



Kinesiología
FACULTAD DE MEDICINA

UNIVERSIDAD FINIS TERRAE
FACULTAD DE MEDICINA
ESCUELA DE KINESIOLOGÍA

COMPARACIÓN DE EQUIPOS ACELEROMÉTRICOS EN LA
CAPTURA DE CARACTERÍSTICAS INVARIANTES EN DOS
SUBPRUEBAS DEL ACTION RESEARCH ARM TEST
EN SUJETOS SANOS

POR

FELIPE ALBERTO ARIAS ALCAIDE
BÁRBARA NICOLE RIQUELME TORRES

Tesis para ser presentada en la Escuela de Kinesiología de la Universidad Finis
Terrae para optar al grado académico de Licenciado en Kinesiología

Profesor Guía: Joaquín Herrero S.

Santiago de Chile

2021

RESUMEN

Antecedentes: El Action Research Arm Test (ARAT) es un instrumento validado para la medición de funcionalidad de las actividades de la extremidad superior (ES) patologías neurológicas, evaluando la manipulación, alcance y agarre, orientadas a movimientos funcionales. La acelerometría es una medición instrumentada del movimiento, útil para monitorear objetivamente actividades de la ES. En este sentido, la posibilidad de mediciones funcionales instrumentadas cobra relevancia ante la posibilidad de obtener variables del control del movimiento difíciles de objetivar. Así, dispositivos de alta accesibilidad y bajo costo pueden ser claves para su aplicación en la clínica, por lo que su validación en parámetros entregados es fundamental.

Objetivo: Comparar la similitud entre sensores de aceleración en la captación del movimiento en dos subpruebas del Action Research Arm Test en sujetos sanos.

Hipótesis: La medición de MetaMotionR y Sensor Kinetics Pro presentan similitudes en los patrones acelerométricos ante la aplicación de dos subpruebas del Action Research Arm Test.

Metodología: Se registraron 30 sujetos jóvenes de la Universidad Finis Terrae. Se aplicaron dos subpruebas del ARAT (P1) y (P2) con ambos acelerómetros de forma simultánea.

Resultados: De acuerdo al análisis realizado, tanto para P1 y P2, se obtuvieron similitudes en sus patrones acelerométricos, según la medición de sus peak, demostrando que no hay diferencias significativas entre acelerómetros.

Palabras clave: Acelerometría, ARAT, Control del movimiento, Sensor de movimiento, Unidades de medición inercial.

ABSTRACT

Background: The Action Research Arm Test (ARAT) is a validated instrument for the measurement of functionality of the activities of the upper limb (ES) neurological pathologies, evaluating manipulation, reach and grip, oriented to functional movements. Accelerometry is an instrumented measurement of movement, useful for objectively monitoring SE activities. In this sense, the possibility of instrumented functional measurements becomes relevant given the possibility of obtaining variables of the control of movement that are difficult to objectify. Thus, devices with high accessibility and low cost can be key for their application in the clinic, so their validation in delivered parameters is essential.

Objective: To compare the similarity between acceleration sensors in capturing movement in 2 subtests of the Action Research Arm Test in healthy subjects.

Hypothesis: The measurement of MetaMotionR and Sensor Kinetics Pro show similarities in the accelerometric patterns after the application of two subtests of the Action Research Arm Test.

Methodology: 30 young subjects from Universidad Finis Terrae were registered. Two ARAT subtests (P1) and (P2) were applied with both accelerometers simultaneously.

Results: According to the analysis carried out, both for P1 and P2, similarities were obtained in their accelerometric patterns, according to the measurement of their peaks, showing that there are no significant differences between accelerometers.

Keywords: Accelerometry, ARAT, Motion Control, Motion Sensor, Inertial Measurement Units.

ABREVIATURAS

Abreviatura	Significado
ACV:	Accidente Cerebro Vascular
ARAT:	Action Research Arm Test
AVD:	Actividades de la Vida Diaria
CM:	Control Motor
DE:	Desviación estándar
EEII:	Extremidades inferiores
EES:	Extremidades superiores
FS:	Frecuencia de sampleo
MINSAL:	Ministerio de Salud
MMR:	MetaMotionR
OMS:	Organización Mundial de la Salud
P1:	Subprueba 1
P2:	Subprueba 2
PC:	Parálisis Cerebral
POE:	Protuberancia Occipital Externa
PROM:	Promedio
RMS:	Root Mean Square
SKP:	Sensor Kinetic Pro
UFT:	Universidad Finis Terrae

INDICE

RESUMEN	II
ABSTRACT	III
ABREVIATURAS	IV
1. FUNDAMENTOS TEÓRICOS	1
1.1. Introducción	1
2. MARCO TEÓRICO	3
2.1. Valoración funcional: Action Research Arm Test	3
2.2. Valoración funcional instrumentada: Acelerómetro	4
2.3. Control del movimiento en tareas funcionales	9
2.4. Perfiles invariantes de velocidad y aceleración	10
3. PREGUNTA DE INVESTIGACIÓN	15
4. HIPÓTESIS DE INVESTIGACIÓN	16
4.1. Hipótesis alternativa (H1)	16
4.2. Hipótesis nula (H0)	16
5. OBJETIVOS	17
5.1. Objetivo general	17
5.2. Objetivos específicos	17
6. METODOLOGÍA	18
6.1. Diseño del estudio	18
6.2. Composición de la muestra del estudio	18
6.3. Criterios de inclusión y exclusión	19
6.3.1. Criterios de inclusión	19
6.3.2. Criterios de exclusión	19
6.4. Instrumentos	19
6.4.1. Ficha de datos personales	19
6.4.2. Action Research Arm test	20
6.4.3. Acelerómetro MetaMotionR	21
6.4.4. Acelerómetro Sensor Kinetic Pro	21

6.5. Variables.....	22
6.5.1. Tabla de variables.....	22
6.5.2. Variables desconcertantes.....	23
6.6. Descripción de la metodología.....	23
6.7. Análisis de datos.....	26
6.8. Análisis estadístico.....	29
7. RESULTADOS.....	30
8. DISCUSIÓN.....	43
8.1. Limitaciones.....	46
8.2. Proyecciones.....	47
9. CONCLUSIONES.....	48
10. BIBLIOGRAFÍA.....	49
11. ANEXOS.....	55

1. FUNDAMENTOS TEÓRICOS

1.1 Introducción

Las enfermedades cardiovasculares son la primera causa de muerte en Chile (MINSAL, 2019) y el accidente cerebrovascular (ACV) es la principal causa de discapacidad en adultos (MINSAL, 2018), el cual deja secuelas en EESS y/o EEII. Según la OMS, ACV son fenómenos agudos que se deben, en su mayoría, a una obstrucción en un vaso sanguíneo que impide el flujo sanguíneo normal hacia el cerebro y corazón (OMS, 2020). En el 2015 se calculó que 17,7 millones de personas murieron por esta causa, lo que representa el 31% de defunciones mundiales en ese año. En Chile hay 24.964 casos anuales de ACV, con 9.004 fallecidos al año, lo que corresponde a una persona por hora (MINSAL, 2017). Puede manifestarse con alteraciones en el tono muscular y debilidad del hemicuerpo contralateral al hemisferio cerebral afectado, lo cual puede generar importantes limitaciones de las actividades de la vida diaria del individuo y afectar su calidad de vida, en caso de que no ocurra algún desenlace peor. (Doussoulin, A., Rivas, R., & Campos, V., 2012). Los factores de riesgo se clasifican en modificables y no modificables. Los no modificables son la edad, el sexo y la etnia. Los modificables son la hipertensión, el hábito tabáquico, la dieta y la inactividad física (Boehme, A. K., 2017).

Las técnicas de análisis cinemático se consideran prometedoras para obtener datos objetivos más precisos y específicos para comprender el movimiento alterado de las extremidades superiores de los pacientes con accidente cerebrovascular cuando realizan un movimiento (Kim, K., 2014).

Es por esto, que el monitoreo continuo de actividades son dos problemas de investigación debido a la variabilidad cualitativa del patrón de movimiento mostrada por un sujeto y por la variabilidad entre personas (Biswas, D., et-al, 2015).

La eficacia de la medición de estos sensores de movimiento dependerá directamente de cómo se realicen las diferentes actividades con los pacientes, es decir, las tareas destinadas a la rehabilitación deben reflejar movimientos utilizados en las actividades básicas realizadas por ellos. Para esto se utiliza una nueva tecnología, los acelerómetros, los cuales al ser pequeños, livianos y asequibles, permiten la medición en un entorno más cotidiano, permitiendo que las mediciones sean mucho más reales (Noorkõiv, M., 2014).

El MMR es una unidad de medición inercial que cuenta con todas las características mencionadas anteriormente, el cual además cuenta con un sensor de luz, un sensor de temperatura, un magnetómetro y un sensor de fusión con 10 ejes de detección de movimiento, a diferencia del SKP que cuenta con la misma función pero tiene menor capacidad de medición al tener menos ejes de detección de movimiento. Hay estudios que respaldan el uso del MMR ante la medición de patrones acelerométricos en actividades de la vida diaria. Por otro lado, el SKP tiene un pequeño grado de variación respecto al acelerómetro mencionado anteriormente. Es por esto que el valor de este estudio se basa en comparar ambos instrumentos de medición ante la captura de características invariantes en dos subpruebas del ARAT, para intentar encontrar alternativas más accesibles para realizar mediciones futuras y permitir el desarrollo de terapias que requieran de esto, así el SKP tenga una accesibilidad universal por su bajo costo en comparación al MMR.

2. MARCO TEÓRICO

2.1 Valoración funcional: Action Research Arm Test

Existe un gran número de instrumentos para valorar las limitaciones y disfunciones en pacientes con ACV. El *Action Research Arm Test* (ARAT) es un instrumento validado en Chile (Doussoulín, A., Rivas, R., & Campos, V. 2012) el cual está diseñado para medir el nivel funcional en actividades relacionadas a la extremidad superior de personas con secuelas de ACV. ARAT evalúa la capacidad de manipulación de objetos de diversas formas y tamaños, con lo cual apoya la valoración funcional en neurorehabilitación (Doussoulín, A., Rivas, R., & Campos, V., 2012).

El ARAT es una herramienta que evalúa 19 habilidades, alcance evalúa 6 subpruebas, agarre 4 subpruebas, pinza 6 subpruebas y ejecución de movimientos bruscos 3 subpruebas (Platz, T. 2005). Se estudiará el comportamiento de la extremidad superior específicamente en dos subpruebas, la subprueba 1 (P1) es la N°4 del ARAT que corresponde a la N°4 del ítem de alcance, y la subprueba 2 (P2) es la N°17 del ARAT que corresponde a la N°1 del ítem de movimientos bruscos.

El puntaje de ARAT se ha relacionado con la recuperación de pacientes con ACV por lo que es importante conocer el nivel de funcionalidad que tenía la persona antes de adquirir la patología y así compararla luego de la aplicación del instrumento para recuperarla. Además, agrega que es una herramienta de medición altamente confiable y validada para la evaluación de la discapacidad motora de miembros superiores. Se utiliza para medir movimientos específicos de las extremidades superiores, incluidos los movimientos finos y gruesos (Lee, J. H., Park, J. H., & Kim, Y. J., 2015).

En un estudio hecho por Song, Guo & Fu, en el año 2011, se desarrolló un sistema de rehabilitación para mejorar la función motora de la extremidad superior de los pacientes con accidente cerebrovascular leve mediante el entrenamiento de coordinación y desarrollar un sistema de evaluación para evaluar su efecto. Este sistema proporcionó a los pacientes más estimulación sensoriomotora para mejorar el efecto de entrenamiento de la extremidad superior deteriorada, donde se constó de un sensor de inercia preciso, compacto y fácil de manipular donde se puso énfasis en la coordinación y control del movimiento, demostrando que se pudo aumentar la atención y la motivación (Song, Z., Guo, S., & Fu, Y., 2011). A pesar de todo esto, aún no es posible discriminar acerca de la calidad y el control del movimiento, pero una herramienta útil para esto es la acelerometría.

2.2 Valoración funcional instrumentada: Acelerómetro

Las tecnologías portátiles han ganado popularidad como alternativa prometedora a los sistemas de laboratorio al permitir el análisis de movimiento ambulatorio (Papi, E., 2017). El término “sensores inerciales” se refiere a una familia de sensores representados por sensores de aceleración lineal, como los acelerómetros, y sensores de velocidad angular, como los giroscopios. El término inercial se refiere al hecho de que estos sensores miden su propio movimiento, y por lo tanto, el movimiento del cuerpo al que están fijados (Iosa, M., 2016).

El análisis instrumentado del movimiento humano consiste en técnicas de medición basadas en sensores cuyo propósito es describir objetivamente y evaluar cuantitativamente las funciones motoras y las habilidades motoras de un sujeto. A través de este análisis, se pueden determinar los parámetros cinemáticos y cinéticos de los movimientos humanos y se pueden evaluar cuantitativamente las funciones musculoesqueléticas. Como resultado, el análisis de movimiento instrumentado se ha empleado en evaluación clínica, rehabilitación, deportes e incluso diagnósticos (Iosa, M., 2016).

Según Sievänen en el 2017, la acelerometría sería la herramienta convencional más utilizada en entornos de investigación científica (Sievänen, H., 2017). Estos aportan información acerca del comportamiento semanal o diario de actividad física del individuo, gasto energético o riesgo de enfermedades, todo en base a los datos otorgados por este instrumento (Sievänen, H., 2017). El acelerómetro se encarga de medir continuamente la señal de movimiento a través de tres direcciones ortogonales. Menciona también que estos dispositivos poseen gran variabilidad, encontrando entre ellos dispositivos electrónicos ligeros, pequeños, resistentes al agua y no invasivos (Sievänen, H., 2017).

El acelerómetro es una herramienta de medición útil para monitorear especialmente las actividades de las extremidades superiores. También pueden evaluar el nivel de desempeño de las actividades de la vida diaria básicas, instrumentales y avanzadas, así como la capacidad realizar alguna acción como asearse, vestirse, alimentarse y trasladarse. Así, los acelerómetros permiten la medición objetiva de la actividad de las extremidades superiores durante la vida diaria y en la práctica clínica (Lee, J. H., Park, J. H., & Kim, Y. J., 2015).

Según Van der Pas en 2011, la acelerometría triaxial unilateral y bilateral es un método válido para evaluar la actividad del brazo en la vida diaria de los pacientes después de un accidente cerebrovascular (Van der Pas, S. C 2011).

Los recientes avances tecnológicos han llevado a la miniaturización de estos sensores, que se pueden ensamblar y contener en pequeños estuches. Los sensores de inercia se encuentran disponibles en unidades inalámbricas pequeñas y livianas, que se pueden fijar fácilmente a un segmento del cuerpo sin afectar el movimiento permitiendo la transmisión de datos en tiempo real o grabación de estos a largo plazo (Iosa, M., 2016).

Los acelerómetros tienden a ser los más utilizados con las siguientes ventajas: producen valores esenciales precisos, son fáciles de usar y tienen un tamaño en miniatura (Wang, Q. et al. 2017). Los sensores de movimiento inercial portátiles son altamente transportables por lo que se pueden utilizar fuera de las condiciones de laboratorio (Fong, D., & Chan, Y. 2010).

En un estudio hecho por Jayasinghe, Harwin & Hwang en el año 2020, se comparó la utilización de acelerómetros en la ropa y pegados en la piel, específicamente en la cintura y en el muslo. Los datos de los sensores en un vestido indican la posibilidad de considerar la dinámica de la ropa ya que era un vestido suelto, donde puede oscilar con los movimientos de la pierna cuando el sujeto corría, caminaba o incluso cuando estaba sentado en una silla, ya que el sensor de la ropa cerca del muslo tendía a desplazarse con respecto al sensor que se llevaba en el propio muslo debido a que el sensor del vestido se aleja de la pierna y cae sobre la silla, perdiendo así la relación con la extremidad. Además del atributo de balanceo del vestido, el peso del sensor toma más en cuenta el movimiento de la ropa en lugar del cuerpo (Jayasinghe, U., Harwin, W. S., & Hwang, F., 2020).

Sin embargo, cabe señalar que debido al peso y tamaño de los sensores utilizados, la correlación de datos entre ambos sensores podría haber disminuido, y es mejor utilizar sensores más pequeños y livianos, ya que la disposición del sensor puede variar ligeramente de un día a otro debido a la diferente posición de la ropa en el cuerpo. Este problema se puede minimizar girando las lecturas de los tres ejes a lo largo de un eje común para alinear la dirección del eje con el del sensor (Jayasinghe, U., Harwin, W. S., & Hwang, F., 2020).

Pathirana et-al, en el 2018, realizó un estudio para captar el movimiento fino y grueso de un grupo de sujetos sin antecedentes de lesiones musculoesqueléticas, donde se les pidió que realizaran los movimientos de

flexión, abducción y extensión de hombro desde una posición inicial anatómica, para realizar la comparación entre el sistema óptico VICON y el SKP debido a que es una alternativa de bajo costo y alta accesibilidad, con el sensor colocado en la muñeca. Esto resultó en que al calibrar ambos instrumentos no se encontró una diferencia mayor a 4 grados en los movimientos anteriormente nombrados, demostrando que el sistema VICON es más preciso pero no vuelve impreciso al SKP ya que la diferencia es muy baja (Pathirana, P. N., 2018)

El uso de los dispositivos móviles, en la rehabilitación, se ha convertido en una tendencia creciente, se han convertido en computadoras de bolsillo que contienen un acelerómetro triaxial que procesa los datos recopilados (Wannenburg, J., 2016).

Los protocolos de evaluación clínica actuales en rehabilitación y medicina deportiva se basan en la observación visual del desempeño del paciente en las pruebas de movilidad. Las IMU (unidades de medida inercial) son muy adecuadas para la medición del movimiento en entornos clínicos, ya que son pequeñas, portátiles, capaces de registrar datos a largo plazo y tienen un bajo costo y un bajo consumo de energía (Kianifar, R., 2019), opinión que también comparte Bittel en el 2016, donde ya había descrito su pequeño tamaño, gran potencia de procesamiento, fácil acceso para toda la población, batería de larga duración y una gran variabilidad de precios, se pueden encontrar a muy bajo costo (Bittel, A. J., Elazzazi, A., & Bittel, D. C., 2016). Actualmente los fabricantes brindan a través de su software y algoritmo integrado la posibilidad de brindar información, incluso, segundo a segundo. (Vanhelst, J., 2019). Sin embargo, se desconoce la homologación entre instrumentos de fácil acceso terapéutico, por lo que en este estudio se quiere lograr un seguimiento del tema en conflicto y dar pie a futuras investigaciones.

En este estudio se quieren comparar dos tipos de acelerómetros, una aplicación de Android llamada *Sensor Kinetics Pro* (SKP) y otro de marca

registrada llamado *MetaMotionR*® (MMR), para así medir la funcionalidad de sujetos sanos, poder comparar y ver la efectividad de ambos instrumentos, ante la aplicación de dos subpruebas del ARAT para corroborar diferencias propias de los instrumentos y la medición. Esto podría dar respuesta a la necesidad de entender procesos del control del movimiento e intentar apoyar la distinción entre variados patrones de movimiento. Además, se da pie para que en estudios futuros, puedan aplicarlo en pacientes secuestrados de ACV o en patologías corticales asociadas.

Moore en 1968, presentó un estudio donde se utilizaron datos de cinemática de movimiento para evaluar los cambios debidos a la práctica en dos grupos. Ambos grupos demostraron una mejora en el rendimiento y una disminución en la variabilidad dentro del sujeto en las medidas de respuesta del punto final, la trayectoria del movimiento y el patrón mioeléctrico. Con la práctica, hubo una disminución en la cantidad de cocontracción entre los músculos agonistas y antagonistas durante la ejecución del movimiento, lo que indicó una eliminación de la actividad neuronal no deseada (Moore, S. P., & Marteniuk, R. G. 1986).

Por otro lado, en el ámbito clínico se quiere aportar el uso universal del instrumento a través del SKP por ser económico y de fácil acceso en comparación al MMR. Esto ha abierto un camino a la investigación médica destinada a desarrollar herramientas móviles para ayudar al terapeuta (Kostikis, N., 2015).

También, Ceroni en el 2011, habla sobre la inmovilización prolongada en jóvenes, en donde se pierde la carga mecánica y disminución de la mineralización ósea, lo que repercute en una disminución de la actividad física. Es por esto que la acelerometría ayuda a cuantificar la cantidad de movimiento que se va ganando con el reentrenamiento (Ceroni, D., 2011).

Por otro lado, los pacientes que han sufrido un ACV a menudo presentan múltiples síntomas que contribuyen a su discapacidad y afectan el Control Motor Voluntario Selectivo (CMVS), el cual es un predictor de la función motora gruesa al estar encargado de aislar la activación muscular en un patrón de movimiento voluntario (Keller, J. W., 2020), utilizando estos como ejemplo de sujetos afectados por alguna patología en donde se podría utilizar la acelerometría.

Es por esto que con las capturas de movimiento y comparación de ambos acelerómetros se evaluará la función motora gruesa de la extremidad superior dominante en sujetos sanos aplicado a las dos subpruebas, realizando un movimiento voluntario selectivo, abarcando los componentes del control del movimiento, es decir, acondicionando un ambiente, una tarea y con sujetos determinados por los investigadores, para así más adelante poder realizar las mismas mediciones, con los mismos parámetros pero en sujetos con alguna patología adquirida.

2.3 Control del movimiento en tareas funcionales

El CM nace de tres componentes los cuales son el individuo, la actividad a realizar y el ambiente o contexto donde se desenvuelve, donde debe existir una interacción entre estos tres para realizar el movimiento y llevar a cabo la tarea (Shumway-Cook, A., Woollacott, M., 1995).

El estudio de la causa y la naturaleza del movimiento resultan esenciales para la práctica médica, el cual tendrá como objeto el mantenimiento de las habilidades existentes, la readquisición de habilidades perdidas y el aprendizaje de nuevas destrezas (Cano de la Cuerda, R., 2015).

Las neuronas obtienen información sobre sus acciones directa o indirectamente, donde esta información se denomina retroalimentación. La retroalimentación puede ser excitatoria o inhibitoria, además de inmediata o

diferida, dependiendo del tiempo tomado por la información en ser percibida (Cárdenas, F., 2005).

Los mecanismos biológicos trabajan bajo el principio de la retroalimentación, la cual tiene tres componentes: un sensor que es el encargado de percibir y leer la señal, un comparador que compara el estado de la señal con el estado del sistema al cual está ingresando para tomar la decisión correcta, y un efector que se encarga de realizar la acción. Estos mecanismos cuando reaccionan ante la información entrante al sistema son un ejemplo de CM (Cárdenas, F., 2005).

La praxis se entiende como un proceso voluntario y orientado hacia un objetivo, el cual está determinado por un amplio conjunto de mecanismos que contribuyen de forma diferenciada, pero organizada, ante la ejecución del acto motor. La intención, motivación, planificación, programación, secuenciación, regulación y ejecución son los mecanismos que subyacen a la praxis, los cuales están dentro de la corteza prefrontal, área motora suplementaria, área premotora y la corteza motora primaria, teniendo una preponderancia de la corteza cerebral en la elaboración y la realización del movimiento (Emiro, J., 2010).

Cuando el mecanismo de recepción y procesamiento de la información intervienen entre sí, en conjunto con el control de la ejecución de un movimiento, nos permitirán determinar cuáles son los mecanismos de control del movimiento. Por otro lado, uno de los componentes de este comportamiento motor, específicamente el CM es el encargado de estudiar desde la recepción de esta información hasta su programación y posterior respuesta motora. El CM abarca conceptos tales como: la sensación y la percepción, la memoria, la atención y programación motora (Oña, A. 1995).

2.4 Perfiles invariantes de velocidad y aceleración

La EESS presenta perfiles de velocidad y aceleración que son invariantes, lo cual permite que la medición de estos parámetros sea un reflejo al

control del movimiento, lo que va de la mano con la calidad del movimiento, demostrando que un movimiento se planifica antes de la iniciación y así se genera de forma anticipada (Kandel, E., et-al 2013). Los movimientos orientados a un propósito deben analizarse porque el sistema musculoesquelético puede realizar una tarea motora de muchas maneras seleccionando una trayectoria adecuada y la coordinación entre las articulaciones (Kim, K., 2014)

Los movimientos de una articulación dirigidos a un objetivo pueden servir como un medio conveniente para investigar las estrategias de control utilizadas por el sistema nervioso para realizar movimientos simples. En los movimientos rápidos que parten de una posición y apuntan a una posición objetivo deseada, la aceleración y la desaceleración de la extremidad se producen mediante señales neurales que producen la activación secuencial de los músculos agonistas y antagonistas. (Wiegner, A. 1992). En el movimiento de una mano hacia un objetivo de algún tipo se puede distinguir una fase de aceleración, una fase central de velocidad uniforme y una fase de desaceleración, donde Beggs da a conocer que la desaceleración toma más tiempo que la aceleración (Beggs, W., 1972).

Durante los movimientos voluntarios del brazo, se postula que el programa motor específico posiciona correctamente la articulación con un objetivo, a través de la selección de un conjunto de propiedades longitud-tensión en músculos agonistas y antagonistas y un punto de equilibrio entre los dos conjuntos de músculos. Esta idea es atractiva porque sugiere que el SNC controla los movimientos simples a través de un proceso que especifica sólo la posición final a través de un patrón de activación muscular (Bizzi, E., 1982).

Una acción se puede realizar utilizando muchos movimientos diferentes, es decir, equivalencia motora o unicidad de movimiento. Por otro lado, los movimientos hábiles, se desarrollan a través del entrenamiento y la práctica para lograr una consistencia notable como acción sobre movimientos individuales

o situaciones diferentes. Físicamente, esto puede entenderse como la selección de una clase de trayectorias de movimiento del conjunto infinito de posibles para un acto motor dado. Los movimientos especializados satisfacen un "principio económico" en el que se minimizan ciertos "costos" asociados con el esfuerzo muscular en el movimiento (Nagasaki, H., 1989).

En un estudio de Nagasaki, H. en 1989, se analizó el desplazamiento, la velocidad, la aceleración y como esta última cambiaba con el tiempo para un movimiento específico de flexión de brazo en una amplia gama de amplitudes y velocidades de movimiento. En este estudio se observó que para los movimientos de velocidad intermedia se daban perfiles simétricos de velocidad y aceleración, donde la duración relativa de la aceleración da un valor aproximado de 0,5, mientras que para los movimientos lentos y balísticos los valores se encontraban por sobre los 0,5 en el caso de los movimientos balísticos, creando así perfiles asimétricos de velocidad y aceleración (Nagasaki, H., 1989).

Schmidt en 1979 expone que las explicaciones teóricas del equilibrio entre velocidad y precisión en el movimiento rápido se han centrado generalmente en la detección y corrección de errores dentro del movimiento y han ignorado sistemáticamente la posibilidad de que la variabilidad pueda estar relacionada de manera predecible con la amplitud del movimiento y el tiempo de movimiento (Schmidt, R. A., 1979).

La relación entre la velocidad instantánea máxima y la amplitud del movimiento, aumentó sistemáticamente a medida que disminuyó la duración del movimiento en un índice cinemático de rigidez (Munhall, K. G., 1985).

Según Zelaznik en 1986, los modelos de velocidad y precisión en los movimientos dirigidos de la mano requieren que los patrones de aceleración y tiempo presentan una escalabilidad temporal, pero a pesar de eso, la aceleración es invariante a lo largo del tiempo de movimiento (Zelaznik, H. N., 1986).

Es por esto que se van a comparar movimientos a velocidad normal y rápida ante la aplicación de ambas subpruebas, así evidenciar cómo se modifican los perfiles de aceleración y las características invariantes que se van a presentar entre cada sujeto, según el contexto aplicado.

En resumen, los acelerómetros permiten la identificación y almacenamiento de datos con el fin de brindar al usuario un proceso de rehabilitación sistemático e individualizado, donde los datos recopilados sean una herramienta de seguimiento de objetivos planteados para el cumplimiento de una meta en cuanto al proceso de rehabilitación (Mantilla, J. A. 2017).

Estos permiten una estrategia de medición del control del movimiento en el ámbito clínico, los cuales se pueden utilizar en movimientos voluntarios y específicos o en actividades de la vida diaria, estas ultimas son de importancia en el ambito de la rehabilitacion, ya que se relacionan con la supervivencia de la persona y lo que es el mantenimiento personal, además son estas actividades las que responden a responsabilidades en función de los roles de las personas en la sociedad (Romero, D. 2007).

El acelerómetro es capaz de medir objetivamente las AVD durante el comportamiento cotidiano, siendo una gran alternativa de sistema de monitoreo para el comportamiento y funcionamiento de las extremidades que se estén evaluando, a corto o largo plazo (Schasfort, F. C., 2006).

Además, Barth en el 2020 afirma la idea de que la acelerometría puede cuantificar cuánto y con qué frecuencia una persona usa su miembro afectado durante su vida diaria, reduciendo la brecha entre la evaluación dentro y fuera de la clínica. Las métricas actuales del acelerómetro cuantifican el tiempo, la magnitud y la variabilidad del movimiento de la extremidad superior (Barth, J., 2020). Al igual que Lim, S., quien propone que la acelerometría nos permite dar

un paso para ver con detalle la cantidad y patrón de movimiento con que se mueve una extremidad, en el escenario que se presente (Lim, S., 2018).

Cabe destacar que para la medición de estos movimientos no se necesita de gran dominio sobre el instrumento como tal, lo cual facilita su uso en la práctica. Es esta versatilidad la que nos permite dar paso a distintas ramas de tratamiento y así poder replicar sus beneficios, demostrando la relevancia de los patrones de movimiento.

Se sabe que ambos instrumentos utilizados en este estudio tienen un grado de variación en cuanto a la precisión del registro del movimiento al momento de utilizarlos, debido a esto se plantea la siguiente pregunta, ¿Son igual de precisos en cuanto a la captura de características invariantes el acelerómetro MMR y el acelerómetro SKP de Android ante la medición de dos subpruebas del *Action Research Arm Test* en sujetos sanos?.

3. PREGUNTA DE INVESTIGACIÓN

¿Son igual de precisos en la medición de patrones cinemáticos el acelerómetro MMR y el acelerómetro Sensor Kinetics Pro de Android ante la medición de dos subpruebas del *Action Research Arm Test* en sujetos sanos?

4. HIPÓTESIS DE INVESTIGACIÓN

4.1 Hipótesis alternativa (H1)

La medición de MetaMotionR y Sensor Kinetics Pro presentan similitudes en los patrones cinemáticos ante la aplicación de dos subpruebas del *Action Research Arm Test*.

4.2 Hipótesis nula (H0)

La medición de MetaMotionR y Sensor Kinetics Pro presentan diferencias en los patrones cinemáticos ante la aplicación de dos subpruebas del *Action Research Arm Test*.

5. OBJETIVOS

5.1 Objetivo general

Comparar la similitud entre sensores de aceleración en la captación del movimiento en dos subpruebas del Action Research Arm Test en sujetos sanos.

5.2 Objetivos específicos

- I. Determinar características sociodemográficas relevantes de los sujetos sanos que cumplan los criterios de inclusión y exclusión.
- II. Determinar perfiles de velocidad con dos herramientas instrumentadas durante la subprueba 1 y 2 del ARAT
- III. Comparar las diferencias de las variables acelerométricas de cada instrumento según la subprueba aplicada

6. METODOLOGÍA

6.1 Diseño del estudio

- Enfoque: Cuantitativo porque la recopilación y análisis de datos de este estudio involucra elementos numéricos de comparación.
- Alcance: Correlacional ya que se realizará la comparación de variables entre ambos acelerómetros.
- Elementos del diseño: Analítico porque se enfoca en la recopilación, comparación, análisis y presentación de datos. Transversal porque las subpruebas serán aplicadas una sola vez en el tiempo (con 3 ensayos por cada acelerómetro de cada subprueba). Prospectivo ya que el análisis y toma de datos la realizamos nosotros una vez transcurrido el tiempo. Observacional porque no se asigna el factor de estudio, solo se realiza medición.

6.2 Composición de la muestra del estudio

- Universo: Sujetos pertenecientes a la Universidad Finis Terrae.
Población: Estudiantes sanos entre 18-30 años pertenecientes a la Universidad Finis Terrae.
- Muestra: Estudiantes de Kinesiología de 1°-5° pertenecientes a la Universidad Finis Terrae.
- Composición de la muestra: De acuerdo al universo total de los estudiantes de Kinesiología en la Universidad Finis Terrae de 320 sujetos, un nivel de confianza de 95% y un margen de error del 10%, la muestra esperada será de 75 sujetos.
- Tipo de muestreo: No probabilístico porque el subgrupo de la población (muestra) cumple con las características de investigación. Consecutivo ya que se debe contar con sujetos sanos que cumplan con los criterios de inclusión.

6.3 Criterios de inclusión/exclusión

6.3.1 Criterios de inclusión

- Estudiantes de Kinesiología de la Universidad Finis Terrae.
- Tener entre 18-30 años.
- Firmar el consentimiento informado.

6.3.2 Criterios de exclusión

- Sujetos con enfermedad neurológica o psiquiátrica diagnosticada (ACV, PC, Parkinson, demencia).
- Sujetos con alguna lesión musculoesquelética en cabeza, cuello, columna y extremidad superior hace menos de 3 meses.
- Sujetos con alteraciones visuales no corregidas, con reducción de agudeza visual no corregida o con problemas de percepción de la profundidad (estereopsis).
- Medicamentos que provoquen temblor involuntario (ácido valpróico, aminofilina, anfetaminas, antidepresivos, carbonato de litio, ciclosporina, cafeína, nicotina, midazolam, morfina, salbutamol, teofilina, tetrabenazina).

6.4 Instrumentos

6.4.1 Ficha de datos personales

Se realizará una serie de 10 preguntas, propuestas por los investigadores, donde cada sujeto deberá completar antecedentes sociodemográficos tales como: nombre, edad, sexo, carrera universitaria que cursa, antecedentes mórbidos, historial de lesiones de extremidad superior, enfermedad neurológica o psiquiátrica en curso, si tiene alteraciones visuales no corregidas o con reducción de agudeza visual no corregida, medicamentos que toma (Anexo 2). Se realizará una sola vez antes de comenzar la medición para ver si cumple con los criterios de inclusión. Además, todos los participantes deberán estar de acuerdo y firmar el consentimiento informado (Anexo 1). Todos

los datos recopilados serán confidenciales y solo accederán a ellos el equipo de investigación.

6.4.2 Action Research Arm Test

El Action Research Arm Test (ARAT) es una medida confiable y validada que utiliza pruebas cronometradas de una variedad de funciones relacionadas con las actividades de la vida diaria (Stinear, C. M., 2012). Esta prueba ha demostrado su valor para caracterizar el estado clínico y medir la recuperación espontánea e inducida por la terapia. Tiene una alta confiabilidad inter e intra-evaluador. Es una herramienta útil para evaluar los déficits motores del brazo después de un accidente cerebrovascular (Yozbatiran, N., 2008).

Aplicaremos dos subpruebas,

- La subprueba 1 (P1), del ítem de agarre que corresponde a la subprueba N° 4 del ARAT. El sujeto se debe poner en posición inicial con un cubo sobre la mesa entre ambas manos a la misma distancia, luego a la indicación de “ahora, ya” tomar el cubo y depositarlo en una caja que se encontrará a 30 cm de distancia de la mano dominante.
- La subprueba 2 (P2) del ítem de movimiento grueso que corresponde a la subprueba N° 17 del ARAT. El sujeto se debe poner en posición inicial, se le explicó cuál es su protuberancia occipital externa (POE) y que debía tocarla a la indicación de “ahora, ya”.

Cada una de estas subpruebas será evaluada con 3 intentos por movimiento en cada extremidad dominante, la cual fue determinada por auto-reporte, con 30 segundos de descanso entre cada intento y de la forma más normal posible para cada sujeto. Esto se repetirá dos veces cada subprueba, ambos acelerómetros a la vez, de esta manera se medirá el movimiento de la extremidad superior en los 3 ejes de movimiento con ambos instrumentos acelerométricos, una vez a velocidad normal y otra a velocidad rápida. El sujeto debe estar sentado en una silla de 45 cm. de altura, con los pies tocando el suelo y la espalda recta, además con una mesa que se pueda regular su altura para la

comodidad del sujeto que se está evaluando y así tener los antebrazos en posición neutra a la altura del tercio medio del abdomen. Cabe destacar que ambas subpruebas ya fueron aplicadas previamente en una tesis de pregrado.

6.4.3 Acelerómetro MetaMotionR ®

Es un tipo de sensor especializado que utiliza una unidad de medición inercial de 9 ejes (acelerómetro de 3 ejes, giroscopio de 3 ejes y magnetómetro de 3 ejes). También incluye la fusión de los 3 sensores anteriormente mencionados para proporcionar datos mejorados. La configuración de los sensores se realiza para obtener los parámetros necesarios antes de iniciar la medición, y se deben conectar a un Smartphone a través de Bluetooth con el uso de una aplicación llamada MetaBase para poder exportar los datos (Duhaylungsod, C. R. E., 2017). Se colocará en la muñeca de la mano dominante del sujeto con la cual va a realizar la acción. Se aplicará este instrumento una vez para realizar las mediciones de las subpruebas (P1) y (P2) del ARAT al igual que el SKP y así poder comparar los datos al final del estudio. Primero se inicia el acelerómetro (Start), se esperan 10 segundos y se dice “ahora, ya” para que el sujeto comience a realizar el primer movimiento según la subprueba que estamos realizando, luego se esperan 30 segundos terminada la primera ejecución y se vuelve a decir “ahora, ya” para que realice la segunda ejecución, luego se vuelven a esperar 30 segundos terminada la segunda ejecución y se vuelve a decir “ahora, ya” para que comience la tercera ejecución, posterior a esto se esperan 10 segundos y se detienen los acelerómetros (Stop) con lo que concluye la toma de datos.

6.4.4 Acelerómetro Sensor Kinetic Pro

Esta aplicación detecta la mayoría de los sensores disponibles en el dispositivo y muestra visualmente al usuario cómo funcionan. Interactúa con 6 sensores relacionados al movimiento que son acelerómetro, giroscopio, magnetómetro, sensor de aceleración lineal, sensor de gravedad y sensor de rotación (Mehrnezhad, M., 2019). Para monitorear y comprender el

comportamiento de los sensores mientras cambia la frecuencia de actualización, se pueden activar y desactivar sensores específicos. Cada sensor está asociado además con un visor de gráficos sofisticado que traza los datos capturados por el sensor. Se colocará en la muñeca de la mano dominante del sujeto con la cual va a realizar la acción. Se aplicará este instrumento una vez para realizar las mediciones de las subpruebas (P1) y (P2) del ARAT al igual que el MMR y así poder comparar los datos al final del estudio. Primero se inicia el acelerómetro (Start), se esperan 10 segundos y se dice “ahora, ya” para que el sujeto comience a realizar el primer movimiento según la subprueba que estamos realizando, luego se esperan 30 segundos terminada la primera ejecución y se vuelve a decir “ahora, ya” para que realice la segunda ejecución, luego se vuelven a esperar 30 segundos terminada la segunda ejecución y se vuelve a decir “ahora, ya” para que comience la tercera ejecución, posterior a esto se esperan 10 segundos y se detienen los acelerómetros (Stop) con lo que concluye la toma de datos.

6.5 Variables

6.5.1 Tabla de variables

Tabla 1: A continuación la Tabla 1 expresa las variables de estudio que han sido analizadas para ver la aceleración en un movimiento estandarizado, aplicado sobre dos subpruebas del ARAT, determinada por el tiempo en que demora realizar el movimiento

Tabla1: Variables en estudio

Variable (tipo)	Definición conceptual	Definición operacional	Indicador	Escala
Tipos de acelerómetros (Cualitativa, independiente)	Dispositivo que permite realizar la medición de la aceleración (Perez, J., Merino, M., 2012).	Se utilizan dos dispositivos para comparar los perfiles invariantes del movimiento	m/s ² (media, root mean square, medidas de dispersión)	Nominal
Aceleración (Cuantitativa, dependiente)	Magnitud vectorial que expresa un incremento de velocidad es una unidad de tiempo (Perez, J., Merino, M., 2012).	A través de dos sensores de acelerometría, se observará el comportamiento de los patrones acelerométricos.	m/s ² (media, root mean square, medidas de dispersión)	Continua
Tiempo (Cuantitativa, dependiente)	Magnitud física que se utiliza para medir lo que dura algo (Perez, J., Merino, M., 2012).	Para ver cuánto demoró en la realización de la subprueba ocuparemos un cronómetro.	Segundos	Continua

Tala 1: Da a conocer las variables en estudio, clasificadas según dependencia, definiciones, indicadores y escalas.

6.5.2 Variables desconcertantes

Hora y lugar de la ejecución: Puede alterar en la concentración del sujeto ante el movimiento solicitado según la subprueba que se esté realizando por distractores del medio ambiente.

Uso de drogas y/o fármacos: No explicitados en la ficha de recolección de datos.

Fatiga: Puede alterar en el rendimiento del sujeto ante el movimiento solicitado según la subprueba que se esté realizando.

6.6 Descripción de la metodología

Se registraron 30 sujetos en total que cumplieron con los criterios de inclusión y exclusión, sin embargo de todos ellos, se eliminó un sujeto ya que en los registros se produjo ruido al inicio de la medición, lo que presentó problemas

en cuanto a los ejes que impedía la comparación entre ejes, quedando un total de 29 sujetos.

Una vez aprobada nuestra tesis por el comité de ética (Anexo 3) y también por nuestro director de escuela (Anexo 4), se pudo dar pie para el comienzo de nuestra intervención.

A cada individuo se le explicó en qué consisten las dos subpruebas y se les solicitó firmar el consentimiento informado (Anexo 1). La subprueba 1 (P1), del ítem de agarre que corresponde a la subprueba N° 4 del ARAT y la subprueba 2 (P2) del ítem de movimiento grueso que corresponde a la subprueba N° 17 del ARAT. Luego de que el sujeto firmó el consentimiento informado, el cual fue aprobado por la Universidad Finis Terrae, se comenzó con la preparación para la medición.

Se limpiaron con alcohol los instrumentos y zonas del brazo que íbamos a utilizar, luego se ubicó el acelerómetro MMR en la parte anterior del 1/3 medial del antebrazo, sujetado con cinta masking tape, y el smartphone el cual tenía la aplicación del acelerómetro llamado Sensor Kinect en la parte posterior del 1/3 medial del antebrazo, sujetado con un brazalete ajustable porta celular. Los instrumentos se colocaron en el brazo dominante, el cual fue determinado por auto-reporte (Anexo 2).

Para ambas pruebas se realizaron 3 intentos por cada condición y por cada subprueba en cada extremidad, donde en total el procedimiento completo de evaluación tuvo un tiempo estimado de 15 minutos por cada sujeto.

El análisis offline del acelerómetro fue realizado con el software MATLAB, en donde se obtuvo el promedio de los intentos para cada sujeto. Posteriormente, se realizó el promedio de todos los sujetos para la misma prueba, para luego graficarlos y así poder comparar ambos acelerómetros.

Para estandarización del test la posición inicial para ambas pruebas fue: el sujeto sentado en una silla con respaldo, tocando el piso sin apoyabrazos y con la espalda recta a una distancia de 10 cm desde el tronco a la mesa. La mesa tenía la facilitación de poder regular la altura. Lo que debía cumplir con la muñeca a la altura del tercio medio del abdomen. Los antebrazos en posición neutra tenían que estar descansando sobre la mesa a la altura de los hombros. Ambas subpruebas tuvieron una pausa de 30 segundos entre cada repetición, realizando un total de 3 veces en dos modalidades, primero normal y después rápido, por cada subprueba realizada. Cuando se realizó de forma normal, se le pidió al sujeto que hiciera el movimiento lo más normal posible y cuando se realizó de forma rápido se le pidió al sujeto que lo hiciera de la forma más rápido posible, preocupándose de volver a la posición inicial pero de no hacerlo con tanta exactitud no corregir la posición de la mano al final. Para dar el inicio del movimiento, se puso "Start" y luego de 10 segundos al momento de iniciar el acelerómetro se dijo "Ahora, ya". El acelerómetro MMR estuvo a una frecuencia de muestreo de 100 Hz, con registro triaxial, y el SK estuvo a una frecuencia de muestreo de 60 Hz. Luego de registrarse primero la subprueba 1 completa, se registró la subprueba 2, ambas en las dos modalidades (primero normal y luego rápida).



Figura 1: Posición inicial para ambas pruebas en plano frontal



Figura 2: Posición inicial para ambas pruebas en plano sagital

6.7 Análisis de datos

Los análisis de datos fueron procesados en la siguiente secuencia: En primer lugar se exportaron los datos del SK y del MMR en formato .CSV. Mediante Excel (Microsoft®), se eliminaron en el SK las dos primeras filas de los datos de registro y en el MMR se eliminó la primera fila y la segunda columna de registro ya que incluían los encabezados de los ejes y la fecha en que fueron tomados. Luego, las matrices de datos fueron ordenados y procesados en el software MATLAB (The Mathworks, Inc.) de la siguiente manera:

Se realizó un filtro tipo butterfly con un pasa alto de 0,3 Hz y un pasa bajo de 8 Hz. Con esto se mantienen las bandas de frecuencia de interés para el movimiento de la extremidad superior y así eliminar el ruido producto de señales biológicas y/o ambientales fuera de este rango.

Luego se realizó un suavizado de la señal mediante el método Savitzky Golay el cual interpola puntos.

Para cada subprueba de cada condición, se calculó el aproximado de la frecuencia de sampleo (F_s), la cual fue una frecuencia de 27 Hz para el SK y 100 Hz para el MMR. Esta diferencia es clave en la calidad de cada instrumento, teniendo en cuenta que aparenta mayor variabilidad de la tasa de sampleo el SK.

La señal continua fue truncada, para todos los sujetos y para todos los ejes de los acelerómetros, los primeros ($F_s \times 3$) puntos y los últimos ($F_s \times 2$) puntos para eliminar los ruidos al iniciar y finalizar la grabación..

El siguiente paso fue separar la señal completa en 3 partes iguales, obteniendo tres épocas independientes con largos definidos para P1 y P2 en modalidad normal y rápida, obteniendo el punto de amplitud máxima de cada época. Una época se expresa como una ejecución de uno de los 3 intentos realizados por cada condición.

Para cada época de P1 y P2 se tomó el primer peak positivo, el cual se utilizó como punto de referencia para estimar un tiempo cero. Con esto se estableció una ventana hacia atrás y hacia adelante, con largo ($F_s \times 1.5$) y ($F_s \times 3$) respectivamente, para así dejar a todos los sujetos con el mismo largo de la época.

Se alinearon y promediaron las 3 épocas por condición para cada sujeto, considerando el primer peak positivo como tiempo cero.

Quedaron 122 puntos para cada ventana de cada sujeto en el SK y 451 puntos en el MMR

Se promediaron, punto a punto, las señales de los sujetos por condición, para obtener una curva representativa por cada sensor.

Se normalizaron las señales de ambos acelerómetros con un z-score a la desviación estándar que tiene la señal.

Luego se hizo un resampleo del SK para llegar a la misma cantidad de puntos del MMR, así ambos acelerómetros lleguen a 451 puntos y hacer que las curvas de las ventanas sean comparables.

El promedio de cada ejecución de cada subprueba en cada modalidad fue considerada como la muestra final de cada sujeto. Por lo tanto cada muestra de los gráficos representa el promedio de las ejecuciones de un sujeto.

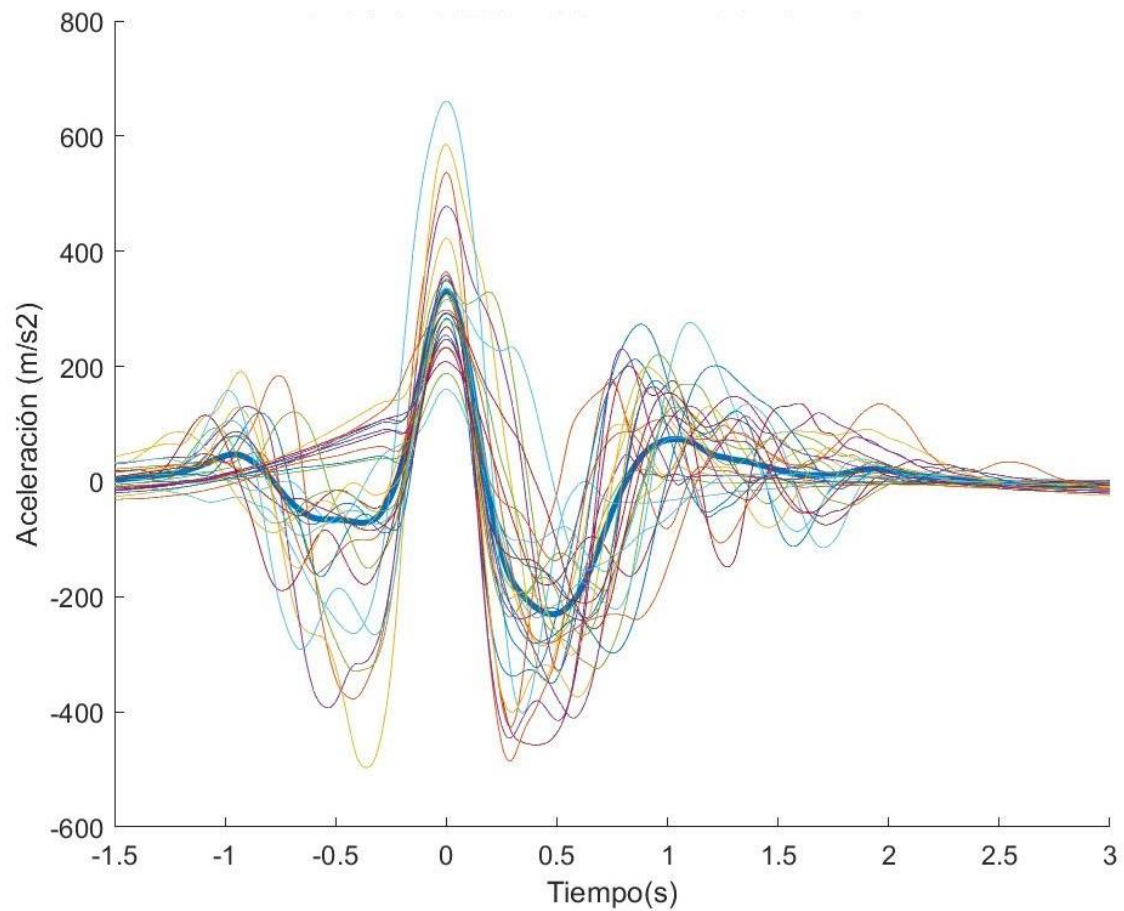


Figura 3: Promedio de ejecución de 29 sujetos

Se calculó el promedio de los promedios de todos los sujetos (gran promedio).

Para su visualización, se establecieron 2 desviaciones estándar bajo y sobre el gran promedio (± 2 desviaciones estándar) para cada subprueba y modalidad.

6.8 Análisis estadístico

Con un programa de G Power 3.1.9.2, queriendo tener un tamaño efecto de 0.8 y un alfa de 0.05, se necesitan a sólo 24 personas, siendo de 0.05 una muestra significativa ante la variabilidad o comparación de datos.

El análisis consta del cálculo de la desviación estándar y el promedio de los intentos de cada sujeto para las variables cuantitativas como lo son la aceleración y el tiempo. Posteriormente se representará entre sujetos y su respectiva medida de dispersión (desviación estándar) para cada subprueba.

El análisis estadístico de comparación consta del cálculo del promedio y la desviación estándar de los peak positivos de para cada acelerómetro. Luego, se realizó un t-test para comparar entre ambas mediciones. Se utilizó un alfa de 0.05 para determinar una diferencia significativa. Además, se incluyeron las correlaciones entre los peak positivos normalizados entre ambos acelerómetros, contabilizando nuevamente el peak. Esto se realizó mediante un test de correlación de Spearman. Por último, se obtuvo la raíz cuadrada media de toda la ventana obtenida por cada acelerómetro, promediándose este valor entre sujetos. A esta variable, se le comparó nuevamente mediante un t-test.

7. RESULTADOS

La tabla 2 resume que en un total de 29 sujetos, con un rango de edad promedio de 18-28 años, en su mayoría mujeres, con 58.63% de los sujetos de sexo femenino y 41.37% de los sujetos de sexo masculino. De primer año se registró un 13.79% de sujetos de sexo femenino, de segundo año se registraron 6.89% de sujetos de sexo masculino, de tercer año se registraron 6.89 de sujetos de sexo femenino, de cuarto año se registraron 6.89% de sujetos de sexo masculino y 10.34% de sujetos de sexo femenino, y de quinto año se registraron 27.58% de sujetos de sexo masculino y 27.58% de sujetos de sexo femenino. De lateralidad diestra se registraron 89.65% de los sujetos y, para finalizar, de lateralidad zurda se registraron 10.35% de los sujetos.

Tabla 2: Caracterización demográfica

VARIABLES	N Total = 29	
Edad	23 ± 5	
Sexo	41.37% Masculino	58.63% Femenino
Año que cursa	0% Masculino	13.79% Femenino
	6.89% Masculino	0% Femenino
	0% Masculino	6.89% Femenino
	6.89% Masculino	10.34% Femenino
	27.58% Masculino	27.58% Femenino
Lateralidad	89.65% Diestra	10.35% Zurda

Tabla 2: Muestra la clasificación de sujetos según la ficha de datos personales.

A continuación se mostrarán los resultados obtenidos de P1 y P2. Estas fueron realizadas en ambas modalidades; normal y rápido. Se pueden ver los resultados en la **figura 4-11**, con una tabla de resumen en la **tabla 3**.

Los datos de las pruebas y modalidades fueron analizados con distintos ejes del acelerómetro. La elección del eje, que podía ser eje X, Y o Z, fue hecha según la que tenía mayor amplitud y representatividad para poder mostrar de forma más clara los gráficos y peaks de aceleración ya que mostraba las curvas más marcadas en comparación a los otros ejes. En el caso de la modalidad normal para P1 y P2 se utilizó el eje X, y en el caso de la modalidad rápida para P1 y P2 se utilizó el eje Z. Cabe aclarar que para el MMR se utilizó una frecuencia de muestreo de 100 Hz y para el SSK se utilizó una frecuencia de 60 Hz.

Tanto para P1 como P2, los gráficos de achurado rojo representan los datos obtenidos por el SSK con su desviación estándar, y la línea roja representa el promedio de todos los sujetos de la prueba con este acelerómetro. Los gráficos de achurado azul representan los datos obtenidos por el MMR con su desviación estándar, y la línea azul representa el promedio de todos los sujetos de la prueba con este acelerómetro. El tiempo 0 fue en donde se alinearon todos los sujetos.

Por otro lado, se tomaron los peaks de aceleración de los promedios de cada condición de cada subprueba, comparando entre sí los acelerómetros. La línea gris de más abajo marca el 25% más lento dentro del peak máximo y la línea gris de más arriba marca el 75% más rápido dentro del peak máximo de aceleración de cada subprueba y condición, el cuadro azul representa los datos de aceleración entre el 25% y 75% de los sujetos, donde la línea roja representa el 50% de los sujetos, lo que marca el promedio de aceleración de los peaks. Se comenzará promediando y comparando el primer peak de aceleración negativo de cada subprueba en cada condición, luego el peak de aceleración y finalmente el segundo peak de aceleración negativo.

Tanto para P1 como P2, todos los gráficos representan en el eje X el tiempo medido en segundos (s) y el eje Y representa la aceleración medida en metros por segundos al cuadrado (z). Para P1: Mover un cubo de 7,5 cm³, se tomaron todos los datos en el Eje X. Para P2: Tocar la protuberancia occipital externa, se tomaron todos los datos en el Eje X. A continuación presentamos los resultados con mayor detalle.

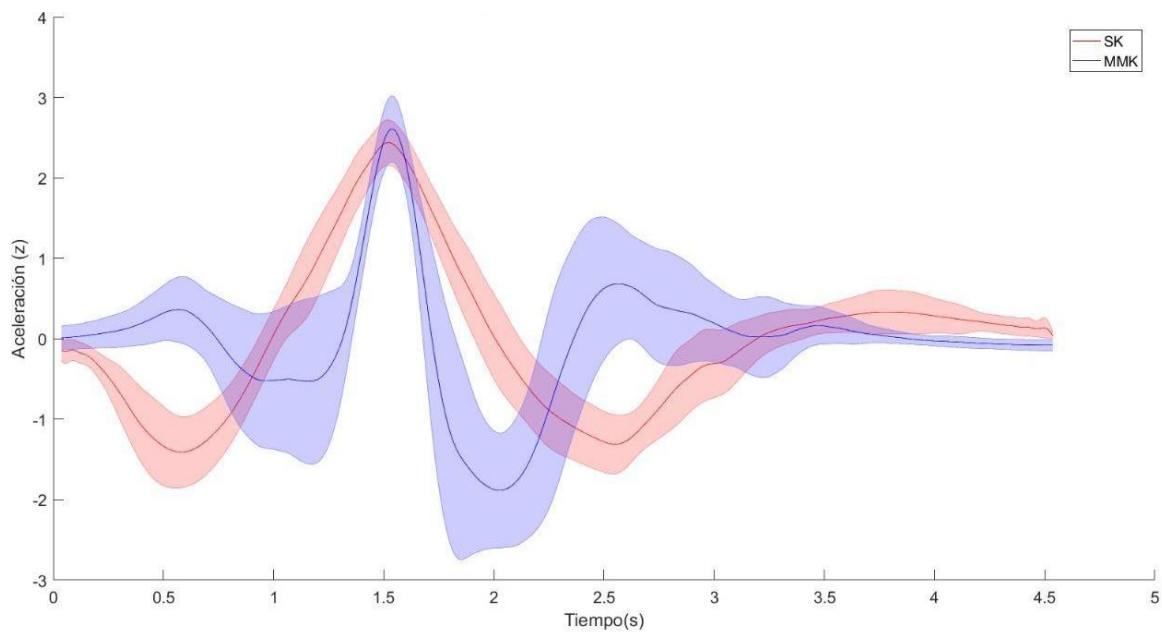


Figura 4. Promedio de aceleración de 29 sujetos en el eje X de la P1 en modalidad normal. La alineación de ambos peak de aceleración es a los 1.5 segundos una vez iniciado el movimiento.

La figura 4 representa la muestra de 29 sujetos. El color rojo representa las mediciones realizadas con el SK y el color azul representa las mediciones realizadas con el MMR. Se ordenó a los sujetos en el tiempo 0 que, lo más probable, corresponde al inicio del movimiento. Esta figura se realizó para comparar y demostrar si hay diferencias en las mediciones realizadas con ambos instrumentos.

Se puede dar cuenta de la uniformidad en la línea roja del SK, en comparación con la línea azul del MMR, que muestra más variación. Estas diferencias se dan principalmente por la precisión que presenta el MMR, donde tiene una mayor frecuencia de toma de datos por segundo, lo que permite captar de mejor manera y de forma más fluida el movimiento, mostrando estas variaciones en la continuidad de la línea del promedio.

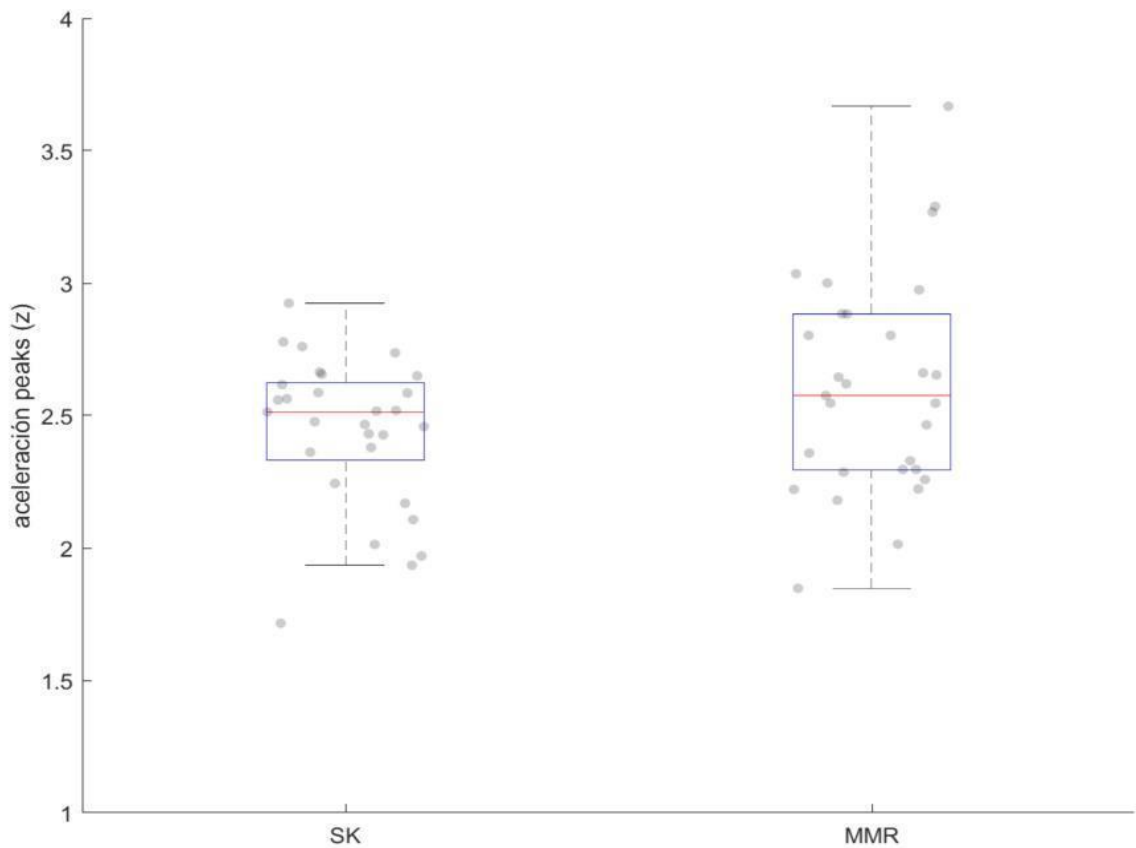


Figura 5. Dispersión del peak de aceleración de 29 sujetos en el eje X de la P1 en modalidad normal.

La figura 5 muestra la dispersión de aceleración peak de 29 sujetos, a la izquierda el SK y a la derecha el MMR. En el SK, 7 sujetos están dentro del 25% más lento, 6 sujetos están dentro del 75% más rápido, 15 sujetos están dentro del 25% y 75% donde se demuestra la mayor distribución de sujetos,

destacando que 1 sujeto está sobre el nivel más rápido dentro del intervalo de confianza, además que 3 sujetos están cercanos a la mediana de los datos. En el MMR, 6 sujetos están dentro del 25% más lento, 6 sujetos están dentro del 75% más rápido, 17 sujetos están dentro del 25% y 75% donde se demuestra la mayor distribución de sujetos, destacando que 1 sujeto está cercano a la mediana de los datos.

La figura 5 se realizó para saber si existen diferencias respecto a la aceleración según el acelerómetro. Aquí se realizó un análisis estadístico en donde se ocupó un T-test, por lo que se puede citar ($t(28) = +1.8$, $p = 0.08$). Esto demuestra que al realizar la P1 de modalidad normal no presenta diferencias significativas en relación al peak de aceleración.

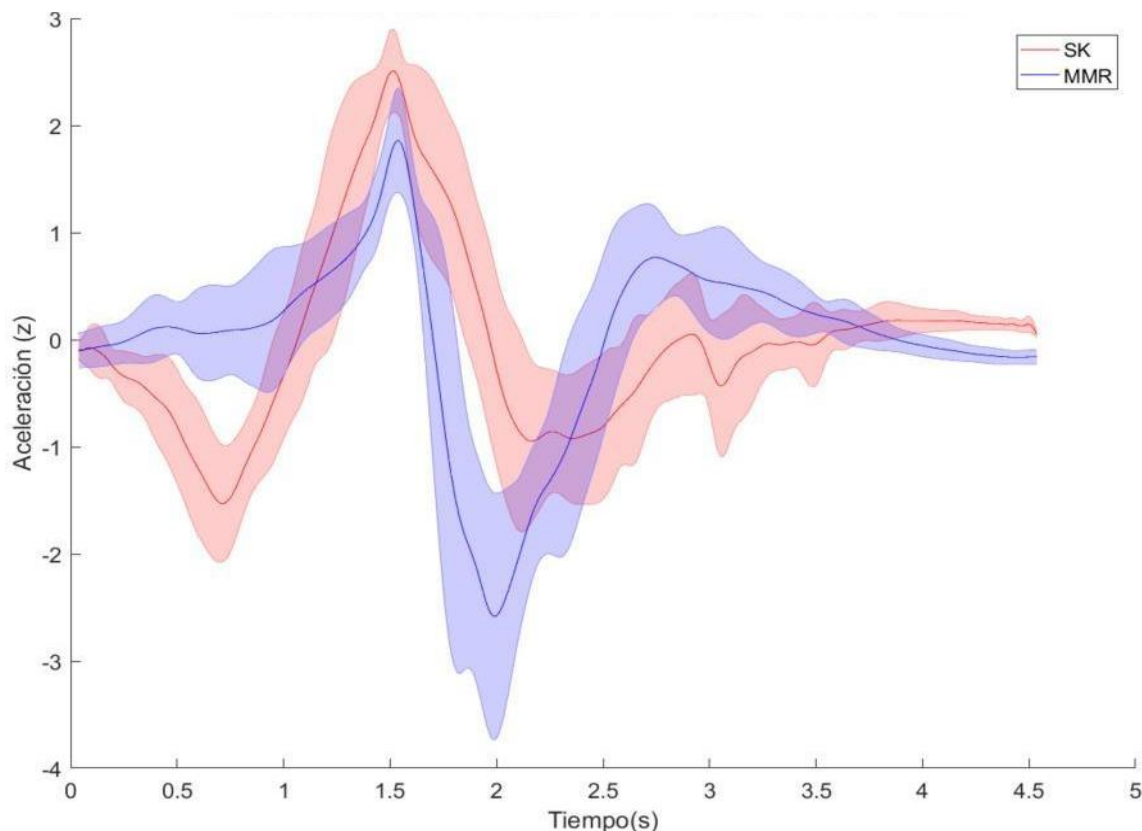


Figura 6. Promedio de aceleración de 29 sujetos en el eje Z de la P1 en modalidad rápida. La alineación de ambos peak de aceleración es a los 1.5 segundos una vez iniciado el movimiento.

La figura 6 representa la muestra de 29 sujetos. El color rojo representa las mediciones realizadas con el SK y el color azul representa las mediciones realizadas con el MMR. Se ordenó a los sujetos en el tiempo 0 que, lo más probable, corresponde al inicio del movimiento. Esta figura se realizó para comparar y demostrar si hay diferencias en las mediciones realizadas con ambos instrumentos.

Se puede dar cuenta que tanto el SK como el MMR presentan peak de aceleración. Estas diferencias de peak se van a analizar a continuación.

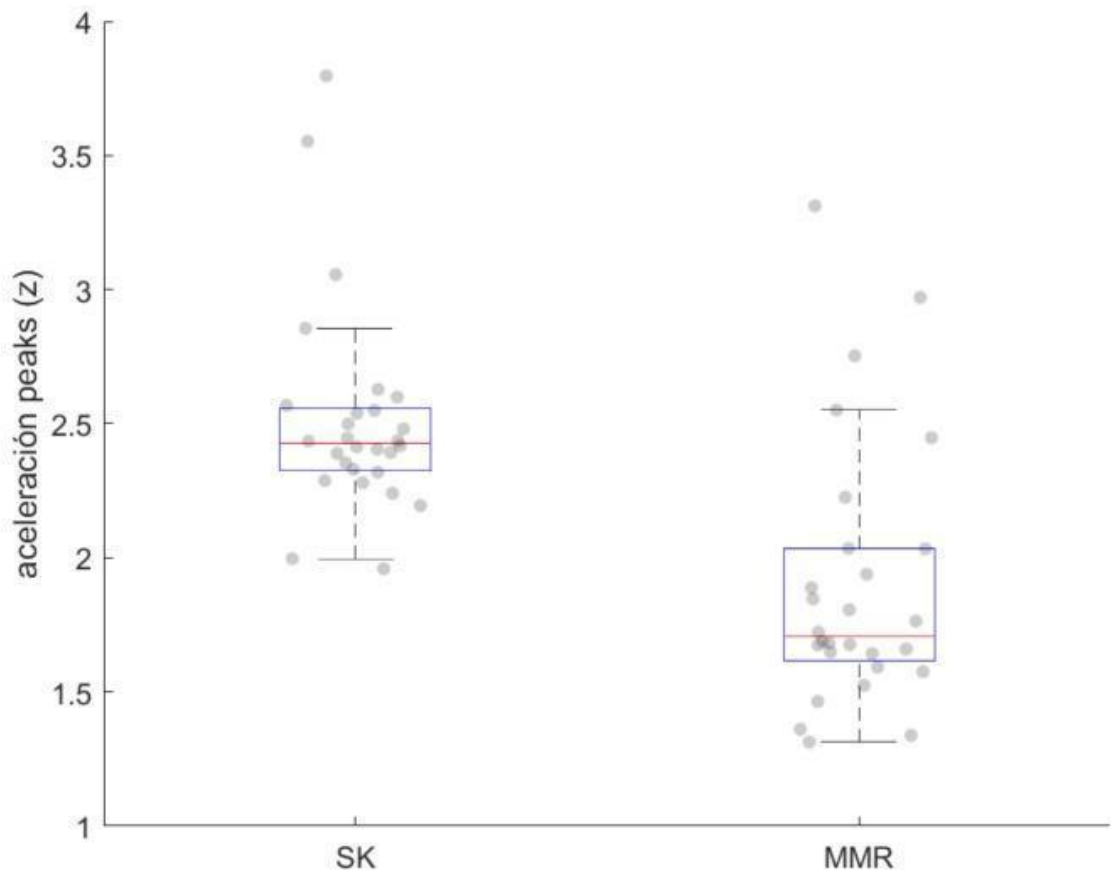


Figura 7. Dispersión del peak de aceleración de 29 sujetos en el eje Z de la P1 en modalidad rápida.

La figura 7 muestra la dispersión de aceleración peak de 29 sujetos, a la izquierda el SK y a la derecha el MMR. En el SK, 7 sujetos están dentro del 25% más lento, 7 sujetos están dentro del 75% más rápido, 15 sujetos están dentro del 25% y 75% donde se demuestra la mayor distribución de sujetos, destacando que 1 sujeto está bajo el nivel más lento y 3 sujetos están sobre el nivel más rápido dentro del intervalo de confianza, además que 4 sujetos están cercanos a la mediana de los datos. En el MMR, 7 sujetos están dentro del 25% más lento, 8 sujetos están dentro del 75% más rápido, 14 sujetos están dentro del 25% y 75% donde se demuestra la mayor distribución de sujetos, destacando que 3 sujetos están sobre el nivel más rápido dentro del intervalo de confianza, además que 2 sujetos están cercanos a la mediana de los datos.

La figura 7 se realizó para saber si existen diferencias respecto a la aceleración según el acelerómetro. Aquí se realizó un análisis estadístico en donde se ocupó un T-test, por lo que se puede citar ($t(28) = -4.8$, $p = 0.42$). Esto demuestra que al realizar la P1 de modalidad rápida no presenta diferencias significativas en relación al peak de aceleración.

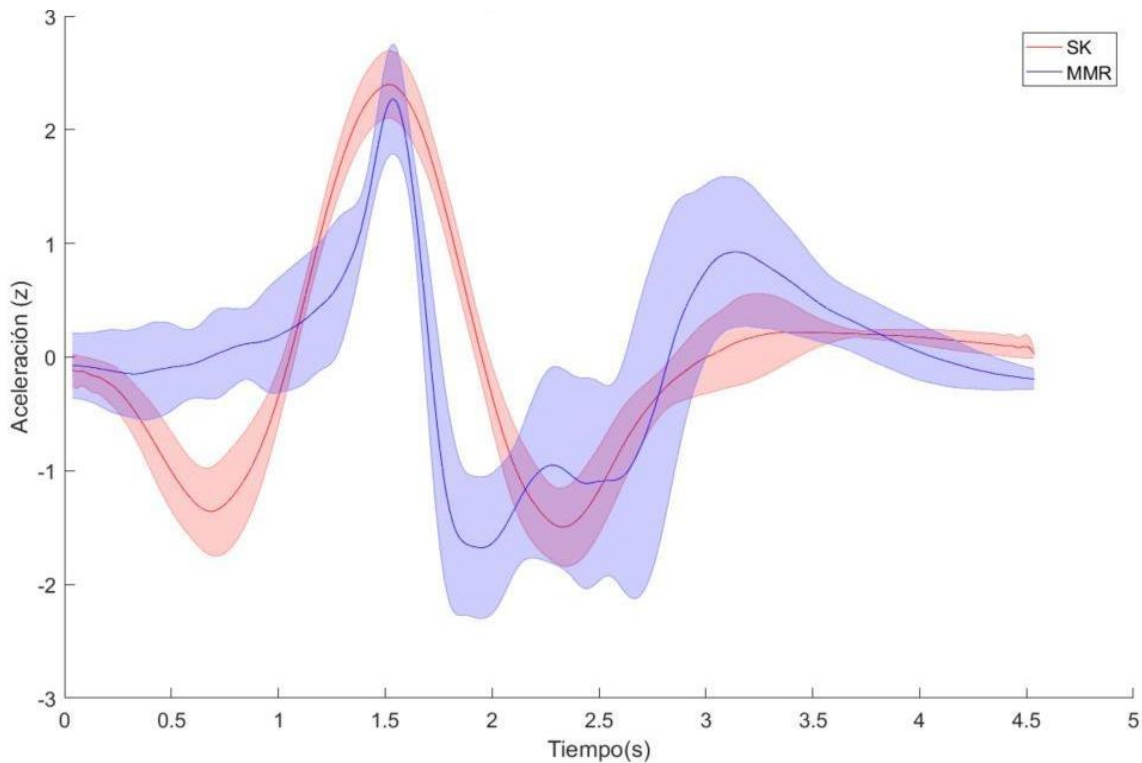


Figura 8. Promedio de aceleración de 29 sujetos en el eje X de la P2 en modalidad normal. La alineación de ambos peak de aceleración es a los 1.5 segundos una vez iniciado el movimiento.

La figura 8 representa la muestra de 29 sujetos. El color rojo representa las mediciones realizadas con el SK y el color azul representa las mediciones realizadas con el MMR. Se ordenó a los sujetos en el tiempo 0 que, lo más probable, corresponde al inicio del movimiento. Esta figura se realizó para comparar y demostrar si hay diferencias en las mediciones realizadas con ambos instrumentos.

Se puede dar cuenta de la uniformidad en la línea roja del SK, en comparación con la línea azul del MMR, que muestra más variación. Estas diferencias se dan principalmente por la precisión que presenta el MMR, donde tiene una mayor frecuencia de toma de datos por segundo, lo que permite captar de mejor manera y de forma más fluida el movimiento, mostrando estas

variaciones en la continuidad de la línea del promedio. A continuación se analizará el peak de aceleración.

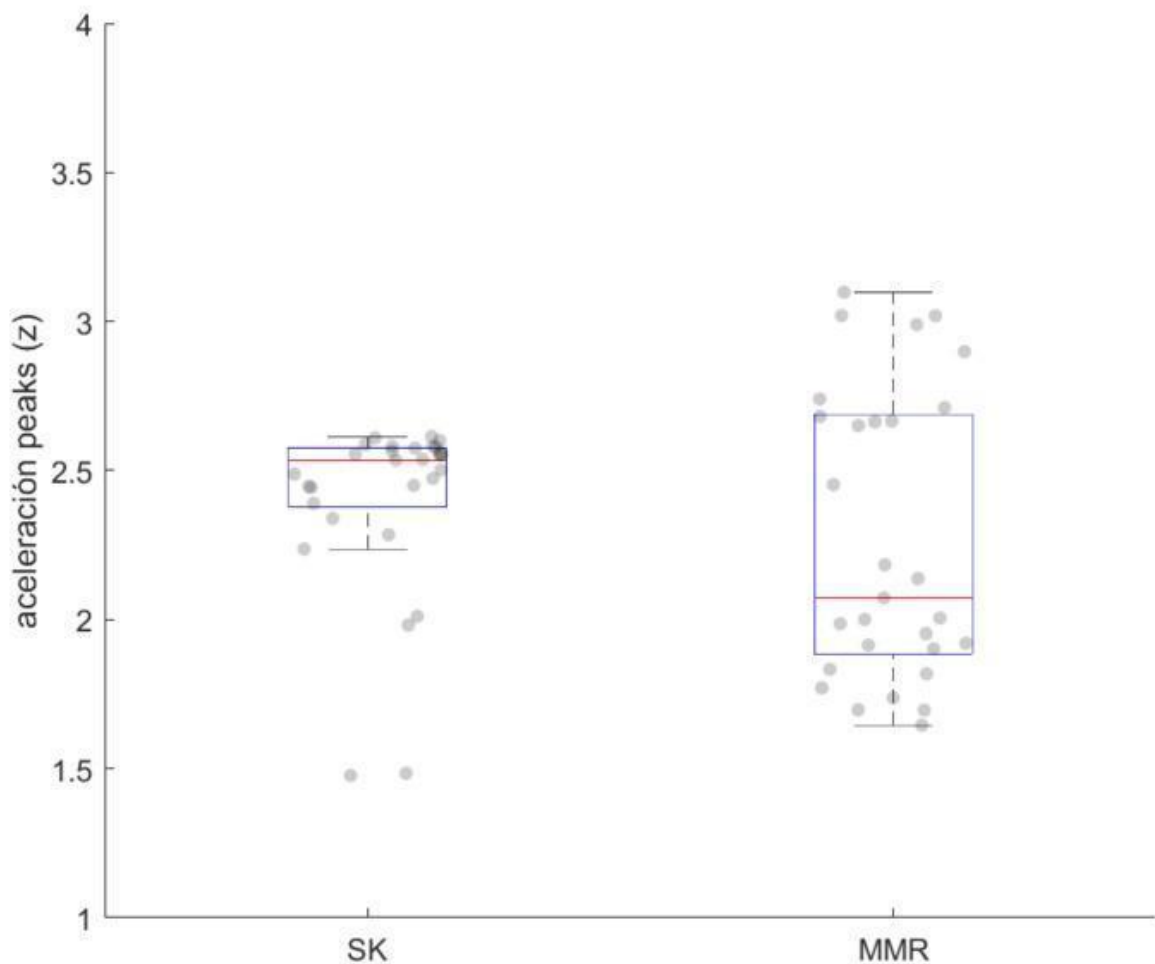


Figura 9. Dispersión del peak de aceleración de 29 sujetos en el eje X de la P2 en modalidad normal.

La figura 9 muestra la dispersión de aceleración peak de 29 sujetos, a la izquierda el SK y a la derecha el MMR. En el SK, 7 sujetos están dentro del 25% más lento, 8 sujetos están dentro del 75% más rápido, 14 sujetos están dentro del 25% y 75% donde se demuestra la mayor distribución de sujetos, destacando que 4 sujetos están bajo el nivel más lento y 1 sujeto está sobre el nivel más rápido dentro del intervalo de confianza, además que 2 sujetos están cercanos a la mediana de los datos. En el MMR, 7 sujetos están dentro del 25%

más lento, 7 sujetos están dentro del 75% más rápido, 15 sujetos están dentro del 25% y 75% donde se demuestra la mayor distribución de sujetos, destacando que todos los sujetos se mantienen dentro del intervalo de confianza, además que 1 sujeto está cercano a la mediana de los datos.

La figura 9 se realizó para saber si existen diferencias respecto a la aceleración según el acelerómetro. Aquí se realizó un análisis estadístico en donde se ocupó un T-test, por lo que se puede citar ($t(28) = -1.2$, $p = 0.74$). Esto demuestra que al realizar la P2 de modalidad normal no presenta diferencias significativas en relación al peak de aceleración.

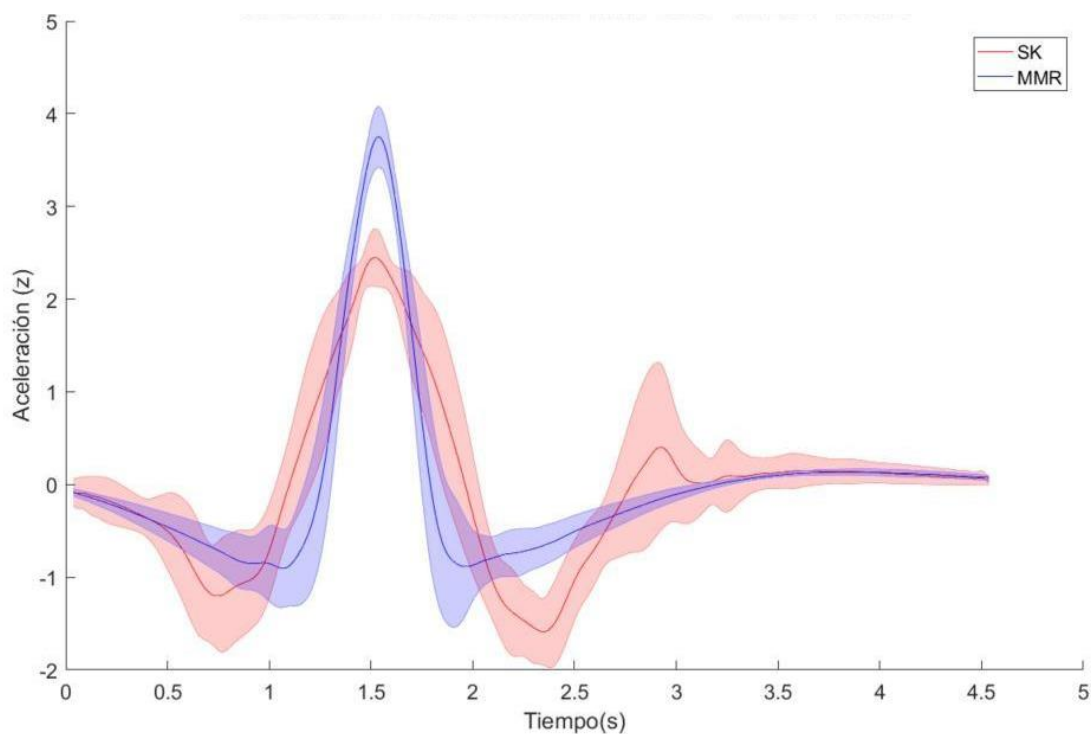


Figura 10. Dispersión del peak de aceleración de 29 sujetos en el eje X de la P2 en modalidad rápida. La alineación de ambos peak de aceleración es a los 1.5 segundos una vez iniciado el movimiento.

La figura 10 representa la muestra de 29 sujetos. El color rojo representa las mediciones realizadas con el SK y el color azul representa las mediciones realizadas con el MMR. Se ordenó a los sujetos en el tiempo 0 que, lo más probable, corresponde al inicio del movimiento. Esta figura se realizó para comparar y demostrar si hay diferencias en las mediciones realizadas con ambos instrumentos.

Se puede dar cuenta de la uniformidad en la línea azul del MMR, en comparación con la línea roja del SK, que muestra más variación. Estas diferencias se pueden dar principalmente por la cantidad de datos captados por el MMR, donde tiene una mayor frecuencia de toma de datos por segundo, lo que permite captar de mejor manera y de forma más fluida el movimiento. Además, se comparó el peak positivo de ambas curvas entre acelerómetros, lo que se detalla a continuación.

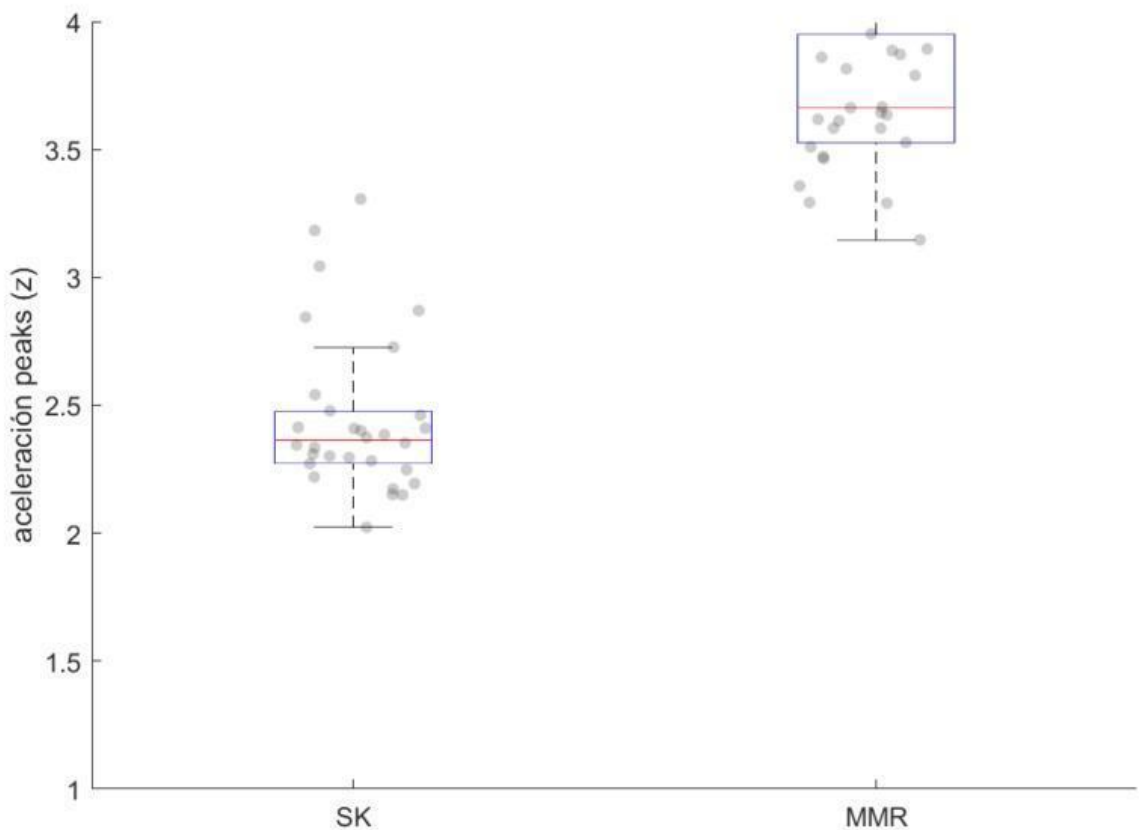


Figura 11. Dispersión del peak de aceleración de 29 sujetos en el eje Z de la P2 en modalidad rápida.

La figura 11 muestra la dispersión de aceleración peak de 29 sujetos, a la izquierda el SK y a la derecha el MMR. En el SK, 8 sujetos están dentro del 25% más lento, 8 sujetos están dentro del 75% más rápido, 13 sujetos están dentro del 25% y 75% donde se demuestra la mayor distribución de sujetos, destacando que 6 sujetos están sobre el nivel más rápido dentro del intervalo de confianza, además que 1 sujeto está cercano a la mediana de los datos. En el MMR, 7 sujetos están dentro del 25% más lento, 6 sujetos están dentro del 75% más rápido, 16 sujetos están dentro del 25% y 75% donde se demuestra la mayor distribución de sujetos, destacando que todos los sujetos se mantienen dentro del intervalo de confianza, además que 2 sujetos están cercanos a la mediana de los datos.

La figura 11 se realizó para saber si existen diferencias respecto a la aceleración según el acelerómetro. Aquí se realizó un análisis estadístico en donde se ocupó un T-test, por lo que se puede citar ($t(28) = +14.7$, $p = 0.43$). Esto demuestra que al realizar la P2 de modalidad rápida no presenta diferencias significativas en relación al peak de aceleración.

A continuación se muestra el resumen de los resultados del promedio del RMS y DE, donde en el promedio del RMS destaca un mayor espectro de medición por parte del MMR debido a la mayor cantidad de puntos que puede medir por la alta frecuencia en que realiza la captación de la aceleración en el movimiento.

Tabla 3: Promedio RMS y DE

SUBPRUEBA	MODALIDAD	S K		M M R	
Cubo	Normal	98.25	± 54.89	124.5	± 31.25
	Rápido	56.29	± 31.55	144.27	± 50.77
POE	Normal	329.27	± 65.09	179.84	± 39.45
	Rápido	82.9	± 51.78	232.75	± 36.7

Tabla 3: Muestra el promedio y la desviación estándar de los datos obtenidos con las muestras.

Al comparar los peak positivos según subprueba y modalidad, se demostró a través del p-value que no hay diferencias significativas entre ambos acelerómetros, esto quiere decir que la comparación muestra similitudes en ambos perfiles acelerométricos. Sin embargo, la tabla 3 muestra que las mediciones no tienen una correlación entre sí, lo que genera grandes diferencias entre ellas.

8. DISCUSIÓN

El objetivo de este estudio fue comparar dos instrumentos acelerométricos para cuantificar cuán diferentes son ambos al momento de la captación de datos al ejecutar dos subpruebas del ARAT.

Por este motivo, la utilización de los instrumentos al mismo tiempo en las dos subpruebas es la comparación principal que se ve reflejada en nuestros resultados, los cuales mostraron distintos peaks de aceleración, a través de gráficos que compara el eje más representativo de cada movimiento y en cada condición, velocidad normal y rápida.

Encontramos similitudes porque al comparar ambos acelerómetros no presentan diferencias significativas al momento de medir los patrones acelerométricos ante la aplicación de las dos subpruebas del Action Research Arm Test, esto se refleja en una alta especificidad y sensibilidad por parte de ambos instrumentos al momento de la medición. Con lo anterior, se puede deducir que para ver este nivel de especificidad en las captaciones de movimiento se necesitan acelerómetros triaxiales con la capacidad de medir a una alta frecuencia. Además estandarizamos el tiempo de ejecución de la prueba, lo que se refleja en orden al momento de realizar las mediciones por parte del sujeto y un beneficio para el investigador al momento del análisis de datos, dejándolo como una herramienta útil para estudios posteriores. Skotte en el 2014 valida el uso de este tipo de instrumentos en un estudio donde los ocupó para medir durante 9 horas seguidas una posición poco estandarizada, como lo son las AVD, demostrando que tenían una sensibilidad y especificidad aproximada al 95%, además de que al momento de hacerlo en posiciones estandarizadas y durante cortos periodos de tiempo la medición fue mucho más precisa ya que se llegó a un 99% de sensibilidad y 100% de especificidad (Skotte, J., 2014). Cabe destacar que la acelerometría se muestra como una de las técnicas más fiables en el

registro y almacenamiento de actividad física (Aguilar Cordero, M. J., 2014), además está comenzando a ser utilizado como una herramienta terapéutica.

Finalmente se pudo observar que los perfiles de velocidad son invariantes ante la ejecución del movimiento, a pesar de que se pusieron dos condiciones distintas de velocidad, normal y rápida, se mantuvieron semejantes en la aceleración del movimiento.

Por otro lado, es interesante haber comparado ambos instrumentos acelerométricos, para verificar si el costo monetario que tienen ambos acelerómetros influyen en la calidad de sus mediciones; en donde se puede ver que el MMR genera una captación con una mayor frecuencia en comparación al SK, lo que se refleja en la calidad de movimiento y en la cantidad de puntos captados por los acelerómetros. En nuestro caso, el MMR fue configurado a una frecuencia de muestreo de 100 Hz, y en el caso del SK fue configurado a 60 Hz, por lo que olvidar este paso previo podría tener menos muestras al momento del análisis de datos. Hay que tener en cuenta que el MMR puede llegar a una frecuencia mayor a 100 Hz pero es este valor el más utilizado en los estudios al momento de medir en las AVD. En un estudio realizado por Arvidsson en el año 2019 se determinó que la frecuencia de muestreo es la frecuencia con la que el sensor registra los datos de aceleración, donde la mayoría de estos sensores viene con una frecuencia establecida entre 30 y 100 Hz (Arvidsson, D., 2019), es por esto que en nuestro estudio se utilizaron frecuencias entre estos rangos, dando a conocer que ante una mayor frecuencia de muestreo se muestran movimientos más precisos.

Según los resultados, en ambas subpruebas y modalidades se estandarizó un tiempo para iniciar y terminar la grabación, antes y después de realizar el movimiento, además de un descanso entre ejecuciones, para luego alinear a los sujetos al momento de graficarlos. Esto se realizó para todos los sujetos por igual, y así poder eliminar el ruido al momento de iniciar y dar por finalizada la medición.

Esta investigación que llevamos a cabo nos permite la posibilidad de conocer y agregar nuevas herramientas a la hora de aplicar terapias terapéuticas, además que nos permite encontrar una alternativa más accesible y de bajo costo, donde podemos llegar al mismo resultado que buscamos con uno más sofisticado, permitiendo una gran universalidad por parte del SK

8.1 Limitaciones

Una de las principales limitaciones fue el tamaño y peso del dispositivo móvil utilizado para medir con el SK, por lo que hubiese sido mejor uno más pequeño y de menor peso para la comodidad del sujeto y así permitir un movimiento más fluido de la extremidad.

El no contar siempre con el mismo espacio físico ambiental también nos limitó, y como solución utilizamos una mesa plegable de altura regulable para tener un estándar en las mediciones y así poder transportarla en los casos que necesitamos llegar a los sujetos.

Otra limitación es no tener claridad acerca de la posición inicial del SKP para saber el eje en el que realmente se estaba realizando la medición.

8.2 Proyecciones

Como primera proyección se podría utilizar como nueva herramienta terapéutica la unión de las mediciones acelerométricas con los resultados del ARAT. En un futuro se podrían hacer distintas subpruebas o hacer c el test completo para estandarizar otras habilidades manipulativas, distintas a las ya vistas.

También se puede extrapolar a otro tipo de sujetos, como secueledos de ACV en su EESS o que presentan alguna patología que genere alguna inefectividad, o pacientes sanos como deportistas de élite para mejorar su calidad de movimiento en el deporte que se desempeñe. Por otro lado se puede pensar en evaluar las EEII, para que así se pueda evaluar la marcha o alguna AVD más funcional y cercana a su día a día

Siguiendo la misma línea, ya que solo realizamos la comparación de peaks positivos de aceleración, en un futuro se pueden analizar el peak negativo que va antes y después, para así compararlos y evidenciar si hay diferencias, y si son significativas o no.

Otra proyección en lo que respecta a la investigación es aumentar el rango etario de la muestra, donde se pueden medir personas más añosas y así comparar con jóvenes entre 18-30 años.

9. CONCLUSIONES

Se logró comparar ambos instrumentos acelerométricos en dos subpruebas en las condiciones de velocidad normal y rápida, donde posterior al análisis de datos se pudo observar el comportamiento de los patrones acelerométricos según la condición que se está aplicando. Además de esto, pudimos estandarizar el tiempo de descanso entre cada ejecución de movimiento para, al momento de analizar los datos de ambos acelerómetros, se puede hacer de forma establecida y simple al momento de truncar las épocas y hacer las ventanas.

Según esto, nuestra hipótesis se aprueba parcialmente, ya que la variable más relevante, la aceleración, muestra similitudes, esto quiere decir que sus patrones se comportan de igual forma frente a distintas condiciones y modalidades, donde se confirma a través de los p-value, donde todos los valores son >0.05 , demostrando que no hay diferencias significativas. Sin embargo, al momento de correlacionar estos peak o al analizar la ventana de los promedios de cada subprueba y cada modalidad, nos entregan valores que se alejan de lo esperado ya que tienen un p-value <0.05 , demostrando que presentan diferencias significativas

10. BIBLIOGRAFÍA

1. Aguilar Cordero, M. J., Sánchez López, A. M., Barrilao, G., Rodriguez Blaque, R., Noack Segovia, J., & Cano, P. (2014). Descripción del acelerómetro como método para valorar la actividad física en los diferentes periodos de la vida: revisión sistemática. *Nutrición hospitalaria*, 29(6), 1250-1261.
2. Arvidsson, D., Fridolfsson, J. y Börjesson, M. (2019). Medición de la actividad física en la práctica clínica mediante acelerómetros. *Revista de medicina interna* , 286 (2), 137-153.
3. Barth, J., Klaesner, J. W., & Lang, C. E. (2020). Relationships between accelerometry and general compensatory movements of the upper limb after stroke. *Journal of neuroengineering and rehabilitation*, 17(1), 1-10.
4. Beggs, W. D. A., & Howarth, C. I. (1972). The movement of the hand towards a target. *Quarterly Journal of Experimental Psychology*, 24(4), 448-453.
5. Biswas, D., Cranny, A., Gupta, N., Maharatna, K., Achner, J., Klemke, J., & Ortmann, S. (2015). Recognizing upper limb movements with wrist worn inertial sensors using k-means clustering classification. *Human movement science*, 40, 59-7. doi: 10.1016 / j.humov.2014.11.013
6. Bittel, A. J., Elazzazi, A., & Bittel, D. C. (2016). Accuracy and precision of an accelerometer-based smartphone app designed to monitor and record angular movement over time. *Telemedicine and e-Health*, 22(4), 302-309. doi: 10.1089 / tmj.2015.0063
7. Bizzi, E., Accornero, N., Chapple, W., & Hogan, N. (1982). Arm trajectory formation in monkeys. *Experimental Brain Research*, 46(1), 139-143.
8. Boehme, AK, Esenwa, C. y Elkind, MSV (2017). Factores de riesgo de accidente cerebrovascular, genética y prevención. *Circulation Research*, 120 (3), 472–495. doi: 10.1161 / circresaha.116.308398.
9. Cano-de-la-Cuerda, R., Molero-Sánchez, A., Carratalá-Tejada, M., Alguacil-Diego, I. M., Molina-Rueda, F., Miangolarra-Page, J. C., & Torricelli, D. (2015). Teorías y modelos de control y aprendizaje motor. *Aplicaciones clínicas en neurorrehabilitación. Neurología*, 30(1), 32-41. doi: 10.1016/j.nrl.2011.12.010

10. Cárdenas, F. (2005). Bases neurofisiológicas y principios generales del control motor. Departamento de Psicobiología, Universidad de Sao Paulo–Brasil.
11. Ceroni, D., Martin, X., Delhumeau, C., & Farpour-Lambert, N. (2011). Decrease of physical activity level in adolescents with limb fractures: an accelerometry-based activity monitor study. *BMC musculoskeletal disorders*, 12(1), 1-7.
12. Doussoulin S, A., Rivas S, R. y Campos S, V. (2012). Validación de “Action Research Arm Test” (ARAT) en pacientes con extremidad superior parética post ataque cerebro vascular en Chile. *Revista Médica de Chile*, 140 (1), 59–65. doi: 10.4067 / s0034-98872012000100008
13. Duhaylungsod, C. R. E., Magbitang, C. E. B., Mercado, J. F. I. R., Osido, G. E. D., Pecho, S. A. C., & dela Cruz, A. R. (2017, December). Detection of gait abnormality through leg symmetry and temporal parameters. In 2017IEEE 9th International Conference on Humanoid, Nanotechnology, Information Technology, Communication and Control, Environment and Management (HNICEM) (pp. 1-4). IEEE.
14. Emiro, J. (2010). Función práxica y ganglios basales: contribuciones de los núcleos grises al movimiento voluntario. *Revista chilena de neuropsicología*, 5(2), 69-81. Disponible en: <https://www.redalyc.org/articulo.oa?id=179314915001>.
15. Fong, D., & Chan, Y.-Y. (2010). *The Use of Wearable Inertial Motion Sensors in Human Lower Limb Biomechanics Studies: A Systematic Review*. *Sensors*, 10(12), 11556–11565. doi:10.3390/s101211556.
16. Iosa, M., Picerno, P., Paolucci, S., & Morone, G. (2016). Wearable inertial sensors for human movement analysis. *Expert Review of Medical Devices*, 13(7), 641–659. doi: 10.1080/17434440.2016.1198694.
17. Jayasinghe, U., Harwin, W. S., & Hwang, F. (2020). Comparing clothing-mounted sensors with wearable sensors for movement analysis and activity classification. *Sensors*, 20(1), 82. doi: 10.3390/s20010082
18. Kandel, E., R., Schwartz, J., H., & Jessell T., M., (Ed., 5). (2013). Principles of neural science, pp. 755, New York, United States, McGrawhill.
19. Keller, J. W., Fahr, A., Balzer, J., Lieber, J., & van Hedel, H. J. (2020). Validity and reliability of an accelerometer-based assessgame to quantify upper limb selective voluntary motor control. *Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation*, 17(1), 1-11.

20. Kianifar, R., Joukov, V., Lee, A., Raina, S., & Kulić, D. (2019). Inertial measurement unit-based pose estimation: Analyzing and reducing sensitivity to sensor placement and body measures. *Journal of rehabilitation and assistive technologies engineering*, 6, 2055668318813455
21. Kim, K., Song, W.-K., Lee, J., Lee, H.-Y., Park, D. S., Ko, B.-W., & Kim, J. (2014). Kinematic analysis of upper extremity movement during drinking in hemiplegic subjects. *Clinical Biomechanics*, 29(3), 248–256. doi: 10.1016/j.clinbiomech.2013.12.013
22. Kostikis, N., Hristu-Varsakelis, D., Arnaoutoglou, M., & Kotsavasiloglou, C. (2015). A smartphone-based tool for assessing parkinsonian hand tremor. *IEEE journal of biomedical and health informatics*, 19(6), 1835-1842. doi: 10.1109/JBHI.2015.2471093
23. Lee, J. H., Park, J. H., & Kim, Y. J. (2015). Sensitivity of the accelerometer as a measurement tool for upper extremity movement by stroke patients: a comparison with the action research arm test. *Journal of physical therapy science*, 27(4), 1053-1054. doi: 10.1589/jpts.27.1053.
24. Lim, S. E. R., Dodds, R., Bacon, D., Sayer, A. A., & Roberts, H. C. (2018). Physical activity among hospitalised older people: insights from upper and lower limb accelerometry. *Aging clinical and experimental research*, 30(11), 1363-1369.
25. Magill, R., & Anderson, D. (2010). *Motor learning and control*. New York: McGraw-Hill Publishing.
26. Mantilla, J. A. (2017). Usos de los acelerómetros en fisioterapia: una revisión de la literatura. *Revista Iberoamericana de Ciencias de la Actividad Física y el Deporte*, 6 (2), 38-45.
27. Mehrnezhad, M., & Toreini, E. (2019, March). What Is This Sensor and Does This App Need Access to It?. In *Informatics* (Vol. 6, No. 1, p. 7). Multidisciplinary Digital Publishing Institute.
28. Ministerio de salud (2017). Ataque Cerebrovascular. Véase en https://www.minsal.cl/ataque_cerebral/
29. Ministerio de Salud (2018), Previene un Accidente Cerebrovascular y evita secuelas. Véase en <https://www.minsal.cl/previene-un-accidente-cerebrovascular-y-evita-secuelas/>
30. Ministerio de Salud (2019), Infarto agudo del miocardio. Véase en <https://diprece.minsal.cl/garantias-explicitas-en-salud-auge-o-ges/guias-de-practica-clinica/infarto-agudo-del-miocardio/descripcion-y-epidemiologia/>

31. Moore, S. P., & Marteniuk, R. G. (1986). Kinematic and electromyographic changes that occur as a function of learning a time-constrained aiming task. *Journal of motor behavior*, 18(4), 397-426.
32. Munhall, K. G., Ostry, D. J., & Parush, A. (1985). Characteristics of velocity profiles of speech movements. *Journal of Experimental Psychology: Human Perception and Performance*, 11(4), 457.
33. Nagasaki, H. (1989). Asymmetric velocity and acceleration profiles of human arm movements. *Experimental Brain Research*, 74(2). doi: 10.1007/BF00248865
34. Noorkõiv, M., Rodgers, H., & Price, C. I. (2014). Accelerometer measurement of upper extremity movement after stroke: a systematic review of clinical studies. *Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation*, 11(1), 144. doi: 10.1186/1743-0003-11-144
35. Oña, A. (1995). Las estrategias atencionales y anticipatorias bajo la respuesta de reacción motora. *Revista de Psicología General y Aplicada*, 48(1), 15-26.
36. Organización Mundial de la Salud (2020). Temas de Salud: Mortalidad. Véase en <https://www.who.int/topics/mortality/es/>
37. Papi, E., Koh, W. S., & McGregor, A. H. (2017). Wearable technology for spine movement assessment: A systematic review. *Journal of Biomechanics*, 64, 186–197. doi: 10.1016/j.jbiomech.2017.09.037
38. Pathirana, P. N., Karunaratne, M. S., Williams, G. L., Nam, P. T., & Durrant-Whyte, H. (2018). Robust and accurate capture of human joint pose using an inertial sensor. *IEEE journal of translational engineering in health and medicine*, 6, 1-11. doi: 10.1109/JTEHM.2018.2877980
39. Platz, T., Pinkowski, C., van Wijck, F., Kim, I. H., Di Bella, P., & Johnson, G. (2005). Reliability and validity of arm function assessment with standardized guidelines for the Fugl-Meyer Test, Action Research Arm Test and Box and Block Test: a multicentre study. *Clinical rehabilitation*, 19(4), 404-411. doi: 10.1191/0269215505cr832oa.
40. Schasfort, F. C., Busmann, J. H., Martens, W. L., & Stam, H. J. (2006). Objective measurement of upper limb activity and mobility during everyday behavior using ambulatory accelerometry: the upper limb activity monitor. *Behavior research methods*, 38(3), 439-446.
41. Schmidt, R. A., Zelaznik, H., Hawkins, B., Frank, J. S., & Quinn Jr, J. T. (1979). Motor-output variability: a theory for the accuracy of rapid motor acts. *Psychological review*, 86(5), 415.

42. Shumway-Cook, A., Woollacott, M., (1995). Motor Control: Theory and practical applications. Williams & Wilkins. 428.
43. Sievänen, H., & Kujala, U. M. (2017). Accelerometry-Simple, but challenging. *Scandinavian Journal of Medicine & Science in Sports*, 27(6), 574–578. doi: 10.1111/sms.12887
44. Skotte, J., Korshøj, M., Kristiansen, J., Hanisch, C., & Holtermann, A. (2014). Detection of physical activity types using triaxial accelerometers. *Journal of physical activity and health*, 11(1), 76-84.
45. Song, Z., Guo, S., & Fu, Y. (2011). Development of an upper extremity motor function rehabilitation system and an assessment system. *International Journal of Mechatronics and Automation*, 1(1), 19-28. doi: 10.1504/IJMA.2011.039152
46. Stinear, C. M., Barber, P. A., Petoe, M., Anwar, S., & Byblow, W. D. (2012). The PREP algorithm predicts potential for upper limb recovery after stroke. *Brain*, 135(8), 2527-2535. doi: 10.1093/brain/aws146.
47. Van der Pas, S. C., Verbunt, J. A., Breukelaar, D. E., van Woerden, R., & Seelen, H. A. (2011). Assessment of Arm Activity Using Triaxial Accelerometry in Patients With a Stroke. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, 92(9), 1437–1442. doi:10.1016/j.apmr.2011.02.021.
48. Vanhelst, J. (2019). Quantification de l'activité physique par l'accélérométrie. *Revue d'Épidémiologie et de Santé Publique*, 67(2), 126-134. doi: 10.1016/j.respe.2018.10.010.
49. Wang, Q., Markopoulos, P., Yu, B., Chen, W. y Timmermans, A. (2017). Sistemas portátiles interactivos para la rehabilitación de la parte superior del cuerpo: una revisión sistemática. *Revista de Neuroingeniería y Rehabilitación*, 14 (1). doi: 10.1186 / s12984-017-0229-y.
50. Wannenburg, J., & Malekian, R. (2016). Physical activity recognition from smartphone accelerometer data for user context awareness sensing. *IEEE Transactions on Systems, Man, and Cybernetics: Systems*, 47(12), 3142-3149. doi: 10.1109/TSMC.2016.2562509
51. Wiegner, A., & Wierzbicka, M. M. (1992). Kinematic models and human elbow flexion movements: Quantitative analysis. *Experimental Brain Research*, 88(3). doi: 10.1177/1545968307305353
52. Yozbatiran, N., Der-Yeghiaian, L., & Cramer, S. C. (2008). A standardized approach to performing the action research arm test. *Neurorehabilitation and neural repair*, 22(1), 78-90. doi: 10.1177/1545968307305353.

53. Zelaznik, H. N., Schmidt, R. A., & Gielen, S. C. (1986). Kinematic properties of rapid aimed hand movements. *Journal of Motor Behavior*, 18(4), 353-372

11. ANEXOS

ANEXO N°1: Carta de Información al participante y Consentimiento Informado

DOCUMENTO DE CONSENTIMIENTO INFORMADO

Nombre del Estudio:	Comparación de equipos acelerométricos en la captura de características invariantes en dos subpruebas del Action Research Arm Test en sujetos sanos
Investigador	Ilgo. Joaquín Herrero Silva
Responsable:	Felipe Arias Alcaide, Bárbara Riquelme Torres
Unidad Académica:	Escuela de Kinesiología, Universidad Finis Terrae

El propósito de esta información es ayudarle a tomar la decisión de participar, -o no- en una investigación

Lea cuidadosamente este documento, puede hacer todas las preguntas que necesite al investigador y tomarse el tiempo necesario para decidir.

1. OBJETIVOS DE LA INVESTIGACIÓN

Usted ha sido invitado/invitada a participar en este estudio porque es estudiante de Kinesiología de la Universidad Finis Terrae y tiene entre 18-30 años.

Comparar la similitud entre sensores e aceleración en la captación del movimiento en dos subpruebas del Action Research Arm Test en sujetos sanos.

.

2. PROCEDIMIENTOS DE LA INVESTIGACIÓN: METODOLOGÍA

Se realizará un llamado a los estudiantes de la Universidad Finis Terrae, mediante un correo electrónico informativo junto con el consentimiento informado para que lo pueda leer con antelación, donde la gente interesada nos contactará para realizar una videollamada para llenar la ficha de recolección de datos.

A pesar de pedir el nombre en la ficha de recolección de datos, las mediciones y entrega de resultados se harán de forma totalmente anónima.

Además se coordinará una fecha disponible, tanto para el participante como para los investigadores, para realizar la correspondiente medición acelerométrica.

Una vez coordinada la cita, se explicará brevemente en qué consisten ambas subpruebas a realizar, una es llevar un cubo a una caja y la otra es tocar la parte posterior de su cabeza. Estas subpruebas estarán siendo medidas con dos acelerómetros distintos, ubicados en la misma extremidad y posición del antebrazo. Se realizarán 3 intentos con un descanso de 30 segundos por cada subprueba. Para esto el participante será convocado en solo una oportunidad.

Cada resultado obtenido sólo será utilizado para la interpretación de nuestra investigación y se mantendrá la confidencialidad al momento de expresar los resultados en tablas y gráficos.

3. BENEFICIOS

Usted no se beneficiará por participar en esta investigación de salud. Sin embargo, la información que se obtendrá gracias a su participación será de utilidad para conocer más acerca de la comparación de los patrones acelerométricos del Sensor Kinetics Pro con MetaMotionR ante la aplicación de dos subpruebas del Action Research Arm Test en sujetos sanos.

4. RIESGOS

Esta investigación no conlleva ningún riesgo asociado.

5. COSTOS

No existen costos asociados a su participación en esta investigación. Cualquier costo instrumental o asociado será financiado por parte de los propios investigadores de este estudio.

6. CONFIDENCIALIDAD DE LA INFORMACIÓN

La información obtenida se mantendrá en forma confidencial y solo los investigadores tendrán acceso a ella. Es posible que los resultados obtenidos sean presentados en revistas y conferencias médicas, sin embargo, su nombre no será conocido.

7. VOLUNTARIEDAD

Su participación en esta investigación es completamente voluntaria.

Usted tiene el derecho a no aceptar participar o a retirar su consentimiento y retirarse de esta investigación en el momento que lo estime conveniente. Al hacerlo, usted no pierde ningún derecho que le asiste como estudiante de esta institución.

Si usted retira su consentimiento, los datos obtenidos hasta ese momento serán eliminados y no formará parte de la investigación.

8. PREGUNTAS

Si tiene preguntas acerca de esta investigación médica puede contactar al Investigador Responsable del estudio, Joaquín Herrero Silva, al correo electrónico: jherreros@uft.edu.

Este estudio fue aprobado por el Comité Ético Científico de la Universidad Finis Terrae. Si tiene preguntas acerca de sus derechos como participante en una investigación médica, usted puede escribir al correo electrónico: cec@uft.cl del Comité ético Científico, para que la presidenta, Beatriz Shand Klagges, lo derive a la persona más adecuada.

9. DECLARACIÓN DE CONSENTIMIENTO

- Se me ha explicado el propósito de esta investigación, los procedimientos, los riesgos, los beneficios y los derechos que me asisten y que me puedo retirar de ella en el momento que lo desee.
- Firmo este documento voluntariamente, sin ser forzado/forzada a hacerlo.
- No estoy renunciando a ningún derecho que me asista.
- Se me comunicará toda nueva información relacionada con el estudio que surja durante la investigación y que pueda tener importancia directa para mí.
- Se me ha informado que tengo el derecho a reevaluar mi participación en esta investigación según mi parecer y en cualquier momento que lo desee. En el caso de retiro, no sufriré sanción o pérdida de derechos a la atención sanitaria.
- Yo autorizo al investigador responsable y sus colaboradores a acceder y usar los datos solicitados con anterioridad para los propósitos de esta investigación.
- Al momento de la firma, se me entrega una copia firmada de este documento.

FIRMAS

Participante: nombre, firma y fecha.
fecha

Investigador: nombre, firma y

Director de la Institución o su delegado: nombre, firma y fecha.

ANEXO N°2: Instrumentos de medición o de recolección de datos

Recolección de Datos al paciente

Nombre	
Edad	
RUT	
Sexo	
Fecha de nacimiento	
Lateralidad (marque con una X)	Diestro ____ Zurdo ____
Año de carrera que está cursando (marque con una X)	1° año ____ 2° año ____ 3° año ____ 4° año ____ 5° año ____

ANEXO N°3: Carta de aprobación del Comité de Ética Científico



UNIVERSIDAD
Finis Terrae

Emitido por el Comité Ético Científico Acreditado
Resolución exenta No.002681/2021 Seremi de Salud del 24 de febrero del 2021

Santiago, 29 de junio de 2021

Vistos y considerando la revisión del Comité Ético Científico de la Universidad Finis Terrae, de documentos presentados para el proyecto titulado **"Comparación de patrones acelerométricos en dos subpruebas del Action Research Arm Test en sujetos sanos"** No. 17-08-2021 de D. Joaquín Herrero, D. Felipe Arias y D. Bárbara Riquelme; a saber, anexos solicitados por el comité, instrumento de investigación y presentación del proyecto de investigación, se determinó que su valor social, los objetivos de la investigación y la metodología, han sido valorados positivamente.

El proyecto es de riesgo mínimo, atendiendo su temática y metodología. Se preserva en todo momento y mediante procedimientos adecuados los derechos de los participantes así como la confidencialidad de la información producida.

Se ha revisado el formulario de Consentimiento Informado y se considera que está redactado conforme a los estándares éticos y procedimentales establecidos.

Por lo anteriormente expuesto, el Comité lo declara como aprobado.

El investigador responsable se obliga a cumplir con la Carta de Compromiso suscrita. Esta aprobación tiene vigencia de un año, después de lo cual, el investigador responsable debe solicitar la renovación de la misma.

Atentamente,

Dra. Beatriz Shand Klagges
Presidente
Comité Ético Científico
Universidad Finis Terrae



ANEXO N°4: Carta de respaldo del Director Unidad Académica



Carta de respaldo del Director Unidad Académica

Fecha: 20 de mayo de 2021

Yo, Claudio Villagrán S., en mi calidad de Director de la Unidad Académica de la Escuela de Kinesiología, dedaro conocer el proyecto de investigación titulado "Comparación de equipos acelerométricos en la captura de características invariantes en dos subpruebas del Action Research Arm Test en sujetos sanos" y sus documentos anexos, los cuales serán presentados al Comité de Ética Científico. A este respecto:

- Certifico que el Profesor Joaquín Herrero Silva tiene la experiencia y conocimientos necesarios para dirigir este proyecto de investigación.
- Certifico que el proyecto ha sido revisado en su valor social, metodología y validez científica, al interior de la Unidad Académica, por lo que es considerado metodológicamente correcto, original y que puede aportar al conocimiento.
- En consecuencia, doy el apoyo para la realización de dicho proyecto en nuestra Unidad y estoy de acuerdo a que sea presentado para la revisión y eventual aprobación por el CEC UFT.

Sin otro particular, saluda atentamente a Usted,

Director de la Unidad Académica

Firma

Claudio Villagrán S.

c.c. Profesor Joaquín Herrero Silva. Investigador responsable.

ANEXO N°5: Carta de aprobación revisión tesis



Kinesiología
FACULTAD DE MEDICINA

Aprobación Revisión de Tesis

Yo, Joaquín Herrero Silva, en mi calidad de profesor guía de tesis, apruebo la entrega del trabajo titulado: "Comparación de equipos acelerométricos en la captura de características invariantes en dos subpruebas del Action Research Arm Test en sujetos sanos"

De los autores: Felipe Arias Alcaide
Bárbara Riquelme Torres

Revisada y autorizada por: Revisor N°1: Alejandra Hesse C.
Revisor N°2: Gonzalo Varas D.

Mediante firma de la presente carta, declaramos:

- Haber leído la tesis en su totalidad.
- Que las observaciones y sugerencias realizadas al trabajo han sido incorporadas al escrito.
- Que el trabajo cumple con las exigencias establecidas en la Normativa de tesis y su calidad es adecuada para ser entregada como versión final.

Firma Profesor Revisor N°1

Firma Profesor Revisor N°2

Firma Profesor Guía de Tesis