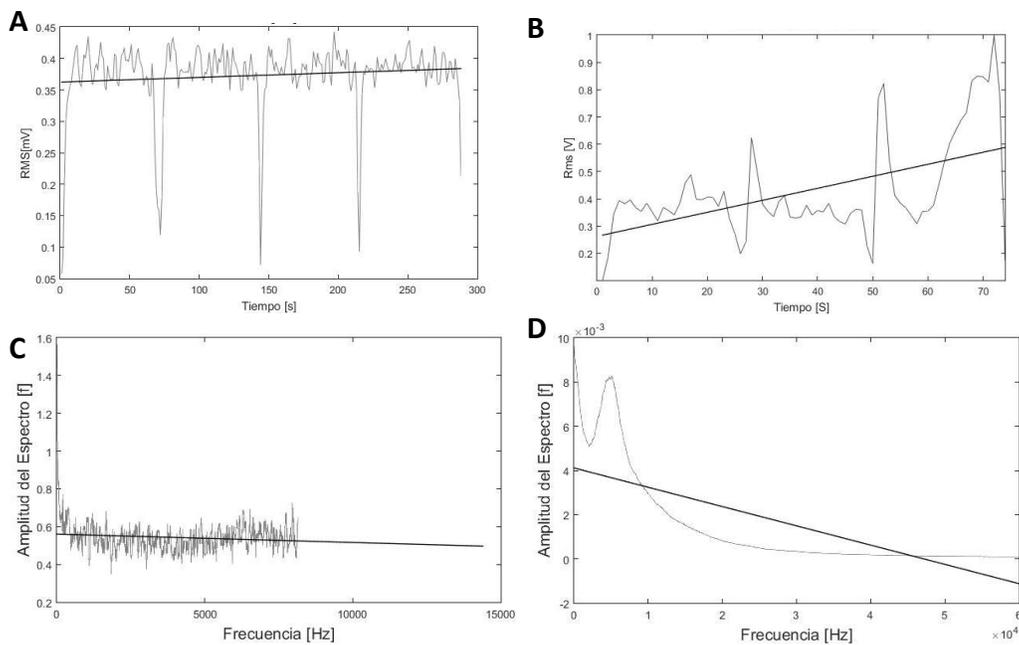


Figura 5.5. Línea de tendencia del Valor RMS para el sujeto 3. A) señal del Sensor Myo Armband. B) señal del Sensor Base. Línea de tendencia de la MDF del espectro de densidad de potencia para el sujeto. C) señal del Sensor Myo Armband. D) señal del Sensor Base.

ANOVA Test y análisis de correlación

Los tres usuarios registrados expusieron diferencias significativas para los valores RMS medidos con el sensor Myo Armband y el Sensor Base. Para el sujeto 1 el resultado del ANOVA fue $F(1,192)=267.36$, $p<0.05$, para el sujeto 2 fue $F(1,114)=632.83$, $p<0.05$ y para el sujeto 3 el resultado del ANOVA fue

$F(1,190)=1054.62$, $p<0.05$. Adicionalmente, el análisis de correlación cruzada entre las señales expuso un índice de correlación de 0.5892, 0.4549 y 0.4365, para los usuarios 1, 2 y 3 respectivamente.

5.4. Force Defense. Videojuego fisiológicamente asistido para la rehabilitación virtual en miembro superior

El videojuego serio *Force Defense* fue desarrollado en el motor Unity3D con el objetivo de generar un sistema para la rehabilitación virtual fisiológicamente asistido. *Force Defense* puede ser utilizado en un computador convencional o también en un sistema de RV móvil usando un teléfono celular. Cumpliendo con los requerimientos clínicos anteriormente descritos, la interacción dentro del ambiente virtual se encuentra entre los 3 y 15 minutos. Se diseñó para contracciones isométricas en donde el usuario tendrá que ejecutar contracciones de 15 segundos al 60% de su máximo esfuerzo. Estas contracciones son monitoreadas contantemente en busca de los marcadores de fatiga muscular. Se accedió a la plataforma de paquetes de contenidos de Unity3D (*Assets Store*), para crear los espacios propuestos en el tetraedro del juego. En las figura 5.6 se presentan los elementos principales del videojuego. *Force Defense* puede ser gratuitamente descargado en: <https://goo.gl/DhPvy3>

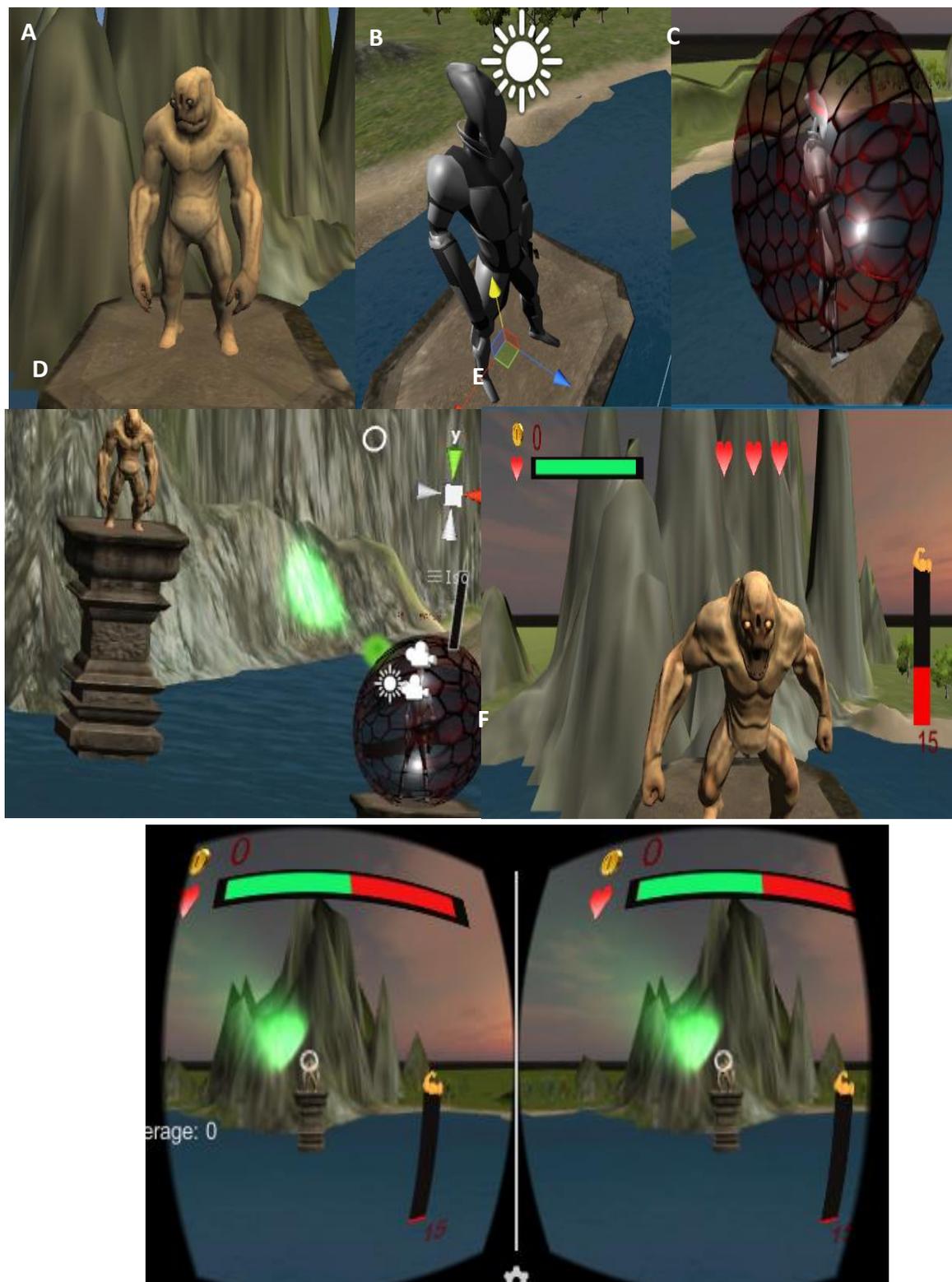


Figura 5.6. Elementos principales dentro del ambiente virtual. A) Monstruo de piedra. B) Personaje principal. C) Escudo protector. D) Ataques del monstruo al personaje principal. E) Barra de vida y barra de poder. F) Vista en VR desde el personaje principal.

5.5. Estudio piloto del videojuego serio Force Defense

Después de aplicar la metodología descrita en la sección 4.5, se analizaron los datos entregados por el estudio piloto. Cabe destacar que todos los sujetos terminaron la experiencia porque ganaron o perdieron, es decir, ninguno superó la condición de 9 unidades en la escala de Borg, que significa fatiga extrema.

Usabilidad del sistema y desempeño de los usuarios

El cuestionario de usabilidad arrojó valor medio de 85 ($M=85.21, SD=\pm 10.84$) (Figura 5.7), el cuál según la literatura es un sistema altamente recomendable, fácil de usar y de aprender a usar ya que supera el umbral establecido de 80.3 [98].

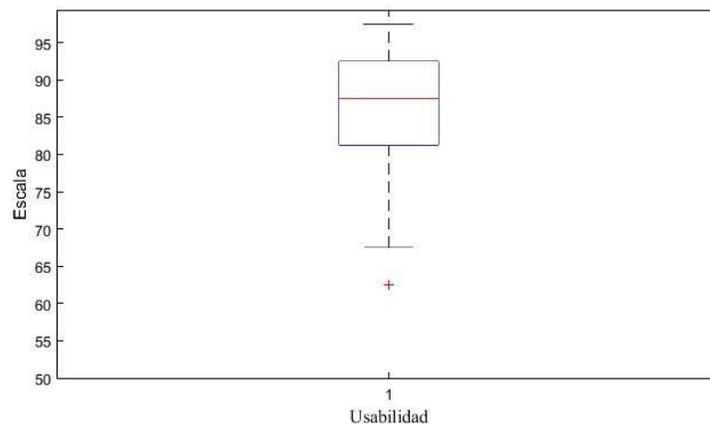


Figura 5.7. Resultados de escala de usabilidad SUS

Los porcentajes de desempeño de cada jugador fueron extraídos teniendo en cuenta la tasa entre el número de puntos conseguidos y los ataques recibidos. El desempeño medio de los sujetos estuvo alrededor del 80 % ($M=79.94\%, SD=\pm 53.67\%$).

Funcionalidad de la adaptación fisiológica como estrategia de control

Para comprobar la adaptación del sistema, se tuvieron en cuenta dos variables: la MDF calculada durante cada contracción, y el comportamiento del umbral de dificultad. La figura 5.8 pretende ilustrar el comportamiento del bucle biocibernético para un usuario durante la fase de interacción, evidenciando como la dificultad se adapta según la medición de la MDF (línea azul). Es así como, cada vez que el valor calculado en tiempo real del MDF normalizado supera el umbral establecido (definido en la calibración), los niveles de dificultad (también normalizados) aumentan en una unidad y disminuyen en el caso contrario. Esta adaptación se realiza después de cada contracción sostenida, de esta manera se evidencia que el sujeto logró realizar 14 contracciones sostenidas de 15 segundos, para un total de

interacción con la aplicación de 408 segundos.

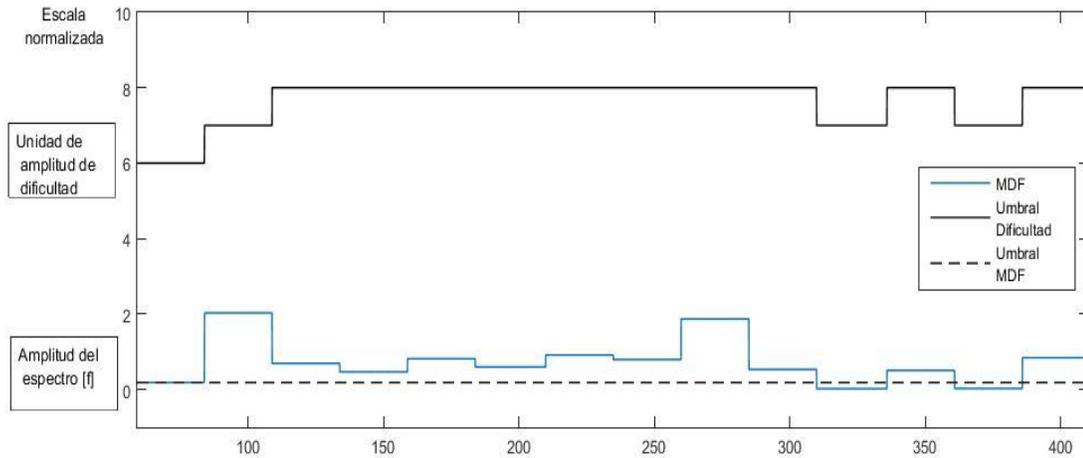


Figura 5.8. Adaptación del sistema fisiológico en términos de los umbrales de amplitud y MDF. Línea negra: umbral de dificultad; línea azul: MDF, línea discontinua: umbral de MDF

De manera similar son realizadas las adaptaciones del sistema fisiológico computacional en el resto de los usuarios, mostrando el comportamiento de un clásico controlador Bang-Bang cambiando la respuesta dinámicamente entre dos estados.

Experiencia de juego

Módulo central: en la figura 5.9 se muestran los resultados de la evaluación del test de experiencia de juego. Como se puede observar las características con mayor puntuación son: afecto positivo ($M=2.67$, $SD=\pm 0.55$), *flow* ($M=2.66$, $SD=\pm 0.91$) e inmersión ($M=2.02$, $SD=\pm 0.83$), las cuales superan el umbral de 2, que según la escala es moderado. Los valores obtenidos son cercanos al valor esperado según la literatura, ($M=2.55$, $SD=\pm 0.73$), ($M=1.63$, $SD=\pm 1.02$) y ($M=2.28$, $SD=\pm 0.80$) para cada dominio descrito [99]; y pueden relacionarse directamente con las mecánicas de juego planteadas en la sección 4.4. Adicionalmente, los valores para el afecto negativo (M , SD) superan ligeramente los valores esperados ($M=0.57$, $SD=\pm 0.60$); mientras que los valores reportados de Tensión/molestia ($M=0.58$, $SD=\pm 0.64$) estuvieron por debajo del valor esperado ($M=0.88$, $SD=\pm 0.77$) [99]. Esto se puede relacionar con la dificultad de los sujetos para defenderse seguidamente, perder vida consecutivamente, o perder el juego. Algunos sujetos manifestaron que “El juego no se podía ganar”.

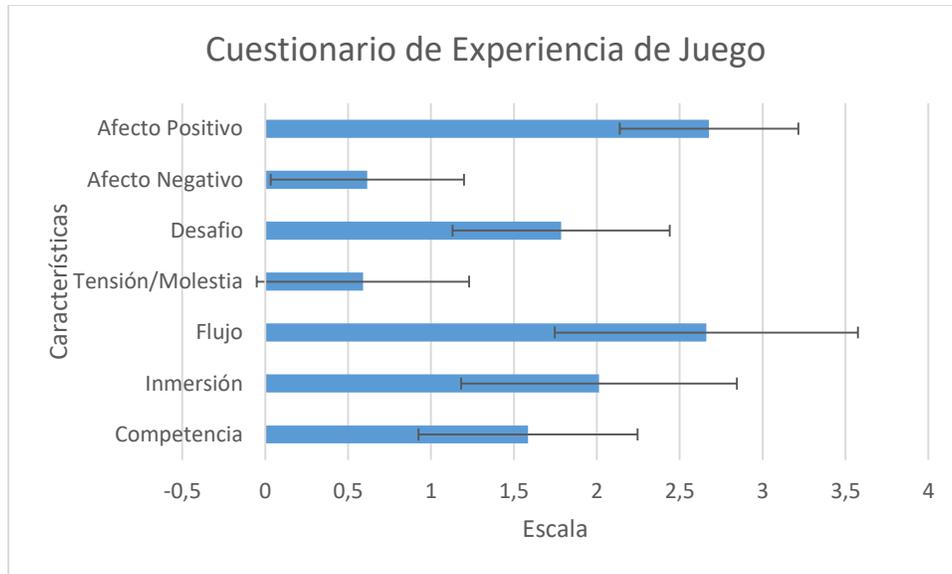


Figura 5.9. Resultados del cuestionario de experiencia de juego.

Módulo de experiencia posterior: en el cuestionario de Post-Experiencia de juego se encontraron valores más bajos en la experiencia negativa ($M=1.54$, $SD\pm 0.59$) comparados con la experiencia positiva ($M=3.34$, $SD\pm 0.35$) (Figura 5.10). Al compararlos con los valores esperados, se puede concluir que los sujetos tuvieron sentimientos positivos hacia el juego. Algunos comentarios de los sujetos con respecto a la experiencia positiva fueron: “Me gustaría volverlo a jugar”, “fácil de entender”, “tiene buenas animaciones”.

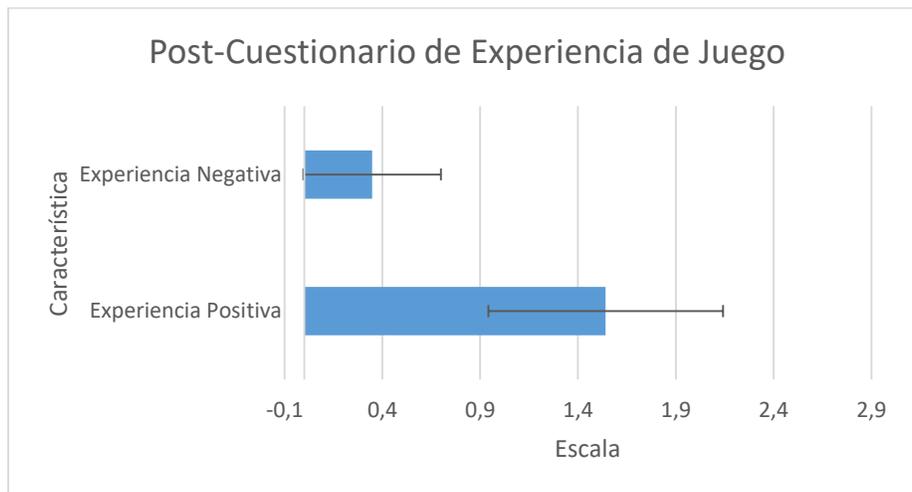


Figura 5.10. Resultados del Post-cuestionario de experiencia de juego

DISCUSIÓN Y TRABAJO FUTURO

El objetivo primario de esta investigación consistió en indagar acerca de cómo un sistema interactivo aplicado a rehabilitación virtual podría integrar técnicas adaptativas basadas en fisiología computacional para optimizar los beneficios en salud de este tipo de terapias. El estado psicofisiológico objetivo es la fatiga muscular, la cual puede ser descrita mediante la medición de señales de sEMG. A través de la extracción de características de la señal sEMG se pueden encontrar los momentos donde el usuario presenta fatiga, incluso antes del fallo mecánico. Esta extracción de características ha sido ampliamente estudiada para contracciones isométricas, las cuales son las más frecuentes en las terapias de rehabilitación motora. Basados en estos fundamentos y con la idea de generar una simbiosis hombre-máquina consistente y diversificada, esta tesis describe un multidisciplinario esfuerzo por entender el rol de los bucles biocibernéticos en la rehabilitación virtual.

En primera instancia, la medición del fenómeno fisiológico de fatiga fue estudiada a profundidad mediante algoritmos desarrollados en Matlab. Estos algoritmos de procesamiento de la señal sEMG fueron programados teniendo en cuenta una extensiva revisión del estado del arte. El *toolbox* MuscleLab fue desarrollado en respuesta a la necesidad de facilitar el procesamiento de señales presentando una solución integrada y de acceso gratuito para simplificar la interpretación de señales sEMG. A través de una interfaz de usuario, el software permite una navegación limpia para ayudar en el cálculo de las dos variables claves para detectar fatiga muscular, adicionalmente brinda acceso a diferentes tipos de archivos de datos, y permite ajustar parámetros determinantes como los filtros y ventanas. Esta interfaz también permite el análisis de contracciones dinámicas, extendiendo ampliamente su potencial uso en escenarios donde la actividad muscular es menos controlada, como por ejemplo en el estudio de gestos deportivos. Por otro lado también puede ser una herramienta educativa para enseñanza del procesamiento digital de señales biomédicas, ya que posee un conjunto de visualizaciones y técnicas de procesamiento que constituyen un estándar para el estudio del fenómeno eléctrico muscular.

El segundo paso consistió en diseñar un experimento para comprobar la viabilidad de usar las señales provenientes del sensor *wearable*, portable y de bajo costo, Myo Armband con el fin de medir fatiga muscular. Los resultados evidenciaron la posibilidad de cuantificar la fatiga muscular bajo protocolos de contracciones isométricas a través del sensor *Myo Armband*, el cuál ha sido ampliamente usado como interfaz alternativa de comunicación pero poco se sabía acerca de su precisión

para medir fatiga. Los marcadores de fatiga muscular hallados con ayuda del *toolbox* MuscleLab, RMS y MDF, tuvieron el comportamiento esperado, pudiendo atribuir este comportamiento a un mayor número de MUAPs activos, es decir un aumento en el reclutamiento de las fibras musculares a lo largo del esfuerzo. Por otro lado, se comprobó que la frecuencia de muestreo del sensor Myo Armband es útil para reflejar el fenómeno fisiológico dentro del músculo. Es importante resaltar que el procesamiento de estas señales depende del marcador fisiológico a encontrar, y se recomienda seguir las especificaciones encontradas en el marco teórico [26, 49, 100].

Aunque el sensor Myo Armband demostró ser capaz de medir fatiga muscular bajo protocolos estrictos y a través de descriptores fisiológicos ampliamente estudiados, no se encontró ningún estudio que cuantificara su exactitud en esta tarea. Por tanto, el siguiente paso en la investigación fue diseñar un estudio comparativo entre la señal de éste sensor contra la señal de un sensor Base con prestaciones estándar para sEMG. Esta comparación fue realizada bajo un protocolo de fatiga muscular de contracciones isométricas en bíceps. Las comparaciones fueron hechas entre las señales de los diferentes sensores del mismo sujeto, no entre señales de diferentes sujetos. Se llevaron a cabo múltiples análisis estadísticos, los cuáles permitieron concluir que el sensor Myo Armband permite medir la fatiga muscular hasta con un $49.35\% \pm 0.083\%$ de exactitud comparado con un sensor de sEMG estándar con prestaciones instrumentales similares a los de uso clínico. Este porcentaje es medio-alto si se considera que el Sensor Base posee 10 veces la frecuencia de muestreo que el sensor bajo experimentación, Myo Armband. De ésta manera la fatiga hallada a través de la señal sEMG corresponde a la fatiga mecánica manifestada por los sujetos. Teniendo en cuenta estos resultados iniciales, se prueba la viabilidad de este sensor para ser utilizado en aplicaciones de terapia clínica donde no se necesiten niveles de exactitud elevados, como ejemplo, en comprobar si los tiempos de fatiga muscular mecánica incrementan o disminuyen según el comportamiento de los biomarcadores en el tiempo, o también si a medida que se realizan sesiones de rehabilitación los pacientes pueden mejorar sus tiempos de fatiga muscular.

Finalmente, después de haber cuantificado la exactitud del sensor Myo Armband para medir fatiga muscular a través de un estudio comparativo, el reto consistió en aplicar las lecciones aprendidas para diseñar un sistema de fisiología computacional que pudiera ser integrado en procesos de rehabilitación virtual. O sea, a través del uso de videojuegos serios que plantean actividades en ambientes virtuales se pretende integrar las señales sEMG para generar un sistema fisiológicamente consciente. Aquí entonces, se planteó el uso de un sofisticado mecanismo de adaptación fisiológica llamado bucle biocibernético, el cual consiste en utilizar señales corporales para inferir estados psicofisiológicos que son usados como entrada en el sistema interactivo. Este mecanismo ha sido ampliamente estudiado y utilizado en la última década gracias en gran parte, al abaratamiento de sensores fisiológicos [101]. Éste mecanismo cibernético ha sido también usado con dispositivos no invasivos para reconocer emociones humanas [102] y responder en consecuencia, así como también se ha mostrado que a través de señales cerebrales se pueden modificar dinámicamente los niveles de dificultad de un videojuego [103].

Primero se diseñó el videojuego teniendo en cuenta un proceso que incluyó la ayuda de un médico especialista y un investigador en videojuegos para salud. El videojuego serio *Force Defense* posee la habilidad de ejercitar el bíceps braquial en contracciones isométricas a través de una mecánica de juego simple e intuitiva. Durante el diseño del videojuego, se utilizaron metodologías estándares de diseño de videojuegos como el *Storyboarding* o el *Brainstorming*, así como una iteración constante de cada una de las dinámicas del juego para lograr un balance entre el objetivo en salud y la capacidad de jugar (*jugabilidad*). *Force Defense* tiene características que lo hacen único para procesos de rehabilitación virtual en miembro superior: a) integra inteligencia fisiológica a través de una adaptación con respecto a los niveles de fatiga muscular; b) es multiplataforma (móvil VR y PC); y c) utiliza un protocolo de medición de fatiga *gamificado*, lo cual es clave para una futura integración en la práctica clínica.

Posterior al desarrollo del videojuego, se integró el sistema de fisiología computacional propuesto el cuál utiliza el monitoreo constante de las señales sEMG entregadas por el sensor Myo Armband con el fin de encontrar los momentos de fatiga muscular del usuario. Para esto se estableció un umbral de fatiga normal en donde debe permanecer el jugador. Teniendo en cuenta el estado del arte y las recomendaciones clínicas, el umbral se ajustó en el 60% del marcador MDF encontrado en un momento de fatiga inicial. Si a través del desarrollo del juego este umbral se sobrepasa, la dificultad del mismo debe bajar un 10%. Si baja de este nivel de fatiga, la dificultad aumenta un 10%. La dificultad finalmente se verá reflejada en la intensidad de las contracciones que debe de realizar el usuario.

El funcionamiento del videojuego con el bucle biocibernético fue evaluado con 12 usuarios sanos a través de un experimento controlado usando un computador como motor del videojuego y un monitor LCD para su visualización. Los resultados mostraron que *Force Defense* fue capaz llevar a los usuarios a los niveles de fatiga esperados entre el 50% y el 80% de la contracción máxima voluntaria establecida en una fase de calibración del sistema. Fue evidenciado que el sistema fisiológico realizó las adaptaciones esperadas en todos los sujetos mediante la modulación del umbral de dificultad basado en los valores de MDF hallada en cada contracción. Si la MDF estaba por debajo del 60% de su valor de calibración, el umbral bajaba un 10%, y si la MDF estaba por encima del umbral, la dificultad aumentaba un 10%. Como límite superior se estableció que el sistema no debería sobrepasar el 80% de la CMV, para mantener al usuario en el rango de fatiga planteado sin sobrecargarlo. Para el estudio, fueron analizadas múltiples dimensiones de experiencia de usuario y de usabilidad del sistema. El sistema demostró ser funcional y altamente recomendable a través del puntaje en el SUS, así como tener alto desempeño para brindar un afecto positivo y un alto nivel de *Flow* en la experiencia de juego.

Teniendo en cuenta que el objetivo principal de este trabajo no era crear un videojuego complejo, con gráficos potentes e interacciones complicadas, el estudio

piloto para la validación del sistema *Force Defense*, demostró que tuvo una buena acogida entre los usuarios obteniendo en general valores de experiencia positiva mayores que los de experiencia negativa.

La importancia del sistema fisiológico computacional aquí planteado radica en su escalabilidad: los algoritmos para la adquisición, procesamiento y caracterización de la señal sEMG para describir fatiga muscular están programados de forma tal que pueden ser fácilmente extrapolados para ser usados en otros videojuegos. La interacción propuesta dentro del videojuego utiliza una tarea simple, que permite su uso extensivo. El monitoreo constante de la señal sEMG le otorga gran potencial para ser usado como terapia complementaria en tareas de rehabilitación motora. El estudio piloto se realizó usando un medio de visualización convencional (pantalla de computador), pero el sistema puede ser extendido a realidad virtual (móvil y cableada).

Finalmente como trabajo futuro se propone.

- Realizar un convenio con la Clínica de Dolor del Eje Cafetero para evaluar el desempeño del sistema fisiológico adaptativo con pacientes que requieran rehabilitación motora de miembros superiores. Así mismo, corroborar si las herramientas desarrolladas en esta tesis son útiles para los clínicos al momento de evaluar la evolución de la terapia con respecto a la evolución de la fatiga muscular que presentan los pacientes.
- Integrar sistemas de VR dedicados (HTC Vive) para crear un prototipo con mayor grado de *immersividad*, y compararlo con el desempeño del sistema usando una pantalla convencional.
- Demostrar que el sistema es escalable, es decir, que su uso puede ser extendido a ambientes donde pueda ser aplicado como terapia complementaria de rehabilitación motora, siendo útil tanto para el usuario como para el terapeuta. Eventualmente deberá ser diseñado un sistema embebido para su fácil movilización y dedicado solo a uso clínico.

CONCLUSIONES

En busca del diseño, desarrollo y evaluación de un sistema orientado a la rehabilitación virtual con asistencia fisiológica, esta tesis ha presentado evidencia científica que soporta la funcionalidad de tecnologías interactivas de bajo costo para este fin y cuantifica su precisión para la medición de fatiga muscular. Para facilitar la ardua y demandante tarea de procesar las señales musculares necesarias para detectar la fatiga muscular, se desarrolló el *toolbox* MuscleLab que incorpora el pre-procesamiento de señales, normalización, filtrado, extracción y visualización de características (índices o marcadores) de las señales sEMG. Para extender el uso de este *toolbox*, también se implementó un índice de fatiga muscular en contracciones dinámicas, el índice de Dimitrov, que ha sido usado frecuentemente por los investigadores en la última década.

Dos estudios pilotos fueron diseñados y llevados a cabo con el objetivo de validar las mediciones provenientes de un sensor *wearable* de bajo costo, Myo Armband, en la función de cuantificar el fenómeno fisiológico de la fatiga muscular. Esto con el fin último de poder usarlo en un sistema de fisiología computacional que utilizaría en tiempo real está variable para asistir los usuarios en su proceso de rehabilitación motora. Estos estudios demostraron la viabilidad de usar el sensor Myo Armband para la medición de la actividad eléctrica del bíceps braquial, y la extracción de características de la señal sEMG conocidas como índices de fatiga muscular, el valor RMS de la señal y la frecuencia media del espectro de densidad de potencia (MDF). Estas validaciones permiten concluir que la exactitud del sensor Myo Armband en la medición de estos índices de fatiga es de $49.35\% \pm 0.083\%$ comparado con un sensor estándar de sEMG. Paralelamente se evidenció la capacidad de los algoritmos de procesamiento de señales planteados para extraer los índices de fatiga muscular.

Después de esta verificación, se diseñó y desarrolló un videojuego serio el cual tenía como objetivo brindar una herramienta de rehabilitación virtual basada en mediciones en tiempo real de la fatiga para la rehabilitación motora en miembro superior. Este sistema de fisiología computacional utiliza un bucle biocibernético integrado al videojuego serio denominado *Force Defense*, modifica la dificultad del mismo en respuesta a los niveles de fatiga que presentan los usuarios conduciéndolos a niveles óptimos para los procesos de rehabilitación motora. El sistema incorpora elementos de juego como mecánicas e historia que permiten transformar, al menos teóricamente, la experiencia de un proceso de rehabilitación que es a menudo monótono y poco personalizado. Así este último estudio es concerniente con la

evaluación del sistema de fisiología computacional adaptativo integrado con el videojuego *Force Defense*. El análisis del comportamiento de los umbrales de dificultad y fatiga y su cambio a través de toda la interacción exponen el comportamiento adecuado del sistema adaptativo, es decir que efectivamente se logran modular los niveles de fatiga en el rango esperado. Los cuestionarios aplicados, de usabilidad y de experiencia de juego, arrojaron un balance positivo para el sistema completo. El primero sugiere que el sistema es usable y de fácil implementación, al obtener una calificación que se encuentra muy por encima del promedio. El segundo reveló la experiencia positiva y el buen nivel de inmersión que el videojuego propone durante la interacción con él.

Por último, la terapia de rehabilitación virtual se conoce como una alternativa más motivadora, más envolvente y más adherente que las usadas de manera convencional. Sin embargo, los sistemas que incluyen este tipo de interacciones en ambientes clínicos suelen ser carentes de personalización y adaptación a necesidades específicas de cada usuario. Para esto, nuevos sistemas de adaptación fisiológica han sido propuestos para mejorar la efectividad de estas terapias, sin embargo esto suele acarrear más costos asociados en software y el hardware, así como múltiples complejidades técnicas asociadas con el procesamiento de las señales fisiológicas. El sistema desarrollado en este trabajo se presenta como una solución de bajo costo, con un sistema de adaptación fisiológico de monitoreo de fatiga muscular dinámico y sencillo, que podría ser incluido e implementado como parte de la rehabilitación motora convencional de miembros superiores, y además permite brindar información cuantitativa al clínico sobre la actividad muscular y su evolución en el tiempo.

El desarrollo y culminación de este trabajo evidencia el uso particular y asistido de sistemas de fisiológicamente adaptativos en escenarios reales de rehabilitación virtual. El campo de la fisiología computacional permite integrar conocimientos tanto ingenieriles como biomédicos, a través de la convergencia de mecanismos de adaptación y tecnologías emergente (como los bucles biocibernéticos y la realidad virtual), las cuales plantean una transición de los paradigmas clásicos de la interacción humano computador, hacia la generación de interfaces más adaptativas personalizadas y accesibles.

PUBLICACIONES Y ACTIVIDADES ACADÉMICAS

I. PUBLICACIONES

- Los resultados de la sección (4.1) fueron aceptados y presentados en el XXV Congreso Nacional de Física del 2015 en la ciudad de Manizales.
- Los resultados de la sección (4.2) fueron aceptados en Inngenio 2015: Conferencia Internacional de Ingeniería, se publicaron en la revista Actas de Ingeniería, volumen 1 (ISSN: 2463-0128) y están disponibles en <http://fundacioniai.org/actas/Actas1/Actas%201.5.pdf>
- Los resultados de la sección (4.3) fueron aceptados y presentados en la Conferencia Interaction 2017, en la ciudad de Cancún, México. Se publican en Interacción '17 Proceedings of the XVIII International Conference on Human Computer Interaction Article No. 30, y están disponibles en <https://dl.acm.org/citation.cfm?id=3123855&dl=ACM&coll=DL>.

II. ACTIVIDADES ACADÉMICAS

- En Junio de 2014 se asiste a la mayor cita de tecnología e innovación del país, *Campus Party*, con 300 horas de sesiones educativas y de transferencia de conocimiento, realizado en la ciudad de Cali, Colombia.
- En Octubre de 2014 se presentan investigaciones preliminares a esta tesis en el campo de Biomecánica Aplicada, en el Congreso Nacional de Ingeniería Física en la ciudad de Popayán, Colombia.
- En enero de 2015 se tomó una escuela de verano “Sistemas de control neuronal para el apoyo a personas en situación de discapacidad motora” con duración de 40 horas, en la Pontificia Universidad Javeriana de Cali, la cual sentó las bases para el desarrollo de esta tesis.
- En octubre de 2016 se asistió a el curso “Bioingeniería: explorando datos fisiológicos para aplicaciones interactivas” de 14 horas en el centro Bioinformática y Biología Computacional BIOS, en la ciudad de Manizales, Colombia.
- A lo largo del año en curso se ha desarrollado un proyecto en paralelo a esta tesis que integra la biomecánica con el uso de sEMG y MoCap aplicado al estudio de los gestos deportivos. De esta manera se prepara el artículo acerca de ello titulado “Biomechanical Analysis of Hip and Shoulder in Hammer Throw using the Kinect Sensor” para ser publicado. A continuación el resumen:

El lanzamiento de martillo (LM) es una de las pruebas de campo del atletismo, se puede dividir en tres fases: los voleos, los giros y lanzamiento final. En particular, en su fase final son importantes dos aspectos: la aceleración producida por los giros con la que se suelta el elemento y el ángulo de lanzamiento. A menudo, los estudios cinemáticos de éste tipo de gestos deportivos suelen ser costosos y requieren de arreglos instrumentales complejos. Se realizó un estudio transversal de la cinemática angular de la cadera derecha y del hombro derecho en la fase final. Esto se llevó a cabo realizando captura de movimiento (MoCap) mediante el sensor Kinect en dos montajes diferentes; sensor escogido por su portabilidad y economía. Se recurre a los sistemas dinámicos para el análisis biomecánico de los datos mediante la elaboración de un diagrama ángulo-ángulo con el fin de identificar la sincronía entre ambas articulaciones. Se logró la reconstrucción 3D del lanzamiento, así extrayendo algunas deficiencias y habilidades en la ejecución del lanzamiento, destacándose una hiperextensión de cadera derecha de 51.50° lo cual, según la técnica, es un aporte positivo debido a que proporciona mayor torsión al tren superior brindando mayor aceleración en la fase final. Finalmente, se evidencia la conveniencia del uso del sensor Kinect y el software especializado para el análisis de la cinemática angular de gestos deportivos como el LM y su coherencia para realizar un análisis de la técnica del gesto para su futura corrección.

- En el marco de este proyecto también se prepara el artículo “Dynamic Systems Theory in Human Movement Analysis Exploring Coordination Patterns by Angle-Angle Diagrams Using Kinect” para ser presentado y publicado en la conferencia World Congress on Medical Physics and Biomedical Engineering (iupesm 2018). A continuación el resumen:

Quantification of human movement using low-cost cameras such as the Kinect sensor is traditionally made by analyzing time series data using linear spatial/angular kinematics. Through this conventional approach, interactions between body joints are difficult to analyze and coordination parameters remain hidden. Dynamic Systems Theory (DST) provides a non-linear framework to analyze human movement by representing intersegmental interactions in angle-angle diagrams. DST offers an accurate solution to study coordination in human movement, but it also requires expensive hardware and very specialized biomechanical software. The paper describes a methodological procedure to carry out DST analysis with motion data recorded from the Kinect sensor. Specifically, we address the issue to create and interpret angle-angle diagrams with emphasis in explore coordination patterns in motion capture (MoCap) signals. We introduced a software tool to facilitate the DST analysis and a guideline to create and interpret angle-angle diagrams. Furthermore, two different applications of human movement analysis with DST in real scenarios are presented: sport gesture study and motion analysis in physical rehabilitation interventions. Results showed that important coordination parameters can be

deduced from the angle-angle diagrams improving the understanding of motion data when two joints have to be considered. Therefore, we demonstrated that DST analysis can be performed with inexpensive tools providing a promissory approach for coordination and motor synchronization analysis.

- El videojuego y las etapas finales de esta tesis fueron desarrollados en una estancia investigativa de tres meses tomada en el laboratorio NeurorehabLab en el Instituto de Tecnologías Interactivas de Madeira, Portugal.
<https://neurorehabilitation.m-iti.org/lab/>
- El resumen a continuación fue enviado y aceptado en el congreso ICAMI: International Conference on Applied Mathematics and Informatics. No se logra asistir debido al poco apoyo por parte de la universidad.

Comparison of Surface electromyography models to assess muscle fatigue on dynamic contractions using a low cost sensor.

The definition of muscle fatigue is very complex due to the physical and physiological phenomena inside the muscle. Many authors have defined it as a feeling or sensation of weakness or muscle pain or a decrement of performance. Nevertheless, from an engineering point of view, fatigue is a time-dependent process. This approach is based on the analysis of surface electromyography (sEMG) recordings, this signal can be analysed in time and spectral domains searching for fatigue indexes. Some amplitude and spectral variables extracted from the time evolution of the sEMG signal during a fatigue contraction have been defined as fatigue indexes. The most traditionally used by the researchers are the RMS value of the signal and the median frequency of the power spectrum of the signal. Currently, the Dimitrov spectral index, defined as the ratios between sEMG power spectra density content in high and low frequency bands, have taken the attention of researchers because of its usefulness on dynamic contractions. In the other hand, since a non-linear approach, the Hilbert-Huang transform has not been reported in the bibliography as a usually often method to estimate muscle fatigue. The mathematical details of the different techniques named before for the extraction of features from the surface EMG signal will be detailed in this paper. These algorithms were applied on sEMG recordings taken through a low cost sensor, a wearable named Myo Armband generally used for ergonomics. The signals were taken during dynamic contractions of biceps brachii under a muscle fatigue protocol. The purpose of the comparison between the three different techniques was to find the best descriptor of muscle fatigue for the signal given by the sensor used, due to the literature has not reference to it. Finally, we based on the results analysis, it is indicated the potentials and limitations of each technique, and the possible applications on different muscular protocols, as motor rehabilitation and sports monitoring.

En esta sección se presentan los cuestionarios que fueron aplicados en la sección 4.5, el formato de consentimiento informado entregado a los usuarios en las secciones 4.2, 4.3 y 4.4; y por último los certificados de las publicaciones, ponencias y actividades académicas que se desarrollaron en torno al desarrollo de esta tesis.

I. CUESTINARIOS

Continuación se exponen los tres cuestionarios a los que fueron sometidos los sujetos en la validación del sistema de fisiología adaptativo (sección 4.5 y sección 5.4). Estos Cuestionarios fueron aplicados en Ingles.

I-I. Scale de Borg

Perceived struggle:

0	Nothing at all
0.5	Extremely weak
1	Very weak
2	Weak
3	Moderate
4	
5	Strong
6	
7	Very strong
8	
9	
10	Extremely strong

I.II. (Game Experience Questionnaire)

Game Experience Questionnaire (Core)

Please indicate how you felt while playing the game for each of the items, on the following scale:

Not at all	slightly	moderately	fairly	extremely
0	1	2	3	4

- 1 I felt content
- 2 I felt skillful
- 3 I was interested in the game's story
- 4 I thought it was fun
- 5 I was fully occupied with the game
- 6 I felt happy
- 7 It gave me a bad mood
- 8 I thought about other things
- 9 I found it tiresome
- 10 I felt competent
- 11 I thought it was hard
- 12 It was aesthetically pleasing
- 13 I forgot everything around me
- 14 I felt good
- 15 I was good at it
- 16 I felt bored
- 17 I felt successful
- 18 I felt imaginative
- 19 I felt that I could explore things
- 20 I enjoyed it
- 21 I was fast at reaching the game's targets
- 22 I felt annoyed
- 23 I felt pressured
- 24 I felt irritable
- 25 I lost track of time
- 26 I felt challenged
- 27 I found it impressive
- 28 I was deeply concentrated in the game
- 29 I felt frustrated
- 30 It felt like a rich experience
- 31 I lost connection with the outside world
- 32 I felt time pressure
- 33 I had to put a lot of effort into it

Game Experience Questionnaire (Post-game Module)

Please indicate how you felt while playing the game for each of the items, on the following scale:

Not at all	slightly	moderately	fairly	extremely
0	1	2	3	4

- 1 I felt revived
- 2 I felt bad
- 3 I found it hard to get back to reality
- 4 I felt guilty
- 5 It felt like a victory
- 6 I found it a waste of time
- 7 I felt energized
- 8 I felt satisfied
- 9 I felt disoriented
- 10 I felt exhausted
- 11 I felt that I could have done more useful things
- 12 I felt powerful
- 13 I felt weary
- 14 I felt regret
- 15 I felt ashamed
- 16 I felt proud
- 17 I had a sense that I had returned from a journey

I.III. Cuestionario de Usabilidad (SUS)

	Strongly disagree			Strongly agree	
1. I think that I would like to use this system frequently	1	2	3	4	5
2. I found the system unnecessarily complex	1	2	3	4	5
3. I thought the system was easy to use	1	2	3	4	5
4. I think that I would need the support of a technical person to be able to use this system	1	2	3	4	5
5. I found the various functions in this system were well integrated	1	2	3	4	5
6. I thought there was too much inconsistency in this system	1	2	3	4	5
7. I would imagine that most people would learn to use this system very quickly	1	2	3	4	5
8. I found the system very cumbersome to use	1	2	3	4	5
9. I felt very confident using the system	1	2	3	4	5
10. I needed to learn a lot of things before I could get going with this system	1	2	3	4	5

II. CONSENTIMIENTOS INFORMADOS

A continuación se exponen los consentimientos informados entregados a los sujetos en cada uno de los procedimientos experimentales que se llevaron a cabo.

II.I.) Consentimiento informado del procedimiento experimental de la sección 4.2.

GRUPO DE INVESTIGACIÓN EN FISILOGIA HUMAN COMPUTER INTERACTION GROUP UNIVERSIDAD TECNOLÓGICA DE PEREIRA CONSENTIMIENTO INFORMADO

Programa para la evaluación de la fatiga muscular en bíceps braquial bajo un protocolo de ejercicio.

Le estamos pidiéndole a usted como deportista de la universidad Tecnológica de Pereira el permiso para que participe en la investigación sobre **Detección de la fatiga muscular a través de un sensor *wearable* de bajo costo y análisis de amplitud y frecuencia de la señal EMG superficial**, dirigida por el PhD Oscar Henao, investigador y docente de la universidad Tecnológica de Pereira y el PhD © John Edison Muñoz, investigador en el Instituto Tecnológico de Madeira.

¿Cuál es el propósito de este informe de consentimiento?

Este informe de consentimiento se da a usted para informarle sobre las características del estudio, de tal modo que usted pueda decidir voluntariamente si desea participar o no. Si luego de leer este documento tiene alguna duda, no dude en preguntarla.

¿Cuál es el objetivo de este estudio?

Establecer un protocolo de fatiga muscular en bíceps braquial para evaluar el uso del sensor Myo armband para establecer biomarcadores de fatiga.

¿Cuál es la importancia del estudio?

Actualmente se desconocen evidencias del uso de sensores de bajo costo como el Myo armband en protocolos de detección de fatiga muscular, por lo tanto su desempeño no ha sido probado en aplicaciones deportivas o clínicas. Se cree que el dispositivo puede cumplir este tipo de funciones bajo un protocolo adecuado para extremidades superiores.

¿Cuáles son los posibles riesgos?

Este estudio no implica ningún riesgo físico o psicológico para usted, ni consecuencias para su situación financiera, su empleo o reputación. Usted ha sido seleccionado por su buen estado físico, adecuado para soportar cargas altas de trabajo. El único riesgo que podría acontecer al final del proceso sería que los resultados no fueran los esperados en cuanto a la medición de la fatiga a través de

esta tecnología.

Confidencialidad del paciente

Nosotros no divulgaremos ninguna información sobre usted, o proporcionada por usted durante la investigación. Cuando los resultados de la investigación se publiquen o se discutan en conferencias, no se incluirá información que pueda revelar su identidad. Su participación en esta investigación es voluntaria. En el momento que usted solicite información relacionada con el proyecto los investigadores se la propiciarán.

Consentimiento del sujeto del estudio

He leído y escuchado satisfactoriamente las explicaciones sobre este estudio y he tenido la oportunidad de hacer preguntas y escuchar las respuestas explicadas de forma clara. Estoy enterado de los riesgos y beneficios de participar en este estudio.

Autorizo el uso de la información para los propósitos de la investigación. Yo estoy de acuerdo en participar en este estudio.

Nombre del atleta que participa: _____

Número de documento de identificación: _____

Firma

Nombre del investigador _____

Número de documento de identificación: _____

Firma

Fecha: _____

II.II.) Consentimiento informado del procedimiento experimental de la sección 4.3.

GRUPO DE INVESTIGACIÓN EN FISIOLÓGIA HUMAN COMPUTER INTERACTION GROUP UNIVERSIDAD TECNOLÓGICA DE PEREIRA CONSENTIMIENTO INFORMADO

Programa para la evaluación del sensor Myo Armband versus un sensor base estándar de electromiografía de superficie.

Le estamos pidiendo a usted como deportista de la universidad Tecnológica de Pereira el permiso para que participe en la investigación sobre **Comparación del sensor Myo Armband con un sensor Base de Electromiografía de superficie en busca de biomarcadores de fatiga**, dirigida por el PhD Oscar Henao, investigador y docente de la universidad Tecnológica de Pereira y el PhD © Jhon Edison Muñoz, investigador en el Instituto Tecnológico de Madeira.

¿Cuál es el propósito de este informe de consentimiento?

Este informe de consentimiento se da a usted para informarle sobre las características del estudio, de tal modo que usted pueda decidir voluntariamente si desea participar o no. Si luego de leer este documento tiene alguna duda, no dude en preguntarla.

¿Cuál es el objetivo de este estudio?

Establecer la viabilidad y validez del sensor Myo armband para entregar una señal de electromiografía de superficie que pueda ser correlacionada con la señal entregada por un sensor estándar, y así establecer biomarcadores de fatiga.

¿Cuál es la importancia del estudio?

Actualmente se desconocen evidencias de la exactitud del sensor Myo armband en aplicaciones clínicas, por lo tanto su desempeño no ha sido comparado con los sensores estándar de electromiografía utilizados en esta aplicación. Se cree que el dispositivo puede cumplir este tipo de funciones bajo un protocolo adecuado para extremidades superiores.

¿Cuáles son los posibles riesgos?

Este estudio no implica ningún riesgo físico o psicológico para usted, ni consecuencias para su situación financiera, su empleo o reputación. Usted ha sido seleccionado por su buen estado físico, adecuado para soportar cargas altas de trabajo. El único riesgo que podría acontecer al final del proceso sería que los resultados no fueran los esperados en cuanto a la medición de la fatiga a través de esta tecnología.

Confidencialidad del paciente

Nosotros no divulgaremos ninguna información sobre usted, o proporcionada por usted durante la investigación. Cuando los resultados de la investigación se publiquen o se discutan en conferencias, no se incluirá información que pueda

revelar su identidad. Su participación en esta investigación es voluntaria. En el momento que usted solicite información relacionada con el proyecto los investigadores se la propiciarán.

Consentimiento del sujeto del estudio

He leído y escuchado satisfactoriamente las explicaciones sobre este estudio y he tenido la oportunidad de hacer preguntas y escuchar las respuestas explicadas de forma clara. Estoy enterado de los riesgos y beneficios de participar en este estudio.

Autorizo el uso de la información para los propósitos de la investigación. Yo estoy de acuerdo en participar en este estudio.

Nombre del atleta que participa: _____

Número de documento de identificación: _____

Firma

Nombre del investigador _____

Número de documento de identificación: _____

Firma

Fecha: _____

II.III. Consentimiento informado del procedimiento experimental de la sección 4.5.

**RESEARCH GROUP IN PHISIOLOGY
HUMAN COMPUTER INTERACTION GROUP
UNIVERSIDAD TECNOLÓGICA DE PEREIRA, COLOMBIA
INFORMED CONSENT**

Program for the evaluation the videogame Force Defense as a physiological computer system.

We are asking you as a member of the Madeira Interactive Technologies Institute for permission to participate in the research on Validation of the videogame Force defense as an adaptive system in response of muscular fatigue of biceps brachii. This research in directed by the PhD Oscar Henao, researcher and professor at the Universidad Tecnológica de Pereira and PhD© John Edison Muñoz, researcher at the Technological Institute of Madeira.

What is the purpose of this consent report?

This consent report is given to you to inform you about the characteristics of the study, so that you can decide voluntarily whether you want to participate or not. If after reading this document you have any questions, do not hesitate to ask.

What is the purpose of this study?

Establish the viability of the Force Defense videogame as a physiological adaptation system in response to muscle fatigue detected by the Myo Armband sensor while the participant interacts with the game.

What is the importance of the study?

Establishing the viability of this system for adaptation in response to muscle fatigue in healthy subjects, will give free way to be tested in subjects in rehabilitation of upper limbs.

What are the possible risks?

This study does not imply any physical or psychological risk for you, nor consequences for your financial situation, your job or reputation. You have been selected for your fitness, suitable to support high workloads. The only risk that you could have at the end of the process would be that you a low satisfaction feeling regarding to the interaction with the video game.

Participant confidentiality

We will not disclose any information about you, or provided by you during the investigation. When the results of the research are published or discussed at conferences, information that may reveal your identity will not be included. Your participation in this research is voluntary. At the moment you request information related to the project, the researchers will encourage it.

Participant consent

I have read and heard the explanations about this study and I have had the opportunity to ask questions and listen to the answers explained clearly. I am aware of the risks and benefits of participating in this study. I authorize the use of the information for the purposes of the investigation. I agree to participate in this study.

Name of the participant: _____

Identity Document Number: _____

Signature

Name of the researcher _____

Identification Document Number: _____

Signature

Date: _____

III. CERTIFICADOS DE CONGRESOS

Las siguientes figuras muestran los certificados obtenidos en las diferentes actividades académicas que se llevaron a cabo como parte de este proyecto. Adicionalmente los certificados de las conferencias a las que se asistieron con los resultados de esta tesis.



Figura 1 anexos. Certificado de ponencia en el IV congreso Nacional de Ingeniería Física.



Figura 2 anexos. Certificado de ponencia en el XXVI Congreso Nacional de Física.



Figura 3 anexos. Certificado de ponencia en la conferencia Inggenio 2015.



Interacción 2017. XVIII International Conference
on Human Computer Interaction
25th-27th September 2017, Cancún, México

The Program Committee certifies that

Maria Fernanda Montoya Vega

has presented the paper entitled

Detección de Fatiga Muscular Usando Sensores Wearable. Un Estudio Comparativo del Sensor Myo Armband

within the XVIII International Conference on Human Computer Interaction (INTERACCIÓN 2017), in
Cancún, México, September 25-27, 2017

Juan Manuel González-Collares
Juan Manuel González-Collares
CONFERENCE CHAIR

Cesar A. Collazos
Cesar Collazos
PROGRAM CO-CHAIRS

José Muñoz-Arteaga
José Muñoz-Arteaga
PROGRAM CO-CHAIRS

Josefina Guerrero-García
Josefina Guerrero-García
PHD CONSORTIUM CO-CHAIRS



a

Figura 4 anexos. Certificado de ponencia en la conferencia Interacción 2017.



Figura 5 anexos. Certificado de curso en sistemas de control neuronal para apoyo a personas en situación de discapacidad motora.



Figura 6 anexos. Certificado de asistencia a curso “Bioingeniería: explorando datos fisiológicos para aplicaciones interactivas”.



Figura 7 anexos. Certificado de asistencia a Campus Party Colombia.

BIBLIOGRAFÍA

- [1] Gómez, J. and C. González, *Discapacidad en Colombia: reto para la inclusión en capital humano*. Bogotá: Fundación Saldarriaga Concha, 2010: p. 6.
- [2] Kolt, G.S. and J.F. McEvoy, *Adherence to rehabilitation in patients with low back pain*. *Manual therapy*, 2003. **8**(2): p. 110-116.
- [3] Brewer, B.W., et al., *Perceptions of psychological interventions in the context of sport injury rehabilitation*. *The Sport Psychologist*, 1994. **8**(2): p. 176-188.
- [4] Evans, L., L. Hardy, and S. Fleming, *Intervention strategies with injured athletes: An action research study*. *The Sport Psychologist*, 2000. **14**(2): p. 188-206.
- [5] Pons, J.L. and D. Torricelli, *Emerging therapies in neurorehabilitation*. 2014: Springer.
- [6] Gatica-Rojas, V. and G. Méndez-Rebolledo, *Virtual reality interface devices in the reorganization of neural networks in the brain of patients with neurological diseases*. *Neural regeneration research*, 2014. **9**(8): p. 888.
- [7] Levac, D.E. and J. Galvin, *When is virtual reality “therapy”?* *Archives of physical medicine and rehabilitation*, 2013. **94**(4): p. 795-798.
- [8] Newbutt, N., *Technologies of Inclusive Well-Being: Serious Games, Alternative Realities, and Play Therapy*. *Journal of Assistive Technologies*, 2015.
- [9] Wood, D.P., et al., *Cost effectiveness of virtual reality graded exposure therapy with physiological monitoring for the treatment of combat related post traumatic stress disorder*. *Annual review of cybertherapy and telemedicine*, 2009. **7**: p. 223-229.
- [10] Ćosić, K., et al., *Physiology-driven adaptive virtual reality stimulation for prevention and treatment of stress related disorders*. *CyberPsychology, Behavior, and Social Networking*, 2010. **13**(1): p. 73-78.
- [11] Agudelo, L.H.L. and V. Seijas, *La discapacidad en Colombia: una mirada global*. *Revista Colombiana de Medicina Física y Rehabilitación*, 2012. **22**(2): p. 164-179.
- [12] Karlsson, J., G. Puddu, A. Giombini, A. Selvanetti (eds) *Rehabilitation of sports injuries*. *Knee Surgery, Sports Traumatology, Arthroscopy*, 2003. **11**(4): p. 267-268.
- [13] Rego, P., P.M. Moreira, and L.P. Reis. *Serious games for rehabilitation: A survey and a classification towards a taxonomy*. in *Information Systems and Technologies (CISTI), 2010 5th Iberian Conference on*. 2010. IEEE.

- [14] Sandlund, M., S. McDonough, and C. Häger-Ross, *Interactive computer play in rehabilitation of children with sensorimotor disorders: a systematic review*. *Developmental Medicine & Child Neurology*, 2009. **51**(3): p. 173-179.
- [15] Chao, Y.-Y., Y.K. Scherer, and C.A. Montgomery, *Effects of using Nintendo Wii™ exergames in older adults: a review of the literature*. *Journal of aging and health*, 2015. **27**(3): p. 379-402.
- [16] Gold, J.I. and N.E. Mahrer, *Is Virtual Reality Ready for Prime Time in the Medical Space? A Randomized Control Trial of Pediatric Virtual Reality for Acute Procedural Pain Management*. *Journal of Pediatric Psychology*, 2017.
- [17] Dascal, J., et al., *Virtual reality and medical inpatients: A systematic review of randomized, controlled trials*. *Innovations in clinical neuroscience*, 2017. **14**(1-2): p. 14.
- [18.]Dix, A., *Human-computer interaction*, in *Encyclopedia of database systems*. 2009, Springer. p. 1327-1331.
- [19] Schwartz, M.S. and F. Andrasik, *Biofeedback: A practitioner's guide*. 2017: Guilford Publications.
- [20] Yu, B., et al. *LivingSurface: Biofeedback through Shape-changing Display*. in *Proceedings of the TEI'16: Tenth International Conference on Tangible, Embedded, and Embodied Interaction*. 2016. ACM.
- [21] Farjadian, A.B., M.L. Sivak, and C. Mavroidis. *SQUID: Sensorized shirt with smartphone interface for exercise monitoring and home rehabilitation*. in *Rehabilitation Robotics (ICORR), 2013 IEEE International Conference on*. 2013. IEEE.
- [22] Kaye, J.D. and L.S. Palmer, *Animated biofeedback yields more rapid results than nonanimated biofeedback in the treatment of dysfunctional voiding in girls*. *The Journal of urology*, 2008. **180**(1): p. 300-305.
- [23] Kuikkaniemi, K., et al. *The influence of implicit and explicit biofeedback in first-person shooter games*. in *Proceedings of the SIGCHI Conference on Human Factors in Computing Systems*. 2010. ACM.
- [24] Fairclough, S. and K. Gilleade. *Construction of the biocybernetic loop: a case study*. in *Proceedings of the 14th ACM international conference on Multimodal interaction*. 2012. ACM.
- [25] Chowdhury, A., R. Ramadas, and S. Karmakar, *Muscle computer interface: a review*, in *ICoRD'13*. 2013, Springer. p. 411-421.
- [26] Criswell, E., *Cram's introduction to surface electromyography*. 2010: Jones & Bartlett Publishers.

- [27] Bronzino, J.D., *Biomedical engineering handbook*. Vol. 2. 1999: CRC press.
- [28] Carrie, H. and B. Lori, *Ejercicio Terapéutico: Recuperación Funcional*. Editorial Paidotribo, 2006.
- [29] Sanei, S., *Adaptive processing of brain signals*. 2013: John Wiley & Sons.
- [30] De Luca, C.J., *Physiology and mathematics of myoelectric signals*. IEEE Transactions on Biomedical Engineering, 1979(6): p. 313-325.
- [31] Stokes, K., *Skeletal muscle: from molecules to movement*. 2006, British Association of Sport and Exercise Medicine.
- [32] Barrientos-Gutiérrez, T., S. Martínez-Alcántara, and I. Méndez-Ramírez, *Validez de constructo, confiabilidad y punto de corte de la Prueba de Síntomas Subjetivos de Fatiga en trabajadores mexicanos*. salud pública de méxico, 2004. **46**(6): p. 516-523.
- [33] Krupp, L.B., et al., *The fatigue severity scale: application to patients with multiple sclerosis and systemic lupus erythematosus*. Archives of neurology, 1989. **46**(10): p. 1121-1123.
- [34] Borg, G., *Borg's perceived exertion and pain scales*. 1998: Human kinetics.
- [35] Borg, E., et al., *An index for breathlessness and leg fatigue*. Scandinavian journal of medicine & science in sports, 2010. **20**(4): p. 644-650.
- [36] Troiano, A., et al., *Assessment of force and fatigue in isometric contractions of the upper trapezius muscle by surface EMG signal and perceived exertion scale*. Gait & posture, 2008. **28**(2): p. 179-186.
- [37] De Luca, C.J., *The use of surface electromyography in biomechanics*. Journal of applied biomechanics, 1997. **13**(2): p. 135-163.
- [38] Merletti, R. and D. Farina, *Surface electromyography: physiology, engineering and applications*. 2016: John Wiley & Sons.
- [39] Cobb, S. and A. Forbes, *Electromyographic studies of muscular fatigue in man*. American Journal of Physiology--Legacy Content, 1923. **65**(2): p. 234-251.
- [40] Edwards, R. and O. Lippold, *The relation between force and integrated electrical activity in fatigued muscle*. The Journal of physiology, 1956. **132**(3): p. 677-681.
- [41] Eason, R.G., *Electromyographic study of local and generalized muscular impairment*. Journal of applied physiology, 1960. **15**(3): p. 479-482.
- [42] Maton, B., *Human motor unit activity during the onset of muscle fatigue in submaximal isometric isotonic contraction*. European journal of applied physiology and occupational physiology, 1981. **46**(3): p. 271-281.

- [43] Venugopal, G., M. Navaneethakrishna, and S. Ramakrishnan, *Extraction and analysis of multiple time window features associated with muscle fatigue conditions using sEMG signals*. Expert Systems with Applications, 2014. **41**(6): p. 2652-2659.
- [44] Brody, L., et al., *pH-induced effects on median frequency and conduction velocity of the myoelectric signal*. Journal of Applied Physiology, 1991. **71**(5): p. 1878-1885.
- [45] Halaki, M. and K. Ginn, *Normalization of EMG signals: To normalize or not to normalize and what to normalize to?*, in *Computational intelligence in electromyography analysis-a perspective on current applications and future challenges*. 2012, Intech.
- [46] Albertus-Kajee, Y., et al., *Alternative methods of normalising EMG during running*. Journal of Electromyography and Kinesiology, 2011. **21**(4): p. 579-586.
- [47] Morris, A.D., et al., *A study of the reproducibility of three different normalisation methods in intramuscular dual fine wire electromyography of the shoulder*. Journal of Electromyography and Kinesiology, 1998. **8**(5): p. 317-322.
- [48] Bolgla, L.A. and T.L. Uhl, *Reliability of electromyographic normalization methods for evaluating the hip musculature*. Journal of electromyography and kinesiology, 2007. **17**(1): p. 102-111.
- [49] Cifrek, M., et al., *Surface EMG based muscle fatigue evaluation in biomechanics*. Clinical Biomechanics, 2009. **24**(4): p. 327-340.
- [50] Dimitrov, G.V., et al., *Muscle fatigue during dynamic contractions assessed by new spectral indices*. Medicine and science in sports and exercise, 2006. **38**(11): p. 1971.
- [51] González-Izal, M., et al., *Electromyographic models to assess muscle fatigue*. Journal of Electromyography and Kinesiology, 2012. **22**(4): p. 501-512.
- [52] Lee, K.Y., et al., *Endurance time prediction of biceps brachii muscle using Dimitrov spectral index of surface electromyogram during isotonic contractions*. International Journal of Precision Engineering and Manufacturing, 2011. **12**(4): p. 711-717.
- [53] Matlab, U.s.G., *The mathworks*. Inc., Natick, MA, 1760. **1992**.
- [54] Blinowska, K.J. and J. Zygierewicz, *Practical Biomedical Signal Analysis Using MATLAB®*. 2011: CRC Press.
- [55] Fairclough, S. and K. Gilleade, *Advances in physiological computing*. 2014: Springer Science & Business Media.
- [56] Shafivulla, M. *SEMG based human computer interface for physically challenged patients*. in *Advances in Human Machine Interaction (HMI), 2016 International Conference on*. 2016. IEEE.

- [57] Saponas, T.S., et al. *Demonstrating the feasibility of using forearm electromyography for muscle-computer interfaces*. in *Proceedings of the SIGCHI Conference on Human Factors in Computing Systems*. 2008. ACM.
- [58] Oatis, C.A., *Kinesiology: the mechanics and pathomechanics of human movement*. 2009: Lippincott Williams & Wilkins.
- [59] Guerreiro, J., et al. *BITalino-A Multimodal Platform for Physiological Computing*. in *ICINCO (1)*. 2013.
- [60] Hacks, C., *e-health sensor platform V2. 0 for Arduino and Raspberry Pi*. 2015, cooking-hacks.
- [61] Knöll, M., et al., *Virtual, augmented reality and serious games for healthcare*. 2014.
- [62] Best, J.R., *Exergaming in youth*. *Zeitschrift für Psychologie*, 2015.
- [63] Gilleade, K., A. Dix, and J. Allanson, *Affective videogames and modes of affective gaming: assist me, challenge me, emote me*. *DiGRA 2005: Changing Views–Worlds in Play.*, 2005.
- [64] Liu, G.-Z., B.-Y. Huang, and L. Wang, *A wearable respiratory biofeedback system based on generalized body sensor network*. *Telemedicine and e-Health*, 2011. **17**(5): p. 348-357.
- [65] Jayaram, S., H.I. Connacher, and K.W. Lyons, *Virtual assembly using virtual reality techniques*. *Computer-aided design*, 1997. **29**(8): p. 575-584.
- [66] Merletti, R., et al., *Technology and instrumentation for detection and conditioning of the surface electromyographic signal: state of the art*. *Clinical Biomechanics*, 2009. **24**(2): p. 122-134.
- [67] Tenore, F.V., et al., *Decoding of individuated finger movements using surface electromyography*. *IEEE transactions on biomedical engineering*, 2009. **56**(5): p. 1427-1434.
- [68.] Barbero, M., R. Merletti, and A. Rainoldi, *Atlas of Muscle Innervations Zones*. 2012, Milan: Springer-Verlag Italia.
- [69] Hermens, H.J., et al., *European recommendations for surface electromyography*. *Roessingh research and development*, 1999. **8**(2): p. 13-54.
- [70] Zaheer, F., S.H. Roy, and C.J. De Luca, *Preferred sensor sites for surface EMG signal decomposition*. *Physiological measurement*, 2012. **33**(2): p. 195.
- [71] Sarmiento, J.F., et al. *Comparative muscle study fatigue with sEMG signals during the isotonic and isometric tasks for diagnostics purposes*. in *Engineering in Medicine and Biology Society, EMBC, 2011 Annual International Conference of the IEEE*. 2011. IEEE.

- [72] Ortiz-Catalan, M., et al., *Treatment of phantom limb pain (PLP) based on augmented reality and gaming controlled by myoelectric pattern recognition: a case study of a chronic PLP patient*. *Frontiers in neuroscience*, 2014. **8**.
- [73] Dannecker, C., et al., *EMG-biofeedback assisted pelvic floor muscle training is an effective therapy of stress urinary or mixed incontinence: a 7-year experience with 390 patients*. *Archives of Gynecology and Obstetrics*, 2005. **273**(2): p. 93.
- [74] Puddu, G., A. Giombini, and A. Selvanetti, *Rehabilitation of sports injuries: current concepts*. 2013: Springer Science & Business Media.
- [75] Giggins, O.M., U.M. Persson, and B. Caulfield, *Biofeedback in rehabilitation*. *Journal of neuroengineering and rehabilitation*, 2013. **10**(1): p. 60.
- [76] Oskoei, M.A. and H. Hu, *Adaptive myoelectric control applied to video game*. *Biomedical Signal Processing and Control*, 2015. **18**: p. 153-160.
- [77] Hakonen, M., H. Piitulainen, and A. Visala, *Current state of digital signal processing in myoelectric interfaces and related applications*. *Biomedical Signal Processing and Control*, 2015. **18**: p. 334-359.
- [78] Boyali, A., N. Hashimoto, and O. Matsumoto. *Hand posture and gesture recognition using MYO armband and spectral collaborative representation based classification*. in *Consumer Electronics (GCCE), 2015 IEEE 4th Global Conference on*. 2015. IEEE.
- [79] Abduo, M. and M. Galster, *Myo Gesture Control Armband for Medical Applications*. 2015.
- [80] Sathiyarayanan, M. and S. Rajan. *MYO Armband for physiotherapy healthcare: A case study using gesture recognition application*. in *Communication Systems and Networks (COMSNETS), 2016 8th International Conference on*. 2016. IEEE.
- [81] Molina, K.I., et al., *Virtual reality using games for improving physical functioning in older adults: a systematic review*. *Journal of neuroengineering and rehabilitation*, 2014. **11**(1): p. 156.
- [82] Rincon, A.L., H. Yamasaki, and S. Shimoda. *Design of a video game for rehabilitation using motion capture, EMG analysis and virtual reality*. in *Electronics, Communications and Computers (CONIELECOMP), 2016 International Conference on*. 2016. IEEE.
- [83] van Dijk, L., et al., *Task-oriented gaming for transfer to prosthesis use*. *IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering*, 2016. **24**(12): p. 1384-1394.
- [84] Kraemer, W.J., et al., *Strength testing: development and evaluation of methodology*. *Physiological assessment of human fitness*, 1995. **2**: p. 119-150.

- [85] Donatelli, R.A., *Sports-Specific Rehabilitation-E-Book*. 2006: Elsevier Health Sciences.
- [86] Hesson, J.L., *Weight training for life*. 2012: Cengage Learning.
- [87] Taboadela, C.H., *Goniometría*. Una herramienta para la evaluación de las incapacidades laborales. Buenos Aires: Asociart ART, 2007.
- [88] Orozco, Á. and E. Giraldo, *Caracterización dinámica de señales electromiográficas usando filtros adaptativos*. Scientia et technica, 2007. **13**(34).
- [89] Giraldo, E. and A.A. Orozco Gutierrez, *Sistema automatizado efectivo y apropiado de caraterización y clasificación de señales electromiográficas para el control de prótesis y brazos robóticos*. Inf. téc, Colciencias Colombia, 2008: p. 1.2, 3.1.4, 4.1.1.
- [90] Calvo Salcedo, A.F., *Reconocimiento automático de actividades físicas humanas en sistemas multimodales*. 2015, Pereira: Universidad Tecnológica de Pereira.
- [91] Norkin, C.C. and D.J. White, *Measurement of joint motion: a guide to goniometry*. 2016: FA Davis.
- [92] Halaki, M. and K. Ginn, *Normalization of EMG signals: To normalize or not to normalize and what to normalize to?* 2012.
- [93] Daniel, W.W. and W.D. Wayne, *Biostatistics: a foundation for analysis in the health sciences*. 1995.
- [94] Terlaak, B., et al., *Virtual training of the myosignal*. PloS one, 2015. **10**(9): p. e0137161.
- [95] (2015)., T.L., *Myo Gesture Control Armband*. Available: <https://www.thalmic.com/en/myo/>.
- [96] IJsselsteijn, W., Y. De Kort, and K. Poels, *The game experience questionnaire*. Manuscript in preparation, 2008.
- [97] Brooke, J., *SUS-A quick and dirty usability scale*. Usability evaluation in industry, 1996. **189**(194): p. 4-7.
- [98] Brooke, J., *SUS: a retrospective*. Journal of usability studies, 2013. **8**(2): p. 29-40.
- [99] Poels, K., Y. de Kort, and W. IJsselsteijn, *D3. 3: Game Experience Questionnaire*. 2007.
- [100] Merletti, R. and P.A. Parker, *Electromyography: physiology, engineering, and non-invasive applications*. Vol. 11. 2004: John Wiley & Sons.
- [101] Muñoz, J., et al., *The Biocybernetic Loop Engine: an Integrated Tool for Creating Physiologically Adaptive Videogames*.

- [102] Lisetti, C.L. and F. Nasoz, *Using noninvasive wearable computers to recognize human emotions from physiological signals*. EURASIP Journal on Advances in Signal Processing, 2004. **2004**(11): p. 929414.
- [103] Chanel, G., et al., *Emotion assessment from physiological signals for adaptation of game difficulty*. IEEE Transactions on Systems, Man, and Cybernetics-Part A: Systems and Humans, 2011. **41**(6): p. 1052-1063.