



UNIVERSIDAD NACIONAL AUTÓNOMA DE MÉXICO

FACULTAD DE MEDICINA
SECRETARIA DE SALUD
INSTITUTO NACIONAL DE REHABILITACIÓN
Luis Guillermo Ibarra Ibarra
ESPECIALIDAD EN:
Medicina de Rehabilitación

***“Estudio descriptivo de características ultrasonográficas,
isocinéticas y electromiográficas de los músculos flexo-
extensores de tronco en pacientes adultos jóvenes sanos:
Implementación de mediciones en un estudio piloto”***

T E S I S
PARA OBTENER EL GRADO DE
MÉDICO ESPECIALISTA EN:
MEDICINA DE REHABILITACIÓN

P R E S E N T A:
Victoria Esther Barba Esqueda

PROFESOR TITULAR
Dr. Roberto Coronado Zarco

DIRECTOR Y ASESOR METODOLÓGICO DE TESIS
Dra. Andrea Olascoaga Gómez de León



Ciudad de México

Junio 2023



Universidad Nacional
Autónoma de México

Dirección General de Bibliotecas de la UNAM

Biblioteca Central



UNAM – Dirección General de Bibliotecas
Tesis Digitales
Restricciones de uso

DERECHOS RESERVADOS ©
PROHIBIDA SU REPRODUCCIÓN TOTAL O PARCIAL

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

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

“Estudio descriptivo de características ultrasonográficas, isocinéticas y electromiográficas de los músculos flexo-extensores de tronco en pacientes adultos jóvenes sanos: Implementación de mediciones en un estudio piloto”

Dr. Roberto Coronado Zarco
PROFESOR TITULAR

Dra. Andrea Olascoaga Gómez de León
DIRECTOR Y ASESOR METODOLÓGICO DE TESIS

“Estudio descriptivo de características ultrasonográficas, isocinéticas y electromiográficas de los músculos flexo-extensores de tronco en pacientes adultos jóvenes sanos: Implementación de mediciones en un estudio piloto”

Dra. Matilde L. Enríquez Sandoval
DIRECTORA DE EDUCACIÓN EN SALUD

Dr. Humberto Vargas Flores
SUBDIRECCIÓN DE EDUCACIÓN MÉDICA

Dr. Rogelio Sandoval Vega Gil
JEFE DEL SERVICIO DE EDUCACIÓN MÉDICA DE POSGRADO

ÍNDICE

RESUMEN.....	5
INTRODUCCIÓN	6
MARCO TEÓRICO	7
ANTECEDENTES.....	17
PLANTEAMIENTO DEL PROBLEMA.	19
JUSTIFICACIÓN.....	20
OBJETIVOS	21
HIPÓTESIS	22
METODOLOGÍA.....	23
RESULTADOS.....	33
DISCUSIÓN	60
BIBLIOGRAFÍA	67
ANEXOS.....	71

RESUMEN

Introducción: No hay suficiente evidencia en la literatura sobre las características normales de los músculos paraespinales lumbares en población joven y sana de México. Este estudio piloto evaluó estos músculos utilizando ultrasonografía, isocinesia y electromiografía en 20 adultos jóvenes sanos. Los resultados proporcionan una referencia para futuras investigaciones y mejoran el diagnóstico y manejo de la patología de columna.

Objetivo: Describir las características ultrasonográficas, isocinéticas y electromiográficas de los músculos flexo-extensores de tronco en pacientes adultos jóvenes sanos.

Metodología: Se realizó un estudio piloto, observacional, transversal y descriptivo en 20 sujetos a quienes se les realizó ultrasonido estructural muscular en el cual se midió el volumen muscular de los multifidos a nivel de L4 en reposo y actividad, isocinesia de flexo-extensores de tronco en donde se evaluaron par máxima, trabajo total y potencia máxima, EMGs con lo que se cuantificó el porcentaje de activación muscular en isocinesia y movimientos funcionales. Se realizó estadística descriptiva para reporte de desenlaces.

Resultados: Isocinesia: se realizaron pruebas a 5 y 10 repeticiones de flexión y extensión de tronco, midiendo: par máxima, trabajo total y potencia, se requiere mayor fuerza y potencia para extensión que para flexión, trabajo máximo obtenido en 10 repeticiones. Al normalizar los valores al peso presentaron una razón extensores/flexores >1.2 lo que puede asociarse a dolor lumbar mecánico. EMGs en isocinesia y movimientos funcionales: en flexión de tronco se activan el oblicuo interno, externo y recto abdominal; en extensión se activan el longísimo, iliocostal, multifido, bíceps femoral y semitendinoso.

Ultrasonido de multifidos L4 en actividad y reposo observando mayor volumen durante la activación que en reposo.

Conclusiones: Este estudio piloto describe las características de los músculos flexo-extensores de tronco en 20 pacientes jóvenes sanos. Se describieron los patrones de actividad muscular durante la flexo-extensión y se establecieron parámetros de normalidad para la población mexicana. Estos hallazgos serán útiles para futuras investigaciones en diferentes grupos de edad y en pacientes con patologías de columna, sentando las bases para investigaciones más amplias en el campo de la flexo-extensión del tronco.

Palabras clave: Multífidos lumbares/Isocinesia/electromiografía de superficie/ultrasonido musculoesquelético/movimientos funcionales.

INTRODUCCIÓN

La evaluación de los músculos estabilizadores de la columna lumbar es crucial para comprender la función muscular y la estabilidad de la columna. Las imágenes de ultrasonido, las pruebas de isocinesia y la electromiografía de superficie son herramientas útiles en la medición y análisis de estos músculos en diferentes contextos clínicos y de investigación.

No existe evidencia suficiente en la literatura que permita establecer valores normales de los parámetros ultrasonográficos, isocinéticos y electromiográficos de los músculos paraespinales lumbares, considerados como músculos esenciales para la estabilidad de la columna lumbar. Para poder establecer puntos de corte en este contexto, uno de los primeros pasos a seguir es realizar un estudio descriptivo en población joven, que nos ayude a comprender las relaciones entre estos parámetros, y posteriormente ampliar el alcance.

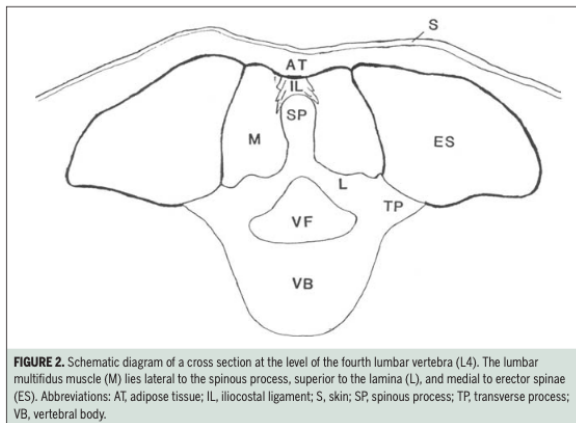
Por lo anterior, mediante este estudio buscamos tener una mejor comprensión y experiencia en la implementación de las pruebas mencionadas en investigación, y describir nuestros hallazgos.

Este estudio se realizó en el INRLGII con ayuda del equipo de investigadores del Laboratorio de Análisis de marcha y movimiento, y en el servicio de Rehabilitación de Columna. Los resultados de este estudio aportarán información valiosa para la comprensión del funcionamiento normal de los músculos estabilizadores de columna, y posteriormente investigar su comportamiento desde la perspectiva funcional en sujetos que presenten patología de columna.

MARCO TEÓRICO

Anatomía.

Tomando en cuenta las características anatómicas y funcionales de estructuras musculoesqueléticas de la columna vertebral como por ejemplo la musculatura de la columna lumbar posterior, podemos encontrar que los músculos paraespinales lumbares que se encuentran detrás de los procesos transversos, los cuales han sido divididos en 3 grupos. (1) El primer grupo y más profundo incluye los músculos intersegmentarios profundos, los interespinales y los intertransversos mediales, los cuales son músculos cortos y demasiado pequeños difíciles de ver mediante imágenes de ultrasonido. El segundo grupo comprende los músculos polisegmentarios, que se insertan directamente en las vértebras lumbares e incluyen las porciones multífida y lumbar de los músculos erector de la columna,



longísimo e iliocostal. El tercer grupo de músculos, el más superficial, consta de músculos polisegmentarios largos que atraviesan la región lumbar desde los niveles torácicos.(1) Estos músculos se insertan en el ilion y el sacro e incluyen las porciones torácicas de los músculos erectores de columna. El músculo multífido lumbar es el más medial de los músculos

lumbares, es multifascicular compuesto por 5 capas superpuestas, con un tamaño que aumenta en dirección caudal. Las fibras superficiales del multífido lumbar crean una rotación sagital posterior (extensión) de la columna lumbar, además de la compresión intervertebral, mientras que las fibras más profundas generan principalmente fuerzas de compresión, con un torque mínimo asociado.(2) Se ha propuesto que la naturaleza intersegmentaria del multífido lumbar profundo brinda una ventaja al sistema neuromuscular para controlar la estabilidad de los segmentos de movimiento lumbar.(3) El erector de columna lumbar se encuentra lateral al multífido y consiste en la pars lumborum del tórax longísimo y la pars lumborum del iliocostal lumbar, los cuales contribuyen a la estabilidad, flexión lateral, extensión y rotación de la columna lumbar. (4)

La columna lumbar oseoligamentosa es por si sola muy inestable y depende de la función integrada de los músculos (especialmente los músculos paraespinales) y los subsistemas neurales para tener adecuada estabilidad y movimiento. Entre los músculos paraespinales, el multífido lumbar tiene un papel único en la estabilización de la columna y contribuye a casi 2/3 de la estabilidad de la columna lumbar, especialmente en la sección lumbar inferior y es el músculo paraespinal predominantemente afectado en pacientes con dolor lumbar. En sujetos sanos, los músculos del multífido lumbar tienen forma redonda u ovalada. Para que un sujeto presente una adecuada estabilidad de la columna lumbar es fundamental tener buena calidad muscular.

Calidad muscular

La calidad muscular, definida como la fuerza por unidad de masa musculoesquelética está relacionada con la función (fuerza y potencia). (5) Estas son determinantes clave de la función muscular y disminuyen con la edad. Para evaluar la masa muscular, existen diferentes metodologías como resonancia magnética, tomografía computarizada, análisis de impedancia bioeléctrica y ultrasonido (6). Para evaluar la fuerza se cuenta con el estudio de dinamometría isocinética, que a menudo se considera el estándar de oro para las pruebas de fuerza.

Varios factores pueden influir en esto, como una disminución en el número y el área transversal de las fibras tipo II, la infiltración de grasa y los trastornos neurológicos. Por lo tanto, la evaluación de calidad muscular debe evaluar el equilibrio entre las fibras musculares, en particular una proporción adecuada de fibras tipo II (de contracción rápida) la cual resulta crucial para la potencia y el rendimiento muscular.

Existen varios factores que contribuyen a la calidad muscular (7):

1. Composición muscular: el equilibrio entre proporción adecuada de fibras de tipo II es crucial para la potencia y el rendimiento muscular.

2.Fuerza muscular: El entrenamiento de fuerza y resistencia, desempeñan un papel importante en la mejora de la calidad muscular al aumentar el tamaño de las fibras musculares, mejorar la coordinación neuromuscular y mejorar el reclutamiento muscular.

3.Función muscular: la calidad muscular óptima garantiza que los músculos puedan realizar movimientos funcionales de manera eficiente, como caminar, correr, levantar objetos o realizar actividades diarias sin limitaciones ni fatiga.

4.Resistencia muscular: los músculos con buena calidad tienen mejor resistencia, lo que permite a las personas mantener la actividad física durante períodos más prolongados sin fatiga excesiva.

5.Metabolismo muscular: La salud metabólica del tejido muscular afecta a su calidad. Una nutrición adecuada, incluida una ingesta adecuada de proteínas, vitaminas y minerales, es crucial para mantener la calidad muscular. Mantener o mejorar la calidad muscular se vuelve esencial para preservar la movilidad, prevenir la fragilidad y mantener la independencia física general.

Otro de los métodos utilizados para la evaluación muscular es el ultrasonido musculoesquelético, el cual ha permitido evaluar de forma cualitativa y cuantitativa las características musculares que ofrecen información acerca de la calidad muscular.

Imágenes de ultrasonido de rehabilitación (RUSI)

Una de las principales aplicaciones de RUSI es para la medición de características morfológicas (morfometría) muscular. Los músculos multífidos lumbares son los músculos paraespinal más estudiados, tanto en poblaciones sanas como en personas con dolor y lesiones en la columna. La evaluación cuantitativa de la musculatura paraespinal posterior usando imágenes estáticas y dinámicas se ha utilizado para estudiar la morfología y el comportamiento muscular durante la contracción. En este contexto, el comportamiento se relaciona con nivel de contracción en donde se observan cambios de grosor y tamaño con respecto a otros músculos. (4)

- Medición estática de los multifidos lumbares

El área de corte transversal (cm^2) de multifidos se mide trazando alrededor del borde del músculo con el cursor en pantalla o fuera de línea usando un paquete de procesamiento de imágenes. A menudo se miden dos dimensiones lineales, definidas como la mayor profundidad (anteroposterior [AP]) y la mayor anchura (dimensión lateral perpendicular a la dimensión AP).(4)

Los aspectos importantes de los músculos evaluados mediante RUSI son el tamaño muscular, la densidad y la contracción muscular. Se ha demostrado que la confiabilidad del uso de RUSI para medir el tamaño de la musculatura paraespinal es de regular a excelente (ICC = 0.72-0.98), lo cual es aceptable para la aplicación clínica. (8) También ha demostrado tener una confiabilidad inter-evaluador razonable entre los evaluadores novatos.(9) Uno de los parámetros que se pueden medir es el área de corte transversal (ACT), y se ha observado que no hay diferencias significativas en las mediciones entre el RUSI y la MRI (11). RUSI ha demostrado que el patrón del cambio de área de corte transversal de los multifidos en varias posturas difiere en sujetos sanos de pacientes con dolor lumbar; en sujetos sanos los multifidos presentan un área de corte transversal que va aumentando desde la posición prona hasta la bipedestación, luego disminuye gradualmente durante la flexión, mientras en pacientes con dolor lumbar crónico, la flexión produce un aumento adicional en el área de corte transversal.(10)

- Medición dinámica de multifido lumbar en tiempo real mediante RUSI

Se puede utilizar para evaluar el músculo durante los movimientos activos. Se describen medidas dinámicas para el multifido lumbar. (11) así como fatiga muscular.

La medida RUSI más común de los músculos paraespinales para representar la contracción muscular es el cambio en el grosor del músculo.(11) Los estudios preliminares de sujetos asintomáticos que comparan RUSI con el estándar de oro de EMG de aguja son alentadores, ya que también permiten evaluar de la contracción de los músculos paraespinales.

Existen otras formas objetivas de evaluación de los músculos estabilizadores de columna como lo es la electromiografía de superficie, con la cual podemos obtener de forma cuantitativa el porcentaje de activación muscular, entre otros parámetros.

Electromiografía de superficie (EMGs)

EMGs es una técnica que se utiliza para muchas aplicaciones en áreas como neurología, rehabilitación, ortopedia, ergonomía, deportes, etc. Aunque sus conceptos básicos se desarrollaron desde principios del siglo XX y se popularizó rápidamente durante los últimos diez años, no es una técnica de uso generalizado. La metodología utilizada por grupos científicos de diversos países suele ser muy diferente, lo cual dificulta su implementación y puede causar sesgos entre estudios por uso de técnicas distintas.(12)

La electromiografía se refiere a la señal eléctrica colectiva de los músculos, que está controlada por el sistema nervioso y se produce durante la contracción muscular. La señal representa las propiedades anatómicas y fisiológicas de los músculos; de hecho, una señal EMG es la actividad eléctrica de las unidades motoras de un músculo, que consisten en dos tipos: EMG de superficie y EMG intramuscular. Ambas se registran mediante electrodos no invasivos e invasivos, respectivamente. Actualmente, las señales detectadas en la superficie se utilizan preferentemente para obtener información sobre el tiempo o la intensidad de la activación muscular superficial. Las señales de electromiografía se consideran más útiles como señales electrofisiológicas en los campos de la medicina y la ingeniería. El método básico para comprender los comportamientos del cuerpo humano en condiciones normales y patológicas lo proporciona el registro de señales EMG. (13)

Las ubicaciones de los sensores de EMGs están validadas mediante un escaneo de literatura de una gran cantidad de publicaciones europeas.(14,15) Sin embargo, estas recomendaciones y pautas no han sido validadas. Hasta ahora, la validez y confiabilidad de las pruebas clínicas para medir los músculos lumbares selectivos (sin interferencias) no están claras debido a la falta de estandarización de los sensores de EMGs.(16) Sin embargo, en 1999 se publicaron las recomendaciones europeas para EMGs (*SENIAM; Surface*

ElectroMyoGraphy for the Non-Invasive Assessment of Muscle) (14,15) con el objetivo de estandarizar las propiedades de colocación del sensor; lo anterior dio lugar a la publicación de una guía práctica para el uso adecuado de EMGs.

Movimiento funcional

En conjunto con la evaluación de movimientos funcionales, es posible realizar el registro del reclutamiento muscular durante cada actividad mediante la EMGs.

Se ha investigado la actividad muscular del tronco en subgrupos de pacientes durante tareas funcionales, para identificar si las diferencias en la actividad muscular dependen de la tarea o si se identifica un patrón constante de actividad muscular independientemente de la tarea realizada, tanto en pacientes sanos como en pacientes con dolor lumbar crónico no específico; se observaron diferencias en la actividad de los músculos del tronco entre los dos subgrupos durante distintas tareas funcionales que reflejan un rango de movimientos del tronco dominantes en flexión y extensión. La EMGs se ha realizado sobre músculos de espalda y abdomen, y según los criterios de SENIAM se evalúan nueve tareas funcionales (alcanzar, sentarse a ponerse de pie, ponerse de pie a sentarse, subir, bajar, levantar una caja, volver a colocar una caja, agacharse para recuperar y regresar de recuperar un bolígrafo del suelo). Estos reflejaron una variedad de actividades funcionales que estaban relacionadas con la extensión y potencialmente desencadenarían dolor en los pacientes con dolor lumbar crónico inespecífico. (17)

En general, los subgrupos con dolor lumbar demostraron una mayor activación muscular en cada grupo muscular (en comparación con los sujetos sanos), lo que indica que la contracción conjunta puede ser un factor para las personas con dolor. Se ha demostrado previamente que la actividad muscular neta del tronco aumenta durante la presencia de dolor agudo.(18) Esto sugiere que la activación muscular persistente puede restringir el movimiento intervertebral como un mecanismo protector del sistema neuromuscular para aumentar la estabilidad espinal local, y así proteger a las estructuras espinales pasivas del dolor provocado por el movimiento. (6)(17)

A menudo, el dolor puede estar relacionado con el comportamiento del movimiento y la postura, lo que indica una base mecánica para el trastorno. (17)

Las posturas de flexión de la columna lumbar aumentan la capacidad del cuerpo para generar un momento extensor del tronco y mejoran significativamente la eficacia muscular. Por el contrario, las posturas lordóticas o rectas de la columna lumbar dan como resultado el momento extensor más bajo y la eficacia muscular más pobre.(19)

La estabilidad del tronco es necesaria durante la marcha y diversas actividades de la vida diaria. Los músculos centrales, incluidos el oblicuo interno, el transverso del abdomen y los multífidos, desempeñan un papel importante en la estabilización del tronco. El oblicuo interno y el transverso del abdomen se adhieren a las vértebras de la columna a través de la fascia toracolumbar y contribuyen a la estabilidad del tronco aumentando la estabilidad de la columna vertebral. Por ejemplo, las actividades de los oblicuos internos y los multífidos son más altas que las de los rectos abdominales durante la marcha. Un estudio anterior examinó la contribución de los músculos abdominales a la estabilidad dinámica de la columna mediante la simulación de un modelo biomecánico e informó que el oblicuo interno era el más importante para la estabilidad, seguido del oblicuo externo y el recto abdominal.(20) Por lo tanto, las actividades coordinadas de los oblicuos internos y los multífidos son necesarias para mantener la alineación adecuada de la columna durante la actividad dinámica. Los músculos centrales debilitados conducen a la inestabilidad de la columna vertebral y se relacionan con una mayor carga en la columna vertebral y con el dolor lumbar.(21)

Isocinesia

La contracción isocinética se puede definir como un sistema de evaluación que utiliza la tecnología informática y robótica para obtener y procesar en datos cuantitativos la capacidad muscular. También podríamos indicar que constituye un modo objetivo de medir la fuerza realizada tanto en un movimiento analítico sobre un eje articular (isocinéticos en cadena abierta) como un movimiento complejo que implique varias articulaciones (isocinéticos en cadena cerrada).

Su finalidad es expresar el movimiento en términos de momento de fuerza, de potencia, de trabajo, etc., como variables cuantitativas, lo que facilita su manipulación y su tratamiento estadístico. La valoración isocinética va a ofrecer una serie de datos que serán objeto de estudio y análisis. El dato más importante registrado es el torque o momento de fuerza, es decir, la fuerza desarrollada por el grupo muscular multiplicada por la distancia existente desde el eje de rotación al eje de aplicación de la fuerza. Este momento de fuerza vendrá registrado para cada ángulo de rango de movimiento y gráficamente viene representado por una curva en función del tiempo. La punta del momento de fuerza o máximo momento de fuerza indica el valor más alto del momento de fuerza registrado durante el test. Puede ser considerado como la máxima fuerza que un grupo muscular es capaz de desarrollar a una velocidad angular de movimiento, y podremos siempre relacionarlo con el ángulo de movimiento en que ha sido obtenido. Se obtiene a partir del punto más alto de una o varias curvas de momento de fuerza isocinéticas. (22)

La dinamometría isocinética es una herramienta bien aceptada para evaluar la fuerza de los músculos del tronco. Las pruebas isocinéticas de fuerza son método útil para evaluar la extensión y flexión del tronco en individuos sanos y en patologías lumbares.(23) Para evaluar la fuerza del tronco se han desarrollado muchos dispositivos para bipedestación o posiciones sentadas. (24)

La evaluación de la musculatura del tronco que implica la modalidad de evaluación isocinética está poco abordada, ya que es necesario adquirir un módulo especial de columna que, dependiendo de la marca del equipo, se adquiere por separado, lo que dificulta la definición de los parámetros para realizar la evaluación del tronco. El buen acondicionamiento de la musculatura extensora de la columna puede asociarse a importantes resultados clínicos en personas con lumbalgia crónica, como la reducción de la intensidad del dolor y de la incapacidad causada por la lumbalgia.(25) Además, la gravedad de la lumbalgia se asocia con una menor fuerza isométrica e isocinética de los extensores y flexores del tronco (26). Esta reducción funcional de los músculos del tronco puede

provocar una compensación muscular e influir en el rendimiento atlético, aumentando el riesgo de lesiones musculoesqueléticas y dolor lumbar. (27)

Para mantener una curvatura natural, una combinación de factores debe existir. Eso requiere una alineación espino-pélvica óptima, además de extremidades inferiores simétricas. La fuerza de los músculos del tronco (sobre todo en el plano sagital) se considera fundamental para mantener la postura, mejorar la estabilidad de la columna y prevenir los trastornos de la columna vertebral y la carga excesiva de la columna. (28)

La presencia de una desviación de la columna probablemente alteraría el rendimiento de los músculos de la columna. Las curvas sagitales exageradas pueden desplazar la carga del tronco fuera de la línea de gravedad, alterando los momentos equilibrados de la columna.(29) Por lo tanto, se necesita más fuerza muscular para cargar finalmente la columna. Por el contrario, una curvatura lumbar disminuida acortaría el brazo de palanca del momento interno de los extensores del tronco, lo que colocaría a los músculos en desventaja mecánica y, por tanto, crearía más carga sobre la columna. (30).

Esto podría atribuirse al hecho de que la longitud del brazo de palanca interno de los erectores lumbares es mayor en la lordosis que en la cifosis de la columna lumbar [13]. La cifosis torácica marcada también está relacionada con la debilidad de los extensores de la espalda.(31) Además, el volumen de la musculatura del tronco influye en las curvaturas de la columna. Esto delinea el impacto mutuo entre las curvaturas de la columna y el rendimiento muscular. (30)

En el tratamiento de los problemas de la columna la fuerza, la resistencia y la amplitud de movimiento de los músculos del tronco son de particular interés, sin embargo, no hay consenso sobre los métodos de evaluación de la fuerza de los músculos del tronco. La literatura existente que examina el funcionamiento de los músculos del tronco y la forma de la columna vertebral es heterogénea en cuanto a la metodología de los grupos de edad estudiados. Algunos estudios previos han utilizado dinamómetros isométricos que sólo dan información sobre los músculos de la columna en un ángulo fijo.(32) Otros estudios se han

centrado en sujetos de edad avanzada para investigar la influencia de la forma de la columna vertebral en los músculos del tronco (33)(32)(34). Se ha prestado aún menos atención al impacto del balance sagital de la columna vertebral en el rendimiento de los músculos del tronco en adultos jóvenes. Además, algunos estudios relevantes no tuvieron en cuenta el balance sagital de la columna vertebral para comprender mejor la alineación global de la columna y la posible desviación compensatoria. (35)

ANTECEDENTES

Para realizar la medición estática de multifido lumbar en tiempo real mediante RUSI, Stokes et al.(36) realizaron medidas antropométricas sobre imágenes de ultrasonido para examinar sus relaciones con el área de corte transversal, incluyendo la longitud del proceso espinoso y la distancia horizontal entre el borde lateral de cada lámina.

Los investigadores también han utilizado medidas y características de todo el cuerpo para evaluar su valor predictivo para estimar el tamaño del multifido lumbar, incluida la altura, la edad, la masa corporal y el índice de masa corporal.(4)(36)(37)

Para realizar la medición dinámica de multifido lumbar en tiempo real mediante RUSI, Watanabe et al.(38) midieron el cambio de grosor de los músculos erectores de columna lumbares en el plano sagital. Se encontraron diferencias significativas en las medidas obtenidas en las posturas estáticas neutra, flexionada y extendida. Kiesel et al(11) usaron resistencia graduada de levantamientos de extremidades superiores contralaterales, realizados en decúbito prono, para producir una activación incremental del multifido lumbar y demostraron una relación positiva entre aumentos en el grosor muscular y señales EMG de aguja. Vasseljen et al(39) utilizaron ultrasonido en modo de movimiento de alta velocidad (modo M), en comparación con EMG de aguja, para identificar el movimiento de las fibras profundas del músculo multifido lumbar durante el levantamiento rápido del brazo. Lee et al(40) encontraron aumentos significativos en el grosor de los multifidos cervicales durante las contracciones, que fueron similares en 3 niveles de C4 a C6.

Hemming et al. (2019)(17) Realizaron un estudio de casos y controles, donde investigaron las diferencias en la actividad de los músculos del tronco en subgrupos de dolor lumbar crónico no específico (NSCLBP, por sus siglas en inglés) y controles sin dolor lumbar durante tareas funcionales. La actividad muscular del tronco se midió mediante electromiografía de superficie. Los resultados mostraron que los participantes con NSCLBP tenían una actividad EMGs significativamente mayor en los músculos multifidos, lumbar superficial y longísimo torácico durante las tareas funcionales que los controles. Asimismo, los sujetos con NSCLBP

tuvieron una actividad de EMGs significativamente menor en los músculos transverso del abdomen y oblicuo interno durante las tareas funcionales, en comparación con los controles.

Estos hallazgos sugieren que la disfunción de los músculos del tronco puede ser un factor que contribuye al NSCLBP.(17)

El dolor lumbar (LBP) es una condición común que afecta a personas de todas las edades. Los músculos multifidos lumbares y erectores de la columna son importantes para mantener la estabilidad de la columna y prevenir el dolor lumbar. La electromiografía (EMG) es una técnica que se puede utilizar para medir la actividad eléctrica de los músculos. La EMG intramuscular (iEMG) registra la actividad eléctrica de los músculos directamente desde dentro del músculo, mientras que la EMG de superficie (sEMG) registra la actividad eléctrica de los músculos desde la superficie de la piel.

El estudio de Hofste et al. (2020) compararon la precisión de electromiografía de aguja (iEMG) y electromiografía de superficie (EMGs) en la medición de la actividad de los músculos multifido lumbar y erector de la columna en participantes sanos. Los participantes realizaron una serie de ejercicios isométricos y dinámicos mientras se registraba su actividad muscular mediante iEMG y EMGs. Luego, los investigadores compararon las grabaciones de iEMG y EMGs para determinar qué método era más preciso y descubrieron que la iEMG era más precisa que la EMGs para medir la actividad de los músculos multifido lumbar y erector de la columna. iEMG pudo detectar cambios más pequeños en la actividad muscular que EMGs, y también se vio menos afectado por los artefactos de movimiento, con lo que concluyen que iEMG puede ser una herramienta útil estudiar el papel de estos músculos en el dolor lumbar.

El estudio realizado por Anke Hofste y colaboradores (41) concluye que es difícil obtener la captación eléctrica de un músculo aislado sin interferencia de la señal generada por la co-contracción de los músculos aledaños, ya que dan una cantidad considerable de confusión en la interpretación de las señales EMG de superficie registradas.

PLANTEAMIENTO DEL PROBLEMA.

En México no se cuenta con una descripción detallada de los desenlaces obtenidos de las pruebas de isocinesia, electromiografía de superficie y ultrasonido para músculos estabilizadores de la columna lumbar. Estos datos permitirán aportar en el estudio y conocimiento de los resultados en población joven, para posteriormente establecer puntos de corte para población mexicana.

JUSTIFICACIÓN

En México es frecuente la consulta médica asociada a patología de columna, misma que es causa importante de discapacidad y limitación funcional, siendo así una población clave en el Instituto Nacional de Rehabilitación Luis Guillermo Ibarra Ibarra (INR LGII) en el servicio de rehabilitación de columna. Actualmente no se cuenta con suficiente evidencia científica de estudios que describa todos los hallazgos encontrados en la musculatura flexo-extensora del tronco al ser evaluada mediante estudios de electromiografía de superficie, ultrasonografía, isocinesia y movimientos funcionales, así como parámetros ultrasonográficos estructurales de musculatura paraespinal estandarizados que hablen del adecuado estado morfofuncional de los mismos.

La patología de columna en la actualidad es una condición frecuente que puede afectar hasta 8 de cada 10 pacientes a lo largo de su vida, por lo que representa una importante carga de la enfermedad para el sector salud. Sin embargo, los parámetros musculares de los músculos estabilizadores de columna medidos a través de EMGs, isocinesia y ultrasonido en una población sana joven no se han determinado.

Este estudio piloto realizado en sujetos jóvenes sanos permitió describir con detalle los desenlaces obtenidos de las pruebas mencionadas para la evaluación de algunos músculos flexo-extensores de tronco. Esta información aporta al conocimiento que permitirá posteriormente establecer puntos de corte en población mexicana.

El servicio de rehabilitación de columna del INRLGII cuenta con la infraestructura, y recursos personales suficientes para realizar este estudio.

OBJETIVOS

Objetivo general: Describir las características ultrasonográficas, isocinéticas y electromiográficas de los músculos flexo-extensores de tronco en pacientes adultos jóvenes sanos.

Objetivos específicos:

- Describir la población estudiada
- Describir cuantitativamente las características de los músculos multifidos a nivel de L4, medidas en reposo y durante actividad mediante Ultrasonografía.
- Describir las características de par máxima, potencia y trabajo de los músculos extensores de columna mediante estudio de isocinesia.
- Describir los porcentajes de actividad muscular de los músculos que participan en la flexo-extensión de tronco mediante electromiografía de superficie.

HIPÓTESIS

Describir los resultados de pruebas de electromiografía de superficie, isocinesia y ultrasonido de musculatura de columna lumbar en sujetos jóvenes, permitirá entender mejor el comportamiento de los músculos flexo-extensores de columna.

METODOLOGÍA.

Tipo de estudio. Estudio piloto, observacional, transversal.

Descripción del universo de trabajo.

Sujetos auto-reportados sanos de 18 a 40 años que reunieran los criterios de selección, quienes fueron invitados a participar en este protocolo en el periodo entre enero y mayo del año 2023.

Definición del grupo control.

No aplica.

Criterios de Inclusión.

- a) Cualquier género
- b) Edad: 18 a 40 años
- c) Auto-reportados sanos
- d) Aceptación por parte de paciente para participar en el estudio mediante firma del consentimiento informado.

Criterios de eliminación.

- a) Pacientes que una vez ingresados a la investigación no completaran alguna de las evaluaciones clínicas.
- b) Pacientes que retiraran su consentimiento informado.
- c) Pacientes que durante las pruebas de evaluación presentaran cualquier síntoma o afección en columna.

Criterios de exclusión.

- a) Pacientes que contaran con diagnóstico de cualquier patología o lesión de columna, o antecedente quirúrgico a nivel de columna vertebral.

- b) Tratamiento actual con fármacos que pudieran afectar su rendimiento físico en la prueba de isocinesia.
- c) Cualquier condición médica aguda que afectara su rendimiento físico (desequilibrio hidroelectrolítico, hipotiroidismo, procesos infecciosos graves, etc.)

Tamaño de la muestra.

Dado que se trata de un estudio piloto, no es necesario realizar un cálculo de muestra. Se decidió incluir 20 sujetos.

Descripción de las variables de estudio, unidades de medida y escalas de medición.

Variables	Definición conceptual	Definición operacional	Tipo de Variable	Escala de medición	Unidad de medida
Edad	Años que transcurren a partir de la fecha de nacimiento	Número de años cumplidos, según fecha de nacimiento	Cuantitativa	Continua	Años
Sexo	Condición biológica que distingue a las personas en mujeres y hombres	Diferenciar la identidad femenina del masculino	Cualitativa	Nominal dicotómica	0=Masc 1=Fem
Peso	Resultado de la acción de la gravedad sobre las moléculas de un cuerpo. El peso refleja la reserva energética (tejido adiposo y masa muscular) del organismo.	Resultado obtenido con la medición en kilogramos del paciente en una báscula.	Cuantitativa	Continua	Kg

Talla	Medida del cuerpo humano en términos de altura.	Se establece mediante medición en centímetros del sujeto en estudio mediante un estadímetro.	Cuantitativa	Discreta	Metros
Índice de masa corporal	Medida utilizada para evaluar la relación entre el peso y la altura de una persona y proporcionar una estimación general de su composición corporal.	Se obtiene al dividir el peso en kg. Entre el cuadrado de la estatura en metros.	Cuantitativa	Razón	Kg/m ²
Área de sección transversal de los músculos multífidos	Método utilizado para medir la masa muscular de un determinado sitio en un músculo o grupo muscular específico	Se medirá el área de los músculos multífidos en el segmento L4 en reposo y en activación muscular.	Cuantitativa	Continua	Mm

EMG de superficie					
Variables de Estudio	Definición conceptual	Definición operacional	Tipo de Variable	Escalas de Medición	Unidad de medida
Variable fisiológica: Porcentaje de activación	Activación muscular que presenta el sujeto al realizar las tareas de la vida diaria y durante la isocinesia, en los músculos evaluados.	Porcentaje alcanzado al realizar cualquier actividad tomando como referencia el valor máximo al realizar isocinesia	Cuantitativa	Continua	[%] Porcentaje
Variable de movimiento:	Ángulos que recorre una	Ángulo calculado utilizando el	Cuantitativa	Continua (arreglo)	grados

Goniometría articular	articulación al ejecutar un gesto motor	equipo de fotogrametría al realizar las actividades.		tridimensional respecto del tiempo)	
Variable de movimiento: Velocidad	Ejecución del gesto motor respecto del tiempo	Distancia recorrida en un tiempo determinado por el sujeto o algún segmento en específico, calculado con el sistema de fotogrametría.	Cuantitativa	Continua (arreglo tridimensional respecto del tiempo)	[m/s] Metros/segundo
Variable de movimiento: Cambio del centro de masa	Cambio de la posición del centro de masa al realizar las tareas de la vida diaria	Cambio de la posición respecto a su base de sustentación obtenido con el equipo de fotogrametría.	Cuantitativa	Continua (arreglo tridimensional respecto del tiempo)	[m] Metros
Fuerza en % de Peso	Fuerza de reacción vertical al realizar la actividad.	Fuerza de reacción vertical máxima medida por las plataformas de fuerza.	Cuantitativa	Continua.	% porcentaje

Isocinesia					
Variables	Definición conceptual	Definición operacional	Tipo de Variable	Escala de medición	Unidad de medida.
Par max Ext	Fuerza máxima generada por un músculo o grupo muscular durante una contracción concéntrica en la fase de extensión de una articulación específica	Se registra como el valor máximo alcanzado durante el movimiento de extensión isocinética mediante dinamómetro isocinético	Cuantitativa	Continua	[Nm] Newtonmetro
Par max Flex	Fuerza máxima generada por un	Se registra como el valor máximo	Cuantitativa	Continua	[Nm]

	músculo o grupo muscular durante una contracción concéntrica en la fase de flexión de una articulación específica.	alcanzado durante el movimiento de flexión isocinética mediante dinamómetro isocinético			Newtonmetro
Potencia máximo Ext	Tasa de trabajo realizado o la cantidad de energía generada por unidad de tiempo en grupo muscular durante una contracción concéntrica en la fase de extensión de una articulación específica, en una prueba de isocinesia	Se calcula multiplicando la fuerza aplicada por la velocidad del movimiento. La fórmula para el cálculo de la potencia es: Potencia = Fuerza × Velocidad	Cuantitativa	Continua	[W] Watt/vatios
Potencia máximo Flex	Tasa de trabajo realizado o la cantidad de energía generada por unidad de tiempo en grupo muscular durante una contracción concéntrica en la fase de Flexión de una articulación específica, en una prueba de isocinesia	se calcula multiplicando la fuerza aplicada por la velocidad del movimiento. La fórmula para el cálculo de la potencia es: Potencia = Fuerza × Velocidad	Cuantitativa	Continua	[W] Watt/vatios
Trabajo total Ext	Cantidad de energía transferida o realizada por una fuerza cuando se aplica a través de una distancia durante un ejercicio de Extensión.	Se calcula multiplicando la fuerza aplicada por la distancia recorrida. La fórmula para el cálculo del trabajo es:	Cuantitativa	Continua	[J] Julios

		Trabajo = Fuerza × Distancia			
Trabajo total Flex.	Cantidad de energía transferida o realizada por una fuerza cuando se aplica a través de una distancia durante un ejercicio de Flexión.	Se calcula multiplicando la fuerza aplicada por la distancia recorrida. La fórmula para el cálculo del trabajo es: Trabajo = Fuerza × Distancia	Cuantitativa	Continua	[J]

Análisis estadístico.

Se realizó descripción de variables cuantitativas mediante media, mediana y desviación estándar.

Selección de las fuentes, métodos, técnicas y procedimientos de recolección de la información.

Para la obtención de los parámetros estructurales de los músculos multifidos lumbares se realizó estudio ultrasonográfico, con equipo HITACHI Arietta 560, mediante el cual se identificó el grosor muscular de L4 bilateral, tanto en reposo como en actividad.

Para la obtención de los parámetros de electromiografía, se trabajó de forma conjunta con el servicio de Laboratorio de Análisis de Movimiento, se realizó EMG de superficie con un sistema Delsys (Natick, Massachussets, EE.UU.) con sensores Trigno IM y Avanti, con colocación de electrodos a 16 músculos: oblicuo interno y externo, recto abdominal, erector longísimo, erector iliocostal, multifido, bíceps femoral y semitendinoso, todos de forma bilateral.

El registro se realizó durante la prueba isocinética de tronco, así como durante la realización de ejercicios funcionales.

Para la obtención de parámetros isocinéticos se realizó un estudio isocinético de tronco concéntrico-concéntrico en equipo CONTREX.

Descripción de los procedimientos

Se realizó la invitación a pacientes jóvenes de 18 a 40 años de edad que quisieran participar en el protocolo de estudio. A la vez se le explicó a cada uno de los participantes las pruebas a realizar, sabiendo en qué consistía el protocolo, se solicitó a los participantes que aceptaron ser parte del protocolo de estudio la firma del consentimiento informado.

ELECTROMIOGRAFÍA DE SUPERFICIE Y MOVIMIENTOS FUNCIONALES

Para medir la electromiografía de superficie se utilizó un sistema Delsys (*Natick, Massachussets, EE.UU.*) con sensores Trigno IM y Avanti, los músculos que se evaluaron fueron: recto abdominal, oblicuo externo, oblicuo interno, erector iliocostal, erector largo, multífido, bíceps femoral y semitendinoso, los electrodos se colocaron siguiendo las recomendaciones descritas en el proyecto “Electromiografía de superficie para la evaluación no invasiva de los músculos” (SENIAM, por sus siglas en inglés), los músculos que no se encuentran descritos en este documento se siguieron las recomendaciones dadas por Southwell et al (42).

Para obtener los datos de cinemática se utilizó un sistema de fotogrametría Vicon (Oxford, Reino Unido), *Nexus v. 2.12*, al sujeto se le colocaron marcadores de 14 mm siguiendo el modelo biomecánico *Plug-in Gait Full Body (PiG FB)*. Por otro lado, para medir las fuerzas de reacción del piso se utilizaron dos plataformas de fuerza modelo HPS AMTI (*Watertown, Massachussets, EE.UU.*).

Una vez que el paciente se encontraba instrumentado, se realizaron actividades de la vida diaria las cuales fueron: pararse y levantarse de un banco, levantar una pesa de 5 kg del suelo y volverla a dejar en el piso, recoger un lápiz del suelo, finalmente subir y bajar un escalón, cada una de las pruebas se repitieron tres veces. Todas las pruebas se llevaron a cabo sobre las plataformas de fuerza.

Para obtener los porcentajes de activación muscular se identificó la señal eléctrica más alta de cada sujeto en cada una de las pruebas y se tomó este como el 100% de porcentaje de activación, dicha normalización permitió comparar entre sujetos.

ISOCINESIA.

Para obtener los datos de isocinesia se utilizó un equipo *Physiomed Con-Trex TP 500*.

Para la medición de Isocinesia se explicó cada uno de los aspectos y fases del estudio a cada uno de los sujetos participantes. Se colocó de forma inicial EMGs en los músculos claves previamente descritos, posteriormente se posicionó al paciente en la máquina de isocinesia donde se realizó de forma inicial el ajuste de este según las características antropométricas de cada paciente, se colocaron y ajustaron los sujetadores de cintura escapular, cintura pélvica, muslo y pierna según las indicaciones del equipo.

En el equipo de isocinesia se programaron 5 fases en las que se evaluaron: par max ext/flex, trabajo total ext/flex y potencia max ext/flex. Estas fases consisten en:

1ª fase: Ensayo Con-Trex MJ de 10 repeticiones, modo CPM para espalda Extensión/Flexión, TP-500, alcance 500Nm, con una velocidad (deg/s) 40/40 para extensión/flexión respectivamente, descanso de 30 segundos y par (Nm) 350/350 para extensión/flexión respectivamente. En esta fase el equipo realiza movimientos de forma automática con el propósito de calentamiento y habituación del paciente al rango de movilidad que requiere realizar durante la prueba.

2ª fase: Ensayo Con-Trex MJ de 5 repeticiones, modo Isocinético clásico para espalda Extensión/Flexión, TP-500, alcance 500Nm, con una velocidad (deg/s) 40/40 para extensión/flexión respectivamente, descanso de 30 segundos y par (Nm) 350/350 para extensión/flexión respectivamente. Durante esta fase el equipo realiza de forma automática la 1er extensión de columna, seguida de inicio de movimientos concéntricos para flexo/extensión que se realizan sin aplicar fuerza máxima con aumento progresivo de la fuerza por el paciente, con el objetivo de familiarizarlo con los movimientos que requerirá realizar durante las medidas de la prueba en la fase 3 y 4.

3ª y 4ª fases: En ambas fases se realizan medidas Con-Trex MJ de 5/10 repeticiones respectivamente, modo Isocinético clásico para extensión/flexión de espalda, TP-500, alcance 500Nm, con una velocidad (deg/s) 40/40 para extensión/flexión respectivamente, descanso de 30 segundos y par (Nm) 350/350 para extensión/flexión respectivamente. Son evaluadas mediante estudio de electromiografía de superficie y requiere fuerza máxima para extensión y flexión durante el largo de la prueba (fase 3: 5 repeticiones y fase 4: 10 repeticiones) para lo cual se hace uso de un estímulo verbal, para estimular el máximo esfuerzo por parte del sujeto durante el tiempo que dura la prueba.

5ª fase: Ensayo Con-Trex MJ de 15 repeticiones, modo CPM para espalda Extensión/Flexión, TP-500, alcance 500Nm, con una velocidad (deg/s) 40/40 para extensión/flexión respectivamente, descanso de 30 segundos y par (Nm) 350/350 para extensión/flexión respectivamente. Durante esta última fase el equipo realiza de forma automática los movimientos de flexo/extensión que tiene como objetivo la etapa de enfriamiento.

Al término de la 5ta fase se retiran medios de sujeción y se da por terminada la prueba.

ULTRASONIDO

Para la toma de estudio de ultrasonido de músculos paravertebrales se solicitó a los sujetos que cumplieran con algunas indicaciones durante las 24 horas previas al estudio como: mantener adecuada hidratación con aumento de ingesta de líquidos y evitar realizar actividad deportiva al menos 24 horas previas al estudio.

Se utilizó un equipo de ultrasonido diagnóstico *HITACHI Arietta 560*, con transductor convexo, profundidad 6-8 cm, ganancia 50. Se posicionó al sujeto sobre una camilla en decúbito prono, con colocación de almohada bajo el abdomen para disminuir la lordosis lumbar; se colocó el traductor sobre el eje vertical del sacro y se realizó un rastreo hasta identificar la apófisis espinosa de L4, se giró el transductor sobre el plano transversal de columna hasta identificar los músculos multifidos de L4 de ambos lados. Se registró la profundidad de músculos multifidos lumbares bilateral en los ejes longitudinal y transversal,

tanto en reposo como en actividad muscular. Para ésta, se solicitó al sujeto realizar elevación de brazo ipsilateral y pierna contralateral simultáneas al lado registrado. Se dio por terminado el estudio.

RESULTADOS

Nuestro trabajo incluyó 20 pacientes, de los cuales 7 fueron mujeres (35%) y 13 hombres (65%), con edad promedio de 29 años (± 3.2 DE), con peso promedio de 73 kg ($16.2 \pm DE$), talla promedio de 169 cm ($0.09 \pm DE$), índice de masa corporal (IMC) promedio de 25.2 ($3.7 \pm DE$). Tres sujetos (15%) presentaron IMC mayor a 30 kg/m² y 1 sujeto (5%) menor a 19 kg/m² (**Tabla 1**).

Tabla 1. Características demográficas de la muestra

	N	Rango	Mínimo	Máximo	Media	D.S.	Mediana
Edad (años)	20	14	22	36	29.9	3.27511	29
Peso (Kg)	20	55	48	103	73.585	16.29269	75.25
Talla (m)	20	0.36	1.53	1.89	1.6995	0.09411	1.7
IMC (kg m2)	20	12.9	18.7	31.6	25.2	3.75612	25.75

Isocinesia

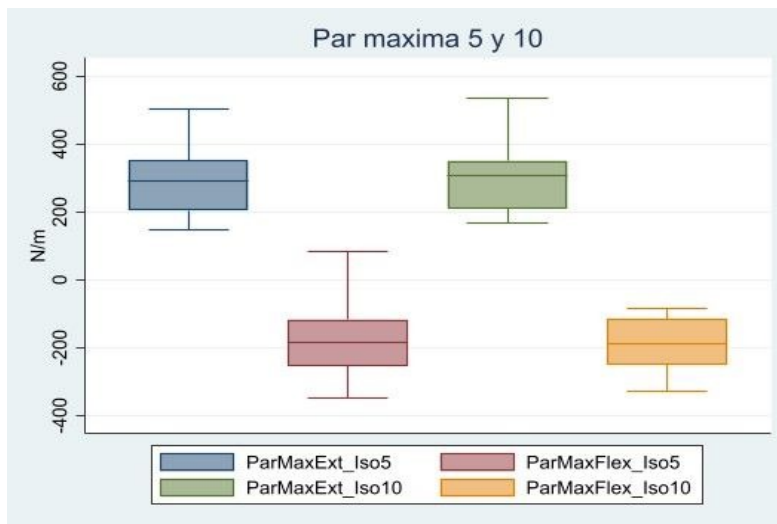
Para el estudio de isocinesia (n =20), se realizaron pruebas a 5 y 10 repeticiones de flexión y extensión de tronco, en las cuales se midieron: par máxima (equivalente a fuerza) reportada en newton/metro (Nm), trabajo total reportado en joules (J) y potencia reportada en watts (W). En la **tabla 2** se muestran los valores obtenidos.

Tabla 2. Prueba de isocinesia (par máximo, potencia máxima y trabajo total) en 5 y 10 repeticiones.

#	Isocinesia/unidad de medida)	Movimiento realizado	N	Rango	Mínimo	Máximo	Media	D.S.	Mediana
5 Repeticiones	Par máxima (Nm)	extensión de columna	20	352.1	148.6	500.7	283.805	87.57482	290.7
		flexión de columna	20	432.5	-349.1	83.4	-189.65	100.6948	-184.95
	Potencia máxima (W)	extensión de columna	20	654.8	103.3	758.1	225.57	145.86235	203.55
		flexión de columna	20	393.7	56.7	450.4	147.545	87.58356	130.75
	Trabajo total (J)	extensión de columna	20	2403.6	101.1	2504.7	829.55	488.58603	747.8
		flexión de columna	20	2023.2	241.4	2264.6	663.23	428.10249	574.8
10 Repeticiones	Par máxima (Nm)	extensión de columna	20	367.7	166	533.7	297.24	90.48752	307.6
		flexión de columna	20	240.5	-327.1	-86.6	-197.36	78.46231	-188.25
	Potencia máxima (W)	extensión de columna	20	688	112.8	800.8	242	161.52796	207.4
		flexión de columna	20	414.1	60.5	474.6	148.155	91.82	131.7
	Trabajo total (J)	extensión de columna	20	1799.5	877.1	2676.6	1525.1	466.76422	1498.1
		flexión de columna	20	1457.3	504.1	1961.4	1133.335	402.86362	1087.45

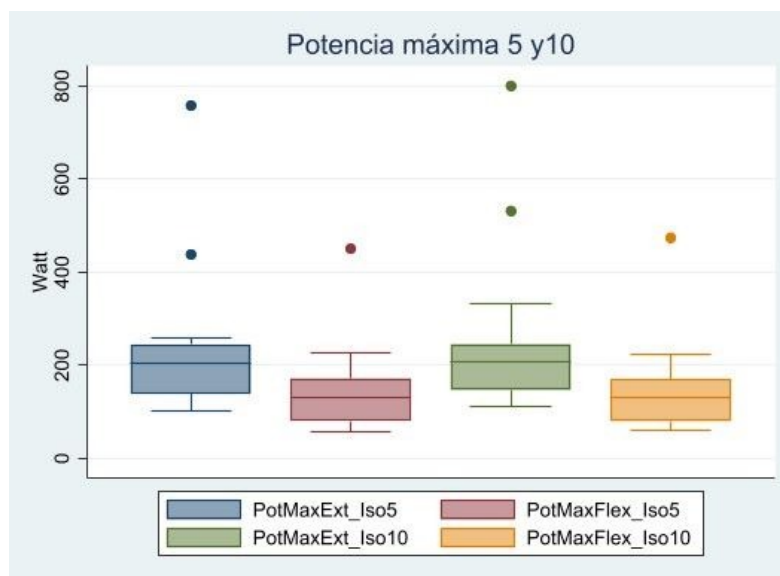
En la **figura 1** se observa que la fuerza utilizada para realizar la extensión de columna fue mayor en las pruebas de 5 y 10 repeticiones (mediana de 290.7 Nm y 307.6 NM, respectivamente), en comparación con la fuerza para la flexión de columna (mediana de -184.5 Nm y -188.25 NM, respectivamente).

Figura 1. Prueba de isocinesia (par máxima) en 5 y 10 repeticiones.



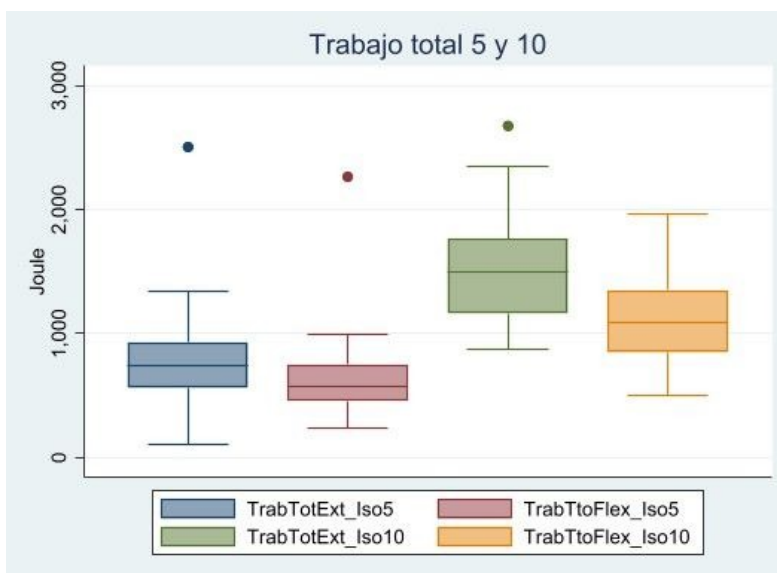
El gráfico de potencia en 5 y 10 repeticiones, mostrado en la **figura 2**, destaca que se requiere una mayor cantidad de watt para realizar la extensión (mediana de 203.5 Nm y 207.4 NM, respectivamente), en comparación con la flexión (mediana de 130.7 Nm y 131.7 NM, respectivamente). Durante la ejecución de las pruebas hubo sujetos que presentaron valores superiores a los obtenidos al resto de la población estudiada (2 sujetos en extensión y 1 sujeto en flexión en 5 y 10 repeticiones, respectivamente).

Figura 2. Prueba de isocinesia (potencia máxima) en 5 y 10 repeticiones.



En el siguiente gráfico (**figura 3**) se muestra el trabajo total realizado en las pruebas de 5 y 10 repeticiones. Se destaca que el trabajo total máximo fue mayor al realizar la prueba de 10 repeticiones, tanto para flexión como para extensión (mediana en extensión de 1498.1 J, y en flexión de 1087.4 J), en comparación con la prueba de 5 repeticiones (mediana en extensión de 747.8 J, y en flexión de 574.8 J). Durante las pruebas hubo sujetos que presentaron valores superiores a los obtenidos al resto de la población estudiada (1 sujeto en extensión en 5 y 10 repeticiones y 1 sujeto en flexión en 10 repeticiones).

Figura 3. Prueba de isocinesia (trabajo total) en 5 y 10 repeticiones.



Tras realizar la normalización de los valores de la isocinesia con peso, se obtuvo los resultados que se presentan en la **tabla 3**. Asimismo, se calculó la razón de extensores y flexores para cada prueba y para cada desenlace.

Tabla 3. Isocinesia normalizada con peso para par máxima, potencia máxima y trabajo total.

#	Isocinesia/peso	Movimiento realizado	N	Rango	Mínimo	Máximo	Media	D.S.	Mediana
5 Repeticiones	Par máxima (Nm)/Peso (kg)	extensión de columna	20	3.21	2.29	5.5	3.8465	0.75562	3.735
		flexión de columna	20	5.41	-3.84	1.57	-2.4445	1.13889	-2.585
		Razón E/F	20	4.5	-2.2	2.3	-1.295	0.90465	-1.4
	Potencia máxima (W)/Peso (kg)	extensión de columna	20	6.74	1.59	8.33	2.9715	1.42089	2.59
		flexión de columna	20	3.89	1.06	4.95	1.9185	0.8316	1.835
		Razón E/F	20	1.15	1.08	2.23	1.577	0.33468	1.465
	Trabajo total (J) /Peso (kg)	extensión de columna	20	28.2	1.09	29.29	11.309	5.43758	10.6
		flexión de columna	20	37.22	2.65	39.87	10.1635	8.48906	6.98
		Razón E/F	20	1.99	0.14	2.13	1.342	0.43262	1.29
10 Repeticiones	Par máxima (Nm)/Peso (kg)	extensión de columna	20	3.31	2.55	5.86	4.0215	0.75328	3.965
		flexión de columna	20	1.99	-3.59	-1.6	-2.6045	0.66114	-2.575
		Razón E/F	20	1.04	-2.17	-1.13	-1.5965	0.29502	-1.6
	Potencia máxima (W)/Peso (kg)	extensión de columna	20	7.02	1.78	8.8	3.1695	1.56597	2.775
		flexión de columna	20	4.11	1.11	5.22	1.9275	0.88723	1.75
		Razón E/F	20	1.1	1.29	2.39	1.662	0.30832	1.585
	Trabajo total (J) /Peso (kg)	extensión de columna	20	17.47	13.49	30.96	20.895	4.99549	20.19
		flexión de columna	20	11.63	9.46	21.09	15.1355	3.15363	14.35
		Razón E/F	20	1.27	0.91	2.18	1.4035	0.31037	1.34

Cabe mencionar que una gran cantidad de sujetos presentaron una razón por arriba de 1.2.(43) Aunque la población estudiada eran adultos jóvenes sin patología de columna, mostraron en su mayoría un desbalance muscular entre los extensores y flexores. En la prueba de isocinesia normalizada al peso en 5 repeticiones, 16 sujetos presentaron una razón mayor de 1.2 en fuerza; asimismo, en la prueba de isocinesia normalizada al peso en 10 repeticiones, 18 sujetos presentaron una razón mayor de 1.2 en fuerza.

ELECTROMIOGRAFÍA DE SUPERFICIE.

Se analizó el porcentaje de activación muscular mediante isocinesia para flexo-extensión de tronco en 5 y 10 repeticiones, tomando en cuenta los músculos oblicuo interno y externo, recto abdominal, longísimo, ileocostal, multífido, bíceps femoral y semitendinoso, todos de forma bilateral. Los resultados de las tendencias centrales para el porcentaje de activación muscular mediante isocinesia se muestra en la **tabla 4**.

Tabla 4. Porcentaje de activación muscular registrada en isocinesia 5 y 10 repeticiones.

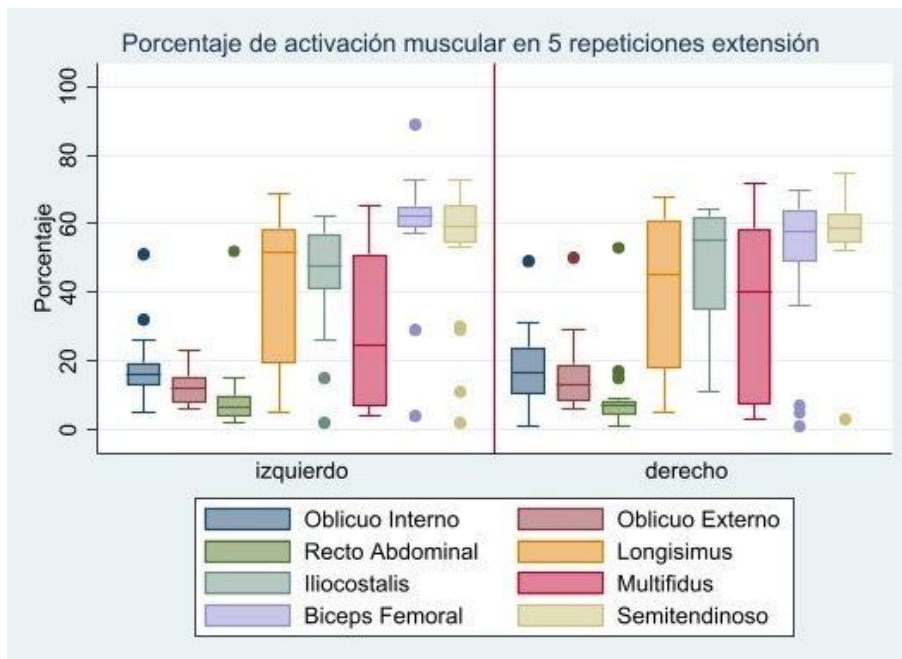
Actividad	Movimiento realizado	Músculo evaluado	Lado muscular	N	Rango	Mínimo	Máximo	Media	D.S.	Mediana
Isocinesia 5 repeticiones	Al realizar extensión	Oblicuo Interno	Derecho	20	48.00%	1.00%	49.00%	17.80%	11.03%	16.50%
			Izquierdo	20	46.00%	5.00%	51.00%	17.55%	10.19%	16.00%
		Oblicuo externo	Derecho	20	44.00%	6.00%	50.00%	15.70%	10.30%	13.00%
			Izquierdo	20	17.00%	6.00%	23.00%	12.25%	4.98%	12.00%
		Recto abdominal	Derecho	20	52.00%	1.00%	53.00%	9.20%	10.98%	7.00%
			Izquierdo	20	50.00%	2.00%	52.00%	9.25%	10.76%	6.50%
		Longísimus	Derecho	20	63.00%	5.00%	68.00%	40.35%	22.47%	45.00%
			Izquierdo	20	64.00%	5.00%	69.00%	40.60%	22.41%	51.50%
		Iliocostalis	Derecho	20	53.00%	11.00%	64.00%	47.25%	17.57%	55.00%
			Izquierdo	20	60.00%	2.00%	62.00%	45.30%	15.50%	47.50%
	Multifidus	Derecho	20	69.00%	3.00%	72.00%	36.70%	24.79%	40.00%	
		Izquierdo	20	61.00%	4.00%	65.00%	29.20%	24.07%	24.50%	
	Biceps Femoral	Derecho	20	69.00%	1.00%	70.00%	50.15%	21.29%	57.50%	
		Izquierdo	20	85.00%	4.00%	89.00%	59.25%	16.69%	62.00%	
	Semitendinoso	Derecho	20	72.00%	3.00%	75.00%	56.90%	13.93%	58.50%	
		Izquierdo	20	71.00%	2.00%	73.00%	53.55%	19.72%	59.00%	
	Al realizar Flexión	Oblicuo Interno	Derecho	20	69.00%	3.00%	72.00%	48.50%	21.42%	54.50%
			Izquierdo	20	58.00%	17.00%	75.00%	54.40%	15.32%	57.00%
		Oblicuo externo	Derecho	20	66.00%	10.00%	76.00%	56.40%	18.85%	62.50%
			Izquierdo	20	64.00%	5.00%	69.00%	56.95%	15.28%	61.00%
Recto abdominal		Derecho	20	68.00%	2.00%	70.00%	52.60%	16.23%	57.00%	
		Izquierdo	20	70.00%	2.00%	72.00%	52.45%	18.78%	59.00%	
Longísimus		Derecho	20	57.00%	2.00%	59.00%	13.50%	12.02%	11.50%	
		Izquierdo	20	64.00%	3.00%	67.00%	12.05%	13.67%	8.00%	
Iliocostalis		Derecho	20	47.00%	9.00%	56.00%	28.25%	15.10%	26.00%	
		Izquierdo	20	46.00%	1.00%	47.00%	23.95%	12.83%	22.50%	
Multifidus	Derecho	20	64.00%	2.00%	66.00%	13.30%	14.06%	9.00%		
	Izquierdo	20	49.00%	3.00%	52.00%	13.80%	11.69%	10.50%		
Biceps Femoral	Derecho	20	59.00%	0.00%	59.00%	10.10%	12.74%	5.50%		
	Izquierdo	20	89.00%	2.00%	91.00%	14.40%	23.68%	5.00%		
Semitendinoso	Derecho	20	55.00%	1.00%	56.00%	6.90%	11.85%	4.00%		
	Izquierdo	20	59.00%	1.00%	60.00%	9.10%	14.04%	4.00%		
Isocinesia 10 repeticiones	Al realizar Extensión	Oblicuo Interno	Derecho	20	22.00%	1.00%	23.00%	13.70%	5.74%	14.50%
			Izquierdo	20	22.00%	8.00%	30.00%	16.05%	5.50%	16.00%
		Oblicuo externo	Derecho	20	22.00%	6.00%	28.00%	13.55%	6.74%	13.00%
			Izquierdo	20	19.00%	3.00%	22.00%	11.90%	4.45%	12.50%
		Recto abdominal	Derecho	20	29.00%	2.00%	31.00%	7.65%	6.85%	6.00%
			Izquierdo	20	33.00%	1.00%	34.00%	8.60%	7.42%	6.50%
		Longísimus	Derecho	20	63.00%	0.00%	63.00%	44.45%	20.82%	53.50%
			Izquierdo	20	67.00%	4.00%	71.00%	44.15%	21.05%	54.00%
		Iliocostalis	Derecho	20	60.00%	2.00%	62.00%	38.80%	16.86%	43.50%
			Izquierdo	20	64.00%	3.00%	67.00%	40.90%	15.14%	42.00%
	Multifidus	Derecho	20	58.00%	6.00%	64.00%	31.50%	20.14%	30.50%	
		Izquierdo	20	54.00%	3.00%	57.00%	21.95%	18.98%	12.00%	
	Biceps Femoral	Derecho	20	62.00%	4.00%	66.00%	51.60%	18.50%	59.50%	
		Izquierdo	20	68.00%	1.00%	69.00%	51.20%	19.55%	58.00%	
	Semitendinoso	Derecho	20	70.00%	5.00%	75.00%	55.85%	14.81%	59.50%	
		Izquierdo	20	61.00%	9.00%	70.00%	51.55%	18.48%	58.50%	
	al realizar Flexión	Oblicuo Interno	Derecho	20	63.00%	4.00%	67.00%	44.05%	21.99%	54.50%
			Izquierdo	20	58.00%	14.00%	72.00%	52.60%	16.06%	58.00%
		Oblicuo externo	Derecho	20	57.00%	11.00%	68.00%	53.75%	15.92%	60.00%
			Izquierdo	20	54.00%	16.00%	70.00%	54.35%	14.01%	58.50%
Recto abdominal		Derecho	20	59.00%	8.00%	67.00%	50.40%	16.85%	57.00%	
		Izquierdo	20	63.00%	3.00%	66.00%	52.45%	15.41%	58.00%	
Longísimus		Derecho	20	38.00%	3.00%	41.00%	11.50%	7.88%	9.50%	
		Izquierdo	20	20.00%	4.00%	24.00%	10.05%	5.52%	9.00%	
Iliocostalis		Derecho	20	57.00%	3.00%	60.00%	23.35%	14.24%	18.50%	
		Izquierdo	20	33.00%	5.00%	38.00%	20.20%	10.53%	18.00%	
Multifidus	Derecho	20	39.00%	1.00%	40.00%	12.00%	9.27%	10.00%		
	Izquierdo	20	41.00%	2.00%	43.00%	11.25%	10.09%	9.00%		
Biceps Femoral	Derecho	20	36.00%	2.00%	38.00%	9.20%	8.85%	6.50%		
	Izquierdo	20	30.00%	1.00%	31.00%	7.20%	8.41%	4.50%		
Semitendinoso	Derecho	20	52.00%	1.00%	53.00%	7.05%	11.13%	4.00%		
	Izquierdo	20	34.00%	1.00%	35.00%	7.25%	7.74%	5.00%		

Al realizar Isocinesia de 5 repeticiones observamos que la musculatura que más se activa al realizar la extensión de tronco son: bíceps femoral con predominio izquierdo y semitendinosos, iliocostal, longísimo bilateral y multífido derecho. Al realizar la flexión de tronco se observa la activación principalmente de la musculatura abdominal como son: oblicuo interno, oblicuo externo y recto abdominal bilateral.

En las **figuras 4 y 5** se representan los porcentajes de activación muscular durante las pruebas de isocinesia en 5 repeticiones.

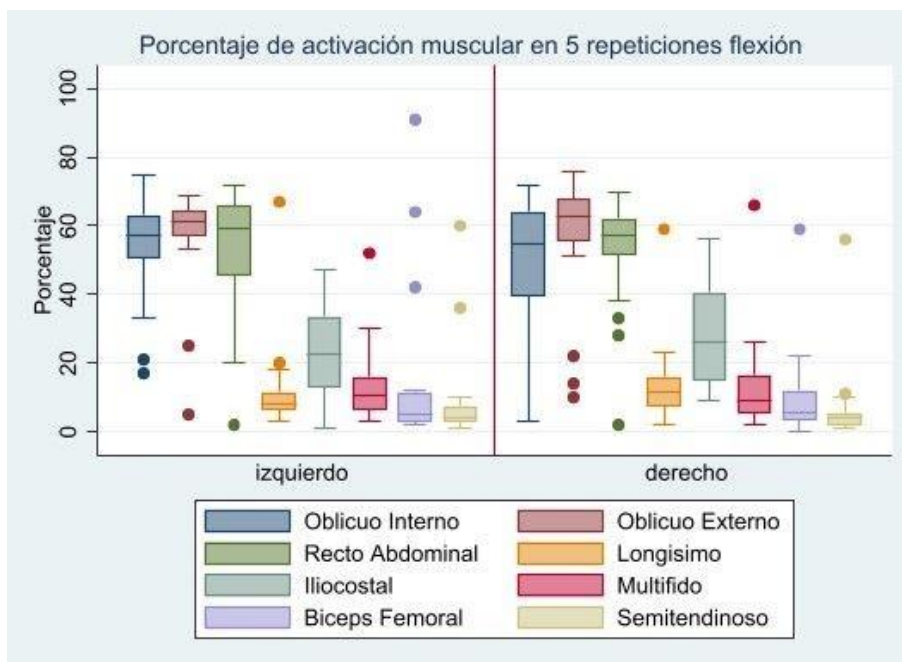
En la **figura 4** se observa que los músculos que presentan mayor porcentaje de activación durante la extensión en la prueba de isocinesia en 5 repeticiones son longísimo, iliocostal, multífidus, bíceps femoral y semitendinoso bilateral.

Figura 4. Porcentaje de activación muscular en isocinesia 5 repeticiones durante la extensión.



En la **figura 5** se observa que los músculos que presentan mayor porcentaje de activación durante la flexión en la prueba de isocinesia en 5 repeticiones son el oblicuo interno, oblicuo externo y recto abdominal de forma bilateral.

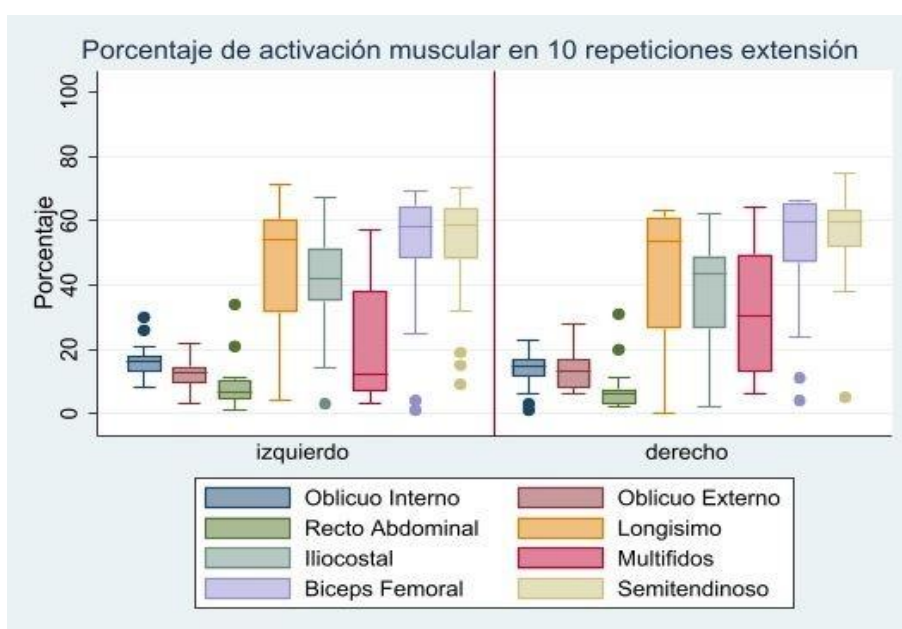
Figura 5. Porcentaje de activación muscular en isocinesia 5 repeticiones durante la flexión



En las **figuras 6 y 7** se representan los porcentajes de activación muscular durante las pruebas de isocinesia en 10 repeticiones.

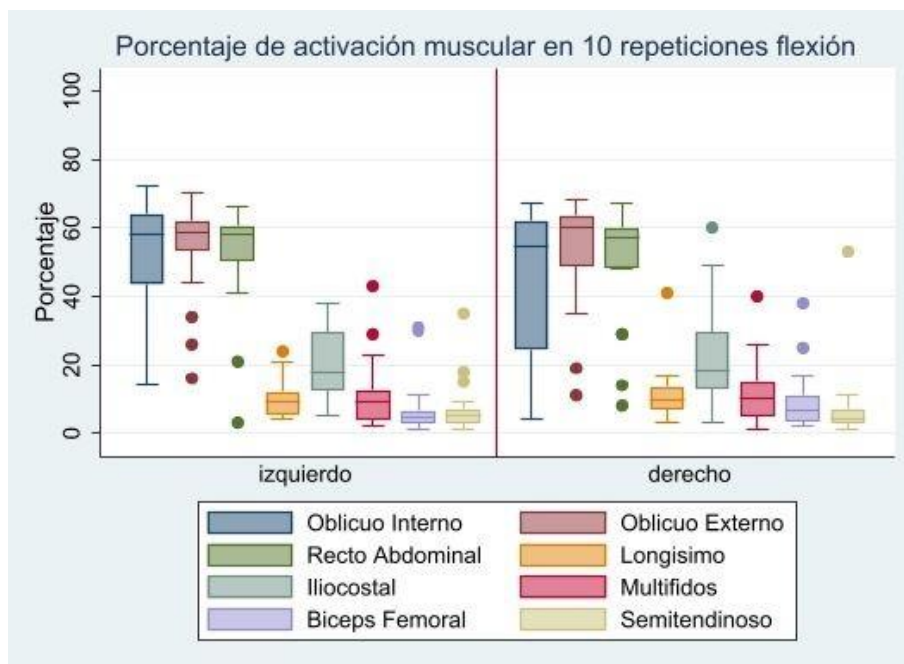
En la **figura 6** se observa que los músculos que presentan mayor porcentaje de activación durante la extensión en la prueba de isocinesia en 10 repeticiones son longísimo, iliocostal, multifidos, bíceps femoral y semitendinoso de forma bilateral.

Figura 6. Porcentaje de activación muscular en isocinesia 10 repeticiones durante la extensión.



En la **figura 7** se observa que los músculos que presentan mayor porcentaje de activación durante la flexión en la prueba de isocinesia en 10 repeticiones son el oblicuo interno, oblicuo externo y recto abdominal de forma bilateral.

Figura 7. Porcentaje de activación muscular en isocinesia 10 repeticiones durante la flexión.



Con base a los resultados obtenidos en ambas pruebas de isocinesia de 5 y 10 repeticiones se puede observar que al realizar la flexión de tronco se activan los músculos oblicuo interno y externo así como el recto abdominal. Asimismo, al realizar la extensión de columna se inactivan estos músculos y se activan longísimo, iliocostal, multifido, bíceps femoral y semitendinoso, es interesante resaltar que al observar los gráficos se puede percibir mayor porcentaje de activación muscular en el iliocostales que en los multifidos. Estos datos los podemos observar en los gráficos 1 y 2.

En el **gráfico 1** muestra los porcentajes de activación muscular durante 5 repeticiones, el **gráfico 2** representa porcentajes de activación muscular en 10 repeticiones.

Gráfico 1. Gráfico de porcentaje de actividad muscular durante flexo-extensión de columna en 5 repeticiones.

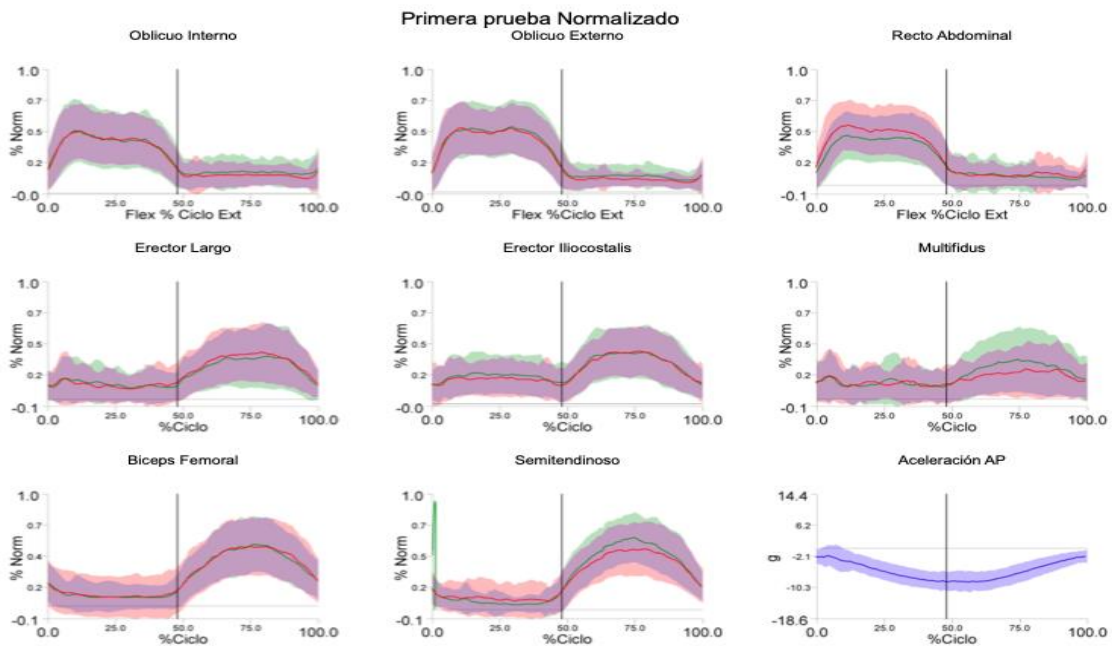
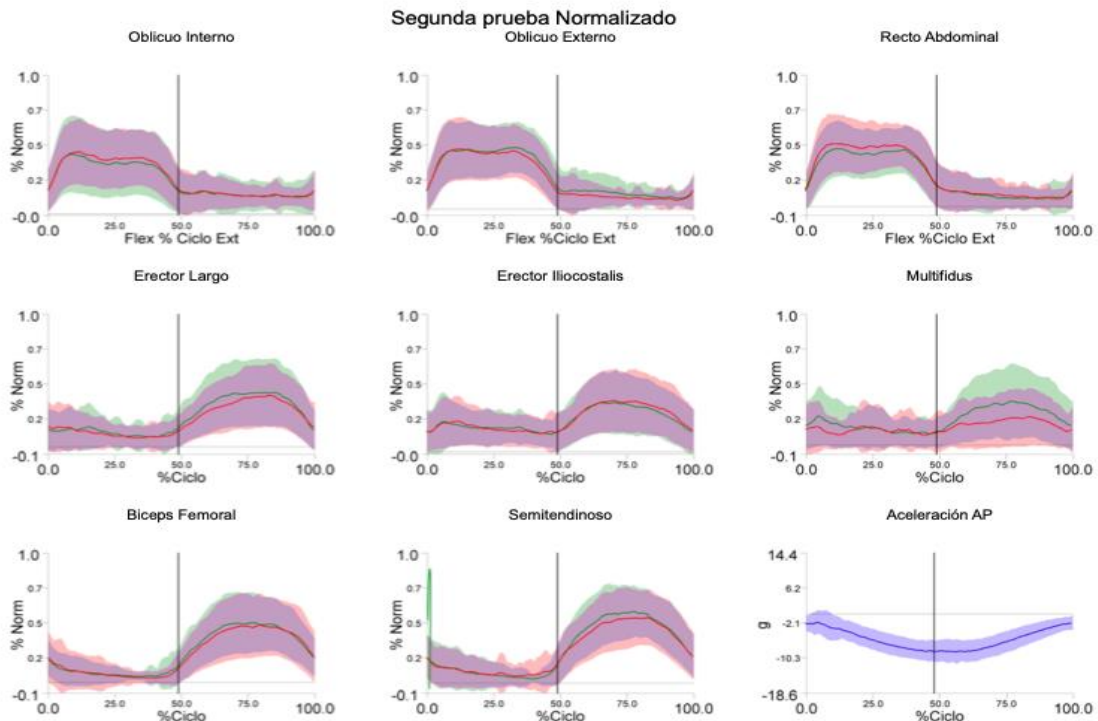


Gráfico 2. El gráfico representa el porcentaje de actividad muscular durante flexo-extensión de columna en 10 repeticiones.



PRUEBAS FUNCIONALES:

Al realizar las pruebas funcionales observamos que en algunos momentos no se realizó un adecuado registro del porcentaje de activación de algunos músculos por errores técnicos con los electrodos (ej. caída de un electrodo o prueba mal realizada por el sujeto). Debido a esto, observaremos en los siguientes resultados que los registros en algunas de las pruebas funcionales tienen menos de 20 valores.

Cabe mencionar que de acuerdo a Tikkaneny cols (44), se considera que un músculo tiene una activación cuando se registra al menos un 30% de activación eléctrica mediante EMGs.

Los resultados de las tendencias centrales para el porcentaje de activación muscular durante actividades funcionales se resume en las **Tablas 5-9**.

Tabla 5. Porcentaje de activación muscular en la prueba “Pararse y sentarse en un banco”

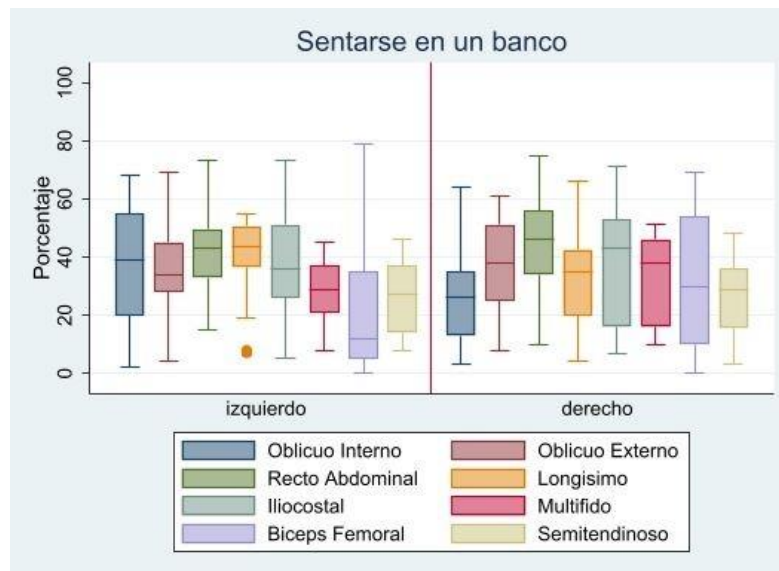
Actividad	Movimiento realizado	Músculo evaluado	Lado muscular	N	Rango	Mínimo	Máximo	Media	D.S.	Mediana
Pararse y sentarse en un banco	al sentarse	Oblicuo Interno	Derecho	19	61.00%	3.00%	64.00%	26.68%	15.93%	26.00%
			Izquierdo	19	66.00%	2.00%	68.00%	36.00%	22.28%	39.00%
		Oblicuo externo	Derecho	19	53.00%	8.00%	61.00%	36.21%	16.24%	38.00%
			Izquierdo	19	65.00%	4.00%	69.00%	37.05%	15.42%	34.00%
		Recto abdominal	Derecho	18	65.00%	10.00%	75.00%	45.67%	18.60%	46.00%
			Izquierdo	20	58.00%	15.00%	73.00%	42.95%	16.33%	43.00%
		Longísimus	Derecho	20	62.00%	4.00%	66.00%	31.55%	15.84%	35.00%
			Izquierdo	20	48.00%	7.00%	55.00%	39.35%	14.66%	43.50%
		Iliocostalis	Derecho	18	64.00%	7.00%	71.00%	36.61%	21.52%	43.00%
			Izquierdo	18	68.00%	5.00%	73.00%	37.67%	18.00%	36.00%
		Multífidus	Derecho	19	41.00%	10.00%	51.00%	33.79%	14.31%	38.00%
			Izquierdo	19	37.00%	8.00%	45.00%	28.37%	10.20%	29.00%
		Biceps Femoral	Derecho	15	69.00%	0.00%	69.00%	32.27%	21.20%	30.00%
			Izquierdo	15	79.00%	0.00%	79.00%	21.53%	23.31%	12.00%
		Semitendinoso	Derecho	16	45.00%	3.00%	48.00%	26.50%	14.30%	29.00%
			Izquierdo	16	38.00%	8.00%	46.00%	27.00%	12.23%	27.00%
	al pararse	Oblicuo Interno	Derecho	19	58.00%	4.00%	62.00%	26.95%	16.38%	28.00%
			Izquierdo	19	68.00%	2.00%	70.00%	36.63%	23.76%	37.00%
		Oblicuo externo	Derecho	19	53.00%	7.00%	60.00%	34.95%	14.40%	37.00%
			Izquierdo	19	70.00%	4.00%	74.00%	38.63%	17.85%	35.00%
		Recto abdominal	Derecho	18	57.00%	19.00%	76.00%	48.83%	17.15%	50.00%
			Izquierdo	20	59.00%	18.00%	77.00%	45.50%	17.07%	43.50%
		Longísimus	Derecho	20	67.00%	4.00%	71.00%	36.15%	17.43%	39.50%
			Izquierdo	20	67.00%	8.00%	75.00%	44.15%	16.84%	46.50%
		Iliocostalis	Derecho	18	64.00%	10.00%	74.00%	36.89%	20.57%	38.50%
			Izquierdo	18	68.00%	6.00%	74.00%	43.83%	18.65%	47.00%
		Multífidus	Derecho	19	50.00%	14.00%	64.00%	42.74%	15.67%	44.00%
			Izquierdo	19	67.00%	11.00%	78.00%	38.00%	17.53%	42.00%
Biceps Femoral	Derecho	15	63.00%	6.00%	69.00%	42.27%	19.47%	45.00%		
	Izquierdo	15	72.00%	0.00%	72.00%	28.87%	23.82%	36.00%		
Semitendinoso	Derecho	16	50.00%	7.00%	57.00%	31.50%	15.41%	33.00%		
	Izquierdo	16	55.00%	5.00%	60.00%	31.44%	19.25%	34.50%		

Durante la actividad funcional de pararse y sentarse en un banco encontramos que la mayoría de los músculos estudiados se activan durante la actividad de pararse del banco, excepto el oblicuo interno que presenta menor porcentaje de actividad. Al sentarse también se observa actividad de los músculos oblicuo externo izquierdo, ambos oblicuos externos, rectos abdominales, longísimos, iliocostales, multífido derecho y bíceps femoral derecho.

En las **figuras 8 y 9** se representan los porcentajes de activación muscular durante el movimiento funcional de sentarse y levantarse de un banco.

Como se puede observar en la **figura 8**, durante la actividad funcional de sentarse en un banco todos los músculos evaluados se activan de manera bilateral para realizar la actividad.

Figura 8. Porcentaje de activación muscular al al sentarse en un banco.



Como se puede observar en la **figura 9**, durante la actividad funcional de levantarse de un banco, todos los músculos evaluados se activan de manera bilateral para realizar la actividad.

Figura 9. Prcentage de actividad muscular al levantarse de un banco.

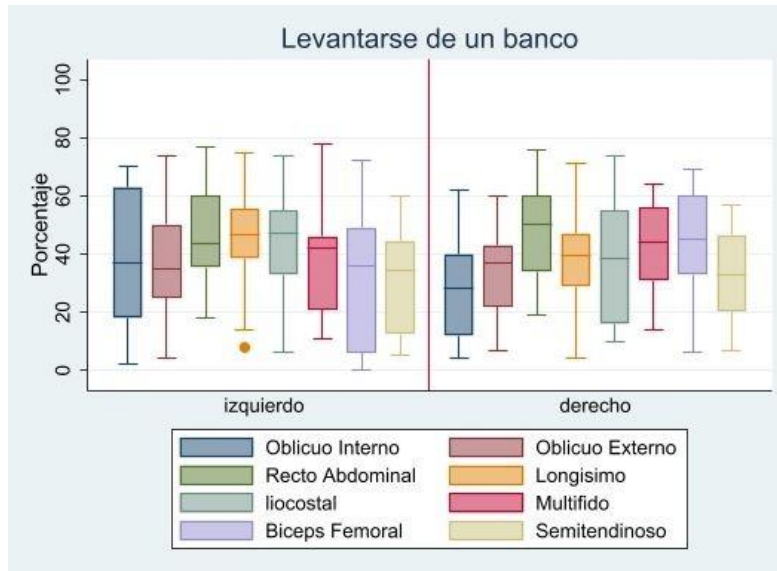


Tabla 6. Porcentaje de activación muscular al recoger un lápiz.

Actividad	Movimiento realizado	Músculo evaluado	Lado muscular	N	Rango	Mínimo	Máximo	Media	D.S.	Mediana
Recoger un lápiz	al agacharse	Oblicuo Interno	Derecho	19	46.00%	5.00%	51.00%	21.89%	14.66%	18.00%
			Izquierdo	19	55.00%	4.00%	59.00%	27.74%	16.09%	29.00%
		Oblicuo externo	Derecho	19	57.00%	5.00%	62.00%	24.63%	16.91%	19.00%
			Izquierdo	19	60.00%	7.00%	67.00%	37.68%	21.20%	38.00%
		Recto abdominal	Derecho	18	70.00%	6.00%	76.00%	30.72%	24.81%	24.00%
			Izquierdo	20	68.00%	4.00%	72.00%	38.45%	17.93%	35.00%
		Longísimus	Derecho	20	57.00%	2.00%	59.00%	29.65%	16.50%	31.00%
			Izquierdo	20	47.00%	9.00%	56.00%	37.55%	13.24%	39.50%
		Iliocostalis	Derecho	18	77.00%	11.00%	88.00%	34.50%	17.94%	31.50%
			Izquierdo	18	58.00%	6.00%	64.00%	36.72%	18.08%	37.00%
		Multífidus	Derecho	19	49.00%	3.00%	52.00%	31.00%	14.36%	35.00%
			Izquierdo	19	52.00%	4.00%	56.00%	25.74%	16.13%	26.00%
		Biceps Femoral	Derecho	15	64.00%	6.00%	70.00%	40.00%	20.41%	44.00%
			Izquierdo	15	64.00%	0.00%	64.00%	23.80%	20.70%	16.00%
	Semitendinoso	Derecho	16	51.00%	11.00%	62.00%	34.50%	13.48%	33.50%	
		Izquierdo	16	44.00%	6.00%	50.00%	27.13%	15.31%	25.00%	
	Al pararse	Oblicuo Interno	Derecho	19	43.00%	2.00%	45.00%	18.42%	11.40%	18.00%
			Izquierdo	19	70.00%	2.00%	72.00%	23.63%	18.00%	21.00%
		Oblicuo externo	Derecho	19	33.00%	3.00%	36.00%	12.95%	10.00%	11.00%
			Izquierdo	19	74.00%	2.00%	76.00%	34.05%	22.36%	30.00%
		Recto abdominal	Derecho	18	70.00%	5.00%	75.00%	30.17%	22.90%	21.50%
			Izquierdo	20	72.00%	4.00%	76.00%	40.35%	18.87%	43.00%
		Longísimus	Derecho	20	62.00%	3.00%	65.00%	32.00%	19.87%	26.00%
			Izquierdo	20	68.00%	7.00%	75.00%	41.20%	21.20%	42.50%
		Iliocostalis	Derecho	18	66.00%	11.00%	77.00%	34.28%	20.49%	28.00%
			Izquierdo	18	78.00%	3.00%	81.00%	39.50%	23.31%	41.00%
Multífidus		Derecho	19	69.00%	4.00%	73.00%	38.11%	23.96%	36.00%	
		Izquierdo	19	67.00%	2.00%	69.00%	30.37%	23.83%	28.00%	
Biceps Femoral	Derecho	15	66.00%	7.00%	73.00%	50.33%	20.51%	58.00%		
	Izquierdo	15	72.00%	0.00%	72.00%	42.20%	25.27%	45.00%		
Semitendinoso	Derecho	16	59.00%	9.00%	68.00%	51.31%	15.68%	53.50%		
	Izquierdo	16	62.00%	7.00%	69.00%	38.06%	22.81%	40.00%		

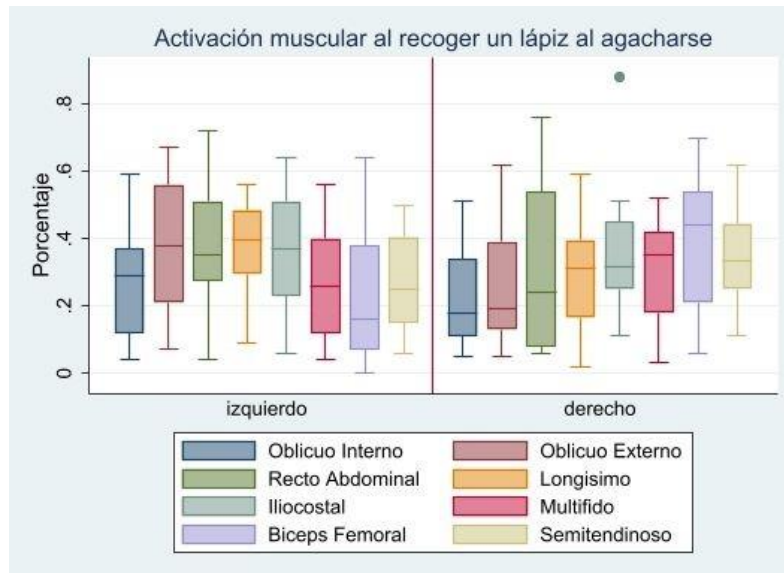
En la actividad funcional de recoger un lápiz se observó mayor porcentaje de activación muscular en el oblicuo externo izquierdo, recto abdominal izquierdo, longísimos, iliocostales y multifido derecho así como el bíceps femoral y el semitendinoso derechos.

Al levantarse del banco se observa la activación de recto abdominal, longísimo e iliocostal izquierdos, y multifido, bíceps femoral y semitendinoso derechos.

En las **figuras 10 y 11** se representan los porcentajes de activación muscular durante el movimiento funcional de recoger un lápiz del suelo.

En la **figura 10** se observa el porcentaje de activación muscular al agacharse para recoger un lápiz encontrando mayor activación del oblicuo externo izquierdo, recto abdominal izquierdo, longísimos, iliocostales y multífido derecho así como el bíceps femoral y el semitendinoso derechos.

Figura 10. Porcentaje de activación muscular al agacharse para recoger un lápiz del suelo.



En la **figura 11** se observa que el porcentaje de activación muscular al levantarse posterior a recoger un lápiz predomina en los músculos oblicuo externo izquierdo, recto abdominal izquierdo, longísimos, iliocostales y multifido derecho así como, el bíceps femoral y el semitendinoso derechos.

Figura 11. Porcentaje de activación muscular al levantarse posterior a recoger un lápiz del suelo.

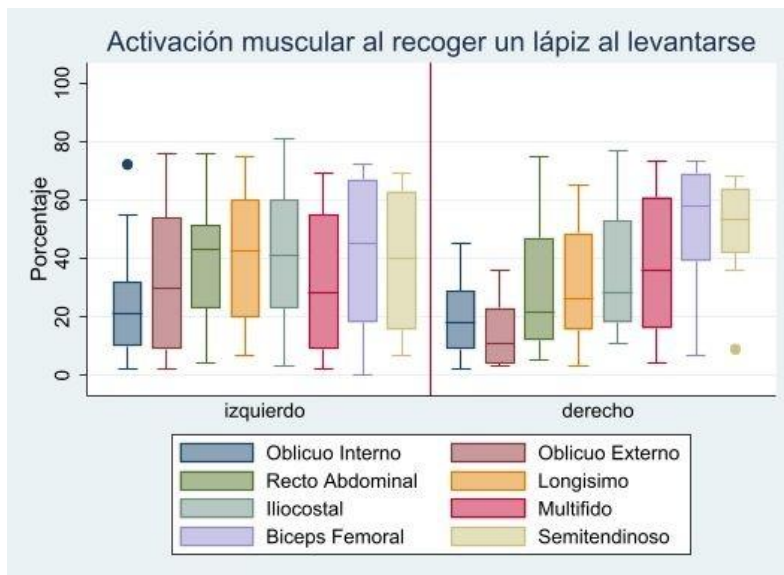


Tabla 7. Porcentaje de activación muscular en la prueba recoger una pesa

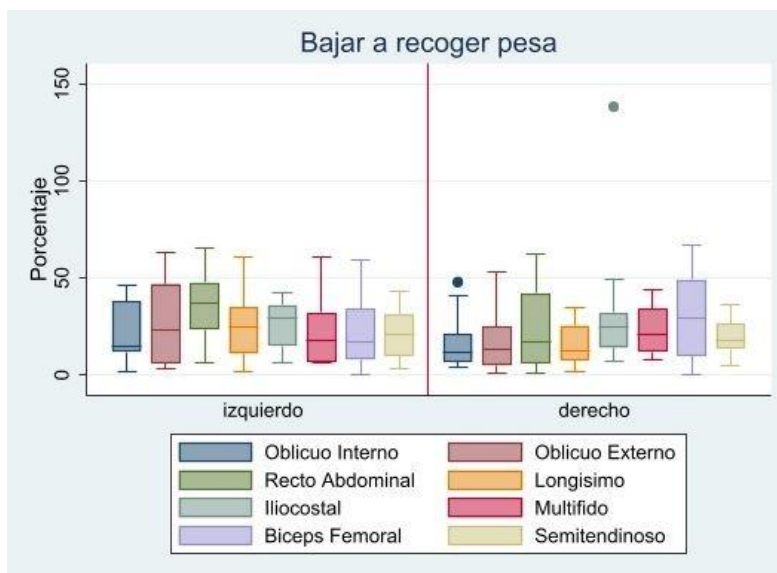
Actividad	Movimiento realizado	Músculo evaluado	Lado muscular	N	Rango	Mínimo	Máximo	Media	D.S.	Mediana
Recoger la pesa	Al agacharse	Oblicuo Interno	Derecho	19	44.00%	4.00%	48.00%	16.16%	12.18%	12.00%
			Izquierdo	19	44.00%	2.00%	46.00%	20.63%	14.33%	15.00%
		Oblicuo externo	Derecho	19	52.00%	1.00%	53.00%	18.42%	16.40%	13.00%
			Izquierdo	19	60.00%	3.00%	63.00%	27.42%	21.33%	23.00%
		Recto abdominal	Derecho	18	61.00%	1.00%	62.00%	22.94%	20.59%	17.00%
			Izquierdo	20	59.00%	6.00%	65.00%	34.50%	17.24%	37.00%
		Longísimus	Derecho	20	33.00%	2.00%	35.00%	15.90%	10.58%	12.50%
			Izquierdo	20	59.00%	2.00%	61.00%	24.25%	14.91%	25.00%
		Iliocostalis	Derecho	18	131.00%	7.00%	138.00%	30.83%	29.83%	25.00%
			Izquierdo	18	36.00%	6.00%	42.00%	25.56%	12.66%	29.50%
		Multífidus	Derecho	19	36.00%	8.00%	44.00%	21.95%	10.73%	21.00%
			Izquierdo	19	55.00%	6.00%	61.00%	21.74%	15.25%	18.00%
		Biceps Femoral	Derecho	15	67.00%	0.00%	67.00%	30.07%	20.66%	29.00%
			Izquierdo	15	59.00%	0.00%	59.00%	21.20%	18.16%	17.00%
	Semitendinoso	Derecho	16	31.00%	5.00%	36.00%	19.50%	8.75%	18.00%	
		Izquierdo	16	40.00%	3.00%	43.00%	21.25%	12.45%	20.50%	
	Al pararse	Oblicuo Interno	Derecho	19	46.00%	4.00%	50.00%	17.37%	13.17%	16.00%
			Izquierdo	19	50.00%	1.00%	51.00%	20.84%	14.49%	20.00%
		Oblicuo externo	Derecho	19	67.00%	1.00%	68.00%	19.84%	19.26%	16.00%
			Izquierdo	19	42.00%	2.00%	44.00%	19.95%	14.23%	22.00%
		Recto abdominal	Derecho	18	70.00%	2.00%	72.00%	27.50%	22.94%	17.50%
			Izquierdo	20	60.00%	5.00%	65.00%	38.15%	19.02%	43.50%
		Longísimus	Derecho	20	82.00%	2.00%	84.00%	24.55%	20.84%	18.00%
			Izquierdo	20	71.00%	3.00%	74.00%	35.35%	22.29%	34.50%
		Iliocostalis	Derecho	18	73.00%	5.00%	78.00%	36.72%	24.21%	28.50%
			Izquierdo	18	64.00%	6.00%	70.00%	41.17%	22.57%	47.50%
Multífidus		Derecho	19	57.00%	4.00%	61.00%	31.95%	20.39%	34.00%	
		Izquierdo	19	55.00%	5.00%	60.00%	30.84%	21.22%	22.00%	
Biceps Femoral	Derecho	15	68.00%	0.00%	68.00%	37.73%	23.45%	48.00%		
	Izquierdo	15	61.00%	0.00%	61.00%	33.93%	21.00%	30.00%		
Semitendinoso	Derecho	16	55.00%	4.00%	59.00%	38.06%	17.74%	39.00%		
	Izquierdo	16	65.00%	4.00%	69.00%	32.88%	20.35%	31.50%		

Durante la prueba funcional de recoger una pesa del suelo, al realizar la acción de agacharse para recogerla se observa que la mayoría de la musculatura presenta inactividad muscular representada por porcentaje de actividad muscular menor al 30%, únicamente tiene actividad muscular el recto abdominal izquierdo; al realizar la acción de levantar la pesa del suelo se activa el recto abdominal izquierdo, iliocostal izquierdo, mutífidus derecho y bíceps femoral y semitendinoso bilateral.

En las **Figuras 12 y 13** se representan los porcentajes de activación muscular durante el movimiento funcional de recoger una pesa de 5 kg del suelo.

En la **figura 12** se observa que durante la prueba de agacharse a recoger una pesa del suelo se observa únicamente actividad muscular del recto abdominal izquierdo, ya que este músculo es el único que presenta actividad muscular mayor al 30%.

Figura 12. Porcentaje de activación muscular al bajar para recoger una pesa de 5kg.



En la **figura 13** se observa que el porcentaje de activación muscular al levantarse después de recoger una pesa del suelo se observa activación muscular del recto abdominal izquierdo, iliocostal izquierdo, mutífido derecho y bíceps femoral y semitendinoso bilateral.

Figura 13. Porcentaje de activación muscular al levantarse después recoger una pesa de 5kg.

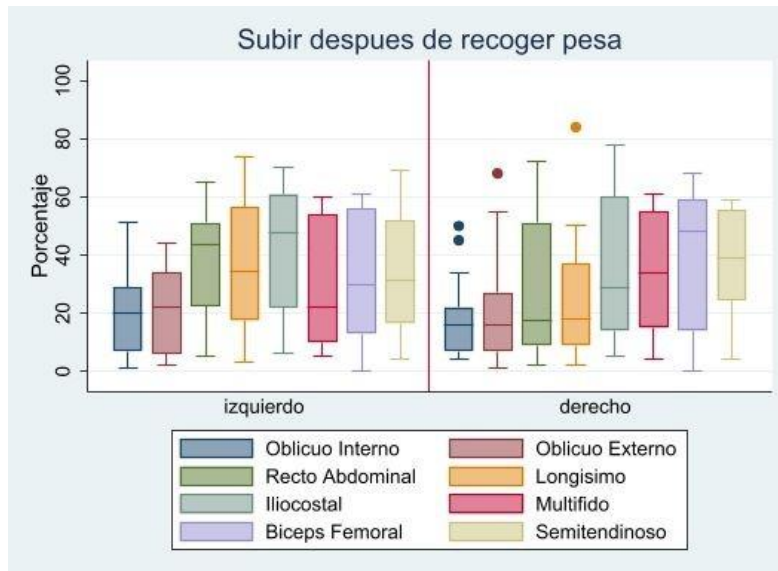


Tabla 8. Porcentaje de activación muscular en la prueba para dejar la pesa.

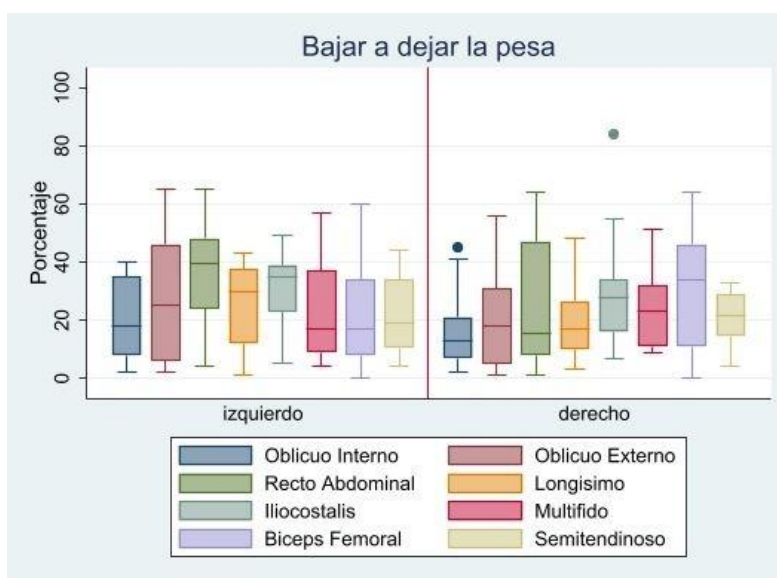
Actividad	Movimiento realizado	Músculo evaluado	Lado muscular	N	Rango	Mínimo	Máximo	Media	D.S.	Mediana
Dejar la pesa	al agacharse	Oblicuo	Derecho	19	43.00%	2.00%	45.00%	16.58%	12.69%	13.00%
			Izquierdo	19	38.00%	2.00%	40.00%	20.32%	13.38%	18.00%
		Oblicuo externo	Derecho	19	55.00%	1.00%	56.00%	18.74%	15.21%	18.00%
			Izquierdo	19	63.00%	2.00%	65.00%	25.95%	19.87%	25.00%
		Recto abdominal	Derecho	18	63.00%	1.00%	64.00%	23.39%	20.97%	15.50%
			Izquierdo	20	61.00%	4.00%	65.00%	35.15%	17.59%	39.50%
		Longísimus	Derecho	20	45.00%	3.00%	48.00%	19.85%	13.30%	17.00%
			Izquierdo	20	42.00%	1.00%	43.00%	25.05%	13.78%	30.00%
		Iliocostalis	Derecho	18	77.00%	7.00%	84.00%	29.39%	19.59%	27.50%
			Izquierdo	18	44.00%	5.00%	49.00%	29.67%	14.50%	35.00%
		Multifidus	Derecho	19	42.00%	9.00%	51.00%	24.53%	12.55%	23.00%
			Izquierdo	19	53.00%	4.00%	57.00%	23.21%	16.22%	17.00%
		Biceps Femoral	Derecho	15	64.00%	0.00%	64.00%	30.73%	20.01%	34.00%
			Izquierdo	15	60.00%	0.00%	60.00%	21.67%	18.78%	17.00%
	Semitendinoso	Derecho	16	29.00%	4.00%	33.00%	21.13%	9.12%	21.50%	
		Izquierdo	16	40.00%	4.00%	44.00%	21.81%	13.02%	19.00%	
	al pararse	Oblicuo	Derecho	19	42.00%	4.00%	46.00%	16.05%	12.96%	14.00%
			Izquierdo	19	45.00%	3.00%	48.00%	19.63%	13.02%	20.00%
		Oblicuo externo	Derecho	19	51.00%	1.00%	52.00%	15.53%	13.34%	12.00%
			Izquierdo	19	40.00%	0.00%	40.00%	19.47%	14.40%	23.00%
		Recto abdominal	Derecho	18	64.00%	2.00%	66.00%	26.33%	22.28%	13.50%
			Izquierdo	20	59.00%	5.00%	64.00%	37.55%	18.22%	42.50%
		Longísimus	Derecho	20	49.00%	2.00%	51.00%	20.70%	16.01%	16.00%
			Izquierdo	20	58.00%	1.00%	59.00%	29.10%	20.15%	26.00%
		Iliocostalis	Derecho	18	65.00%	5.00%	70.00%	31.56%	20.43%	27.50%
			Izquierdo	18	57.00%	5.00%	62.00%	34.11%	18.18%	38.50%
		Multifidus	Derecho	19	57.00%	3.00%	60.00%	26.26%	17.58%	21.00%
			Izquierdo	19	54.00%	4.00%	58.00%	27.26%	19.36%	16.00%
Biceps Femoral		Derecho	15	68.00%	0.00%	68.00%	37.60%	22.79%	46.00%	
		Izquierdo	15	62.00%	0.00%	62.00%	28.33%	20.77%	28.00%	
Semitendinoso	Derecho	16	45.00%	3.00%	48.00%	32.50%	14.74%	37.50%		
	Izquierdo	16	53.00%	5.00%	58.00%	24.94%	15.32%	20.50%		

A diferencia de la poca actividad muscular observada al agacharse sin peso, cuando el sujeto está sosteniendo la pesa de 5 kg y realiza la acción de agacharse para dejarla en el suelo se observa un mayor porcentaje de actividad muscular en el recto abdominal, longísimo e iliocostal izquierdos, y bíceps femoral derecho. Al levantarse posterior a dejar la pesa en el suelo se observa actividad muscular en recto abdominal e iliocostal izquierdos, así como en bíceps femoral y semitendinoso derechos.

En las **figuras 14 y 15** se representan los porcentajes de activación muscular durante el movimiento funcional de dejar una pesa de 5 kg del suelo.

En la **figura 14** se observa que el porcentaje de activación muscular al bajar a dejar la pesa de 5 kg activación del recto abdominal, longísimo e iliocostal izquierdos, y bíceps femoral derecho.

Figura 14. Porcentaje de activación muscular al bajar a dejar la pesa de 5 kg en el suelo.



En la **figura 15** se observa que el porcentaje de activación muscular al subir posterior a dejar la pesa de 5 kg en el suelo, se activan: el recto abdominal e iliocostal izquierdos, así como en bíceps femoral y semitendinoso derechos.

Figura 15. Porcentaje de activación muscular al subir posterior a dejar la pesa de 5 kg en el suelo.

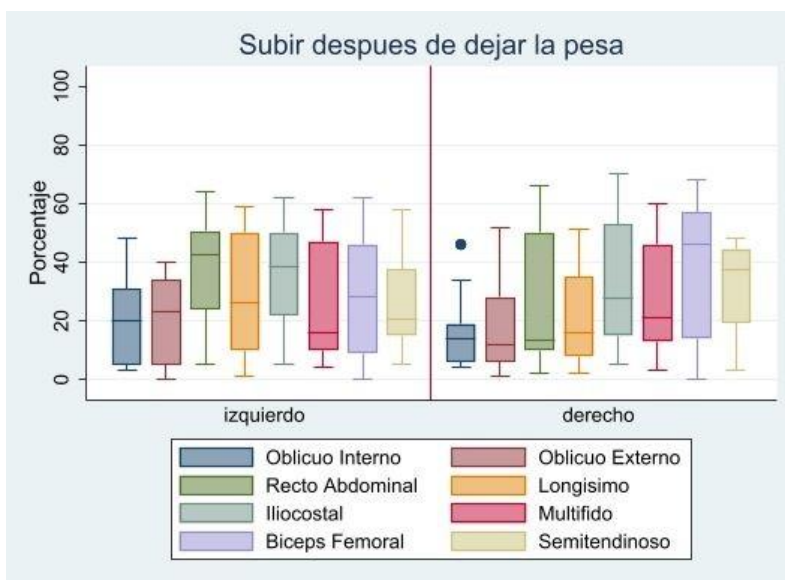


Tabla 9. Porcentaje de activación muscular en la prueba al subir y bajar el escalón.

Actividad	Movimiento realizado	Músculo evaluado	Lado muscular	N	Rango	Mínimo	Máximo	Media	D.S.	Mediana
Subir y bajar el escalón	Al subirlo	Oblicuo	Derecho	17	69.00%	8.00%	77.00%	52.59%	23.48%	62.00%
			Izquierdo	17	64.00%	12.00%	76.00%	57.76%	17.49%	68.00%
		Oblicuo externo	Derecho	17	65.00%	10.00%	75.00%	53.59%	18.47%	56.00%
			Izquierdo	17	34.00%	44.00%	78.00%	59.41%	11.13%	58.00%
		Recto abdominal	Derecho	16	74.00%	14.00%	88.00%	50.81%	21.53%	52.00%
			Izquierdo	18	66.00%	9.00%	75.00%	45.89%	20.44%	51.00%
		Longísimus	Derecho	18	75.00%	3.00%	78.00%	29.61%	17.47%	29.00%
			Izquierdo	18	59.00%	20.00%	79.00%	38.89%	14.17%	36.00%
		Iliocostalis	Derecho	16	51.00%	9.00%	60.00%	35.19%	15.16%	36.00%
			Izquierdo	16	35.00%	27.00%	62.00%	43.12%	11.44%	42.00%
		Multífidus	Derecho	17	50.00%	10.00%	60.00%	35.94%	13.26%	38.00%
			Izquierdo	17	49.00%	14.00%	63.00%	38.12%	13.43%	39.00%
		Biceps Femoral	Derecho	13	65.00%	12.00%	77.00%	42.62%	20.12%	35.00%
			Izquierdo	13	76.00%	11.00%	87.00%	34.15%	24.06%	27.00%
	Semitendinoso	Derecho	14	46.00%	11.00%	57.00%	31.07%	14.06%	30.50%	
		Izquierdo	14	71.00%	5.00%	76.00%	31.50%	19.48%	30.50%	
	Al bajarlo	Oblicuo	Derecho	19	65.00%	9.00%	74.00%	56.37%	15.63%	58.00%
			Izquierdo	19	70.00%	7.00%	77.00%	55.26%	21.68%	67.00%
		Oblicuo externo	Derecho	19	48.00%	35.00%	83.00%	57.79%	13.04%	57.00%
			Izquierdo	19	58.00%	25.00%	83.00%	54.63%	14.19%	53.00%
		Recto abdominal	Derecho	18	67.00%	20.00%	87.00%	45.06%	19.47%	42.50%
			Izquierdo	20	57.00%	19.00%	76.00%	42.00%	16.75%	37.00%
		Longísimus	Derecho	20	70.00%	4.00%	74.00%	29.25%	18.85%	25.00%
			Izquierdo	20	77.00%	2.00%	79.00%	30.50%	18.63%	31.50%
		Iliocostalis	Derecho	18	60.00%	12.00%	72.00%	42.78%	16.70%	43.50%
			Izquierdo	18	60.00%	5.00%	65.00%	33.72%	16.69%	34.50%
		Multífidus	Derecho	19	44.00%	10.00%	54.00%	30.58%	14.14%	31.00%
			Izquierdo	19	40.00%	11.00%	51.00%	27.11%	11.78%	25.00%
Biceps Femoral		Derecho	15	73.00%	15.00%	88.00%	43.40%	22.56%	40.00%	
		Izquierdo	15	85.00%	4.00%	89.00%	33.13%	23.27%	24.00%	
Semitendinoso	Derecho	16	44.00%	2.00%	46.00%	26.69%	12.27%	26.00%		
	Izquierdo	16	48.00%	2.00%	50.00%	24.81%	13.90%	24.50%		

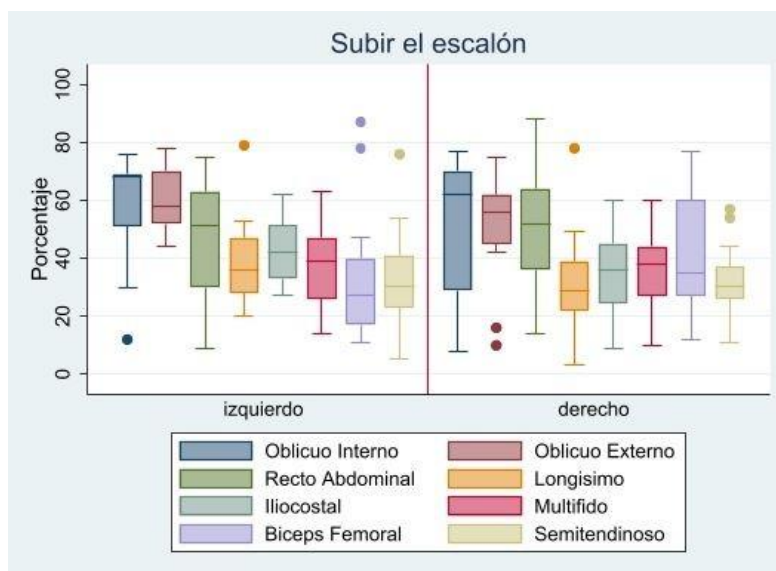
Al realizar la actividad funcional de subir y bajar el escalón observamos que al subir el escalón se activan la mayoría de los músculos que fueron evaluados, excepto el longísimo derecho y el bíceps femoral izquierdo ya que la indicación para subir y bajar el escalón era con la pierna derecha, así mismo al bajar el escalón los músculos que no se activaron fueron: semitendinoso bilateral, longísimo derecho, multifido izquierdo y bíceps femoral izquierdo.

Se puede observar que durante la recolección de los datos de la muestra en la actividad de subir y bajar un escalón hay datos que no se pudieron obtener de algunos sujetos al subir el escalón, esto se debe a que al realizar la actividad de subir el escalón los sujetos realizaron de forma errónea la actividad por lo cual sus datos no pudieron procesarse.

En las **figuras 16 y 17** se representan los porcentajes de activación muscular durante el movimiento funcional de subir y bajar un escalón.

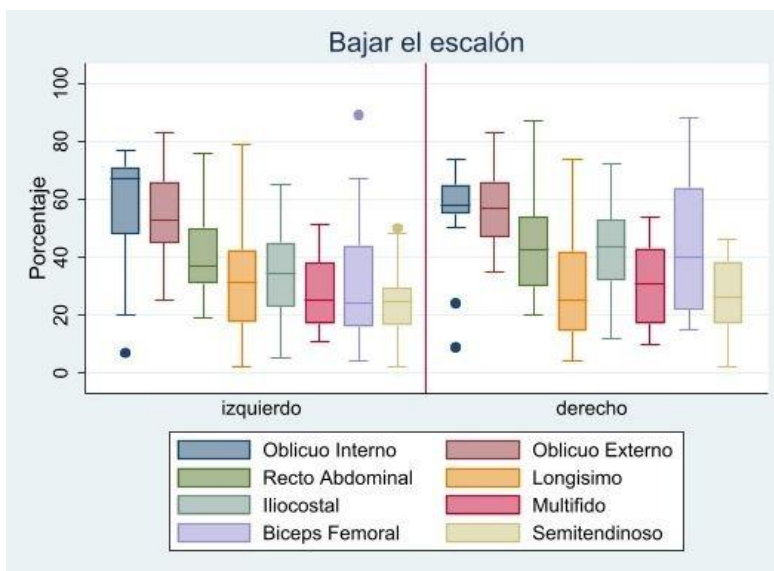
La **figura 16** representa el porcentaje de activación muscular al subir un escalón con la pierna derecha, encontrando la activación de la mayoría de los músculos excepto el longísimo derecho y el bíceps femoral izquierdo.

Figura 16. Porcentaje de activación muscular al subir un escalón.



La **figura 17** representa el porcentaje de activación muscular al bajar un escalón con la pierna derecha, encontrando que la mayoría de los músculos se activan excepto los semitendinosos, longísimo derecho, multifido izquierdo y bíceps femoral izquierdo.

Figura 17. Porcentaje de activación muscular al bajar un escalón.



ULTRASONIDO MUSCULOESQUELÉTICO:

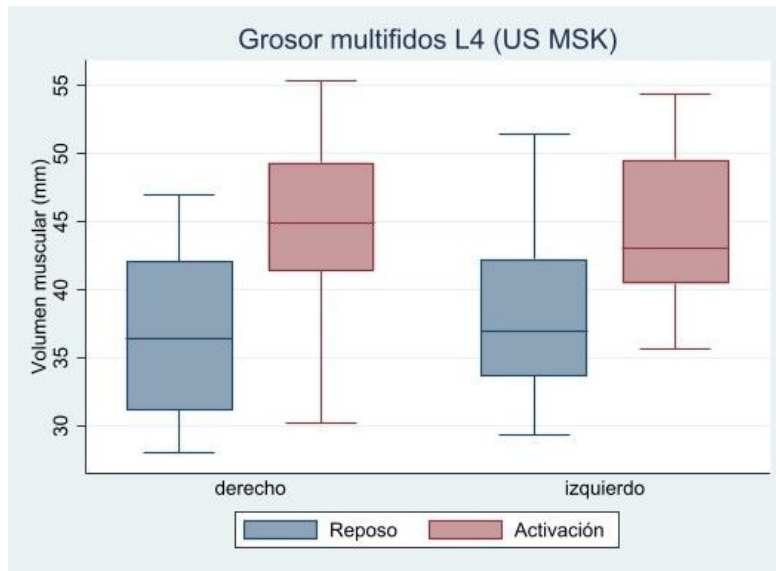
Observamos que al realizar las mediciones de multifidos a nivel de L4 mediante ultrasonido musculoesquelético durante actividad y reposo, se puede observar que durante el reposo presenta un diferencia de volumen significativa ($p=0.03$) comparación de la musculatura durante la actividad quien no presenta diferencia significativa ($p=0.8$). Los resultados de tendencia central se resumen en la **Tabla 10**.

Tabla 10. Volumen muscular en reposo y activación medido por US MSK.

Vol/camb	Lado estudiado	Actividad muscular	N	Rango	Mínimo	Máximo	Media	D.S.	Mediana
Volúmen muscular de multifido L4 (mm)	derecho	en reposo	20	19	28	47	36.63	5.97742	36.45
		en actividad	20	25.2	30.2	55.4	44.785	6.22916	44.95
	izquierdo	en reposo	20	22.1	29.3	51.4	38.03	5.70273	37
		en actividad	20	18.8	35.6	54.4	44.58	5.56669	43.1
Cambio	Cambio derecho		20	11.5	2.2	13.7	8.155	3.56555	7.85
	Cambio izquierdo		20	8.5	1.9	10.4	6.55	2.50946	7

En la **figura 18** se reporta que el grosor de los músculos multifidos a nivel de L4 de forma bilateral tienen mayor volumen durante la activación (mediana 44.9 mm y 43.1 mm: derecho e izquierdo respectivamente), que el volumen medido estando en reposo (mediana 36.4 mm y 37 mm: derecho e izquierdo respectivamente).

Figura 18. Volúmen muscular de multifidos L4 en reposo y durante activación



DISCUSIÓN

El objetivo del presente trabajo fue realizar un estudio piloto para describir el comportamiento de las variables de estudio en los músculos que participan en la flexo-extensión de columna, evaluados mediante ultrasonido musculoesquelético, isocinesia y electromiografía de superficie.

En nuestro trabajo evaluamos a 22 sujetos jóvenes sanos, sin embargo, se eliminaron 2 participantes, uno por alteraciones en la captura de datos de las pruebas de EMG y otra por presentar patología de tejido conectivo no diagnosticada previamente. El tamaño de muestra en este estudio fue similar a otras publicaciones como el de Hemming et al. (17) en el cual se incluyó una muestra de 28 sujetos y en el estudio de y Van K., et al donde su tamaño de muestra fue de 25 sujetos. En dichos estudios (Hemmin et al y Van K. et al) (17,45)hubo una mayor prevalencia del género femenino, a diferencia de este trabajo en donde contamos con un mayor número de voluntarios varones. Por otro lado, la media de edad en el estudio de Van K. et al fue de 19 años (± 2.2 DE) en contraste con Hemmin et al. (17) con una media de 38.5 años (± 11.2 DE); para este trabajo la media de edad fue de 29.9 años (± 3.2 DE). En el trabajo de Van K. et al(45) no hay un reporte de sobre el IMC de los sujetos, para Hemming et al(17). la media de IMC fue $21.4 \text{ kg/m}^2 (\pm 4.1 \text{ kg/m}^2)$ y en este estudio fue de $25.2 (\pm 3.7 \text{ DE})$.

Isocinesia

Mawston et al. (2021)(19) proporciona evidencia valiosa sobre las posturas de flexión de columna lumbar mencionando que pueden ser más ventajosas para las tareas de levantamiento máximo que las posturas lordóticas. Las posturas de flexión de la columna lumbar están asociadas con una mayor fuerza y eficiencia que las posturas lordóticas durante un levantamiento máximo en individuos sin dolor. A diferencia de Mawston et al. (2021) (19) quien estudió únicamente las posturas de flexión, en nuestro estudio el enfoque fue hacia los movimientos de flexo-extensión de tronco. Al hacer el análisis de nuestros resultados de las pruebas de isocinesia y porcentajes de activación muscular, destaca que

los pacientes que presentaron hiperlordosis presentaban una reducción significativa de la fuerza y un porcentaje de activación muscular de los músculos evaluados para la flexo-extensión del tronco, motivo por lo cual fueron excluidos de la muestra ya que al presentar hiperlordosis no se consideraron sujetos exentos de patología de columna. Así mismo durante las pruebas se observó mayor fuerza, potencia y trabajo al realizar las pruebas de extensión en comparación de las pruebas realizadas al flexionar el tronco. Lo anterior nos habla de un desbalance muscular entre los músculos flexores y los extensores de columna; a pesar de que nuestra población eran jóvenes sanos, puede tener implicaciones futuras relacionadas a dolor lumbar mecánico inespecífico.

Electromiografía de superficie.

Como describen Tikkanen y cols (44) se considera activación muscular cuando se registra al menos un 30% de activación eléctrica mediante EMGs. Se puede observar en la tabla 7 de resultados en la que se reporta el porcentaje de activación muscular en la prueba recoger una pesa y donde al agacharse, el único de los músculos estudiados que presenta actividad es el recto abdominal izquierdo ya que presenta un porcentaje de activación mayor al 30%.

Hemming et al. (2019)(17) investigaron las diferencias en la actividad de los músculos del tronco entre personas con dolor lumbar crónico inespecífico y controles sanos durante tareas funcionales. La electromiografía de superficie determinó la actividad muscular durante tareas funcionales: extensión para alcanzar un objeto, bajar y subir escalones levantar y volver a colocar una caja en el suelo, sentarse y levantarse de un banco, recoger un bolígrafo del suelo (inclinarse y levantarse). La electromiografía de la musculatura bilateral se realizó para transverso del abdomen, oblicuo interno, oblicuo externo, multífidos, lumbar superficial y longísimos. De forma similar al estudio realizado por Hemming et al. (2019) en nuestra investigación se evaluaron movimientos funcionales como pararse y sentarse en un banco, levantar lápices del suelo, levantar una pesa y volverla a colocar en el suelo, subir y bajar un escalón, así como la evaluación de la actividad muscular medida con electromiografía de superficie al realizar cada una de las actividades

funcionales, se evaluaron los músculos oblicuo interno, oblicuo externo, recto abdominal, longísimo, iliocostal, multífido, así como algunos otros músculos de miembros inferiores que consideramos importantes en su participación durante la extensión de tronco, como el bíceps femoral y semitendinoso.

Hemming et al. (2019) (17) sugieren que la evaluación de la actividad de los músculos del tronco puede ser útil para identificar a las personas con dolor lumbar que están en riesgo de desarrollar dolor crónico. Las personas con actividad disminuida del transverso del abdomen y el oblicuo interno, y actividad aumentada del multífido lumbar, pueden tener más probabilidades de desarrollar dolor crónico y pueden beneficiarse de una intervención temprana. El estudio de nuestra población es en pacientes sanos, se excluyeron los pacientes con antecedente o con dolor lumbar al momento de hacer la elección de muestra. Al igual que Hemming en nuestro estudio se realizó el análisis de porcentaje de activación muscular del oblicuo interno el cual se activa principalmente en actividades de flexión, al pararse y sentarse en un banco, así como al subir y bajar un escalón. La actividad principal de multífidos se vio durante la extensión de tronco en isocinesia, al pararse de un banco y al subir un escalón. El músculo transverso del abdomen no fue evaluado ya que al ser un músculo más profundo se dificulta su estudio mediante electromiografía de superficie.

Chowdhury et al. (2013) (13) realizaron una revisión exhaustiva de los métodos utilizados para procesar y clasificar las señales de electromiografía de superficie las cuales se utilizan para medir la actividad eléctrica de los músculos, evaluar la función muscular y diagnosticar trastornos neuromusculares; estas señales pueden verse afectadas por diversos factores, como la colocación de los electrodos, el ruido de la señal y la fatiga muscular. En este estudio seguimos las indicaciones de SENIAM (12) con el objetivo de evitar errores en la colocación de los marcadores; sin embargo, presentamos eventos que implicaron pérdida de información como fue: mal contacto de los electrodos de superficie, caída de estos durante las actividades funcionales (ej. el sujeto subió el escalón con pierna izquierda cuando la indicación establecida era con pierna derecha). También observamos alteración

de los resultados que se relacionaron a sudoración excesiva de los sujetos, errores del participante al realizar las actividades funcionales como por ejemplo subir el escalón con la pierna izquierda cuando la indicación preestablecida para la toma de los datos fue realizar la acción con la pierna derecha.

Se realizaron modificaciones en la normalización de los resultados ya que se reportaban valores de activación muscular de algunos sujetos durante las actividades funcionales que no coincidían con la actividad realizada. Principalmente en musculatura abdominal la cual se pudo ver alterada debido a la cantidad de grasa abdominal de algunos de los sujetos, con lo cual se alteraba la normalización de los resultados.

Hofste et al. (2020) (41) compararon la precisión de la EMG de aguja (iEMG) y la EMG de superficie (EMGs) en la medición de la actividad de los músculos multífido lumbar y erector de la columna en participantes sanos. Los autores encontraron que la iEMG era más precisa que la EMGs para medir la actividad de ambos músculos y que los hallazgos del artículo tienen implicaciones para el uso de iEMG y EMGs en la evaluación del dolor lumbar. Esto es importante porque la actividad muscular es un factor clave en el desarrollo y progresión del dolor lumbar. La evaluación del porcentaje de activación muscular en nuestro estudio se realizó mediante electromiografía de superficie ya que esto nos permitió realizar evaluación de porcentaje de actividad muscular durante pruebas funcionales e isocinesia. Con lo cual los sujetos tenían libertad de movimiento, y se podían evaluar múltiples músculos de forma simultánea. Otra ventaja es que se trata de un método no invasivo que brinda mayor comodidad al paciente al realizar las pruebas y a diferencia de la iEMG que, aunque es un método más confiable es una técnica invasiva y dolorosa para el paciente que requiere de otro tipo de ambiente más controlado para la realización de las pruebas.

Ultrasonido.

Heidari 2015(10) Analizó que la columna lumbar oseoligamentosa es intrínsecamente inestable y depende de la función integrada de los músculos (especialmente los músculos paraespinales) y los subsistemas neurales para la estabilidad y el movimiento. Entre los músculos paraespinales, el multífido lumbar (LM) tiene un papel único en la estabilización de la columna y contribuye a casi 2/3 de la estabilidad de la columna lumbar, especialmente en la sección lumbar inferior, y es el músculo paraespinal predominantemente afectado. Tomando en cuenta que el ultrasonido es una modalidad de imagen no invasiva y relativamente barata que nos permite visualizar el tamaño y la morfología los tejidos blandos de la espalda, incluidos los músculos paraespinales entre otras estructuras y conociendo la importancia del papel que funge el músculo multífido en la estabilización de columna, se utilizó en este estudio para describir los parámetros de normalidad y destacar los beneficios potenciales de la ecografía como auxiliar diagnóstico para otras patologías de columna.

Watanabe et al. (2004)(38) investigaron el grosor del músculo erector de la columna en la máxima flexión y extensión de la columna lumbar utilizando imágenes de ultrasonido. Los autores encontraron que el grosor del músculo fue significativamente mayor en la máxima extensión que en la máxima flexión. De forma similar en nuestro estudio se tomó en cuenta musculatura que estabiliza la columna en donde se midió el volumen muscular de multífidos a nivel de L4 en ejes longitudinal y transversal de forma bilateral durante el reposo y durante la activación muscular encontrando que existe una diferencia significativa de volumen de multífido derecho e izquierdo en reposo ($P=0.03$); sin embargo, esta diferencia no se observa durante la actividad muscular ($P=0.8$). La ultrasonografía se podría utilizar en estudios posteriores para evaluar el grosor de los músculos estabilizadores de columna, en personas con patologías de columna como dolor lumbar y utilizar esta información para guiar las intervenciones de tratamiento rehabilitador.

Heidari et al. (2015) (10) realizaron una revisión de la literatura sobre el uso de la ecografía en el diagnóstico del dolor lumbar para lo cual realizaron diferentes aplicaciones de la ecografía en el diagnóstico del dolor lumbar, incluida la evaluación del diámetro del canal espinal, los músculos paraespinales y transabdominales, la laxitud de la articulación sacroilíaca, el dolor lumbar relacionado con el embarazo, la sacroileítis y la espondilolistesis. Se hace mención que la ecografía puede ser un complemento útil de otras modalidades de imagen, como la resonancia magnética, en el diagnóstico del dolor lumbar. Esperamos que, con los resultados descritos en esta investigación en pacientes jóvenes sanos, sirvan como base para otras investigaciones que permita establecer puntos de corte.

Se justifica un trabajo adicional que evalúe las proporciones de la actividad muscular y los cambios en la actividad muscular a lo largo de la duración de la tarea. Asimismo, que investigue por qué se modifican los valores de porcentaje de activación muscular en 5 y 10 repeticiones a comparación de la potencia que no sufre grandes modificaciones en ambas pruebas.

Se requiere modificar la técnica de colocación de los electrodos de superficie para evitar que se desprendan durante la realización de las actividades y así evitar pérdida de datos a la hora de recolección de la muestra.

El registro se realizó de forma cuantitativa mediante el uso de ultrasonografía estructural para medición del volumen de músculos multifidos a nivel de L4, electromiografía de superficie para evaluar la activación muscular durante actividades funcionales y mediante isocinesia de flexo-extensores de columna para cuantificar fuerza, potencia y trabajo de musculatura de tronco. Lo que se pretende con la información obtenida es describir los hallazgos encontrados en la musculatura de adultos jóvenes sin patología de columna, mediante la medición de parámetros previamente mencionados, con el objetivo de que la información obtenida sirva como puntos de referencia para futuras líneas de investigación en las cuales involucren sujetos con patología de columna y otros grupos etarios para que se amplíe el conocimiento y con ello a su vez, se puedan establecer criterios para mejorar

las estrategias diagnósticas, intervenciones de rehabilitación y tratamiento rehabilitatorio de forma oportuna, para mejorar el pronóstico y proveer bases para mejorar la función y por ende la calidad de vida de la población diana.

CONCLUSIÓN

El presente estudio piloto se observaron y describieron las características ultrasonográficas, isocinéticas y electromiográficas de los músculos flexo-extensores de la columna lumbar en 20 pacientes adultos jóvenes sanos, estudiados en el laboratorio de análisis de movimiento, área de ultrasonografía e isocinesia en el Instituto Nacional de Rehabilitación Luis Guillermo Ibarra Ibarra.

Nuestro estudio describe los diferentes patrones de actividad de los músculos asociados a la flexo-extensión del tronco durante las tareas funcionales y pruebas de isocinesia. Los resultados obtenidos fueron descritos detalladamente, con el propósito de aportar en la comprensión del comportamiento de estas variables durante la evaluación muscular de flexo-extensores de columna lumbar.

Estos resultados servirán como referencia para una siguiente investigación que permita mejorar la técnica de realización de las pruebas ejecutadas, y así establecer puntos de corte en población mexicana. Esta información ayudaría en la evaluación muscular de pacientes con patología de columna, así como en sus implicaciones clínicas.

BIBLIOGRAFÍA

- 1) Bogduk N, Macintosh JE, Pearcy MJ. A universal model of the lumbar back muscles in the upright position. *Spine (Phila Pa 1976)*. 1992 Aug;17(8):897-913. doi: 10.1097/00007632-199208000-00007.
- 2) McGill SM. Kinetic potential of the lumbar trunk musculature about three orthogonal orthopaedic axes in extreme postures. *Spine (Phila Pa 1976)*. 1991 Jul;16(7):809-15. doi: 10.1097/00007632-199107000-00021.
- 3) Macintosh JE, Valencia F, Bogduk N, Munro RR. The morphology of the human lumbar multifidus. *Clin Biomech (Bristol, Avon)*. 1986 Nov;1(4):196-204. doi: 10.1016/0268-0033(86)90146-4.
- 4) Stokes M, Hides J, Elliott J, Kiesel K, Hodges P. Rehabilitative ultrasound imaging of the posterior paraspinal muscles. *J Orthop Sports Phys Ther*. 2007 Oct;37(10):581-95. doi: 10.2519/jospt.2007.2599.
- 5) Fernández RF, Cangas MR, Nava JRB. Cantidad y calidad de la masa muscular apendicular según el % fm en una muestra de población española: discriminando fenotipos de composición corporal para una nutrición de precisión. *Endocrinol Diabetes Nutr*. 2021.
- 6) Lees MJ, Wilson OJ, Hind K, Ispoglou T. Muscle quality as a complementary prognostic tool in conjunction with sarcopenia assessment in younger and older individuals. *Eur J Appl Physiol*. 2019 May;119(5):1171-1181. doi: 10.1007/s00421-019-04107-8.
- 7) Padilla Colon CJ, Sanchez Collado P, Cuevas MJ. Beneficios del entrenamiento de fuerza para la prevención y tratamiento de la sarcopenia [Benefits of strength training for the prevention and treatment of sarcopenia]. *Nutr Hosp*. 2014 May 1;29(5):979-88. Spanish. doi: 10.3305/nh.2014.29.5.7313.
- 8) Hides JA, Stokes MJ, Saide M, Jull GA, Cooper DH. Evidence of lumbar multifidus muscle wasting ipsilateral to symptoms in patients with acute/subacute low back pain. *Spine (Phila Pa 1976)*. 1994 Jan 15;19(2):165-72. doi: 10.1097/00007632-199401001-00009.
- 9) Teyhen DS, George SZ, Dugan JL, Williamson J, Neilson BD, Childs JD. Inter-rater reliability of ultrasound imaging of the trunk musculature among novice raters. *J Ultrasound Med*. 2011 Mar;30(3):347-56. doi: 10.7863/jum.2011.30.3.347.
- 10) Heidari P, Farahbakhsh F, Rostami M, Noormohammadpour P, Kordi R. The role of ultrasound in diagnosis of the causes of low back pain: a review of the literature. *Asian J Sports Med*. 2015 Mar;6(1):e23803. doi: 10.5812/asjasm.23803.
- 11) Kiesel KB, Uhl TL, Underwood FB, Rodd DW, Nitz AJ. Measurement of lumbar multifidus muscle contraction with rehabilitative ultrasound imaging. *Man Ther*. 2007 May;12(2):161-6. doi: 10.1016/j.math.2006.06.011. Epub 2006 Sep 14.
- 12) Alonso-Caneiro, D. (2010). *Non-invasive assessment of tear film surface quality* [Thesis, Queensland University of Technology]. QUT ePrints. https://eprints.qut.edu.au/41737/1/David_Alonso-Caneiro_Thesis.pdf
- 13) Chowdhury RH, Reaz MB, Ali MA, Bakar AA, Chellappan K, Chang TG. Surface electromyography signal processing and classification techniques. *Sensors (Basel)*. 2013 Sep 17;13(9):12431-66. doi: 10.3390/s130912431.

- 14) Stegeman DF, Hermens HJ. Standards for surface electromyography: the European project "Surface EMG for non-invasive assessment of muscles (SENIAM)."
- 15) Stegeman DF. Standards for surface electromyography: The European project Surface EMG for non-invasive assessment of muscles (SENIAM) Chronic disease prevention through real-life monitoring and intervention design View project [Internet]. 2007. Available from: [https://www.researchgate.net/publication/228486725Hermens HJ, Freriks B, Disselhorst-Klug C, Rau G. Development of recommendations for SEMG sensors and sensor placement procedures. J Electromyogr Kinesiol. 2000 Oct;10\(5\):361-74. doi: 10.1016/s1050-6411\(00\)00027-4.](https://www.researchgate.net/publication/228486725Hermens_HJ_Freriks_B_Disselhorst-Klug_C_Rau_G_Development_of_recommendations_for_SEMG_sensors_and_sensor_placement_procedures)
- 16) Hermens HJ, Freriks B, Disselhorst-Klug C, Rau G. Development of recommendations for SEMG sensors and sensor placement procedures. J Electromyogr Kinesiol. 2000 Oct;10(5):361-74. doi: 10.1016/s1050-6411(00)00027-4.
- 17) Hemming R, Sheeran L, van Deursen R, Sparkes V. Investigating differences in trunk muscle activity in non-specific chronic low back pain subgroups and no-low back pain controls during functional tasks: a case-control study. BMC Musculoskelet Disord. 2019 Oct 22;20(1):459. doi: 10.1186/s12891-019-2843-2.
- 18) Hodges PW, Coppieters MW, MacDonald D, Cholewicki J. New insight into motor adaptation to pain revealed by a combination of modelling and empirical approaches. Eur J Pain. 2013 Sep;17(8):1138-46. doi: 10.1002/j.1532-2149.2013.00286.x.
- 19) Mawston G, Holder L, O'Sullivan P, Boocock M. Flexed lumbar spine postures are associated with greater strength and efficiency than lordotic postures during a maximal lift in pain-free individuals. Gait Posture. 2021 May;86:245-250. doi: 10.1016/j.gaitpost.2021.02.029.
- 20) Grenier SG, McGill SM. Quantification of lumbar stability by using 2 different abdominal activation strategies. Arch Phys Med Rehabil. 2007 Jan;88(1):54-62. doi: 10.1016/j.apmr.2006.10.014.
- 21) Nakai Y, Kawada M, Miyazaki T, Kiyama R. Trunk muscle activity during trunk stabilizing exercise with isometric hip rotation using electromyography and ultrasound. J Electromyogr Kinesiol. 2019 Dec;49:102357. doi: 10.1016/j.jelekin.2019.102357.
- 22) F. Huesa Jiménez^a, J. García Díaz^a, J Vargas Montes. Isokinetic dynamometer. Servicio de Rehabilitación. Hospital Fremap. Sevilla. 2005 Nov; DOI: 10.1016/S0048-7120(05)74362-0.
- 23) Mueller S, Stoll J, Mueller J, Mayer F. Validity of isokinetic trunk measurements with respect to healthy adults, athletes and low back pain patients. Isokinet Exerc Sci. 2012;20(4):255-66. DOI:10.3233/IES-2012-00482
- 24) Roth R, Donath L, Kurz E, Zahner L, Faude O. Absolute and relative reliability of isokinetic and isometric trunk strength testing using the IsoMed-2000 dynamometer. Phys Ther Sport. 2017 Mar;24:26-31. doi: 10.1016/j.ptsp.2016.11.005.
- 25) Steele J, Fisher J, Perrin C, Conway R, Bruce-Low S, Smith D. Does change in isolated lumbar extensor muscle function correlate with good clinical outcome? A secondary analysis of data on change in isolated lumbar extension strength, pain, and disability in chronic low back pain. Disabil Rehabil. 2019 Jun;41(11):1287-1295. doi: 10.1080/09638288.2018.1424952.

- 26) Cho KH, Beom JW, Lee TS, Lim JH, Lee TH, Yuk JH. Trunk muscles strength as a risk factor for nonspecific low back pain: a pilot study. *Ann Rehabil Med*. 2014 Apr;38(2):234-40. doi: 10.5535/arm.2014.38.2.234. Epub 2014 Apr 29.
- 27) Estrázulas JA, Estrázulas JA, de Jesus K, de Jesus K, da Silva RA, Libardoni Dos Santos JO. Evaluation isometric and isokinetic of trunk flexor and extensor muscles with isokinetic dynamometer: A systematic review. *Phys Ther Sport*. 2020 Sep;45:93-102. doi: 10.1016/j.ptsp.2020.06.008.
- 28) Kasukawa Y, Miyakoshi N, Hongo M, Ishikawa Y, Noguchi H, Kamo K, Sasaki H, Murata K, Shimada Y. Relationships between falls, spinal curvature, spinal mobility and back extensor strength in elderly people. *J Bone Miner Metab*. 2010;28(1):82-7. doi: 10.1007/s00774-009-0107-1.
- 29) Pearsaii DJ, Reid JG. Line of gravity relative to upright vertebral posture. *Clin Biomech (Bristol, Avon)*. 1992 May;7(2):80-6. doi: 10.1016/0268-0033(92)90019-Z.
- 30) Meakin JR, Aspden RM. Modeling the effect of variation in sagittal curvature on the force required to produce a follower load in the lumbar spine. *J Mech Med Biol*. 2012 Mar;12(1). doi.org/10.1142/S0219519412004466
- 31) Mika A, Unnithan VB, Mika P. Differences in thoracic kyphosis and in back muscle strength in women with bone loss due to osteoporosis. *Spine (Phila Pa 1976)*. 2005 Jan 15;30(2):241-6. doi: 10.1097/01.brs.0000150521.10071.df.
- 32) Imagama S, Matsuyama Y, Hasegawa Y, Sakai Y, Ito Z, Ishiguro N, Hamajima N. Back muscle strength and spinal mobility are predictors of quality of life in middle-aged and elderly males. *Eur Spine J*. 2011 Jun;20(6):954-61. doi: 10.1007/s00586-010-1606-4.
- 33) Hongo M, Miyakoshi N, Shimada Y, Sinaki M. Association of spinal curve deformity and back extensor strength in elderly women with osteoporosis in Japan and the United States. *Osteoporos Int*. 2012 Mar;23(3):1029-34. doi: 10.1007/s00198-011-1624-z.
- 34) Barczyk-Pawelec K, Piechura JR, Dziubek W, Rożek K. Evaluation of isokinetic trunk muscle strength in adolescents with normal and abnormal postures. *J Manipulative Physiol Ther*. 2015 Sep;38(7):484-92. doi: 10.1016/j.jmpt.2015.06.010.
- 35) Elsayed W, Farrag A, Muaidi Q, Almulhim N. Relationship between sagittal spinal curves geometry and isokinetic trunk muscle strength in adults. *Eur Spine J*. 2018 Aug;27(8):2014-2022. doi: 10.1007/s00586-017-5454-3.
- 36) Stokes M, Rankin G, Newham DJ. Ultrasound imaging of lumbar multifidus muscle: normal reference ranges for measurements and practical guidance on the technique. *Man Ther*. 2005 May;10(2):116-26. doi: 10.1016/j.math.2004.08.013.
- 37) Hides JA, Stokes MJ, Saide M, Jull GA, Cooper DH. Evidence of lumbar multifidus muscle wasting ipsilateral to symptoms in patients with acute/subacute low back pain. *Spine (Phila Pa 1976)*. 1994 Jan 15;19(2):165-72. doi: 10.1097/00007632-199401001-00009.
- 38) Watanabe K, Miyamoto K, Masuda T, Shimizu K. Use of ultrasonography to evaluate thickness of the erector spinae muscle in maximum flexion and extension of the lumbar spine. *Spine (Phila Pa 1976)*. 2004 Jul 1;29(13):1472-7. doi: 10.1097/01.brs.0000128755.84693.10.
- 39) Vasseljen O, Dahl HH, Mork PJ, Torp HG. Muscle activity onset in the lumbar multifidus muscle recorded simultaneously by ultrasound imaging and intramuscular

- electromyography. *Clin Biomech* (Bristol, Avon). 2006 Nov;21(9):905-13. doi: 10.1016/j.clinbiomech.2006.05.003.
- 40) Lee JP, Wang CL, Shau YW, Wang SF. Measurement of cervical multifidus contraction pattern with ultrasound imaging. *J Electromyogr Kinesiol*. 2009 Jun;19(3):391-7. doi: 10.1016/j.jelekin.2007.11.007.
 - 41) Hofste A, Soer R, Salomons E, Peuscher J, Wolff A, van der Hoeven H, Oosterveld F, Groen G, Hermens H. Intramuscular EMG Versus Surface EMG of Lumbar Multifidus and Erector Spinae in Healthy Participants. *Spine* (Phila Pa 1976). 2020 Oct 15;45(20):E1319-E1325. doi: 10.1097/BRS.00000000000003624.
 - 42) Southwell DJ, Hills NF, McLean L, Graham RB. The acute effects of targeted abdominal muscle activation training on spine stability and neuromuscular control. *J Neuroeng Rehabil* [Internet]. 2016;13(1):1–8. Available from: <http://dx.doi.org/10.1186/s12984-016-0126-9>
 - 43) Berumen GH, Coronado ZR, Chávez AD, et al. Valoración isocinética del tronco en sujetos asintomáticos del Centro Nacional de Rehabilitación. *Acta Ortop Mex*. 2005 Mar-Abr;19(2):49-55.
 - 44) Tikkanen O, Haakana P, Pesola AJ, Häkkinen K, Rantalainen T, Havu M, Pullinen T, Finni T. Muscle activity and inactivity periods during normal daily life. *PLoS One*. 2013;8(1):e52228. doi: 10.1371/journal.pone.0052228. Epub 2013 Jan 18.
 - 45) Van K, Hides JA, Richardson CA. The use of real-time ultrasound imaging for biofeedback of lumbar multifidus muscle contraction in healthy subjects. *J Orthop Sports Phys Ther*. 2006 Dec;36(12):920-5. doi: 10.2519/jospt.2006.2304.

ANEXOS

CARTA DE CONSENTIMIENTO INFORMADO [versión X, dd/mm/aaaa]

Título de la Investigación: **“Estudio descriptivo de características ultrasonográficas, isocinéticas y electromiográficas de los músculos flexo-extensores de tronco en pacientes adultos jóvenes sanos: Implementación de mediciones en un estudio piloto”**

Número Registro INRLGII: 19/20 AE-2023-1

Nombre del Investigador Principal: Andrea Olascoaga Gómez de León

Nombre de la persona que participará en la Investigación: Victoria Esther Barba Esqueda

A través de este documento que forma parte del proceso para la obtención del consentimiento informado, me gustaría invitarlo a participar en la investigación titulada: Estudio descriptivo de características ultrasonográficas, isocinéticas y electromiográficas de los músculos flexo-extensores de tronco en pacientes adultos jóvenes sanos: Implementación de mediciones en un estudio piloto. Antes de decidir, necesita entender por qué se está realizando esta investigación y en qué consistirá su participación. Por favor tómese el tiempo que usted necesite, para leer la siguiente información cuidadosamente y pregunte cualquier cosa que no comprenda. Si usted lo desea puede consultar con personas de su confianza (Familiar y/o Médico tratante) sobre la presente investigación.

1. ¿Dónde se llevará a cabo esta investigación?

Esta investigación se llevará a cabo en las instalaciones del Instituto Nacional de Rehabilitación, Luis Guillermo Ibarra Ibarra, específicamente en el área de terapia física del servicio de rehabilitación de columna ubicado en la planta baja del edificio de rehabilitación, en el area de ultrasonido y en el laboratorio de análisis de movimiento.

2. ¿Cuál es el objetivo de esta investigación?

Esta investigación tiene como objetivo describir las características ultrasonográficas, isocinéticas y electromiográficas de los músculos flexo-extensores de tronco en pacientes adultos jóvenes sanos.**3.**

¿Por qué es importante esta investigación?

Ya que hasta la actualidad no hay suficiente evidencia en la literatura sobre las características normales de los músculos paraespinales lumbares en población joven y sana de México. Este estudio piloto evaluará los músculos utilizando ultrasonografía, isocinesia y electromiografía adultos jóvenes sanos. Los resultados proporcionarán una referencia para futuras investigaciones y mejoran el diagnóstico y manejo de la patología de columna.

4. ¿Por qué he sido invitado a participar en esta investigación?

Ha sido invitado a formar parte de esta investigación, porque cumple con las características enlistadas a continuación (criterios de inclusión):

Cualquier género

Edad: 18 a 40 años

Auto-reportados sanos

Aceptación por parte de paciente para participar en el estudio mediante firma del consentimiento informado.

5. ¿Estoy obligado a participar?

Su participación es **voluntaria, anónima y confidencial**; no tiene que participar forzosamente. No habrá impacto negativo alguno si decide no participar en la investigación, y **no demeritará de ninguna manera la calidad de la atención** que reciba en el Instituto Nacional de Rehabilitación, Luis Guillermo Ibarra Ibarra, en término de sus derechos como paciente.

6. ¿En qué consistirá mi participación y cuánto durará?

Su participación consistirá en lo siguiente:

Evaluación ultrasonográfica de músculos multífidos L4

Evaluación isocinética de músculos flexo-extensores de columna.

Evaluación electromiográfica de superficie de músculos que participan en la flexo extensión de tronco al realizar isocinesia y movimientos funcionales.

Si está de acuerdo en participar, le pediremos que escriba su nombre y firme el formato de Consentimiento Informado y firme al final del mismo.

7. ¿Cuáles son los posibles beneficios de formar parte de esta investigación?

Con la información obtenida se evaluarán las características musculares normales con lo cual se proporcionará información que permitirá a futuras investigaciones realizar estudios en otros grupos etarios y en pacientes con patología. Al termino de su participación se le proporcionará resultado del estado de sus músculos que participan en la flexo extensión del tronco, en caso de presentar desbalance muscular se orientará en medidas para mejorar las condiciones de los músculos de su columna.

8. ¿Existe alguna alternativa que pueda proporcionarme mayor beneficio de lo que me propone esta Investigación?

Esta investigación pretende únicamente hacer un estudio descriptivo para recabar información que pueda ser de utilidad para futuras investigaciones.

9. ¿Cuáles son los posibles riesgos de formar parte de esta investigación?

Cabe mencionar que la prueba no está exenta de riesgos, el principal de ellos que pudiera surgir durante la prueba de fuerza sería dolor de espalda, sin embargo, se cuenta con la experiencia y el conocimiento de la literatura que usualmente los pacientes suelen tolerar bien la prueba, sin presentar mayores efectos adversos. De cualquier forma, en todo momento se encontrará bajo supervisión médica para evitar en lo posible cualquier malestar que llegará a presentar.

10. ¿Tendré alguna molestia durante y/o después de mi participación?

Posterior a la realización de la prueba de fuerza, pudiera presentar molestia o dolor asociado al ejercicio de los músculos abdominales y extensores de la columna, de la misma forma que lo presentaría posterior a una sesión de ejercicio convencional. Sin embargo, estas molestias no deberían durar más allá de 3 días ni asociarse a mayor exacerbación de sus síntomas actuales.

11. ¿Recibiré alguna compensación por mi participación?

Más allá de los beneficios ya explicados, no se otorgará algún otro tipo de compensación por su participación en este estudio.

12. ¿Tendrá algún costo para mi participar en esta Investigación?

Se le informa que los gastos relacionados con esta investigación que se originen a partir del momento en que, voluntariamente, acepta participar en la misma, no serán pagados por Usted. En el caso de que existan gastos adicionales originados por el desarrollo de esta investigación, serán cubiertos por el presupuesto de la misma.

Es importante comentarle que los gastos y/o cuotas que se generen como paciente del Instituto Nacional de Rehabilitación Luis Guillermo Ibarra Ibarra, que no tengan ninguna relación con la presente Investigación, deberán ser pagados por Usted.

13. Una vez que acepte participar ¿Es posible retirarme de la Investigación?

Se le informa que usted tiene el derecho, en cualquier momento y sin necesidad de dar explicación de dejar de participar en la presente investigación, sin que esto disminuya la atención y calidad o se creen prejuicios para continuar con sus tratamientos y la atención que como paciente le otorga el Instituto Nacional de Rehabilitación, Luis Guillermo Ibarra Ibarra. Únicamente avisando a alguno de los investigadores su decisión.

14. ¿En qué casos se me puede suspender de la Investigación?

En caso de que por decisión propia usted elija no continuar con la valoración o que por alguna otra causa externa no se logre completar el protocolo de su estudio.

15. ¿Qué sucede cuando la Investigación termina?

Los resultados, de manera anónima, podrán ser publicados en revistas de investigación científica o podrán ser presentados en congresos.

Es posible que sus datos personales e información médica pueden ser usadas para otros proyectos de investigación relacionados, previa revisión y aprobación por los Comités de Investigación y de Ética en Investigación.

16. ¿A quién puedo dirigirme si tengo alguna complicación, preocupación o problema relacionado con la Investigación?

Cualquier duda, preocupación o queja acerca de algún aspecto de la investigación o de la forma en que ha sido tratado durante el transcurso de la misma, por favor contacte a los investigadores principales:

- **Dra. Andrea Olascoaga Gómez de León**
 - **Teléfono institucional: 55 5999 1000, extensión 13124**
 - **Correo: aolascoaga@inr.gob.mx**

- **Dra. Victoria Esther Barba Esqueda**
 - **Teléfono institucional: 55 5999 1000, extensión 13124**
 - **Correo: viickybarba@gmail.com**

Aclaraciones:

- a) Esta investigación ha sido revisada y aprobada por el Comité de Investigación y Comité de Ética en Investigación del Instituto Nacional de Rehabilitación Luis Guillermo Ibarra Ibarra, que son independientes al grupo de investigadores, para proteger sus intereses.
- b) Su decisión de participar en la presente Investigación es **completamente voluntaria**.
- c) En el transcurso de la Investigación, usted podrá solicitar información actualizada sobre la misma, al investigador responsable.
- d) La información obtenida en esta investigación, utilizada para la identificación de cada participante será mantenida con estricta confidencialidad, conforme la normatividad vigente.
- e) Se le garantiza que usted recibirá respuesta a cualquier pregunta, duda o aclaración acerca de los procedimientos, riesgos, beneficios u otros asuntos relacionados con la presente investigación.
- f) Se hace de su conocimiento que existe la disponibilidad de tratamiento médico y la indemnización a que legalmente tendría derecho por parte del Instituto Nacional de Rehabilitación

Luis Guillermo Ibarra Ibarra, solamente en el caso de sufrir daños directamente causados por la Investigación.

g) En caso de que sea usted padre/tutor, o representante legal de un menor de edad o de una persona incapaz de tomar la decisión o firmar este documento, sírvase firmar la presente Carta de Consentimiento Informado dando su autorización.

h) En el caso de que el participante en la investigación se trate de un menor a partir de los 6 años, por favor de lectura al Asentimiento Informado anexo a este documento, para que el menor lo comprenda y autorice.

i) Si considera que no hay dudas ni preguntas acerca de su participación, puede, si así lo desea, firmar la Carta de Consentimiento Informado.

j) Se le comunica que esta Carta de Consentimiento Informado se elabora y firma en dos ejemplares originales, se le entregará un original y el otro lo conservará el investigador principal.

FIRMA DE CONSENTIMIENTO
[versión X, fecha dd/mm/20XX]

Yo, _____, manifiesto que fui informado (a) del propósito, procedimientos y tiempo de participación y en pleno uso de mis facultades, es mi voluntad participar en esta investigación titulada.

No omito manifestar que he sido informado(a) clara, precisa y ampliamente, respecto de los procedimientos que implica esta investigación así como de los riesgos a los que estaré expuesto ya que dicho procedimiento es considerado de ____ riesgo.

He leído y comprendido la información anterior, y todas mis preguntas han sido respondidas de manera clara y a mi entera satisfacción, por parte de _____.

NOMBRE Y FIRMA DEL PARTICIPANTE
PADRE/TUTOR O REPRESENTANTE LEGAL
(según aplique, se requiere identificación)

NOMBRE Y FIRMA DEL INVESTIGADOR PRINCIPAL

TESTIGOS

NOMBRE Y FIRMA
PARENTESCO
DOMICILIO

NOMBRE Y FIRMA
PARENTESCO
DOMICILIO

Nota: Los datos personales contenidos en la presente Carta de Consentimiento Informado, serán protegidos conforme a lo dispuesto en las Leyes Federal de Transparencia y Acceso a la Información Pública, General de Transparencia y Acceso a la Información Pública y General de Protección de Datos Personales en Posesión de Sujetos Obligados y demás normatividad aplicable en la materia.