



INSTITUTO NACIONAL DE
CIENCIAS MÉDICAS
Y NUTRICIÓN
SALVADOR ZUBIRÁN

UNIVERSIDAD NACIONAL AUTÓNOMA DE MÉXICO

FACULTAD DE MEDICINA

División de Estudios de Posgrado

Instituto Nacional de Ciencias Médicas y Nutrición “Salvador Zubirán”

**TESIS QUE PARA OBTENER EL TÍTULO DE ESPECIALISTA EN
NEUROFISIOLOGÍA CLÍNICA**

**Nuevo método para la evaluación mecánica de los reflejos de estiramiento
muscular.**

Presenta

Dr. Jorge Alberto Ortíz Quezada

Tutor de Tesis

Dr. Bruno Estañol Vidal

Ciudad Universitaria CD. MX. 22/10/2020



Universidad Nacional
Autónoma de México

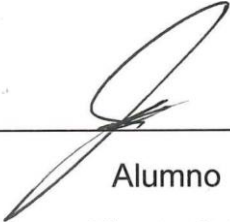


UNAM – Dirección General de Bibliotecas
Tesis Digitales
Restricciones de uso

DERECHOS RESERVADOS ©
PROHIBIDA SU REPRODUCCIÓN TOTAL O PARCIAL

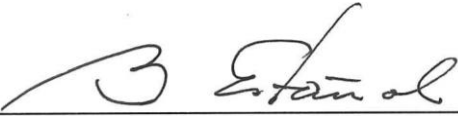
Todo el material contenido en esta tesis esta protegido por la Ley Federal del Derecho de Autor (LFDA) de los Estados Unidos Mexicanos (México).

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



Alumno
Dr. Jorge Alberto Ortiz Quezada

Residente de 2do año del Curso de Especialización en Neurofisiología Clínica
Instituto Nacional de Ciencias Médicas y Nutrición "Salvador Zubirán"



Tutor de Tesis

Dr. Bruno Estañol Vidal

Jefe del Laboratorio de Neurofisiología Clínica Profesor Titular del Curso de
Especialización en Neurofisiología Clínica Instituto Nacional de Ciencias Médicas

y

Nutrición "Salvador Zubirán"



Asesor de Tesis Dr. Horacio Senties Madrid

Médico Adscrito al Laboratorio de Neurofisiología Clínica Profesor Adjunto del
Curso de Especialización en Neurofisiología Clínica Instituto Nacional de Ciencias

Médicas y

Nutrición "Salvador Zubirán"

Índice

1. Introducción.....	4
2. Planteamiento del problema.....	6
3. Justificación.....	7
4. Preguntas de investigación.....	8
5. Objetivos.....	8
6. Hipótesis.....	9
7. Diseño del estudio.....	9
8. Criterios de elegibilidad.....	10
9. Material y métodos.....	11
10. Variables.....	13
11. Consideraciones éticas.....	14
12. Resultados.....	14
13. Discusión.....	23
14. Conclusiones.....	24
15. Referencias.....	25

Introducción

Desde 1990 Sherrington estudió extensamente los reflejos de estiramiento muscular(1), años después Hoffman introdujo el concepto de Reflejo H en 1910(2), el cual consiste en estimular eléctricamente las fibras aferentes la y registrándolas mediante electromiograma, esencialmente los reflejos de estiramiento muscular son el análogo mecánico del reflejo H, estos se evocan mediante la percusión con un martillo de reflejos que estimula los husos musculares a través de sus aferentes la, dichos impulsos aferentes en los husos musculares son transmitidos hasta las motoneuronas alfa de la medula espinal. Las señales eferentes se transmiten a los músculos representativos del myotomo induciendo una contracción.

La evaluación de los reflejos de estiramiento muscular provee información clínica muy importante respecto de la integridad de las estructuras que forman el arco reflejo, que son los nervios periféricos y el segmento de la medula espinal que funciona como centro integrador(3). En lo que respecta al reflejo patelar, el musculo involucrado es el cuádriceps femoral inervado por el nervio femoral que se origina de las raíces L2-L4.

La naturaleza rítmica de la locomoción humana es generalmente aceptada como sostenida por los principios del generador central de patrones, dicho generador central consiste en una red de circuitos interneuronales que producen un comportamiento eferente altamente reproducible. La entrada supraespinal descendente influye en los reflejos, que modulan la información aferente, a la médula espinal y al generador central de patrones(4).

La modulación supraespinal es un aspecto inherente del reflejo tendinoso como lo demuestra la disfunción característica de los reflejos posteriores a una lesión cerebral traumática o accidente cerebrovascular(5)(6), es por eso que la evaluación de los reflejos de estiramiento muscular proporciona una idea del estado de las neuronas motoras(7).

Después de una lesión en el sistema nervioso central, se produce una alteración sustancial de la propiocepción demostrada por la distorsión de las características reflejas; la alteración significativa en la función refleja se atribuye a la desinhibición del reflejo de latencia corta y la disminución de la funcionalidad del reflejo de latencia larga(4). El control supraespinal alterado produce hiperexcitabilidad del reflejo de latencia corta.

El reflejo polisináptico es más complejo en comparación con el reflejo monosináptico. Los reflejos polisinápticos producen respuestas compensatorias importantes durante la locomoción(8)(9). La interneurona espinal integra comandos supraespinales

descendentes en tándem con múltiples entradas aferentes ascendentes de fuentes tales como músculos, articulaciones y aferentes cutáneos. Los reflejos polisinápticos inervan los músculos extensores y los músculos flexores, proporcionando tanto la entrada excitadora como la entrada inhibitoria(10).

Dados los diversos aspectos neurológicos que influyen en el arco reflejo, el médico es capaz sospechar lesiones a nivel del sistema nervioso central y periférico a partir de una evaluación del reflejo tendinoso disfuncional. Las características del reflejo tendinoso se evalúan de forma cualitativa usando una escala ordinal de cinco puntos:

NINDS Myotatic Reflex Scale.

0 = reflejo ausente.

1 = reflejo mínimo, menos de lo normal.

2 = reflejo en la mitad inferior del rango normal.

3 = reflejo en la mitad superior del rango normal.

4 = reflejo exacerbado, más de lo normal; si está presente clonus se puede agregar una descripción verbal del mismo(11).

Se han realizado estudios para evaluar la fiabilidad de esta escala en el contexto clínico, Litvan evaluó la variabilidad intra observador e inter observador, los resultados indicaron que la confiabilidad intra observador era sustancial a casi perfecta, mientras que el acuerdo inter observador se determinó como moderado a sustancial por lo que el uso de dicha escala se extendió, sin embargo en otros estudios se a encontrado que dicha variabilidad inter observador puede ser a veces mayor(12).

En algunos estudios se han experimentado con métodos para intentar cuantificar mecánicamente los reflejos: Pagliaro y Zamparo en 1999 introdujeron un sistema que incorporaba un martillo para reflejos instrumentado con una celda de carga la cual se ataba por cable al tobillo(13), Van de Crommert y Faist en 1996 analizaron algunos parámetros de la respuesta refleja en el bíceps femoral durante la marcha utilizando un aparato de electromiografía de 1 kilogramo de peso(14)(15), Lebedowska integró en un martillo de reflejos un sistema con un extensómetro manual para cuantificar la evocación y respuesta del reflejo patelar en pacientes con hiperreflexia, todos estos estudios aportaron valiosa información sobre la cuantificación de los reflejos, sin embargo suponen sistemas que involucran en muchos casos un alto costo y podrían llegar a ser poco prácticos para su uso en la clínica(16).

Las ventajas de los sistemas de acelerómetro para la cuantificación del movimiento se atribuyen a su naturaleza ligera y altamente portátil además que proporcionan una

evaluación no intrusiva, una mayor flexibilidad y autonomía en relación con los sistemas cableados, como los sistemas de electromiografía.

PLANTEAMIENTO DEL PROBLEMA

La evaluación de los reflejos de estiramiento muscular son un aspecto esencial del examen neurológico, estos reflejos se evocan percutiendo con un martillo de reflejos distintos puntos de tendinosos con el objeto de medir la respuesta contráctil refleja.

El clínico tiene la tarea de evaluar de forma cualitativa la respuesta evocada e intuir si dicha respuesta es normal, anormal o calificar algunos estadios medios, para dicha tarea se ha estandarizado el uso de escalas clínicas de tipo ordinal siendo la más difundida la escala NINDS que clasifica la respuesta del reflejo en 4 categorías.

Se ha tratado de analizar qué tan fiable y reproducible es el uso de dichas escalas que son tan utilizadas en muchas áreas de la medicina; en general los resultados de algunas investigaciones reflejan contradicciones, siendo la más importante la variabilidad inter observador(12).

Por esta razón nos hemos planteado la necesidad de evaluar nuevos métodos para medir los reflejos de estiramiento muscular en el ámbito clínico, dichos métodos deberían proporcionar mediciones precisas y ser de fácil manejo para que puedan ser que puedan ser ampliamente utilizados.

Justificación

Considerando el problema de la variabilidad Inter observador que existe al evaluar los reflejos de estiramiento muscular en el ámbito clínico y su importancia diagnóstica para caracterizar problemas del sistema nervioso Periférico y/o central, creemos que es necesario estudiar parámetros que nos brinden mediciones cuantitativas de los reflejos de estiramiento muscular.

Desde la primera descripción de los reflejos a inicios de 1990 se ha intentado conseguir mediciones más objetivas de estos, en varios estudios se han utilizado numerosos instrumentos para medir aceleración gravitatoria, aceleración angular, torque, latencias y frecuencias de oscilación; algunos estudios han logrado con éxito encontrar asociaciones significativas entre la hiperreflexia y los parámetros mencionados, sin embargo los métodos para registro de datos pueden ser muy costosos, requieren conocimiento especializado para uso como el caso de la electromiografía o no están disponibles para que sean fácilmente utilizados por los clínicos.

Consideramos que el uso de acelerómetros digitales podría ser una alternativa viable para medir de forma mecánica los reflejos de estiramiento muscular, sumado al hecho que actualmente casi todos los dispositivos móviles traen incorporados estos sensores creemos que es posible crear una aplicación que pueda medir de forma objetiva algunos parámetros de los reflejos osteotendinosos, por lo cual intentaremos validar dichos registros en series de tiempo utilizando esta tecnología de los dispositivos móviles.

Pregunta de investigación

¿Los registros de los reflejos de estiramiento muscular en series de tiempo obtenidos con el acelerómetro y giroscopio de un smartphone se correlacionan y tienen validez con los obtenidos con el Bioharness®?

Objetivos:

Objetivo general

Evaluar la validez y concordancia de un nuevo método para la medición mecánica de los reflejos de estiramiento muscular utilizando un Acelerómetro/giroscopio de un smartphone (AGDS).

Objetivos específicos:

- 1) Desarrollar una aplicación para smartphone que logre registrar en series de tiempo los datos provenientes del acelerómetro y giroscopio digital triaxial de cualquier dispositivo móvil, para su posterior análisis gráfico y estadístico.
- 2) Analizar los registros de aceleración angular y aceleración gravitatoria de los registros mecánicos de los reflejos de estiramiento muscular en sujetos con reflejos normales y en sujetos con hiperreflexia bilateral.
- 3) Comprobar la correlación, validez y concordancia de los registros del nuevo método AGDS para la medición de reflejos de estiramiento muscular comparándolos con los registros obtenidos con el Bioharness®.

Hipótesis

Hipótesis nula (H₀):

Los registros utilizando el nuevo método para medir reflejos de estiramiento muscular de forma mecánica AGDS **NO** se correlacionan ni tiene validez en comparación con los registros obtenidos con el Bioharness®.

Hipótesis alternativa (H₁):

Los registros utilizando el nuevo método para medir reflejos de estiramiento muscular de forma mecánica AGDS **SI** se correlacionan y tienen validez con los registros obtenidos con el Bioharness®.

Diseño del estudio

Estudio transversal, descriptivo, observacional.

Criterios de elegibilidad

Criterios de inclusión:

Individuo mayor a 18 años, independiente del sexo, sin patologías que afecten motoneurona inferior o superior y que sus reflejos de estiramiento muscular sean catalogados clínicamente mediante la escala “NINDS Myotatic Reflex Scale” como normales.

Criterios de exclusión:

Individuo mayor a 18 años, independiente del sexo con alguna patología que afecte motoneurona inferior o superior y que sus reflejos de estiramiento muscular sean catalogados clínicamente mediante la escala “NINDS Myotatic Reflex Scale” como anormales.

Casos con hiperreflexia

Criterios de inclusión:

Individuo mayor a 18 años, independiente del sexo con alguna patología que afecte la motoneurona superior o que sus reflejos de estiramiento muscular sean catalogados clínicamente mediante la escala “NINDS Myotatic Reflex Scale” como anormales con hiperreflexia y/o clonus, de forma bilateral.

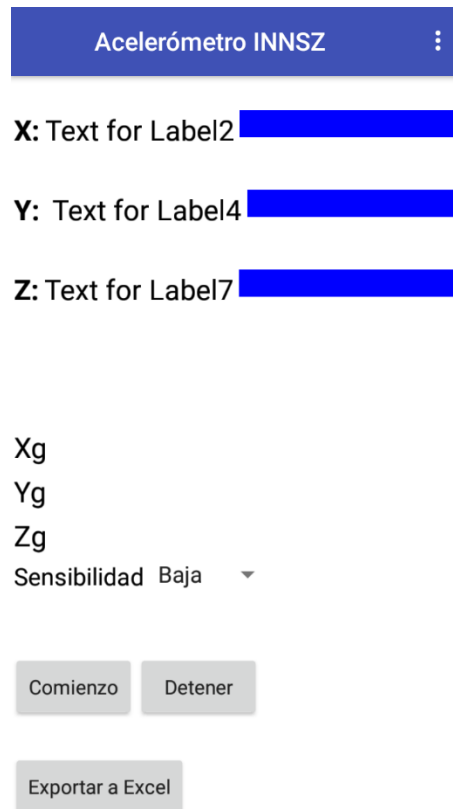
Criterios de exclusión:

Individuo mayor a 18 años, independiente del sexo con alguna patología que afecte motoneurona inferior y que sus reflejos de estiramiento muscular sean catalogados clínicamente mediante la escala “NINDS Myotatic Reflex Scale” como normales, anormales por hiporreflexia o que presenten hiperreflexia unilateral.

Materiales y métodos

El estudio se realizó en el laboratorio de neurofisiología del Instituto Nacional de Ciencias Médicas y Nutrición “Salvador Zubirán”, inicialmente se desarrolló una aplicación para teléfonos móviles (AGDS) capaz de capturar en series de tiempo los datos numéricos del acelerómetro y giroscopio triaxial; dicha aplicación fue realizada utilizando el software gratuito: APP Inventor 2 del Massachusetts Institute of Technology, esta aplicación consta de una interfaz fácil de utilizar (**Imagen 1**) que permite exportar los datos en series de tiempo al programa Microsoft Excel para su posterior análisis y se puede instalar en cualquier dispositivo móvil que cuente con los sensores para acelerómetro y giroscopio.

Imagen 1. Aplicación desarrollada para captar los datos del acelerómetro y



giroscopio digital de un Smart phone durante los reflejos de estiramiento muscular.

Los parámetros que registra el AGDS son la aceleración gravitatoria en tres ejes X, Y, Z (m/s^2) así como la aceleración angular en los ejes X, Y, Z en grados por segundo, con una frecuencia de muestreo de 10 Hz. El Bioharness® es un dispositivo que permite registrar biométricamente muchos parámetros, incluyendo la acelerometría digital triaxial, dicho método ya fue validado en múltiples estudios(17)(18) y al igual que el AGDS mide la aceleración gravitatoria en m/s^2 con una frecuencia de muestreo de 100 Hz, sensibilidad de 12 mg y un ancho de banda de 50 Hz.

Se evaluaron 20 reflejos de estiramiento muscular, 10 a casos sanos y 10 reflejos a casos con hiperreflexia bilateral que acudieron al Laboratorios de Neurofisiología Clínica, para cada uno se prestó especial cuidado en que la técnica de percusión para obtener el reflejo patelar fuera optima y al sujeto en estudio se colocó sentado en una camilla de examen con ambas rodillas descubiertas y flexionadas a 90 grados, ambos pies se ubicaron colgando y sin tocar el suelo; se utilizó un martillo de reflejos tipo Troemner y antes de realizar la percusión con el martillo de reflejos se colocaron ambos métodos de medición de forma sucesiva a nivel del maléolo externo de la pierna a examinar utilizando una cinta con velcro para su debida fijación.

Se evaluaron 3 reflejos en cada pierna, con una separación mínima de 20 segundos entre cada percusión y se solicitó realizar la maniobra de Jendrassik en cada intento posteriormente se extrajeron las series de tiempo de ambos métodos para su análisis.

Para el análisis estadístico se utilizó el programa Microsoft Excel® y SPSS® versión 20, primero se evaluó si los datos de las variables continuas presentaban una distribución normal mediante la prueba de Kolmogorov-Smirnov, las variables continuas se analizaron en base a estadísticos descriptivos como media, mediana y desviación estándar.

En cada uno de los registros se les calcularon los siguientes parámetros: la aceleración máxima, aceleración mínima, latencia al pico de aceleración máxima, la cual se midió desde el inicio de la primera deflexión hacia arriba o hacia abajo hasta el pico de mayor aceleración y la duración del estímulo que se midió desde el inicio de la primera deflexión positiva o negativa hasta el retorno a la línea basal de la última oscilación.

Para evaluar si el nuevo método AGDS puede discriminar entre un reflejo normal de uno hiperreflexia, se comparó cada parámetro mencionado anteriormente en cada uno de los ejes del acelerómetro y giroscopio en los casos sanos y los enfermos, para ello utilizamos el test de ANOVA de un factor o el test U de Mann-Whitney en caso de variables con distribución anormal.

Los ejes que presentaron una diferencia significativa en la comparación de reflejos normales contra anormales, se compararon con los registros obtenidos con el Bioharness® y así establecer si existe correlación, validez y concordancia utilizando para

ello tres procesos estadísticos: el test de ANOVA de un factor o el test U de Mann-Whitney, correlación de Spearman o Pearson y el análisis gráfico del diagrama de Brand-Altman, posteriormente se realizó un análisis con regresión lineal en busca de sesgo no proporcional en las mediciones del nuevo método AGDS; para cada análisis de asociación se tomó el 95% como intervalo de confianza.

Variables del estudio

Variables nominales:

- Diagnósticos o enfermedad de base.

Variables categóricas:

- Método de registro de series de tiempo: Bioharness-celular.
- Reflejos: normales o anormales(hiperreflexia).

Variables continuas:

En los tres ejes (x, y, z)

- Aceleración máxima.
- Aceleración mínima
- Latencia al pico de aceleración
- Duración del reflejo
- Grados/segundo
- Radianes por segundo

Consideraciones Éticas

Durante el estudio se respetaron los principios básicos de bioética: no maleficencia, justicia, autonomía y beneficencia, para proteger la confidencialidad de acceso a la información de datos de los pacientes, no fueron recopilados los datos personales, únicamente fue utilizado el nombre, diagnóstico y registro para la identificación de los registros; así mismo durante el análisis de resultados se le asignó un número a cada paciente, para resguardar la identidad del mismo.

Resultados

Se evaluaron 20 reflejos de estiramiento muscular en la patela de 5 casos sanos y 5 casos con hiperreflexia bilateral, la media de edad de la población estudiada fue 44.7 años y los diagnósticos de los casos con hiperreflexia fueron: enfermedad de motoneurona, lesión medular traumática, parkinsonismo atípico, y dos casos con esclerosis múltiple. A ambos grupos de estudio se les evaluó el reflejo patelar de forma bilateral con ambos métodos: Bioharness® y Acelerómetro/giroscopio digital de un smartphone (AGDS).

Inicialmente se realizó un análisis de las mediciones obtenidas con el Bioharness® con el cual se midieron los siguientes parámetros: aceleración máxima, latencia al pico de aceleración máxima, y duración en el único eje que registro dicho dispositivo (**tabla 1**), posteriormente se analizaron los registros obtenidos con el AGDS en sujetos con reflejos normales y en sujetos con hiperreflexia (**tabla 2**).

Tabla 1. Comparación de mediciones en sujetos sanos y con hiperreflexia, medidos con el Bioharness®.

Parámetros	S	H
Aceleración máxima $\bar{x} \pm DE$ (m/s ²)	1.77±0.349	2.6±0.85
Latencia $\bar{x} \pm DE$ (ms)	45.00±40.30	8.06±3.97

Duración $\bar{x} \pm DE$ (ms)	87.60±28.89	69.10±24.59
N	10	10

S: sujetos sanos, H: sujetos con hiperreflexia, \bar{x} : media, DE: desviación estándar.

Se compararon los registros en cada uno de los ejes X, Y o Z y en cada eje se midieron los siguientes parámetros: aceleración máxima, latencia al pico de aceleración máxima y duración. Se puede observar cómo los valores obtenidos en sujetos normales en los tres parámetros estudiados con el AGDS fueron mayores para la aceleración máxima que los registrados por el Bioharness® (3.59±1.81 vs 1.77±0.349), con el resto de parámetros el Bioharness® registró medias mayores en comparación con el AGDS (latencia al pico de aceleración: 45.00±40.30 vs 19.00±17.53, duración: 87.60±28.89 vs 56.40±12.13) respectivamente.

Utilizando únicamente los datos obtenidos con el AGDS en sanos y enfermos se observó una diferencia significativa en las mediciones entre ambos grupos en los ejes X y Z mediante el análisis con la ANOVA de un factor o la prueba U de Mann-Whitney, específicamente en el parámetro de latencia al pico de aceleración máxima con valores de ($p=0.003$ y 0.033 respectivamente), de la misma manera se realizó la comparación de los registros del giroscopio digital triaxial del smartphone en ambos grupos con su respectiva conversión a radianes por segundo sin obtener ninguna diferencia significativa entre los grupos estudiados(**tabla 3**).

Tabla 3. Comparación de mediciones en sujetos sanos y con hiperreflexia, medidos con el giroscopio digital del smartphone.

Parámetros	S $\bar{x} \pm DE$	H $\bar{x} \pm DE$	Test U de Mann-Whitney (Valor de p)
Grados/s eje X	1.41±2.04	0.34±0.21954	0.138
Radianes/s eje X	0.02±0.03	0.005±0.002	0.123
Grados/s eje Y	2.86±4.50	0.67±0.33	0.164
Radianes/s eje Y	0.04±0.078	0.01±0.006	0.167
Grados/s eje Z	2.83±3.99	0.60±0.373	0.115
Radianes/s eje Z	0.04±0.069	0.01±0.006	0.117
N	10	10	---

S: sujetos sanos, H: sujetos con hiperreflexia, \bar{x} : media, DE: desviación estándar.

Tabla 2. Comparación de mediciones en sujetos sanos y con hiperreflexia, medidos con el acelerómetro digital del smartphone.

Parámetros									
Ejes	Aceleración máxima $\bar{x} \pm DE$ (m/s ²)			Latencia al pico de aceleración máxima $\bar{x} \pm DE$ (ms)			Duración $\bar{x} \pm DE$ (ms)		
	S	H	Valor de p (ANOVA)	S	H	Valor de p (U de Mann-Whitney)	S	H	Valor de p (ANOVA)
X	14.43±7.29	13.19±5.20	0.669	16.10±11.39	4.20±1.22	0.003*	52.50±23.56	57.70±19.51	0.598
Y	14.64±4.80	13.50±3.41	0.549	8.40±7.86	7.50±6.51	0.631	52.30±6.11	47.20±13.25	0.284
Z	3.59±1.81	5.99±4.16	0.111	19.00±17.53	6.00±2.74	0.033*	64.90±17.61	56.40±12.13	0.225

S: sujetos sanos, H: sujetos con hiperreflexia, \bar{x} : media, DE: desviación estándar, g/s²: grados por segundo al cuadrado, ms: milisegundos.

En los **gráficos 1,2, 3 y 4** y sus respectivas tablas se pueden observar gráficas de las series de tiempo obtenidas con ambos métodos en un sujeto con hiperreflexia; de manera general se puede observar como las gráficas de los registros obtenidos con el Bioharness® y con el AGDS tienen cierta semejanza especialmente en el eje Z y como las latencias en los tres ejes y en el Bioharness® fueron menores en comparación con la media de los sujetos con reflejos normales en la tabla 2.

Gráfico 1.

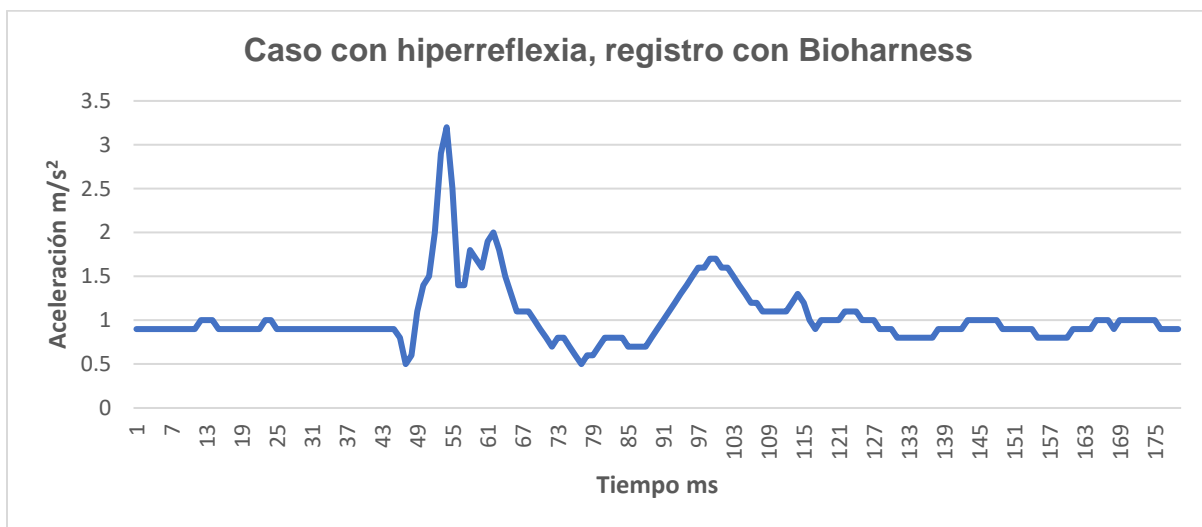


Tabla 3. Parámetros de reflejos en un caso con hiperreflexia, registro: Bioharness®

Parámetros	Eje Z
Aceleración máxima (m/s ²)	3.2
Aceleración mínima (m/s ²)	0.5
Duración (ms)	87
Latencia al pico de aceleración (ms)	8

Gráfico 2.

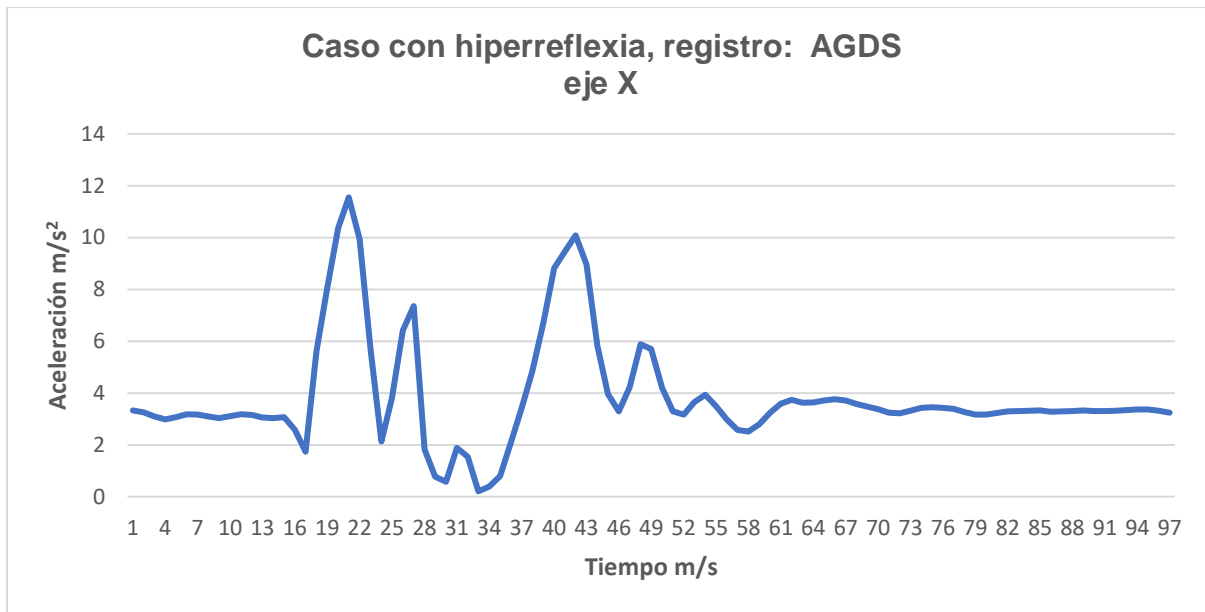


Tabla 4. Parámetros de reflejos en un caso con hiperreflexia, registro: AGDS eje X

Parámetros	Eje X
Aceleración máxima (m/s ²)	21
Aceleración mínima (m/s ²)	33
Duración (ms)	71
Latencia al pico de aceleración (ms)	5
Giroscopio promedio(grados/s)	0.7
Radianes/s promedio	0.01

Gráfico 3.

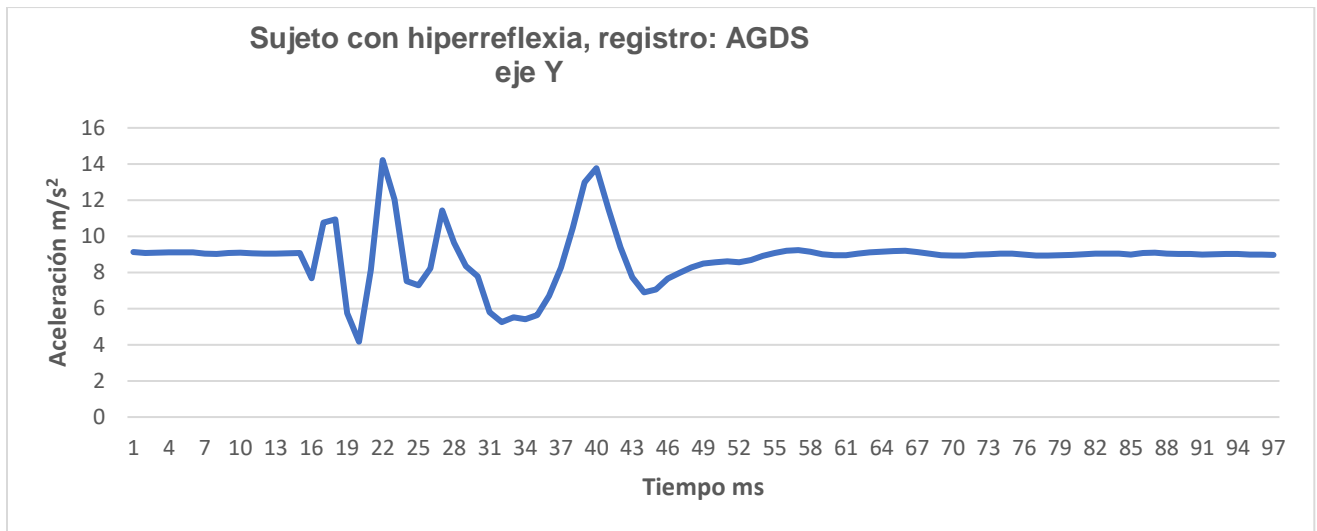


Tabla 5. Parámetros de reflejos en un caso con hiperreflexia, registro: AGDS eje Y

Parámetros	Eje Y
Aceleración máxima (m/s ²)	6.97
Aceleración mínima (m/s ²)	0
Duración (ms)	75
Latencia al pico de aceleración (ms)	8
Giroscopio promedio (grados/s)	1.14
Radianes/s promedio	0.022

Gráfico 4.

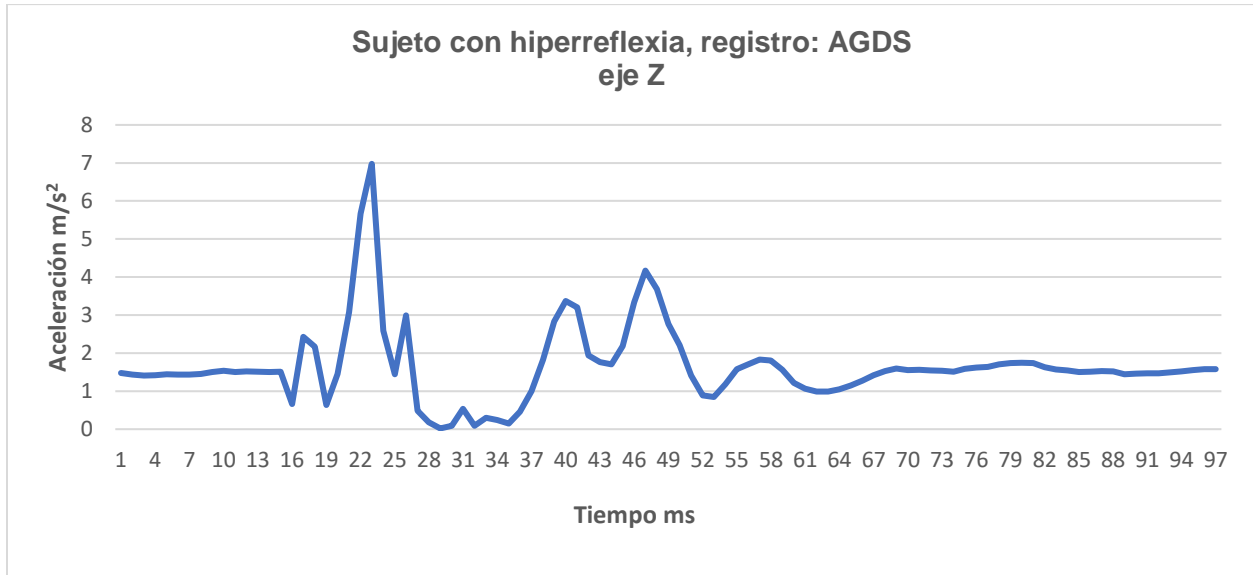


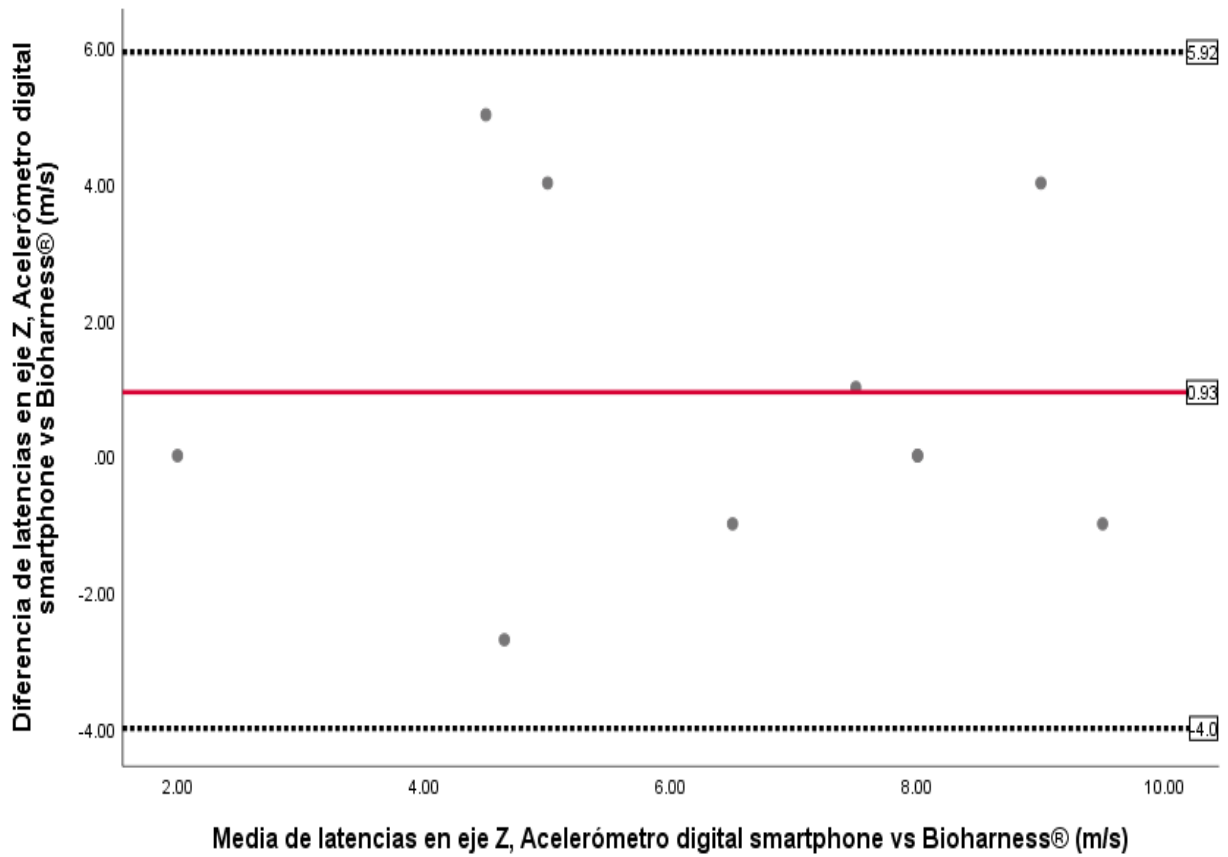
Tabla 6. Parámetros de reflejos en un caso con hiperreflexia, registro: AGDS eje Z

Parámetros	Eje Z
Aceleración máxima (m/s^2)	6.97
Aceleración mínima (m/s^2)	0
Duración (ms)	75
Latencia al pico de aceleración (ms)	8
Giroscopio promedio (grados/s)	1.14
Radianes/s promedio	0.022

Al comprobar que las mediciones registradas con el método AGDS son capaces de discriminar un reflejo normal de uno anormal; se realizó la comparación y correlación con el método ya validado que es el Bioharness®, para ello se hizo un análisis de ambos conjuntos de datos en el eje Z específicamente comparando el parámetro de latencia al pico de aceleración utilizando el test U de Mann-Whitney en el cual **NO** se obtuvo diferencia significativa entre los datos registrados con el AGDS y el Bioharness® en sujetos con hiperreflexia (**p=0.31**), de la misma manera se evaluó la correlación de las latencias al pico de aceleración en el eje Z con ambos métodos mediante el cálculo del coeficiente de correlación de Spearman AGDS- Bioharness® (ρ)= **0.705**, **p=0.023**) con significancia bilateral, lo cual es indicativo de una buena correlación entre el registro obtenido con el AGDS y el Bioharness®.

De forma adicional realizamos un análisis del grado de concordancia o validez entre las mediciones de las latencias al pico de aceleración con ambos métodos mediante el diagrama de Bland-Altman, el cual como se muestra en el **grafico 5**, en el eje X se representa la media de las mediciones con el Bioharness® y AGDS y en el eje Y la diferencia de dichas medias; se obtuvo un intervalo de concordancia de 5.92 hasta -4 m/s², con una diferencia media de 0.93 m/s², así mismo se puede observar cómo el 56% de las mediciones se encontraron cercanas a cero que es el punto de mayor concordancia y la diferencia (44%) corresponden con mediciones dispersas de la línea media pero se encontraron dentro de los límites aceptables de concordancia, para evaluar si existe sesgo no proporcional asociado a la dispersión en las mediciones se realizó un análisis con regresión lineal, el cual reporto un valor de **p=0.893** con lo cual podemos excluir de forma categórica la presencia de sesgo proporcional entre ambas mediciones.

Gráfico 5. Diagrama de Bland-Altman para comparar el grado de concordancia entre los registros obtenidos con AGDS y el Bioharness®.



Nota: la línea solida en color rojo representa la diferencia media de los registros con el nuevo método AGDS y el Bioharness®, las líneas punteadas en los extremos superior en inferior representan el límite de 95% de concordancia entre ambos métodos.

Discusión

Varios autores han realizado estudios para medir los reflejos de forma mecánica utilizando diversos mecanismos incluyendo giroscopios en teléfonos móviles(19)(20)(16), obteniendo resultados promisorios a favor de la utilización de dichos dispositivos móviles para esta tarea, sin embargo este es el primer estudio en donde se intenta evaluar la validez de la medición mecánica del reflejo patelar en sujetos con hiperreflexia utilizando un acelerómetro-giroscopio digital y compararla con los datos obtenidos con un dispositivo comercial ya validado en estudios internacionales.

En este estudio se pudo constatar como la latencia al pico de aceleración fue menor en individuos con hiperreflexia comparada con la observada en sujetos normales, hallazgo similar a lo que reporta Zhang y colaboradores con la medición del tiempo de retraso en la onda de ascenso con una máquina de electromiografía en casos con hiperreflexia(21).

Lemoyne y colaboradores en el año 2014 realizaron estudio para medir mecánicamente el reflejo patelar en sujetos sanos utilizando un Smart phone de la marca iPhone, realizaron una aplicación que podía captar las series de tiempo del sensor de giroscopio y medir la amplitud de las respuestas, ellos encontraron una media de 2.53 ± 0.27 radianes por segundo(20), así mismo Mamizuka y colaboradores midieron en grados/segundo la magnitud de los reflejos en sujetos sanos y espásticos encontrando una media de 160 ± 67 grados/segundo con una diferencia estadísticamente significativa(19), ambos hallazgos no contrastan con los nuestros fueron de 1.03 radianes por segundo en sujetos sanos, sin encontrar diferencia significativa en los registros de sujetos normales y anormales, este hallazgo nos indica que el giroscopio del AGDS no fue capaz de diferenciar un reflejo normal de uno anormal.

Un año después este mismo autor utilizó el acelerómetro digital de un iPod, el cual lo colocaba en el maléolo externo en sujetos con hemiplejía, luego comparo los registros con la pierna sana, encontró diferencias significativas entre ambas mediciones; las medias que reporta dicho estudio en sujetos sanos y enfermos son valores mucho menores a los que encontramos en nuestro estudio, dicha diferencia quizá se deba a parámetros como los filtros o a una diferencia en las tasas de registro(22).

En nuestra investigación pudimos comprobar como las latencias al pico de aceleración máxima en el eje Z del AGDS tenían una diferencia significativa entre los registros de sujetos con reflejos normales y los registros en sujetos con hiperreflexia, así mismo comprobamos como las mediciones del AGDS presentaron una fuerte correlación y concordancia con otro método validado, sin embargo Mamizuka y colaboradores en el 2005 intentaron correlacionar variables como latencias y aceleración máxima entre sujetos normales y con hiperreflexia utilizando un acelerómetro comercial Dytran®, en

este estudio no logro establecer relación significativa entre estos parámetros únicamente con el umbral en la percusión de los reflejos(23).

Con respecto a las limitaciones que encontramos luego de la utilización de este método fueron que, hasta ahora, la aplicación no permite ajustar filtros y tasas de registros así como graficar de forma automática en la pantalla del teléfono celular las gráficas de las series de tiempo luego de un registro, dichas limitaciones se intentaran superar en futuras actualizaciones de la aplicación.

Conclusiones

El nuevo método para la medición mecánica del reflejo patelar utilizando el acelerómetro de un Smart phone demostró concordancia, validez y una fuerte correlación al compararlo con otro método comercial previamente validado y además presenta una importante ventaja con respecto a otros métodos de acelerometría que es la portabilidad, sencillez en el uso y bajo precio ya que podría descargarse de forma gratuita desde una plataforma de aplicaciones para dispositivos móviles.

Este estudio podría suponer una base para la realización de otras investigaciones en donde se podría medir los reflejos osteotendinosos de las diferentes categorías ordinales de la escala NINDS utilizando el nuevo método de registro.

Referencias bibliográficas

1. Sherrington CS. The integrative action of the nervous system. The integrative action of the nervous system. Yale University Press; 2012.
2. HOFFMANN, P. Beitrage zur Kenntnis der menschlichen Reflexe mit besonderer Berücksichtigung der elektrischen Erscheinungen. Arch-Physiol. 1910;
3. Voerman GE, Gregorič M, Hermens HJ. Neurophysiological methods for the assessment of spasticity: The Hoffman reflex, the tendon reflex, and the stretch reflex. Vol. 27, Disability and Rehabilitation. Disabil Rehabil; 2005. p. 33–68.
4. Dietz V. Proprioception and locomotor disorders. Nat Rev Neurosci. 2002;3(10):781–90.
5. Enoka RM. Neuromechanical basis of kinesiology. Human Kinetics Books; 1988. 336 p.
6. Cozens JA, Miller S, Chambers IR, Mendelow AD. Monitoring of head injury by myotatic reflex evaluation. J Neurol Neurosurg Psychiatry. 2000 May 1;68(5):581–8.
7. Toft E, Sinkjaer T, Espersen GT. Quantitation of the stretch reflex: Technical procedures and clinical applications. Acta Neurol Scand. 1989;79(5):384–90.
8. Hansen PD, Woollacott MH, Debu B. Postural responses to changing task conditions. Exp Brain Res. 1988 Dec;73(3):627–36.
9. Dietz V, Horstmann GA, Berger W. Interlimb coordination of leg-muscle activation during perturbation of stance in humans. J Neurophysiol. 1989;62(3):680–93.
10. Schomburg ED. Spinal sensorimotor systems and their supraspinal control. Vol. 7, Neuroscience Research. Neurosci Res; 1990. p. 265–340.
11. Hallett M. Ninds myotatic reflex scale. Neurology. 1993;43(12):2723.
12. Litvan I, Mangone CA, Werden W, Bueri JA, Estol CJ, Garcea DO, et al. Reliability of the NINDS myotatic reflex scale. Neurology. 1996 Oct 1;47(4):969–72.
13. Pagliaro P, Zamparo P. Quantitative evaluation of the stretch reflex before and after hydro kinesy therapy in patients affected by spastic paresis. J Electromyogr Kinesiol. 1999 Apr 1;9(2):141–8.
14. Van De Crommert HWAA, Faist M, Berger W, Duysens J. Biceps femoris tendon jerk reflexes are enhanced at the end of the swing phase in humans. Brain Res. 1996 Sep 23;734(1–2):341–4.
15. Michael Faist, Matthias Ertel, Wiltrud Berger, Volker Dietz. Impaired modulation of quadriceps tendon jerk reflex during spastic gait: differences between spinal and cerebral lesions | Brain | Oxford Academic. Brain A J Neurol [Internet]. 1999 Mar [cited 2020 May 30];122(3):567–79. Available from: <https://academic.oup.com/brain/article/122/3/567/528058>
16. LeMoyné R, Coroian C, Mastroianni T. Wireless accelerometer reflex quantification

- system characterizing response and latency. In: Proceedings of the 31st Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society: Engineering the Future of Biomedicine, EMBC 2009. IEEE Computer Society; 2009. p. 5283–6.
17. Johnstone J a., Ford P a., Hughes G, Watson T, Garrett AAT. Bioharness™ multivariable monitoring device. Part I: Validity. *J Sport Sci Med*. 2012;11(3):400–8.
 18. Johnstone JA, Ford PA, Hughes G, Watson T, Garrett AT. Bioharness™ multivariable monitoring device. Part II: Reliability. *J Sport Sci Med*. 2012;11(3):409–17.
 19. Mamizuka N, Sakane M, Kaneoka K, Hori N, Ochiai N. Kinematic quantitation of the patellar tendon reflex using a tri-axial accelerometer. *J Biomech*. 2007;40(9):2107–11.
 20. Lemoyne R, Mastroianni T. Implementation of a smartphone as a wireless gyroscope application for the quantification of reflex response. In: 2014 36th Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society, EMBC 2014. Institute of Electrical and Electronics Engineers Inc.; 2014. p. 3654–7.
 21. Zhang LQ, Wang G, Nishida T, Dali X, Sliwa JA, Zev Rymer W. Hyperactive tendon reflexes in spastic multiple sclerosis: Measures and mechanisms of action. *Arch Phys Med Rehabil*. 2000;81(7):901–9.
 22. LeMoyne R, Kerr WT, Zanjani K, Mastroianni T. Implementation of an iPod wireless accelerometer application using machine learning to classify disparity of hemiplegic and healthy patellar tendon reflex pair. *J Med Imaging Heal Informatics*. 2014;4(1):21–8.
 23. Mamizuka N, Sakane M, Kaneoka K, Mamizuka K, Ochiai N. Threshold of Tapping Force and Reflex Velocity in the Steady... : *Spine Journal Meeting Abstracts*. *Spine J Meet Abstr [Internet]*. 2005 [cited 2020 May 29];(7):275–6. Available from: https://journals.lww.com/spinejournalabstracts/Fulltext/2005/00070/Threshold_of_Tapping_Force_and_Reflex_Velocity_in.52.aspx