

UNIVERSIDAD AUTÓNOMA DEL ESTADO DE MÉXICO
FACULTAD DE MEDICINA
LICENCIATURA EN BIOINGENIERÍA MÉDICA
DEPARTAMENTO DE EVALUACIÓN PROFESIONAL



“EVALUACIÓN FUNCIONAL DE LA RODILLA MEDIANTE CINEMÁTICA Y
ELECTROMIOGRAFÍA EN SUJETOS CON LESIÓN DE LIGAMENTO CRUZADO
ANTERIOR”

TESIS

QUE PARA OBTENER EL TÍTULO DE
LICENCIADO EN BIOINGENIERÍA MÉDICA

PRESENTA:

P. L. B. M LEONEL GONZÁLEZ CORRAL

DIRECTOR DE TESIS:

Dr. en C. JOSÉ JAVIER REYES LAGOS

ASESOR EXTERNO

Dr. CARLOS ALBERTO CUELLAR RAMOS

REVISORES

Dra. en C. F. ADRIANA CRISTINA PLIEGO CARRILLO

M. en C. CLAUDIA IVETTE LEDESMA RAMÍREZ

TOLUCA, ESTADO DE MÉXICO 2023

**EVALUACIÓN FUNCIONAL DE LA RODILLA
MEDIANTE CINEMÁTICA Y ELECTROMIOGRAFÍA
EN SUJETOS CON LESIÓN DE LIGAMENTO
CRUZADO ANTERIOR**

DEDICATORIA

A mi Abue, Anastacio Manuel González Ruíz †

La herencia más preciada que me brindaste fue el significado del esfuerzo, el trabajo, la dedicación y la determinación para alcanzar a ser un profesionalista y ser humano notable. Eres mi más grande orgullo, tal como me lo llegaste a mencionar alguna vez. Es por eso, que este trabajo de tesis que realicé es para ti.

AGRADECIMIENTOS

A mis padres, Xóchitl Corral Martínez y Leonel González Bastida

Les agradezco por ser los motores para empezar y continuar este camino, en el que me brindaron todo su apoyo desde el momento que elegí cursar esta carrera profesional. Gracias por haber sido la compañía en los momentos difíciles, pero también por celebrar conmigo cada logro, como el que en esta ocasión se presenta, el cual no hubiera sido posible sin ustedes.

A ti papá, por inculcarme el valor de la excelencia, insistiendo en que cada tarea merece ser realizada con un compromiso incansable hacia la perfección.

A ti mamá, por tu amor incondicional y mostrarme que no importa que tan grande sean las adversidades, uno debe encontrar la manera de enfrentarlas y superarlas.

A mis abuelos, Mafalda Yolanda Martínez Núñez, Clara Estela Bastida Ocampo, Antonio Mariano Corral Castañeda y Anastacio Manuel González Ruiz

Les agradezco por todos los esfuerzos y sacrificios que han realizado que me permitieron alcanzar este objetivo. Gracias por ser la inspiración y los pilares en mi vida, para dirigirme siempre con la convicción de ser un profesionista con integridad.

A ti abuelo, por el interés de asesorarme en la redacción y estilo del presente escrito.

A mi director de tesis y asesor externo, Dr. José Javier Reyes Lagos y Dr. Carlos Cuellar Ramos

Les agradezco por aceptar ser los guías durante la realización de este proyecto de investigación. Gracias por los conocimientos y aprendizajes invaluable, que sin duda, se vieron reflejados en mi desarrollo profesional para poder entregar este trabajo con éxito.

A mi familia y amigos

Les agradezco por estar pendientes del proceso de esta tesis, por escucharme y apoyarme en todo momento.

ÍNDICE

RESUMEN.....	7
1. ANTECEDENTES.....	9
1.1 SISTEMA MUSCULAR Y ARTICULAR DE MIEMBRO INFERIOR INVOLUCRADOS EN MOVIMIENTOS DEL LIGAMENTO CRUZADO ANTERIOR	9
1.2 BIOMECÁNICA DEL SISTEMA MUSCULAR Y ARTICULAR DE MIEMBRO INFERIOR INVOLUCRADOS EN MOVIMIENTOS DEL LIGAMENTO CRUZADO ANTERIOR.....	12
1.3 LESIÓN DE LIGAMENTO CRUZADO ANTERIOR	13
1.4 PROCEDIMIENTOS DE RECONSTRUCCIÓN DE LIGAMENTO CRUZADO ANTERIOR.....	15
1.5 EVALUACIÓN DE LA REHABILITACIÓN PARA PERSONAS CON RECONSTRUCCIÓN DE LIGAMENTO CRUZADO ANTERIOR	19
1.5.1 FASE PREOPERATORIA.....	19
1.5.2 FASE POSTOPERATORIA DE RECUPERACIÓN TEMPRANA.....	20
1.5.3 FASE DE PREDOMINIO ANALÍTICO.....	21
1.5.4 FASE DE PROGRESIÓN FUNCIONAL.....	22
1.5.5 FASE DE REINCORPORACIÓN A ACTIVIDADES FÍSICAS	23
1.6 OPCIONES TECNOLÓGICAS DE EVALUACIÓN DEL LIGAMENTO CRUZADO ANTERIOR.....	24
1.6.1 ANÁLISIS CINEMÁTICO.....	24
1.6.1 ELECTROMIOGRAFÍA DE SUPERFICIE	25
1.7 ESTADO DEL ARTE.....	28
2. PLANTEAMIENTO DEL PROBLEMA	31
3. JUSTIFICACIONES	33
4. HIPÓTESIS	35
5. OBJETIVOS	35
6. MÉTODO.....	36
6.1 SELECCIÓN DE PARTICIPANTES	36
6.1.1 CRITERIOS DE INCLUSIÓN (para el grupo control y grupo con lesión).....	36
6.1.2 CRITERIOS DE EXCLUSIÓN	36
6.1.3 CRITERIOS DE ELIMINACIÓN	36
6.2 INSTRUMENTOS DE INVESTIGACIÓN	37
6.2.1 CINEMÁTICA.....	37
6.2.2 ELECTROMIOGRAFÍA	37
6.3 PRUEBAS FUNCIONALES PARA LA EVALUACIÓN FUNCIONAL DE LA ARTICULACIÓN DE LA RODILLA	38

6.3.1	SENTADILLA SIMPLE	38
6.3.2	DESPLANTES.....	38
6.3.3	ATERRIZAJE CON UN PIE.....	39
6.3.4	EQUILIBRIO SOBRE UN PIE	39
6.4	ANÁLISIS DE DATOS	40
6.4.1	CINEMÁTICA.....	40
6.4.2	ELECTROMIOGRAFÍA	42
6.5	ANÁLISIS ESTADÍSTICO.....	43
6.6	IMPLICACIONES ÉTICAS.....	43
7.	RESULTADOS	44
7.1	RESULTADOS EN SENTADILLA SIMPLE.....	44
7.1.1.	ANÁLISIS CINEMÁTICO.....	44
7.1.2.	ANÁLISIS DE EMG	45
7.2	RESULTADOS EN LA PRUEBA DE DESPLANTE	49
7.2.1.	ANÁLISIS CINEMÁTICO.....	49
7.2.2.	ANÁLISIS DE EMG	50
7.3	RESULTADOS EN ATERRIZAJE CON UN PIE.....	54
7.3.1.	ANÁLISIS CINEMÁTICO.....	54
7.3.2.	ANÁLISIS DE EMG	55
7.4	RESULTADOS EN EQUILIBRIO SOBRE UN PIE.....	59
7.4.1.	ANÁLISIS DE EMG	59
8.	CONCLUSIONES.....	63
9.	RECOMENDACIONES	66
10.	BIBLIOGRAFÍA.....	67
11.	ANEXOS	73
	ANEXO I. CARTA DE CONSENTIMIENTO INFORMADO	73
	ANEXO II. AVISO DE PRIVACIDAD	76

RESUMEN

La ruptura del ligamento cruzado anterior (ACLr) es una de las lesiones más frecuentes que se presentan en la rodilla, debido a un desplazamiento anterotibial excesivo mientras esta articulación intenta mantener la estabilidad durante movimientos de aterrizaje, cambios de dirección o desaceleración. En su mayoría, el tratamiento inicial para la reconstrucción del ligamento dañado requiere de intervención quirúrgica. Sin embargo, el tiempo de recuperación de esta lesión puede tardar de seis meses hasta dos años, ya que el paciente presenta una gran debilidad funcional, alteración en la actividad muscular y propiocepción del movimiento después del reemplazo del ligamento. Debido a esto, aunque el paciente complete un plan de rehabilitación establecido, existe un porcentaje del 45% de personas que no logran regresar a las condiciones funcionales previas a la lesión. Además, el riesgo de sufrir una segunda lesión relacionada con la rodilla afectada es muy alto, ya que existen muchos factores externos e internos que, a pesar de que el sujeto ya no presente molestias, no le permiten evitar una segunda lesión.

El objetivo de este estudio fue implementar un análisis cuantitativo basado en parámetros de cinemática y electromiografía (EMG), generando una base de datos de sujetos control con una caracterización previa de parámetros cinemáticos y de EMG, entre pierna dominante (PD) y pierna no dominante (PND), así mismo, entre sexos. Posteriormente, comparar esta base de datos caracterizada con sujetos que han sufrido ACLr, y que recibieron el alta médica. Se esperó encontrar diferencias significativas en el rango de movimiento (ROM) y en la actividad muscular en los sujetos del grupo patológico durante la realización de diferentes pruebas funcionales diseñadas para evaluar la biomecánica de la rodilla.

Para la base de datos, se reclutaron 72 sujetos control (21 ± 2 años, 32 hombres (H), 40 mujeres (M)), y para el grupo con ACLr se lograron reclutar 10 personas voluntarias (23 ± 2 años, 8 H, 2 M). Los sujetos ejecutaron cinco pruebas funcionales: sentadilla, desplante, aterrizaje en un pie y equilibrio sobre una pierna. Para el análisis de cinemática, se colocaron 17 marcadores en la pelvis y extremidades inferiores para la captura de movimiento, con los cuales se obtuvo la flexión máxima de la rodilla realizada en cada prueba funcional. Para el análisis de EMG, se emplearon ocho sensores colocados bilateralmente en el Vasto Lateral (VL), Vasto Medial (VM) del grupo de cuádriceps; Semitendinoso (ST) y Bíceps Femoral (BF) del grupo de isquiotibiales. Se calcularon los parámetros: Raíz Cuadrada del Valor Medio de los Cuadrados (RMS), Área Bajo la Curva (AUC) y la Frecuencia Media (MNF), que se utilizaron para describir la respuesta muscular durante las pruebas físicas.

Los resultados de cinemática no reportaron diferencias estadísticamente significativas entre el grupo control y el grupo con ACLr en las pruebas funcionales aplicadas; sin embargo la flexión máxima alcanzada de la rodilla fue mayor para el grupo control en la prueba de sentadilla y desplante, en cambio, para la prueba de caída el grupo con ACLr presentó una flexión mayor. En el análisis de EMG se encontraron diferencias significativas ($p < 0.05$) en la prueba de sentadilla en la MNF (ST). En la prueba de desplantes hubo diferencias en los parámetros RMS (VL, VM y BF), AUC (VM y BF) y la MNF (VM y ST). En la prueba de aterrizaje sobre un pie, sólo se presentaron diferencia en RMS (VM, ST y BF) y la MNF (VM). Al realizar el equilibrio sobre un pie, la MNF fue el único parámetro con diferencia significativa (VL, ST y BF).

La implementación de cinemática y EMG para la valoración de sujetos con ACLr a partir de un análisis cuantitativo permite encontrar alteraciones en el movimiento y la actividad muscular posterior a la lesión. Esto ayudará a identificar los factores que complican una recuperación completa o, en caso favorable, confirmar que el sujeto se encuentra en condiciones óptimas para regresar a la actividad física.

SUMMARY

Anterior cruciate ligament rupture (ACLR) is one of the most frequent injuries that occur in the knee as a result of an excessive anterior tibial displacement in the attempt of this joint to maintain stability during landing movements, changes of direction or deceleration. For the most part, the initial treatment for the reconstruction of the damaged ligament requires surgical intervention; however, the recovery time from this injury can take from six months to two years, as the patient after ligament replacement presents great functional weakness, alteration in muscle activity and proprioception of movement. Due to this, even though the patient completes an established rehabilitation protocol, there is a 45% of people who fail to return to functional conditions before suffering an injury. In addition, the percentage of suffering a second injury related to the affected knee is quite high, there are many external and internal factors that, even though the subject no longer presents discomfort, is not sufficiently capable of avoiding the same injury for the second time.

The aim of this study approached in the implementation of a quantitative analysis based on kinematics and electromyography (EMG) parameters, generating a database of control subjects with a previous characterization of kinematics and EMG parameters, between dominant leg (PD) and non-dominant leg. (PND), likewise, between the sexes. Subsequently, compare this characterized database with subjects who have suffered ACLr, and who received medical discharge. It was expected to find significant differences in the range of motion (ROM) and muscle activity in the subjects of the pathological group during the performance of different functional tests designed to assess the biomechanics of the knee.

Seventy-two control subjects (21 ± 2 years, 32 males (H), 40 females (M)) were recruited for the database, and 10 subjects (23 ± 2 years, 8 H, 2 M) were recruited for the group with ACLr. The subjects executed five functional tests: squats, lunges, single leg drop and standing by single leg. For the kinematics analysis, 17 markers were placed for movement capture, and the knee maximum flexion reached for each functional test was obtained. For the EMG analysis, eight sensors were placed bilaterally in the Vastus Lateralis (VL), Vastus Medialis (VM) of the quadriceps group; Semitendinosus (ST) and Biceps Femoris (BF) from the hamstring group. For the calculation of the Root Mean Square (RMS), Area Under the Curve (AUC) and Mean Frequency (MNF) parameters, which were used to describe the muscle response during physical tests.

The kinematics results did not report statistically significant differences between the control group and the group with ACLr in the applied functional tests; however, the maximum knee flexion achieved was greater for the control group in the squat and lunge test, while for the single leg landing test the group with ACLr presented greater flexion. In the EMG analysis, significant differences ($p < 0.05$) were found in the squat test in the MNF (ST). In the lunge test, there were differences in the RMS (VL, MV and BF), AUC (MV and BF) and MNF (MV and ST) parameters. In the landing test on one foot, there were only differences in RMS (VM, ST and BF) and MNF (VM). When balancing on one foot, the MNF was the only parameter with a significant difference (VL, ST and BF).

The implementation of kinematics and EMG, for the assessment of subjects with ACLr from a quantitative analysis, allows to find alterations in the movement and muscle activity after the injury, and with this, to identify the factors that complicate a complete recovery, or if it is favorable, confirm that the subject is in optimal conditions to return to physical activity.

1. ANTECEDENTES

1.1 SISTEMA MUSCULAR Y ARTICULAR DE MIEMBRO INFERIOR INVOLUCRADOS EN MOVIMIENTOS DEL LIGAMENTO CRUZADO ANTERIOR

Las partes de miembro inferior que se describen en este estudio son la cintura pélvica, rodilla, muslo, pierna y la articulación del pie. De acuerdo con *Dufour M.* (1) la cadera presenta una fuerte cohesión debido a estar compuesta por un gran número de músculos, lo que permite tener estabilidad en la pierna. El muslo es la parte con mayor tono muscular, debido a la gran actividad muscular que ejerce para garantizar un buen control de la articulación de la rodilla. En la parte más distal se encuentra el tobillo, que juega un papel fundamental en la estabilidad de toda la extremidad durante movimientos de marcha y aterrizaje. La anatomía muscular de la pelvis se divide en extrínseca, donde predomina la movilización, e intrínseca, donde predomina la estabilización. Dentro de esta zona de la pelvis, los músculos de interés incluyen los músculos glúteos que se dividen en mayor, medio y menor. Los músculos pelvitrocantéreos como los gemelos (superior e inferior) y el cuadrado femoral. Otros músculos importantes son el aductor del muslo, aductor mayor, aductor largo y aductor corto. La mayoría de estos músculos pueden ser observados en la Fig. 1 que muestra una vista lateral, y en la Fig. 2, se expone una vista anterior.

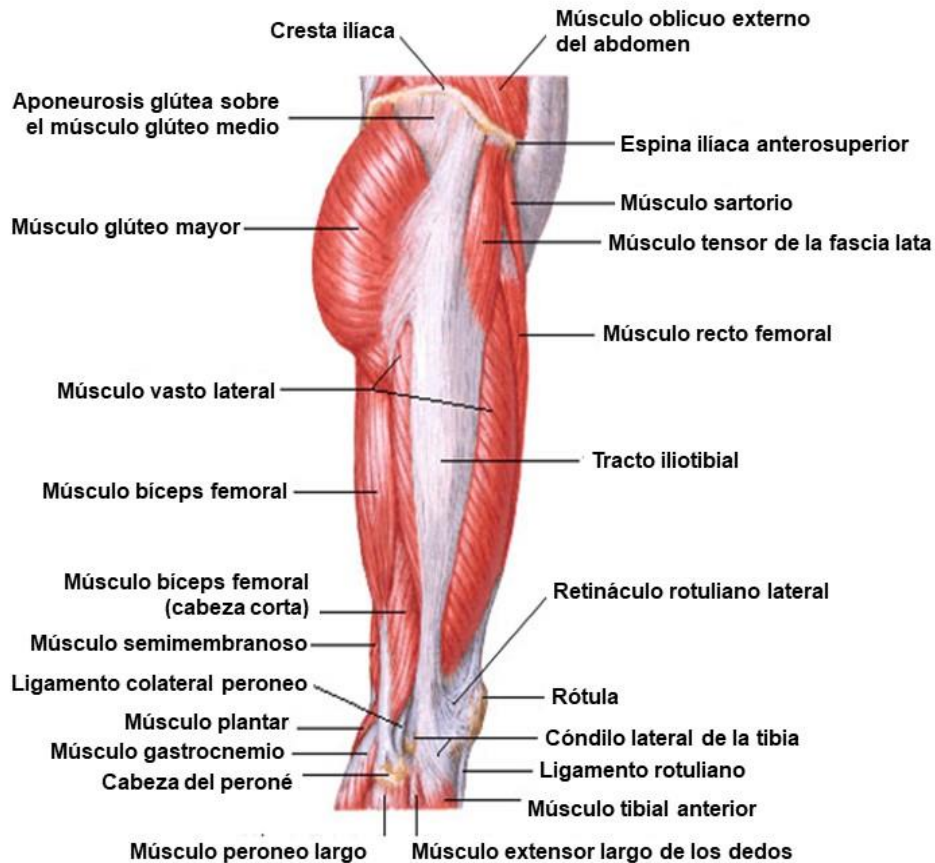


Fig. 1 Vista lateral de la cadera y el muslo donde se distinguen algunos de los músculos de interés como el VL y músculo BF. Modificado de (2)

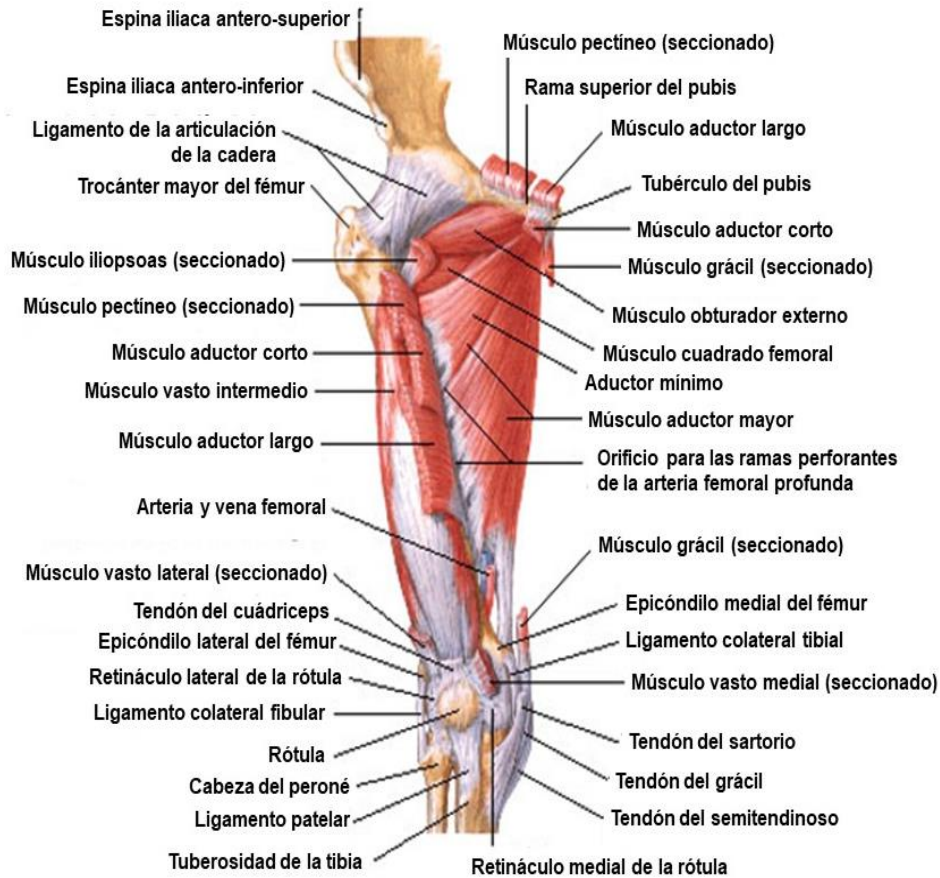


Fig. 2 Vista anterior del sistema muscular del muslo, rodilla y proximidad de pierna. Los músculos que presentan relación directa con el ligamento cruzado anterior (ACL) son el VL y VM, músculo cuadrado femoral, músculo y el aductor mayor. Modificado de (2).

La pelvis se encuentra por debajo de la cresta ilíaca, por delante del pubis y su ubicación presenta un ángulo de 45° respecto al plano horizontal (3). La articulación coxofemoral o de la cadera es la encargada de unir la cintura pelviana y el hueso coxal con el fémur. Los ligamentos que se ven involucrados en esta articulación son el iliofemoral pubofemoral e isquiofemoral.

La rodilla es una doble articulación de interés para la presente investigación, ya que es una articulación esencial que une el muslo con la pierna. Está compuesta por dos articulaciones principales, la tibiofemoral y la patelofemoral (3). La articulación tibiofemoral actúa como una bisagra, transmitiendo el peso corporal del fémur hacia la tibia, y permitiendo una rotación articular en el plano sagital. La articulación patelofemoral participa en el ciclo de la marcha al limitar el empuje hacia adelante generado al apoyar el pie (4).

Dentro de la rodilla, se encuentran múltiples ligamentos, como los ligamentos colaterales, que forman una polea de reflexión para el tendón reflejo del músculo semimembranoso. Los ligamentos cruzados forman el pivote central de esta articulación y están cruzados en el plano frontal y sagital (5); son dos y se conocen como posterior y el ACL (que es el objeto de estudio). Estas estructuras son mostradas en la Fig. 3 para comprender de mejor forma su posición y relación con el resto de los músculos.

Los grupos musculares que están involucrados con el ACL para la ejecución de diferentes movimientos y se encuentran en la zona femoral o del muslo se dividen en dos grupos principales: cuádriceps e isquiotibiales. El grupo de cuádriceps está conformado por el recto femoral, VL, vasto medial (VM) y vasto intermedio. En el compartimento femoral medial están incluidos los aductores (largo, corto y mayor). En la parte posterior del compartimento femoral se encuentra el músculo BF y ST, como se observa en la Fig. 4.

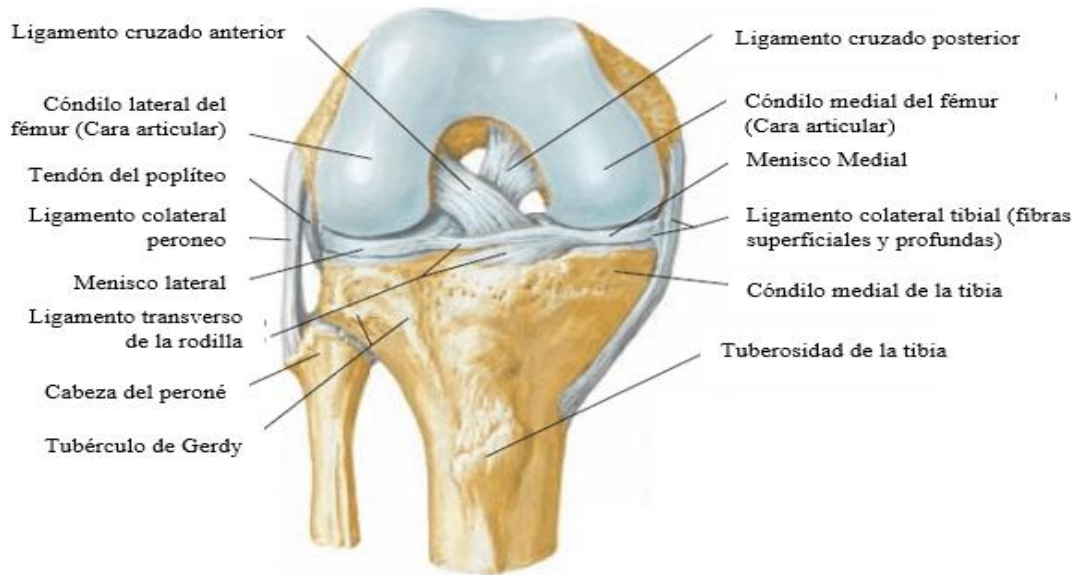


Fig. 3 Ilustración de la rodilla desde una vista anterior donde se pueden apreciar el ligamento cruzado anterior, ligamento cruzado posterior y los ligamentos colaterales (peroneo y tibial). Modificado de (2).

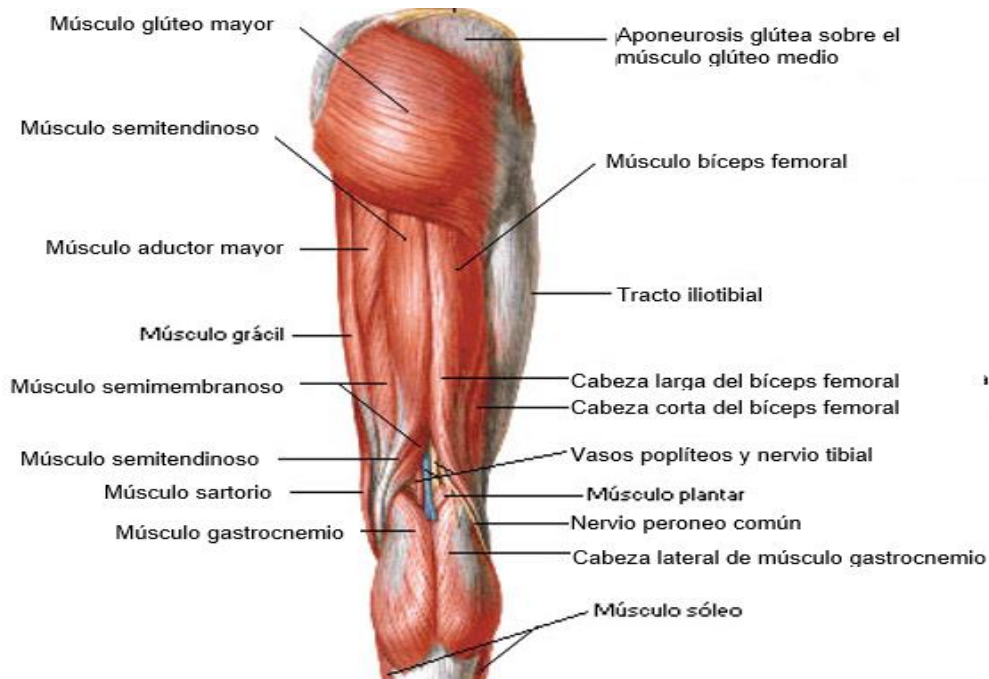


Fig. 4 Vista posterior del grupo muscular de isquiotibiales. Para este estudio, el enfoque se dirigió hacia el músculo ST y BF. Modificado de (2)

En la parte de la pierna, los músculos que tienen relación biomecánica con el ACL, son el músculo tibial anterior, tibial posterior y tríceps sural, que está constituido por dos músculos, el gastrocnemio y sóleo (3).

1.2 BIOMECÁNICA DEL SISTEMA MUSCULAR Y ARTICULAR DE MIEMBRO INFERIOR INVOLUCRADOS EN MOVIMIENTOS DEL LIGAMENTO CRUZADO ANTERIOR

La articulación de la cadera se caracteriza por ser par y simétrica, y una de sus principales funciones es unir la cintura pélvica con las extremidades inferiores. Su movimiento es triaxial, lo que significa que en el plano sagital y alrededor del eje transversal realiza flexión y extensión. En el plano transversal, sobre el eje vertical, permite la rotación interna y externa. Por último, en el plano frontal y a lo largo de un eje anteroposterior se pueden realizar movimientos de abducción y aducción (6).

La acción de los músculos pertenecientes a la zona de la cintura pélvica es variada. El músculo glúteo mayor actúa como extensor y rotador lateral del muslo. El músculo glúteo medio y glúteo menor son abductores del muslo. Por otro lado, los músculos obturador externo y cuadrado femoral tienen la función exclusiva de ser rotadores laterales de la articulación coxofemoral (3).

La rodilla se caracteriza por ser par y simétrica. Es una de las articulaciones más complejas del cuerpo humano (6). En conjunto con el par de articulaciones internas, cumplen la función de ser una articulación amortiguadora de las cargas del suelo y la fuerza del peso corporal. Participa en garantizar la estabilidad del cuerpo tanto en condiciones estáticas como dinámicas, restringiendo ciertos movimientos en diferentes planos (7).

Existen múltiples movimientos en los tres planos del espacio en los que interviene la rodilla (8). Éstos incluyen la rotación externa e interna cuando la rodilla está en semiflexión, así como la abducción-aducción. En cuanto a los movimientos de flexión, el valor angular promedio es de aproximadamente 135° , extensión de 0° , pero puede haber hiperextensión límite de 10° (6). La rotación externa en la rodilla tiene un ROM aproximado de $45\text{-}50^\circ$, mientras que la rotación interna de $30\text{-}35^\circ$. Durante actividades como la marcha, el promedio de flexión de la rodilla es de alrededor de 60° , y la extensión se mantiene en valores entre $0\text{-}10^\circ$. Algunos de los músculos relacionados son biarticulares, que tienen la capacidad de producir algunas variaciones en los rangos de movimiento (8). En la Fig. 5 se ilustran los diferentes movimientos en los que la rodilla interviene dentro de los tres planos espaciales.

Los ligamentos de la rodilla desempeñan una función esencial en la biomecánica para mantener la estabilidad del cuerpo, ya que generan resistencia a fuerzas variadas y resistencia a la hiperextensión. Durante la rotación, limitan el rango de giro para prevenir posibles lesiones (8). El ACL es importante al ejercer una extensión completa para ayudar a prevenir la hiperextensión y controla la traslación anterior de la tibia en relación al fémur. Así mismo, limita la rotación de la tibia a medida que se extiende la rodilla, y ajusta la traslación a la rotación axial tibial (7). Por otro lado, el ligamento cruzado posterior, durante la flexión, controla la traslación posterior de la tibia en el fémur (9). Además, actúa en la restricción de la traslación o rotación en el plano coronal cuando la rodilla se encuentra en una posición de extensión completa (4). La biomecánica del ligamento colateral lateral es evitar una angulación excesiva de varo en la rodilla. En cambio, el ligamento colateral

medial protege a la rodilla de un desplazamiento de valgo y colabora en la estabilización interna de la rodilla cuando se ejerce una flexión mayor a 90° (10).

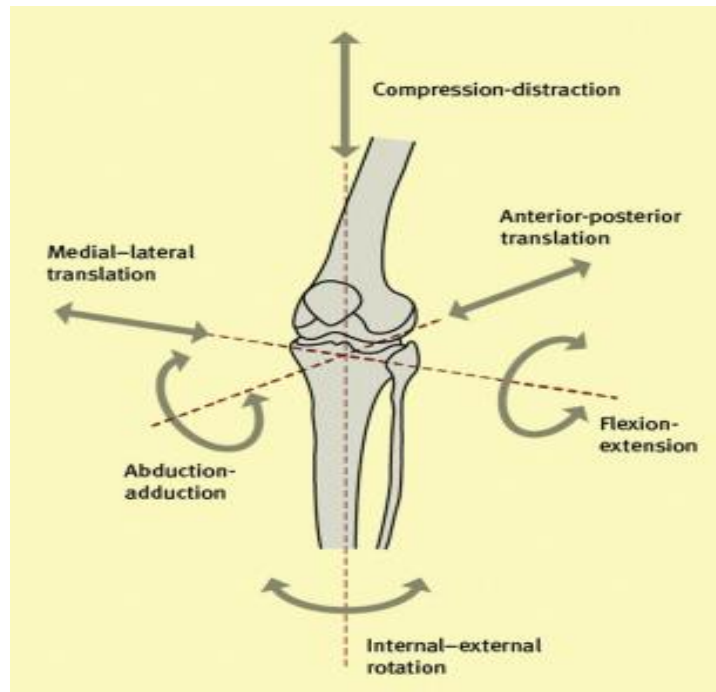


Fig. 5 Tipos de movimientos en los que está involucrada la articulación de rodilla en los tres planos espaciales. Imagen modificada de (11).

De acuerdo con *Panesso et al.*, (8), los músculos del grupo de cuádriceps, como el VL y VM presentan una acción antagónica con respecto a los músculos del grupo de isquiotibiales como BF y ST que participan en movimientos de flexión y rotación. La coactivación de los músculos de cuádriceps e isquiotibiales mejora el control del movimiento en el miembro inferior y garantiza la estabilidad ante movimientos en los que se ejerzan fuerzas de cizallamiento. Sin embargo, la potencia de activación de un grupo con respecto al otro depende del tipo de movimiento que se realice, con la finalidad de adaptarse a las demandas específicas del movimiento (12).

1.3 LESIÓN DE LIGAMENTO CRUZADO ANTERIOR

La ACLr es conocida por causar una grave debilitación en las personas, lo que genera un dolor significativo en su actividad diaria. A pesar de la cirugía de reconstrucción, la rehabilitación puede no ser suficiente para permitir que el paciente regrese a realizar actividad física de manera óptima. El desgarro de ACL, es una lesión frecuente en el deporte y suele tener consecuencias a largo plazo, como deficiencia en la función de la rodilla, control deficiente de la postura y debilitamiento de los músculos relacionados con esta articulación (13).

De acuerdo con *Roldán et al.*, (14), el 78% de las ACLr se producen por una desaceleración repentina, en el aterrizaje posterior a un salto, que implica un desplazamiento transversal súbito. Esta lesión no necesariamente es causada por el contacto con otra persona, sino por la forma en que el cuerpo se posiciona al realizar actividades que requiere de diferentes mecanismos de control. Los factores que influyen en el alto riesgo de sufrir este tipo de

lesión pueden estar relacionados con aspectos anatómicos, hormonales o biomecánicos. En la Fig. 6 se muestra el mecanismo de movimiento que puede llevar a una persona a sufrir una ACLr durante actividades dinámicas. Se observa cómo se genera un valgo excesivo en la rodilla, generalmente al intentar realizar un cambio de dirección transversal. En el lado izquierdo de la Fig. 6 se ilustra la manera en que puede ocurrir una traslación de la tibia, especialmente cuando se realiza una mala técnica durante el aterrizaje o el apoyo de la pierna (15).

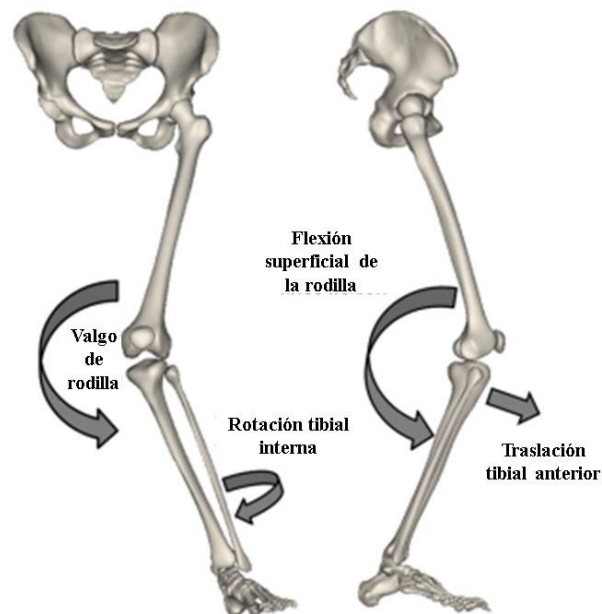


Fig. 6 Mecanismo de lesión de ACL al realizar un movimiento. Imagen modificada de (16)

Por otra parte, la dominancia en la pierna puede tener una relación con la lesión de ACL. En actividades que requieren el uso de ambas piernas, como patear, comúnmente se utiliza la PD para realizar el movimiento principal, mientras que la PND actúa como soporte del cuerpo. Esta distribución de carga desigual puede provocar que ambas piernas respondan biomecánicamente de manera diferente durante otros ejercicios. Sin embargo, la PD es la que presenta mayor prevalencia a sufrir una lesión, como en ejercicios de cambio de dirección (17).

Al sufrir una ACLr, es común que se produzcan afectaciones a nivel muscular. Entre ellas, se observa una disminución en el rango de flexión de la rodilla, y un aumento en la abducción de esta articulación. Además, en la cadera se presenta un aumento en la flexión (18). A nivel muscular, la ACLr provoca una alteración en la actividad muscular y una disminución en la capacidad de control excéntrico de los músculos del cuádriceps (19).

Se puede producir después de una primera ACLr, una lesión secundaria que depende del mecanismo de movimiento que provocó la ruptura inicial. Los ligamentos colaterales, el ligamento posterior y los meniscos pueden resultar afectados al mismo tiempo que el ACL, y si no reciben un tratamiento adecuado, la reconstrucción del ACL puede ser menos exitosa (20). Así mismo, a largo plazo, las personas que han experimentado ACLr y una lesión en los meniscos tienen un mayor riesgo de desarrollar osteoartritis. La posibilidad de padecer

osteoartritis dependerá del tipo de tratamiento recibido y del estilo de vida que adopte el paciente después de la lesión (21).

Es importante destacar que el tratamiento de la ACLr debe realizarse en un lapso de dos a tres semanas posteriores al diagnóstico, ya que entre más tiempo transcurra, mayor puede ser la limitación en los movimientos de flexión-extensión de la rodilla, y aumentará el riesgo de desarrollar osteoartritis a largo plazo (22). El dolor intenso en el área de la rodilla es una característica principal de la lesión en su fase inicial. Sin embargo, posterior a ser tratada y rehabilitada, el dolor puede persistir y puede estar relacionado con una sobrecarga en el menisco, la presencia de artrofibrosis o infecciones (23).

La propiocepción se considera como el efecto de los impulsos nerviosos aferentes en los músculos, tendones y articulaciones que controla los reflejos y el tono muscular. Representa las sensaciones de tacto durante el movimiento y posicionamiento articular (24). Cuando se sufre lesión de ACL, este efecto se ve profundamente afectado debido a la función que ejerce el ligamento con respecto a la estabilidad de la pierna. La pérdida de propiocepción aumenta en gran medida el porcentaje de reincidir a una segunda ACLr, ya que el paciente deja de percibir la posición de la pierna durante el movimiento y requiere bajar la mirada para contrarrestar la pérdida de propiocepción (25).

La calidad de vida después de sufrir una lesión dependerá en gran medida del tipo de reconstrucción que se realice y de la atención y seguimiento que se brinde al paciente durante todo el proceso de rehabilitación. Aunque el paciente pueda experimentar una mejoría notable y retomar sus actividades habituales, es importante tener en cuenta que siempre existe la posibilidad de volver a sufrir una lesión (26).

Finalmente, la kinesofobia se define como un trastorno o miedo de reincidir en la misma lesión. Este temor limita al paciente y dificulta su regreso a la actividad física. Esta condición puede obstaculizar el éxito de la rehabilitación, ya que el paciente puede sentir ansiedad al realizar ejercicios de alto impacto o unimodales, lo que podría llevarlo a adoptar patrones de movimiento que pongan en riesgo la pierna previamente intervenida (27). Existen varios métodos para determinar si el sujeto presenta kinesofobia, uno de ellos es la escala de Tampa, que se utiliza en sujetos que han sufrido lesiones musculoesqueléticas, incluyendo ACLr (28).

1.4 PROCEDIMIENTOS DE RECONSTRUCCIÓN DE LIGAMENTO CRUZADO ANTERIOR

Existen diferentes enfoques de tratamiento para pacientes que han sufrido una lesión de ACL, y la decisión sobre qué método utilizar depende de varios factores, como la gravedad de la lesión, la edad del paciente, su nivel de actividad física y sus objetivos a largo plazo. En muchos casos, la cirugía de reconstrucción es más recomendable por los médicos. La cirugía tiene como objetivo restaurar la estabilidad de la rodilla y permitir que el paciente regrese a sus actividades físicas habituales (29).

Dentro de los procedimientos de reconstrucción del ACL, los injertos utilizados son de diferentes tipos y características. Uno de los tipos de injertos más comunes es el autoinjerto, que implica tomar tejido del propio cuerpo del paciente para reemplazar el ligamento dañado. Los autoinjertos más utilizados son los tendones del músculo semitendinoso y gracilis. Otro tipo de injerto utilizado es el aloinjerto, que consiste en utilizar tejido de un donante cadavérico para reemplazar el ACL. El uso de aloinjertos puede ser una alternativa eficaz, aunque existe mayor riesgo de rechazo y necesidad de tomar precauciones

adicionales. En algunos casos, también se pueden utilizar injertos sintéticos, que están hechos de materiales artificiales como poliéster o polipropileno. Estos injertos pueden ser una opción para pacientes que no son candidatos para autoinjerto o aloinjertos, aunque su uso puede estar asociado con mayor riesgo de fracaso del injerto y complicaciones a largo plazo (29).

El injerto de tendón rotuliano es una opción comúnmente utilizada en pacientes jóvenes o aquellos que realizan actividades de alto rendimiento debido a su resistencia y capacidad para soportar las demandas físicas (30). Para obtener el injerto, se extrae el tercio medio del tendón rotuliano del propio paciente. El procedimiento se realiza mediante una técnica endoscópica que requiere de una pequeña incisión sobre el tendón rotuliano para dividir el peritendon. El tercio medio del tendón rotuliano que se extrae debe tener un diámetro entre 9 a 12 mm y se retira con aproximadamente 25 a 30 mm de hueso de la rótula y el tubérculo tibial. Posteriormente, se realiza una perforación en la cara anteromedial de la tibia para acceder a la articulación de la rodilla por la parte posterior del ACL. El injerto se coloca rotado 90° y se extiende la rodilla para verificar que ha sido colocado correctamente y que no toca el techo de la muesca intercondílea. Una vez que el injerto está en su lugar, se somete a una tensión de aproximadamente 15 libras con la rodilla flexionada a 10°. La debilidad del injerto se analiza para determinar si el procedimiento fue realizado con éxito o si es necesario realizar correcciones adicionales (29). La Fig. 7 ilustra la colocación final del injerto, mostrando la posición adecuada dentro de la articulación de la rodilla.



Fig. 7 Ilustración que muestra la orientación y posición del injerto de tendón rotuliano que se coloca como alternativa para la reconstrucción de ACL. Modificada de (29).

Otro de los injertos que se utiliza para la reconstrucción de ACL es el tendón semitendinoso y gracilis. Para obtener este injerto, se realiza una incisión transversal de aproximadamente

5 cm en la parte distal del muslo, donde se diseccionan ambos tendones. Luego, se realiza otra incisión de entre 12-15 cm en la parte lateral de la articulación de la rodilla. El tamaño del tendón obtenido tiene una longitud de 6-8 cm. Utilizando un isómetro, se identifica la mejor posición en el cóndilo femoral lateral para colocar el tendón. El tendón es trasladado a través de los orificios previamente realizados en la unión tibial y femoral. Durante la colocación del tendón, se aplica una tensión de aproximadamente 15 libras. La unión tibial se refuerza con múltiples suturas no absorbibles utilizando puntos de sutura que forman un ocho, mientras que la unión femoral se protege con grapas de púas. La banda iliotibial se pasa del frente a la parte posterior a través del orificio en el cóndilo femoral lateral y se coloca con una tensión de aproximadamente 10 libras. Es importante mencionar que existe un procedimiento que utiliza el injerto del tendón semitendinoso y gracilis en conjunto con una banda iliotibial extraarticular, conocido como tenodesis con banda iliotibial extraarticular (29). La Fig. 8 presenta una ilustración que muestra de forma general cómo se posiciona el injerto de tendón semitendinoso y gracilis dentro de la articulación de la rodilla en reemplazo del ACL.

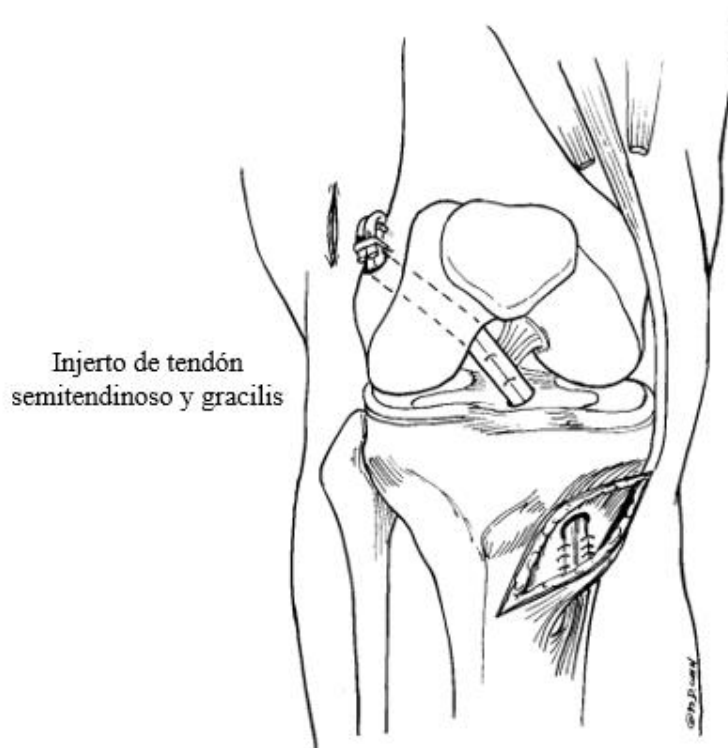


Fig. 8 Ilustración que permite visualizar la manera en que es colocado el injerto de tendón semitendinoso y gracilis dentro de la articulación de la rodilla con la finalidad de que reemplace funcionalmente al ACL dañado previamente. Modificada de (29).

El tendón cuadricipital es una alternativa menos popular que las dos opciones anteriores. En este caso, el injerto se extrae junto con una pastilla ósea de la rótula proximal, que tiene un tamaño de 10x20 mm. La principal ventaja de este tendón es que proporciona una mayor área de sección transversal para la porción intraarticular del injerto. El dolor postoperatorio suele ser menor en comparación con otros injertos, lo cual es una ventaja para el paciente. Sin embargo la recuperación puede ser más extensa debido a que este tipo de injerto puede ocasionar una mayor debilidad muscular (31).

Una de las mayores ventajas de los aloinjertos es que evitan la morbilidad en la zona donante, ya que se utilizan tejidos obtenidos de una persona diferente al paciente. Entre los injertos más utilizados se encuentran el tendón rotuliano, el tendón de Aquiles y el tendón del músculo peroneo largo. También se emplean aloinjertos de músculos como el tibial anterior, tibial posterior. Otra característica importante de los aloinjertos es que requieren de un mayor tiempo de incorporación en comparación con otros tipos de injertos, pero en términos biomecánicos no brindan una resistencia tan significativa (31). Una de las desventajas de los aloinjertos es que puede existir la posibilidad de que la integridad del tejido no sea completamente conocida, lo que podría comprometer la resistencia biomecánica del injerto en el cuerpo del receptor. Para minimizar este riesgo, es común realizar un proceso de irradiación del tejido antes de utilizarlo como injerto, lo cual ayuda a prevenir posibles infecciones y aumentar la seguridad del procedimiento (32).

En pacientes jóvenes se ha dejado de utilizar la opción de aloinjerto debido al riesgo de sufrir una ruptura posterior a la recuperación, así como al riesgo de rechazo por parte del organismo al material injertado. Por tanto, los aloinjertos de ACL se han vuelto una opción para personas de mayor edad que, posterior a su recuperación, no están considerando regresar a una actividad física de alta intensidad y sólo desean mejorar su calidad de vida después de la reconstrucción (33).

Los injertos sintéticos han sido clasificados en matrices, stents o prótesis. La matriz se fabrica utilizando biomateriales de diferentes tipos que ayudan al crecimiento del tejido fibroso. La función principal de los stents es proteger la consolidación de un injerto biológico durante la fase de incorporación. En general esta alternativa no ha mostrado resultados prometedores por las complicaciones que se presentan (31). En la Tabla 1 se muestran las diferentes opciones que se emplean como reemplazo de ACL, resaltando las ventajas y desventajas que presenta cada una.

TABLA 1. TIPOS DE INJERTOS PARA REEMPLAZO DE ACL

TIPO DE INJERTO	VENTAJAS	DESVENTAJAS
Tendón rotuliano	Ideal para los deportistas de alto rendimiento Presenta una fijación más segura	Se necesita realizar fractura patelar tanto intraoperatoria como posterior a la cirugía Puede presentar mayor dolor durante la recuperación
Tendón semitendinoso y gracilis	Presenta mayor resistencia biomecánica	Posibilidad de existir daño en el nervio safeno
Tendón cuadricepsital	Brinda una mayor área de sección transversal para la porción intraarticular que otorga buenas propiedades biomecánicas	El paciente muestra mayor debilidad muscular postoperatoria
Aloinjertos	El porcentaje de morbilidad en la zona dañada es menor Requiere de menor tiempo quirúrgico.	Requiere de bastante tiempo de recuperación Se puede presentar rechazo por parte del paciente al injerto

1.5 EVALUACIÓN DE LA REHABILITACIÓN PARA PERSONAS CON RECONSTRUCCIÓN DE LIGAMENTO CRUZADO ANTERIOR

De manera general, los objetivos que se plantean con la rehabilitación de ACL son brindarle al paciente la posibilidad de recuperar la movilidad articular y restaurar la estabilidad activa de la rodilla. Para ello, deben seguirse ciertos principios para obtener una recuperación completa y permitir que el paciente pueda realizar cualquier tipo de actividad física (34). El programa de rehabilitación debe ser individualizado y basado en el tratamiento quirúrgico que se le haya aplicado al paciente (35).

1.5.1 FASE PREOPERATORIA

La primera fase se conoce como inmediata o preoperatoria. La prioridad debe radicar en minimizar la inflamación, evitar en gran medida el dolor, conservar el arco de movilidad y mantener la fuerza muscular (34).

En espera de ser intervenido, y controlados los factores consecuentes de la lesión (inflamación y dolor), se debe realizar movilización de la extremidad para prevenir la pérdida de esta misma, ya que la inmovilización puede ocasionar una pérdida de hasta el 30% de fuerza muscular en los primeros siete días, y si se prolonga la inactividad del paciente, el porcentaje de debilidad irá en aumento. La aplicación de ejercicios isométricos puede ayudar a cumplir el objetivo en esta etapa. En la Fig. 9 se muestra un ejemplo de ejercicios isométricos enfocados al cuádriceps. Para la movilización pasiva de la rodilla en flexión y extensión, debe llevarse a cabo en un rango de 10-120°. No se debe buscar fortalecer de manera exclusiva al cuádriceps, ya que entre más intensa es la fuerza de contracción de este musculo, más elevadas serán las cargas sobre el ACL. La realización de fortalecimiento del músculo tríceps de forma concéntrica con la rodilla flexionada puede ser perjudicial. Por tanto, el enfoque principal debe estar en los isquiotibiales, debido a que su actividad muscular genera una fuerza de deslizamiento posterior de la tibia bajo el fémur y no produce carga alguna sobre el ACL. Es indispensable conocer el origen del injerto, es decir, si procede del aparato extensor se debe tener mucha atención en la protección de plastia del ACL; pero, si el injerto es del semitendinoso, los ejercicios de flexión son los que se recomiendan con la finalidad de proteger el injerto (34).



Fig. 9 Ejemplo de ejercicio isométrico para mantener la fuerza muscular del cuádriceps en la etapa preoperatoria. Tomada de (35).

1.5.2 FASE POSTOPERATORIA DE RECUPERACIÓN TEMPRANA

La fase postoperatoria se divide en tres etapas diferentes basadas en el intervalo de tiempo de recuperación, ya que se espera que en cada etapa se cumplan objetivos específicos que permitan que el enfoque de la siguiente etapa se pueda cumplir (35).

El objetivo de esta etapa radica en buscar disminuir el dolor postoperatorio y la inflamación que se presenta. Se debe evitar que la pierna intervenida reciba cargas del cuerpo, pero de forma gradual pueda empezar con algunos movimientos para no provocar algún signo de atrofia en los diferentes grupos musculares.

Esta etapa tiene una duración de dos semanas, denominadas como semanas de recuperación temprana. Las cargas axiales ayudan al alineamiento celular favoreciendo la cicatrización. La crioterapia es de las opciones más recomendadas para esta etapa. Se debe evitar, en la medida de lo posible, sentarse por largos periodos de tiempo con el pie en una posición dependiente, ya que puede producir un incremento en la inflamación (36). La recuperación del arco de movilidad empieza con movimientos pasivos y activos, por ejemplo, en la Fig. 10 se puede ver el ejercicio de flexión activa asistida sin poner en riesgo la articulación reconstruida (35). La posición que se recomienda mantener constantemente es una extensión pasiva a 0° , aunque puede ser un poco incomoda debido a que de forma involuntaria los isquiotibiales generan una pequeña flexión de 20° y puede provocar hematomas en los pacientes. Durante los primeros días, los movimientos que se realicen deben ser breves para no agravar la inflamación. En la mayoría de los casos, el cuádriceps es inhibido automáticamente después de la operación, por lo que se requiere tener la rodilla extendida para empezar a contraer el músculo y romper el bloqueo de activación muscular.

Una vez que la inflamación ha disminuido, es recomendable realizarse electroestimulación de los vastos (Frecuencia de 30 Hz) para eliminar la atrofia muscular de las fibras de tipo I, y esto hace posible una recuperación más rápida de la fuerza del cuádriceps y del vasto interno (34). El apoyo temprano de la pierna ayuda a mejorar la fuerza, aumentar el grado de confianza y regresar a la normalidad el patrón de marcha lo antes posible (35).



Fig. 10 Paciente realizando flexión activa asistida en la etapa 1 dentro de las dos primeras semanas de rehabilitación postoperatoria. Tomada de (35).

1.5.3 FASE DE PREDOMINIO ANALÍTICO

La rehabilitación que se realiza a partir de la segunda semana después de la cirugía hasta el día 45 es de predominio analítico, donde su objetivo se basa en recuperar la fuerza de la zona cuadricepsal. Debe tenerse en cuenta que la función muscular depende del tamaño, sección y aspectos biomecánicos, tanto estáticos como dinámicos, de cada músculo. Se ha demostrado que las cargas que inciden sobre el tejido conectivo ayudan en la plasticidad de los tejidos encargados de la cicatrización (35).

Al final de esta fase, se debe realizar una evaluación para determinar si el paciente puede continuar con el proceso de rehabilitación. Los grupos musculares deben permitir que la extremidad alcance el rango de arco de giro establecido para esta fase, sin que el paciente presente algún tipo de dolor. El tono muscular debe mostrar diferencias notables entre la fase anterior y la actual (36).

Los ejercicios se dividen en dos tipos que se diferencian en su objetivo y beneficio. Los ejercicios de cadena cinética cerrada (CCC) se realizan mediante la condición de que el arco de movilidad que se genere esté fijo a una superficie; se busca producir una sobrecarga vertical que requiere de fuerzas de tipo axial. En los ejercicios de cadena cinética abierta (CCA) la última articulación de la extremidad se encuentra con el arco de movilidad libre; se caracterizan por causar sobrecarga transversal y perpendicular al eje axial de la articulación. En la Fig. 11A se muestra un ejemplo de ejercicios CCC, y en la Fig. 11B se aprecia un ejemplo de CCA (35).



Fig. 11 Ejercicios para el fortalecimiento del cuádriceps e isquiotibiales. **A.** Ejercicio de presión en pierna que ejemplifica lo que es un ejercicio de tipo CCC. **B.** Ejercicio de flexión-extensión, de tipo CCA que ayuda en el fortalecimiento de la articulación de la rodilla. Tomada de (35).

A partir del día 21, se debe buscar fortalecer los isquiotibiales logrando mayor flexibilidad mediante ejercicios concéntricos, estáticos y excéntricos, con un aumento de resistencia basada en los resultados. En estos ejercicios, la rodilla se coloca en extensión a 0° . Se recomienda comenzar con trabajos utilizando un resorte para ejercitar los vastos; así mismo con el uso de una almohadilla con carga progresiva, se busca la contracción del cuádriceps e isquiotibiales con diferentes ejercicios. Los ejercicios para estos dos grupos musculares están basados en contracciones a 30° y 70° , con el paciente sentado y el pie apoyado en una superficie móvil. El apoyo completo y estático del paciente es un paso fundamental en esta etapa, realizando traslaciones utilizando el peso del mismo (34). Ejercicios que generen contracción de los gastrocnemios, donde se flexione la rodilla, pueden aumentar la tensión en el ACL. Si el paciente tiene dificultades graves para moverse, el tiempo en el que no se pueden realizar ejercicios se puede compensar con electroestimulación (35).

1.5.4 FASE DE PROGRESIÓN FUNCIONAL

La siguiente fase se denomina de recuperación o progresiva funcional. A partir del día 46 y hasta aproximadamente cumplir tres meses, la prioridad será lograr el fortalecimiento y control global de la rodilla (34). Se debe verificar que el paciente ya no presente dolor en la articulación, que la inflamación ha desaparecido y el tono muscular haya aumentado.

Se comenzarán ejercicios con apoyo estático monopodal realizados sobre un plano estable en primera instancia, después sobre un plano con cierta inestabilidad y finalmente sobre un plano móvil. Con estos ejercicios deben ocurrir desestabilizaciones inesperadas y provocadas por otra persona (34).

Para la mayoría de los ejercicios, se recomienda realizar cuatro a siete repeticiones estáticas de contracción y relajación, con una duración promedio de 30 segundos, procurando realizar dos sesiones por día. Los ejercicios que se realicen deben ser combinados, es decir, de tipo CCC y CCA. Estos tipos específicos de ejercicios conducen a un aumento de la fuerza del cuádriceps (35). En la Fig. 12 se muestran un par de ejercicios recomendados durante esta fase que ayudan a mejorar la propiocepción, coordinación y fuerza muscular (37).

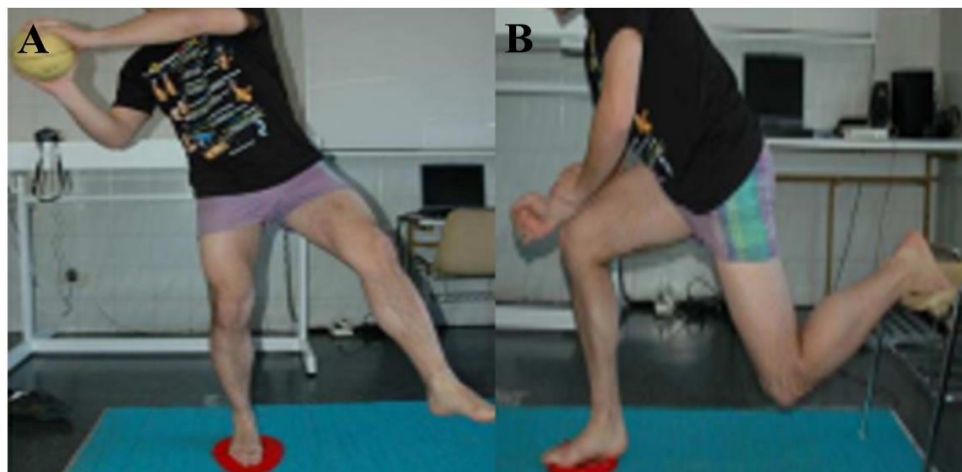


Fig. 12 Ejercicios con suelo inestable y fuerza externa. **A.** Ejercicio en el que se debe mantener la posición sobre una pierna, sosteniendo algún objeto. **B.** Ejercicio denominado sentadilla búlgara, en la que se coloca un pie sobre una superficie elevada para luego realizar descenso y ascenso con la otra pierna. Tomada de (35).

1.5.5 FASE DE REINCORPORACIÓN A ACTIVIDADES FÍSICAS

Finalizando los tres meses de rehabilitación, se comienza con las actividades físicas controladas, con una duración de dos meses, es decir, se termina en el día 150. El objetivo es recuperar en su totalidad el tono muscular con la finalidad de que el paciente pueda realizar actividades en espacios abiertos. Se comienza con trabajos isocinéticos enfocados en el cuádriceps de modo concéntrico, con una velocidad angular rápida y en modo excéntrico. Cumpliendo con 120° , se realizará con velocidad angular lenta (34).

La reanudación de actividades se basa en carreras sin desplazamiento, trampolín e hidroterapia. Se le pedirá al paciente realizar también trotes cortos en superficies planas, buscando poder empezar con trote sostenido sin realizar cambios de dirección o desaceleración de manera repentina. Se pueden realizar pequeños saltos como si se brincara la cuerda; posteriormente se realizarían saltos verticales bimodales para concluir con estos mismos brinco, pero de manera monopodal. Ejercicios de escalón son también incluidos, por ejemplo, se debe buscar alternar el pie con el que se sube y baja de la plataforma, además de saltos laterales con amplitud mínima para evaluar la precisión del apoyo del pie (34). En la Fig. 13 se muestran múltiples ejercicios dinámicos, explosivos y con fuerza externa.



Fig. 13 Múltiples ejercicios que se enfocan en la progresión funcional de la biomecánica de la pierna. **A.** Desplantes progresivos sobre plano estable. **B.** Subir y bajar una plataforma de forma continua. **C.** Cambios de dirección aleatorios y explosivos. **D.** Desplazamiento lateral con fuerza externa en el lado contrario. Imágenes tomadas y modificadas de (37).

En la gran mayoría de documentos se establece que el tiempo necesario para recuperar por completo el estado de salud de la articulación de la rodilla, que comprende al ACL reconstruido, es de seis meses (35). Sin embargo, dependiendo del tipo de actividad física o la evolución que presente el paciente el tiempo de rehabilitación puede ser más largo. Las pruebas físicas para medir la capacidad muscular y estabilidad son el salto a distancia, triple salto a distancia (ambos con una pierna) y salto vertical. Para entonces se debe haber recuperado el 85-90% de fuerza en isquiotibiales y cuádriceps con respecto a la pierna sana (35).

1.6 OPCIONES TECNOLÓGICAS DE EVALUACIÓN DEL LIGAMENTO CRUZADO ANTERIOR

En la actualidad, existen diferentes metodologías que se han implementado para el estudio del proceso de rehabilitación y estado del paciente que ha sufrido ACLr. Estas metodologías han empleado tecnologías capaces de obtener resultados que permiten analizar y promover la tecnología como una alternativa de estudio para evaluar al paciente con ACLr. Así, es posible determinar a partir de un análisis cuantitativo que su estado de salud es el adecuado para regresar a distintas actividades físicas, sin un riesgo potencial de sufrir una lesión en la misma zona muscular u otra relacionada biomecánicamente.

1.6.1 ANÁLISIS CINEMÁTICO

El análisis cinemático es un método que permite una evaluación cuantitativa del miembro superior e inferior. Este método puede analizar el movimiento del cuerpo en el espacio y tiempo, a partir de la colocación de marcadores ubicados en zonas específicas del cuerpo del sujeto de prueba que permiten la representación digital de desplazamientos lineales y angulares, el cálculo de velocidades y aceleraciones. Generalmente, el equipo que se utiliza para este tipo de análisis son sistemas de captura de movimiento que trabajan con cámaras optoelectrónicas. Estas mediciones cinemáticas han demostrado su efectividad para capturar pequeños cambios en el rendimiento y la calidad del movimiento, los cuales pueden detectarse con mayor sensibilidad que las escalas clínicas tradicionales (38).

Para trazar la trayectoria del movimiento del sujeto de prueba, se utilizan en su mayoría marcadores reflejantes que se colocan de forma superficial en el sujeto o con la puesta de un traje adaptado y con los marcadores integrados. La ubicación de cada marcador dependerá del estudio que se planeó realizar. Los marcadores se colocan de tal forma que, en el procesamiento del registro en 3D, se puedan crear vectores dinámicos, con los cuales, se pueda calcular la distancia o el ángulo que existe entre estos vectores durante el tiempo de registro que va a representar el valor de flexión-extensión o la rotación articular (39).

La cinemática angular se caracteriza por representar los patrones de movimiento basado en la flexión-extensión o rotación articular. Además, permite obtener información sobre los segmentos temporales y espaciales, así como parámetros como velocidad angular y coordinación entre articulaciones (38).

El sistema de captura de movimiento es de gran utilidad para el diagnóstico funcional de la movilidad articular de una persona antes y después de una lesión. De forma preventiva, permite identificar si las características anatómicas o el mecanismo de movimiento de una persona, al realizar alguna prueba funcional, ponen en riesgo la posibilidad de sufrir una lesión articular en el miembro inferior. Por lo tanto, si se le notifica a la persona sobre su condición física y las limitantes que puede tener, o se le proporciona retroalimentación sobre la técnica empleada, se puede evitar que al desempeñar actividades de alta intensidad o de contacto se presenta una ACLr (40).

Utilizar esta herramienta durante o al término del proceso de rehabilitación de un sujeto que ha sufrido ACLr coadyuva en la evaluación funcional que realiza el especialista para determinar la estabilidad de la rodilla, a partir del grado de su rotación, así como el ROM de flexión-extensión que alcanza la pierna lesionada. Adicionalmente, se analiza la relación angular que presentan ambas piernas con la finalidad de identificar si existe una diferencia

que pueda representar algún tipo de compensación al realizar la prueba. Por tanto, si los resultados confirman que el sujeto tiene las condiciones biomecánicas esperadas, entonces se puede avanzar a la siguiente fase de la rehabilitación, o incluso se puede reincorporar a la actividad física que realizaba previa a la lesión. Por el otro lado, si se encuentra inestabilidad o limitación durante las pruebas, se sugiere al especialista continuar con la rehabilitación hasta que el paciente logre los objetivos esperados, ya que la condición física que se tiene en ese momento podría ser factor de riesgo para sufrir una segunda lesión en la rodilla (41). En la Fig. 14 se muestra la interfaz en la que se puede analizar el movimiento de un sujeto durante una sentadilla y el aterrizaje sobre una pierna. Después de etiquetar cada marcador, el software genera automáticamente la unión predeterminada que formará un esqueleto digital del sujeto.

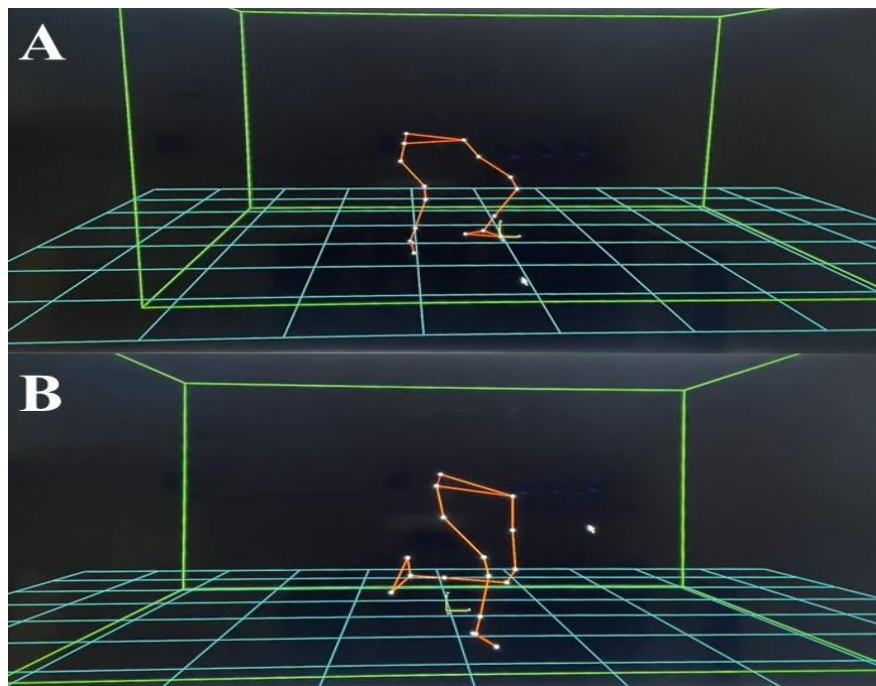


Fig. 14 Representación digitalizada de la trayectoria de movimiento del conjunto de los marcadores colocados. **A.** Prueba de sentadilla simple. **B.** Momento del aterrizaje sobre un pie al bajar. Imagen propia.

1.6.1 ELECTROMIOGRAFÍA DE SUPERFICIE

La herramienta que permite registrar la actividad eléctrica producida por un grupo muscular específico se conoce como EMG. Se puede realizar el registro de forma superficial (EMG de superficie), lo cual brinda información general sobre qué grupo muscular se activa durante un movimiento determinado. También puede realizarse de manera invasiva, lo que facilita el registro individual de la actividad de un músculo en particular (EMG de aguja). La EMG es un procedimiento de diagnóstico y de investigación que se utiliza para evaluar el estado de las células nerviosas que controlan los músculos o el estado funcional de las fibras musculares (42).

Una unidad motora está constituida por una neurona motora y fibras nerviosas que se distribuyen a lo largo del músculo para inervar cada una de las fibras musculares. A partir

de múltiples potenciales de acción que viajan por las fibras nerviosas, se logra la activación muscular (43).

El registro superficial de EMG se obtiene a partir del uso de electrodos en forma de parches que se colocan sobre la piel. La ventaja que tiene este método es que facilita el análisis de la actividad muscular mientras el sujeto realiza actividad física. Sin embargo, existe el riesgo de que el registro se encuentre contaminado por ruido, es decir, información que no proviene directamente del músculo. Para evitar esta situación, se recomienda realizar una limpieza del área anatómica para eliminar las capas de sudor o piel muerta que pueda interferir en la detección de la actividad eléctrica del músculo. Además, es recomendable utilizar electro gel, que permite una mejor conducción de la actividad eléctrica del músculo al electrodo y colabora en minimizar el ruido dentro de la señal fisiológica (44).

La señal de EMG tiene diferentes propiedades. El rango de frecuencia del que se puede obtener información concreta del músculo va de los 10 a los 200 Hz aproximadamente. En términos de amplitud, la actividad eléctrica se puede presentar desde fracciones de microvolts hasta cientos de milivolts. Esta señal fisiológica requiere de una amplificación de amplitud durante el proceso de adquisición; para ello, existen dos métodos (monopolar y bipolar). El método monopolar utiliza un electrodo referenciado al electrodo conectado a otro electrodo colocado en un punto eléctrico neutral del cuerpo que funcione como tierra. El modo bipolar, siendo el más utilizado, obtiene una señal diferencial mediante el registro con un par de electrodos, más el electrodo de referencia (45).

Para el procesamiento de la bioseñal adquirida, se recomienda, si es necesario, realizar un filtrado para eliminar información que se encuentre fuera de los rangos de frecuencia y amplitud propias a la actividad muscular. El tipo de filtrado de la señal dependerá de lo que se quiera extraer. Con la señal filtrada, se pueden obtener parámetros en el dominio del tiempo y la frecuencia, lo que permitirá caracterizar el desempeño del musculo durante la actividad física, considerando indicadores como la potencia de activación, el tiempo de contracción y la fatiga muscular (46). En la Fig. 15 se observan los pasos en los que se representa la señal adquirida (posterior a su filtrado, la señal rectificada respecto a la amplitud y la envolvente de la señal), los cuales forman parte del procesamiento y análisis de la activación muscular

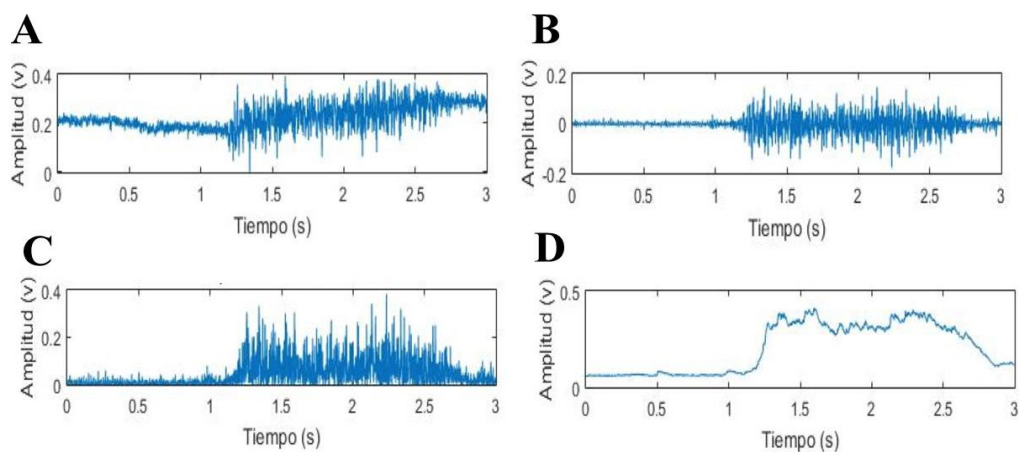


Fig. 15 Pasos para el procesamiento de una señal de EMG. **A.** Señal cruda. **B.** Señal filtrada. **C.** Señal rectificada. **D.** Representación de la envolvente de la señal. Imagen modificada de (47).

En el dominio del tiempo se pueden analizar parámetros como RMS y AUC, los cuales se describen brevemente a continuación.

1.6.1.1 Root Mean Square

Es un parámetro comúnmente utilizado en estudios de EMG ya que brinda información sobre el poder eléctrico de la señal de EMG que produce el músculo estudiado. De manera descriptiva consiste en la raíz cuadrada del área entre el cuadrado de la señal y el tiempo establecido en un intervalo de tiempo dividido entre el tiempo total (48). Su valor es expresado en mV y se utiliza la ecuación 1 para el cálculo de este parámetro.

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

1.6.1.2 Área Bajo la Curva

Es la actividad muscular completa en un intervalo de tiempo, y es definida por AUC generada por la contracción del músculo durante dicho tiempo. Para el cálculo del AUC se puede emplear el método trapezoidal (ecuación 2), en el cual se separa la señal en intervalos, que son divididos en trapezoides, y se realiza una integración aproximada del área de cada trapezoide, a partir de la obtención del cociente una suma acumulada de cada uno de los puntos de la señal fisiológica entre el intervalo de tiempo (49). Se considera un parámetro adimensional.

$$AUC = \int_a^b f(x) dx \approx \frac{b-a}{2N} \sum_{n=1}^N (f(x_n) + f(x_{n+1})) \quad (2)$$

En cambio, dentro del dominio de la frecuencia uno de los parámetros más utilizados para el análisis de la actividad muscular, se calcula la MNF de la señal, que se describe como:

1.6.1.3 Frecuencia Media

Dentro del espectro de frecuencia existen algunos parámetros que pueden ser calculados a partir de señales de EMG. Uno de los más utilizados es la MNF, la cual se calcula a partir de la suma del producto de espectro de potencia de la señal de EMG, dividida entre la suma total del espectro de potencia. Es reconocida como un indicador que se relaciona con la fatiga muscular (50). Se obtiene el espectro de potencia para transformar la señal de EMG del dominio del tiempo al dominio de la frecuencia, y posteriormente se aplica la fórmula mencionada en la ecuación 3, con la cual se obtiene la MNF expresada en Hz .

$$MNF = \frac{\sum_{k=1}^N k * PSD(k)}{\sum_{k=1}^N PSD(k)} \quad (3)$$

1.7 ESTADO DEL ARTE

Los estudios que se describen a continuación en la Tabla 2 son una recopilación de trabajos que han analizado las condiciones biomecánicas de la rodilla posterior a la reconstrucción de ACL, en los cuales utilizan EMG, cinemática o ambos métodos en simultáneo.

TABLA 2. ESTADO DEL ARTE

<i>Alkjær T, Smale KB, Flaxman TE, Marker IF, Simonsen EB, Benoit DanielL, et al. Forward lunge before and after anterior cruciate ligament reconstruction: Faster movement but unchanged knee joint biomechanics. Williams JL, editor. PLoS ONE. 24 de enero de 2020;15(1):e0228071</i>	
Objetivo	Investigar el patrón de movimiento de desplantes antes y después de la reconstrucción del ACLr con una comparación con controles sanos para determinar si hubo diferencias
Muestra	28 sujetos voluntarios control vs. 28 sujetos con ACLr antes de la reconstrucción vs. 28 sujetos con ACLr 10 meses después de la reconstrucción
Método	Cinemática y EMG. Realizaron ejercicio de desplante
Resultados	Los sujetos con ACLr antes de reconstrucción hacían el desplante significativamente más lento que los sujetos control. En cambio, no fue el caso entre los sujetos ACLr posterior a la operación. No se presentó diferencia significativa referente a parámetros de cinemática entre los sujetos con ACLr antes y después de la reconstrucción. El momento máximo de extensión de la rodilla fue menor para los sujetos con ACLr vs. sujetos control. Los resultados de EMG mostraron pequeñas diferencias entre grupos.
Observaciones	En este estudio se enfocaron en aplicar solamente la prueba de desplante, lo que limita determinar si las diferencias encontradas entre grupos en constante o depende de la prueba funcional.
<i>Markström JL, Grip H, Schelin L, Häger CK. Individuals With an Anterior Cruciate Ligament-Reconstructed Knee Display Atypical Whole Body Movement Strategies but Normal Knee Robustness During Side-Hop Landings: A Finite Helical Axis Analysis. Am J Sports Med. abril de 2020;48(5):1117-26.</i>	
Objetivo	Investigar el control del aterrizaje después de ACLr con respecto a la robustez dinámica de la rodilla y las estrategias de movimiento de todo el cuerpo durante saltos laterales que simulan deportes, y evaluar el rendimiento funcional de las pruebas de salto y la fuerza de la rodilla.
Muestra	32 sujetos control vs. 32 sujetos con ACLr
Método	Cinemática. Realizaron salto y aterrizaje lateral.
Resultados	La robustez de la rodilla fue menor durante un intervalo de movimiento de 10° después del contacto inicial y luego se estabilizó sucesivamente para ambos grupos y piernas. El grupo ACLr, en comparación con el grupo control, demostró una flexión significativamente mayor del tronco, la cadera y la rodilla; mayor momento de flexión de la cadera; menor momento de flexión de la rodilla; y menor ángulo, pero mayor momento de rotación interna de la rodilla. El grupo ACLr también tuvo rendimientos de salto y fuerza más bajos, excepto en la fuerza de flexión de la rodilla.
Observaciones	La metodología que emplearon para este estudio fue cinemática y cinética, debido al enfoque de analizar las estrategias de movimiento de la rodilla; sin embargo, no se aplicó una metodología para evaluar la actividad muscular. Además, solo se aplicó una prueba funcional

San Jose AJ, Maniar N, Whiteley R, Opar DA, Timmins RG, Kotsifaki R. Lower Patellofemoral Joint Contact Force During Side-Step Cutting After Return-to-Sports Clearance Following Anterior Cruciate Ligament Reconstruction. Am J Sports Med. 15 de mayo de 2023;036354652311661.

Objetivo	Explorar las fuerzas de contacto de la articulación patelofemoral en la extremidad ACLr y compararlas con las de las extremidades contralaterales y de control durante las tareas de cambio de dirección lateral después de la autorización al regreso al deporte.
Muestra	23 sujetos hombres control vs. 26 hombres atletas con ACLr.
Método	Cinemática y EMG. Realizaron cambios de dirección lateral
Resultados	La fuerza máxima de la articulación patelofemoral fue menor en las extremidades ACLr en comparación con las extremidades contralaterales y las extremidades de control. El ángulo de flexión de la rodilla fue menor en las extremidades ACLr en comparación con el grupo ACLr y el control. Una fuerza de cuádriceps más baja en comparación con el contralateral y control
Observaciones	El grupo control no especifica el tipo de actividad física que realiza; en cambio, el grupo con ACLr fueron atletas. Las condiciones físicas y capacidades biomecánicas son diferentes entre una persona no entrenada en comparación con un deportista.

Lin Z, Tang Y, Tan H, Cai D. Patellofemoral kinematic characteristics in anterior cruciate ligament deficiency and reconstruction. BMC Musculoskelet Disord. diciembre de 2019;20(1):82.

Objetivo	Comparar la cinemática de la articulación patelofemoral en tres estados de ACL: con sujetos control, ACLr y ACLr reconstruida.
Muestra	10 sujetos control vs. 20 sujetos con ACLR sin reconstrucción vs. 10 sujetos con ACLr posterior a la reconstrucción.
Método	Cinemática. Tuvieron que subir escaleras
Resultados	Los sujetos con ACLr sin reconstrucción mostraron un ángulo de flexión patelar reducido y una traslación patelar distal reducida durante la flexión de la rodilla. Sujetos con ACLr reconstruida mostraron una cinemática anormal de la articulación patelofemoral en comparación con los sujetos control y con ACLr antes de reconstrucción, mostrando un aumento de la rotación externa de la rótula, la inclinación y la traslación lateral durante la flexión de la rodilla.
Observaciones	La muestra que presentan para sujetos control es menor que la de los grupos ACLr. Es recomendable que el grupo control, siendo el de referencia sea igual o mayor al grupo a evaluar. También, no realizaron estudio de EMG durante la prueba de subir escaleras para analizar la coactivación de cuádriceps e isquiotibiales. Realizaron solamente una prueba funcional.

Arhos EK, Di Stasi S, Hartigan EH, Snyder-Mackler L. Males and females have different muscle activity patterns during gait after ACL injury and reconstruction. J Electromyogr Kinesiol. 2022 Oct;66:102694. doi: 10.1016/j.jelekin.2022.102694. Epub 2022 Aug 17. PMID: 35988533; PMCID: PMC9588796.

Objetivo	Realizar análisis específico de sexo entre individuos para explorar el tiempo de actividad muscular durante la marcha después de ACLr.
Muestra	12 mujeres vs. 27 hombres, ambos grupos con antecedente de ACLr.
Método	EMG. Realizaron caminata.
Resultados	Los hombres presentaron más asimetrías en las extremidades antes y después de la reconstrucción de ACLr en VL e isquiotibiales mediales. Pero todas las diferencias en las extremidades se resolvieron seis meses después de ACLr. Las mujeres no presentaban diferencias entre

	las extremidades antes de la operación y solo afectaban al VL, VM e isquiotibiales laterales.
Observaciones	Debido a las diferencias antropométricas que presenta la mujer frente a al hombre, incluir el análisis de cinemática puede brindar información más precisa sobre la estabilidad y estrategia de movimiento que tiene un paciente con ACLr.
<i>Vairo GL, Myers JB, Sell TC, Fu FH, Harner CD, Lephart SM. Neuromuscular and biomechanical landing performance subsequent to ipsilateral semitendinosus and gracilis autograft anterior cruciate ligament reconstruction. Knee Surg Sports Traumatol Arthr. enero de 2008;16(1):2-14.</i>	
Objetivo	Investigar los efectos del autoinjerto ipsilateral de ST y gracilis como reemplazo de ACL, en el rendimiento neuromuscular y biomecánico durante un aterrizaje con caída vertical en una pierna.
Muestra	14 sujetos control vs. 14 sujetos con ACLr.
Método	Cinemática y EMG. Realizaron aterrizaje sobre un pie.
Resultados	No existieron diferencias significativas en los momentos extensores sumados netos y de la cadera dentro o entre los grupos. Los participantes con ACLr registraron una disminución significativa de la fuerza de reacción vertical del suelo máxima (VGRF) al aterrizar en comparación con los controles. Los participantes con ACLr mostraron mayores ángulos máximos de flexión de la articulación de la cadera y rodilla al aterrizar en el contacto inicial con el suelo. El grupo con ACLr mostró un aumento de los ángulos máximos de flexión de la articulación de la cadera en el VGRF máximo que aterrizaban. El grupo con ACLr produjo una activación muscular reactiva significativamente mayor del VM, VL y los isquiotibiales mediales. Los participantes con ACLr tuvieron una mayor actividad muscular de co-contracción preparatoria y reactiva del cuádriceps y los isquiotibiales que aterrizaron. Sin embargo, fue menor la activación muscular del gastrocnemio en comparación con el grupo control. No hubo diferencias significativas en la fuerza y resistencia muscular de los isquiotibiales.
Observaciones	Para los parámetros de EMG sólo se analizó la contracción máxima isométrica voluntaria, dejando de lado parámetros que pueden brindar información sobre la potencia de contracción y la fatiga muscular.

2. PLANTEAMIENTO DEL PROBLEMA

De acuerdo con el estudio de Bates y Hewett (51), se ha encontrado que de todas las lesiones sufridas por atletas, más del 55% corresponden a lesiones en la extremidad inferior, de las cuales el 15% son lesiones en la articulación de la rodilla. Dentro de ese porcentaje, el 49% sufre de ACLr, es decir, 1 en 3 000 personas sufren este tipo de lesión. En Estados Unidos se registran anualmente 127 000 casos de ACLr que requieren reconstrucción. En México, específicamente en la Ciudad de México, se atiende a más de 12 000 pacientes cada año que requieren reconstrucción en la rodilla (52). El costo de reconstrucción del ACL varía entre 105 000 y casi 1 millón de pesos, dependiendo del tipo de procedimiento que se aplique (51). Hasta el año 2013, se estima que a nivel mundial se realizan aproximadamente 4 millones de procedimientos de artroscopia en rodilla de manera anual (53).

Se ha observado que el 86% de los pacientes que han recibido una reconstrucción de ACL presentan, de forma temprana, signos de osteoartritis. Además, el 75% reporta una degradación en la calidad de vida de la rodilla después de 20 años de la intervención (51). Las complicaciones que se pueden presentar por no culminar el proceso de rehabilitación completo incluyen rigidez y artrofibrosis articular, lo cual se refleja en la pérdida parcial de la flexión-extensión de las estructuras relacionadas con el ligamento. Existe un síndrome llamado “del cíclope” en el cual se pierde de forma aislada la extensión de la rodilla y causa un bloqueo mecánico de un tejido fibroso hipertrófico adherido a la inserción tibial del injerto del ACL (54).

La probabilidad de sufrir una segunda lesión de ACL puede variar entre el 23% y el 27% en los primeros dos años posteriores a la reconstrucción del ligamento, y esto depende de factores como la colocación y el tipo de injerto, el tiempo de rehabilitación, las condiciones físicas del paciente y otros factores externos. Además, la reincidencia aumenta hasta seis veces en sujetos con menos de 20 años (55). De acuerdo con un estudio realizado sobre el retorno al deporte después de ACLr (56), se encontró que el 81% regresan a realizar actividad física, el 65% logra recuperar el rendimiento deportivo que tenía previo a la lesión. Sin embargo, solo el 55% es capaz de desempeñarse en deportes de alto rendimiento de forma competitiva, y únicamente el 38% mantiene un nivel competitivo más de dos años.

En la actualidad, algunos pacientes que han sufrido de ACLr, acuden al fisioterapeuta con el objetivo de recuperarse y reincorporarse a la actividad física, de acuerdo con el plan de trabajo previamente definido. Sin embargo, durante el proceso de recuperación existen factores que provocan que no se complete la rehabilitación en el tiempo planificado. En ocasiones, el paciente deja de percibir dolor durante el movimiento, lo que puede llevar a pensar que la recuperación es completa. No obstante, la ausencia de dolor no es un indicador suficiente para determinar si los grupos musculares relacionados biomecánicamente con la rodilla han recuperado la actividad muscular adecuada para brindar estabilidad a la pierna. Por lo tanto, la falta de un diagnóstico cuantitativo sobre el estado de salud del paciente dificulta que el médico especialista pueda determinar si las condiciones físicas del paciente son óptimas para darle el alta médica.

Las características antropométricas del ser humano presentan variaciones entre regiones geográficas. Estas diferencias se pueden identificar en sujetos que provienen de países distintos al analizar sus capacidades y técnicas biomecánicas al realizar alguna actividad

física (57). En México, no se cuenta con información de cinemática y EMG relacionada con la activación muscular de la rodilla durante la ejecución de pruebas funcionales que sirva como base de datos y referencia para la evaluación de personas que hayan sufrido ACLr, así como para determinar si la pierna afectada ha recuperado las capacidades biomecánicas necesarias para el retorno al deporte (58). Estas características antropométricas también presentan diferencias biomecánicas entre sexos, al realizar diferentes pruebas funcionales que evalúan la articulación de la rodilla (59).

Es complicado analizar la estabilidad que presenta la pierna, así como también la coactivación de los músculos de cuádriceps e isquiotibiales con base en una sola prueba funcional (29). Sin embargo, evaluar la condición articular de la rodilla de un paciente con ACLr en ejercicios dinámicos, con análisis de cinemática, por ejemplo, permite analizar el ROM de flexión-extensión con la finalidad de identificar si persiste una limitación del movimiento que pudiera ser factor de riesgo para sufrir una segunda lesión en la rodilla.

Adicionalmente, el uso simultáneo de EMG permite establecer un análisis cuantitativo y objetivo sobre los patrones de activación de los músculos que intervienen en la movilidad de la rodilla. Con base en lo anterior, este estudio reúne una muestra de sujetos control para establecer una base de datos de referencia para ser comparada con un grupo de sujetos con ACLr, mediante la realización de cuatro pruebas funcionales.

3. JUSTIFICACIONES

Este estudio se realizó con la finalidad de describir las diferencias en cinemática y EMG entre una base de datos de sujetos control (que incluye participantes de ambos sexos, con diferente dominancia y que no practican actividad física en alta intensidad) y sujetos que sufrieron ACLr (cuentan con alta médica y realizan actividad física) durante la ejecución de pruebas funcionales. A partir de estos resultados, se buscó determinar cuáles son los factores que influyen a que el desempeño funcional de la rodilla entre los grupos sea diferente y sirvan para establecer las características que deben tener los datos de referencia al evaluar un sujeto con ACLr que se encuentre en probables condiciones físicas para dar el alta médica.

El ACL es el principal encargado de resistir la traslación anterior de la tibia sobre el fémur, controla la rotación de la tibia y evita en gran medida la hiperextensión de la rodilla. Por estas razones, este tipo de ligamento se convierte en objeto de estudio, al ser un componente fundamental dentro de la articulación de la rodilla. Mantener en buen estado esta articulación permite tener la capacidad y habilidad de realizar diferentes actividades físicas (8).

En las personas que practican deportes que requieren del movimiento constante de todo el cuerpo, la lesión de rodilla es de las más frecuentes (18). Por tanto, aplicar un método de estudio que implique análisis cinemática y EMG, puede brindar datos que sirvan para prevenir que se produzca una lesión de este tipo en deportistas al corregir técnicas de movimiento o mayor fortalecimiento muscular. Además, como se ha mencionado, serviría como una herramienta de tratamiento para la recuperación de sujetos que sufrieron ACLr y planean regresar a la actividad física con el menor riesgo posible de reincidir en la misma lesión.

Debido a la información limitada existente en México sobre datos relacionados a las capacidades biomecánicas dentro de nuestra población, este estudio brinda información respecto a parámetros de ROM y actividad muscular que tienen sujetos jóvenes mexicanos al realizar distintas pruebas que se enfocan en evaluar la estabilidad de la rodilla.

En las M, la incidencia de lesión de ACL se presenta de dos a 10 veces más que en los H, lo que equivale a que por un H que se lesiona hay 50 a 70 M que sufren esta lesión al año. Así mismo, se ha reportado que las M y los H muestran técnicas de movimiento distintas debido a las características anatómicas de cada uno (51). En este estudio se incluyó en el grupo control la mayor cantidad de H y M posibles con el objetivo de que los datos de referencia sirvan para evaluar un sujeto con ACLr, ya sea H o M.

Estudiar sujetos sin ACLr con sujetos que sufrieron ACLr, que además no practican actividad física de alta intensidad o de manera profesional, puede brindar datos que sirvan para evaluar pacientes que tengan estas mismas condiciones y hayan sufrido ACLr, ya que las condiciones y capacidades de un atleta serán diferentes a la de sujetos con una actividad física de menor intensidad.

Estudios realizados en sujetos con ACLr han mencionado que aplicar sólo una prueba funcional no brinda información suficiente para determinar si todos los grupos musculares afectados por la lesión han recuperado la actividad muscular adecuada para generar una co-contracción que permita un mejor rendimiento (60). Para evaluar la respuesta muscular

de sujetos con ACLr, *Trulsson et al.*, (61) aplicaron la sentadilla simple, en la cual se observaron diferencias significativas en la co-contracción de cuádriceps e isquiotibiales. En diferentes estudios, se recomienda aplicar la prueba de desplantes para evaluar la reacción muscular y cinemática de un sujeto con ACLr, ya que es una prueba unimodal que permite notar la estabilidad desde la cadera hasta el tobillo (62). Aplicar una prueba de aterrizaje en sujetos con ACLr permite analizar la estabilidad de la rodilla a partir de la relación entre la máxima flexión realizada y la rotación generada. Es posible detectar si existe una gran dominancia en la activación por parte de los músculos de cuádriceps e isquiotibiales (63). De acuerdo con lo anterior, se emplearon cuatro pruebas funcionales, que entre sí, se diferencian por tener características de ser dinámicas, estáticas, bilaterales o unilaterales; además, son ejercicios que se utilizan para el fortalecimiento específico de la articulación de la rodilla y los músculos relacionados, que pueden brindar información para evaluar el rendimiento funcional de la rodilla.

Los sistemas de captura de movimiento han demostrado ser una herramienta útil para mejorar la simetría de movimiento de las extremidades inferiores y disminuir el riesgo que conlleva una mala posición articular durante ejercicios de aterrizaje. Este sistema puede ser utilizado en tiempo real para evaluar la ejecución de ejercicios que involucran el peso corporal. Esta herramienta ayuda al paciente a aprender a realizar diferentes movimientos con una buena postura y colocación, enfocándose en conjunto en las articulaciones de la cadera y el tobillo (26). El parámetro que se evaluó en este estudio fue la flexión máxima alcanzada por ambos grupos, que permite identificar si los sujetos con ACLr posterior a la rehabilitación continúan presentando una limitación en movimiento comparado con lo que realizan los sujetos del grupo control.

Analizar la actividad muscular de los grupos de cuádriceps e isquiotibiales (al ser músculos agonistas y antagonistas) puede ser un indicador esencial en la detección de inestabilidad y debilidad en la articulación de la rodilla (64). Utilizar la herramienta de EMG permite determinar las áreas en las que el paciente debe continuar la rehabilitación, o si la actividad muscular ayuda a reducir el riesgo de una segunda ACLr o en otra lesión en miembros inferiores.

La implementación de estas tecnologías, de forma simultánea, como métodos de estudio, ayudaría a prevenir que deportistas sufran una lesión como la ACLr al detectarse características cuantitativas en la biomecánica de su movimiento que sean factores de riesgo de sufrir una lesión en la rodilla. Así mismo, se podrían utilizar para la evaluación del progreso de rehabilitación de sujetos que han sufrido ACLr que ayude a determinar que las condiciones físicas actuales son adecuadas para el regreso a la actividad física con un riesgo menor de sufrir una segunda lesión en rodilla. Además, ampliaría un campo de oportunidad de la Ingeniería Biomédica para colaborar en mayor medida dentro del área de la rehabilitación, al brindar un proceso de prevención o recuperación de lesiones en la rodilla que considere parámetros cuantitativos dentro de la evaluación funcional de atletas o pacientes.

4. HIPÓTESIS

Existen diferencias significativas en el ROM, así como en la actividad muscular de los grupos musculares de cuádriceps e isquiotibiales relacionados con la articulación de la rodilla en las pruebas físicas de sentadilla, desplante, aterrizaje en un pie y equilibrio sobre un pie en sujetos con ACLr en comparación a sujetos sanos.

5. OBJETIVOS

Implementar un análisis comparativo basado en parámetros de cinemática y EMG de la articulación de la rodilla entre sujetos sanos y con ACLr al realizar cuatro pruebas funcionales.

5.1 OBJETIVOS ESPÉCIFICOS

- Determinar si existen diferencias entre los parámetros de cinemática y EMG entre PD y PND en sujetos sanos para cada una de las cuatro pruebas funcionales.
- Determinar si existen diferencias entre los parámetros de cinemática y EMG entre H y M sanos para cada una de las cuatro pruebas funcionales.
- Caracterizar la cinemática y la actividad muscular de los grupos musculares del cuádriceps e isquiotibiales para cada una de las cuatro pruebas funcionales en sujetos sanos.
- Establecer si existen significativas en los parámetros de cinemática y EMG entre sujetos sanos y sujetos con ACLr.

6. MÉTODO

6.1 SELECCIÓN DE PARTICIPANTES

Para este trabajo se contó con la participación de dos grupos de estudio. En el grupo control se reclutaron 72 personas voluntarias, quienes no presentaban algún antecedente de trauma o lesión musculoesquelética en miembros inferiores. El grupo con lesión estuvo conformado por 10 sujetos voluntarios que sufrieron ACLr. Los registros de cinemática y EMG se realizaron en el Laboratorio de la Escuela en Ciencias del Deporte, en la Universidad Anáhuac Campus Norte.

6.1.1 CRITERIOS DE INCLUSIÓN (para el grupo control y grupo con lesión)

Para los participantes que representaron el grupo control cumplieron con los siguientes requisitos:

- Mayores de 18 años, hombres y mujeres.
- No haber sufrido algún tipo de lesión o haber tenido algún padecimiento en los miembros inferiores que limitará de manera importante el movimiento por más de un mes.
- Tener un IMC no mayor a 30*.
- Sujetos que decidieron participar voluntariamente y que firmaron el consentimiento informado.
- Saberse sanos al momento de realizar las pruebas.

Las personas voluntarias que formaron parte del grupo que ha sufrido ACLr presentaron las siguientes características:

- Mayores de 18 años, hombres y mujeres.
- Haber sido sometidos a reconstrucción quirúrgica del ACL.
- Personas que hayan recibido el alta médica del proceso de rehabilitación física.
- Tener un IMC no mayor a 30*.
- Saberse sanos al momento de realizar las pruebas.

6.1.2 CRITERIOS DE EXCLUSIÓN

- Personas mayores de 40 años.
- Personas con problemas cardiovasculares.
- Mujeres embarazadas.
- Personas que presenten infección reciente.
- Diagnóstico de Osteoporosis.
- Personas con diagnóstico de enfermedades crónico-degenerativas.
- Personas con trauma o lesión musculoesqueléticas no resueltas.

6.1.3 CRITERIOS DE ELIMINACIÓN

A cada uno de los participantes se les presentó de forma demostrativa la manera en la que se debían realizar cada uno de los ejercicios. Si algún sujeto de cualquiera de los dos grupos

presentó molestias y/o decidió abandonar el estudio, se respetó su decisión para preservar su salud y evitar algún tipo de lesión.

Las personas que no proporcionaron todos los datos necesarios para incluirlos en el estudio. Así mismo, que el participante decidiera no firmar el consentimiento informado ni el aviso de privacidad de uso de datos personales.

6.2 INSTRUMENTOS DE INVESTIGACIÓN

6.2.1 CINEMÁTICA

Se utilizaron seis cámaras con iluminadores infrarrojos (SMART DX, BTS Bioengineering, Italia), las cuales cuentan con una resolución de 15 Mpixeles, una frecuencia de muestreo de 250 Hz y con un volumen de registro de aproximadamente. (5x3x2) m³.

Se colocaron 17 marcadores retrorreflectores de manera bilateral, como se describe a continuación: En la protuberancia del trocánter mayor, en la parte media del muslo, en el epicóndilo lateral del fémur, la cabeza del peroné, en la zona media del peroné, en el maléolo lateral, la parte central del talón, en el quinto metatarso y un marcador a la altura de S2. En la Fig. 16 se muestra la ubicación y nomenclatura práctica de cada uno de los marcadores considerando una vista lateral, anterior y posterior.

6.2.2 ELECTROMIOGRAFÍA

Se empleó el sistema de ocho canales de sensores de registro inalámbricos con configuración bipolar integrada (FREEEMG, BTS Bioengineering, Italia). Los registros se realizaron con una frecuencia de muestreo de 1KHz. Cada sensor cuenta con un filtro pasa bandas de 20 Hz a 500 Hz. Se utilizaron electrodos de Ag/AgCl que se conectan directamente a los sensores. Se colocaron cuatro sensores inalámbricos en cada pierna en los siguientes músculos: VL, VM, ST y BF. En la Fig. 16 se observa la ubicación precisa de la colocación de cada sensor tomando en cuenta una vista lateral, anterior y posterior.

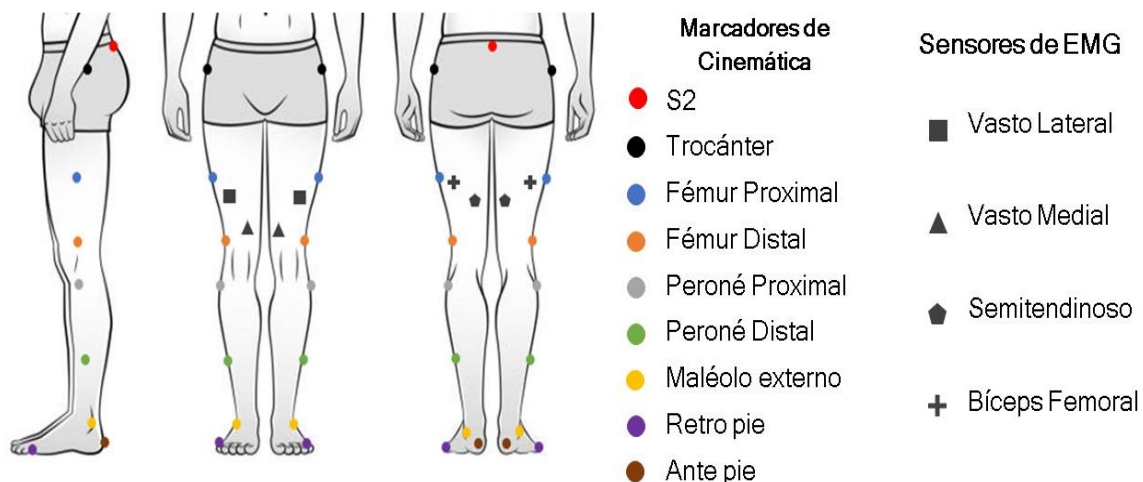


Fig. 16 Vista Anterior, posterior y lateral de la colocación de los marcadores de cinemática y los sensores de EMG.

6.3 PRUEBAS FUNCIONALES PARA LA EVALUACIÓN FUNCIONAL DE LA ARTICULACIÓN DE LA RODILLA

Los participantes de ambos grupos realizaron un calentamiento de cinco minutos supervisado por un fisioterapeuta, con el objetivo de detectar previamente cualquier tipo de dolor o molestia, y también para prevenir posibles lesiones musculares durante los ejercicios. Antes de llevar a cabo el registro de cada prueba física, se explicó al sujeto la técnica correcta para realizar las pruebas y se le pidió al participante que hiciera un par de simulaciones del ejercicio para familiarizarse con la forma adecuada de ejecutarlo. Las pruebas físicas se realizaron en el siguiente orden: 1) Sentadilla simple, 2) Desplantes, 3) Aterrizaje en un pie y 4) Equilibrio sobre un pie.

6.3.1 SENTADILLA SIMPLE

El sujeto debía colocarse de pie con los pies separados a la misma distancia que los hombros. Se le pidió al participante realizar un descenso del cuerpo con los brazos al frente, con velocidad moderada hasta alcanzar una flexión en un intervalo entre 90-100°. Después de alcanzar la flexión máxima, debía comenzar a ascender hasta recuperar la posición inicial sin hacer una hiperextensión de rodilla. La prueba consistió en cinco repeticiones continuas. La técnica de ejecución de la sentadilla se muestra en la Fig. 17.



Fig. 17 Sentadilla simple. A. Posición inicial del ejercicio. B. Momento de flexión máxima.

6.3.2 DESPLANTES

El participante debía colocarse con los pies extendidos alineados con sus hombros y con los brazos atrás de la cabeza. Al iniciar, tenía que dar un paso largo hacia al frente, al mismo tiempo que iba descendiendo con todo el cuerpo, con el objetivo de alcanzar con la pierna adelantada y la pierna de soporte un rango de flexión de 90-100°. Una vez alcanzada la máxima flexión, el sujeto se levantaba y se regresaba en diagonal a la posición inicial. La prueba debía iniciarse con la pierna derecha, y consistía en realizar tres repeticiones por pierna. En la Fig. 18 se muestra la posición inicial y la posición de flexión máxima para esta prueba.

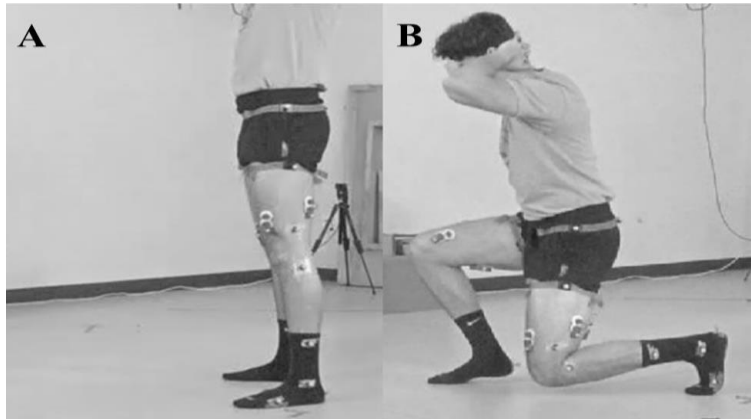


Fig. 18 Sentadilla simple. **A** Posición inicial. **B**. Posición intermedia.

6.3.3 ATERRIZAJE CON UN PIE

El sujeto se posicionaba sobre un banco con dimensiones de 40x60x30 cm. El participante se dejaba caer simulando el descenso por un escalón, colocando los brazos extendidos sobre los costados. Al momento de la caída debía aterrizar sobre un pie intentando flexionar dicha pierna y bajar el cuerpo lo más que pudiera sin perder el equilibrio. Al conseguir estabilidad con una pierna, se recuperaba la posición normal y se volvía a subir al banco para la siguiente repetición. El aterrizaje se debía comenzar con la pierna derecha, y se realizaron tres repeticiones con cada pierna. En la Fig. 19 se muestra la posición inicial, seguido del momento en que se aterriza y se alcanza la flexión máxima.

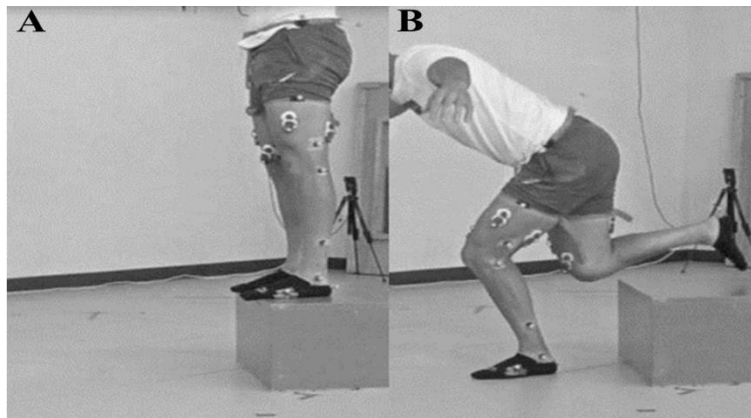


Fig. 19 Aterrizaje sobre un pie. **A**. Posición inicial. **B**. Flexión máxima al aterrizar sobre un pie.

6.3.4 EQUILIBRIO SOBRE UN PIE

El sujeto se situaba con los pies extendidos a la misma altura que sus hombros, manteniendo los brazos extendidos a los costados. Al iniciar, debía empezar a apoyar todo su peso sobre la pierna derecha durante 30 segundos. Posteriormente, se le pedía al sujeto posicionarse sobre ambos pies y tomar un descanso de 15 segundos. Al finalizar el descanso, se repetía la misma acción, pero con la pierna izquierda, hasta alcanzar 30 segundos sobre dicho pie. Esta prueba sólo se realizaba en un intento. En la Fig. 20 se muestra la posición inicial, el apoyo sobre la pierna izquierda, mientras la pierna derecha se encontraba flexionada.

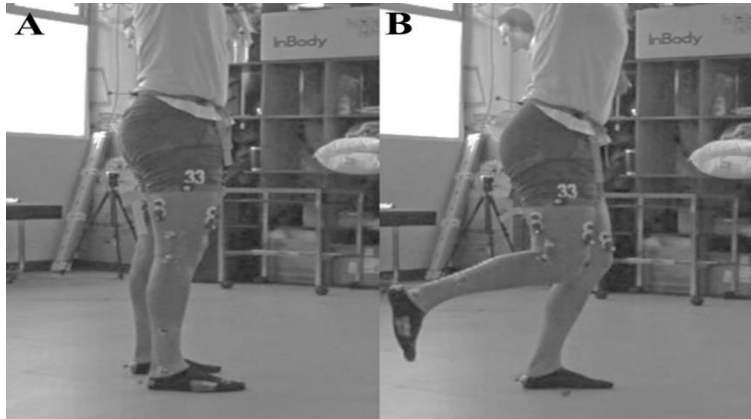


Fig. 20 Equilibrio en un pie. **A.** Posición inicial. **B.** Posición del sujeto durante el tiempo que intenta mantener el equilibrio sobre una pierna.

6.4 ANÁLISIS DE DATOS

6.4.1 CINEMÁTICA

Se utilizaron tres softwares (BTS Bioengineering, Italia) para la adquisición (SmartCapture), procesamiento (SmartTracker) y análisis de los registros (SmartAnalyzer) de cada sujeto en las pruebas de sentadilla, desplantes y aterrizaje en un pie. En el **SmartCapture** se realizó en cada día previo a la adquisición de los registros una calibración para delimitar el volumen de espacio. Una vez que las cámaras se calibraron se realizaba el registro de las pruebas. En la Fig. 21 se muestra la interfaz del software en el que se monitoreó el registro cinemático de las seis cámaras.

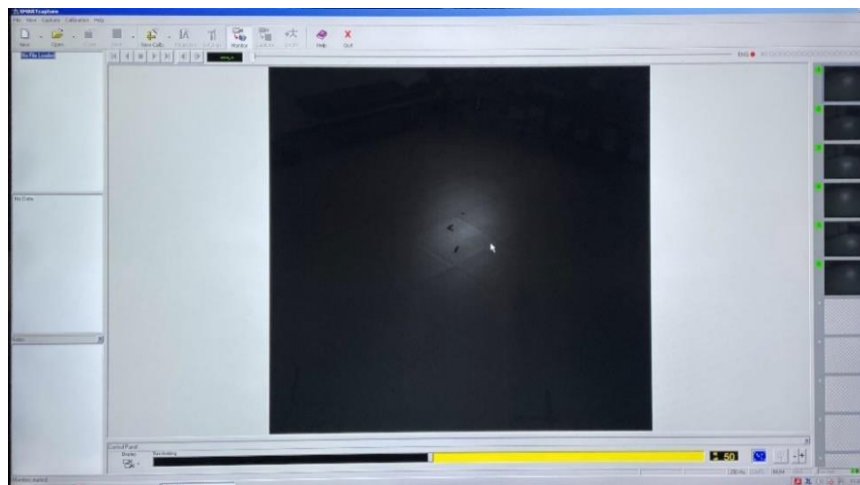


Fig. 21 Interfaz de SmartCapture para monitorear el registro de las seis cámaras con luz infrarroja. La vista central muestra la visión de la cámara que se desea poner en primer plano. En la columna de la derecha se supervisa lo que registra cada cámara. Y la barra de la parte inferior permite cambiar la sensibilidad de luz captada por las cámaras.

Para el procesamiento de los registros se utilizó el software **SmartTracker**, en el cual, al inicio del proyecto se creó un modelo anatómico digital de la ubicación, etiquetado y unión de cada uno de los marcadores colocados (Fig. 22). En el software se seleccionó cada uno de los registros para hacer la reconstrucción de la trayectoria individual de los 17

marcadores. Se realizó una “limpieza” del registro, al depurar la trayectoria de aquellos marcadores que no representaban alguna posición anatómica del sujeto. Al finalizar el filtrado del registro se insertó el modelo creado para etiquetar cada uno de los marcadores y el software realizó la relación de la unión entre ellos de forma automática (Fig. 22).

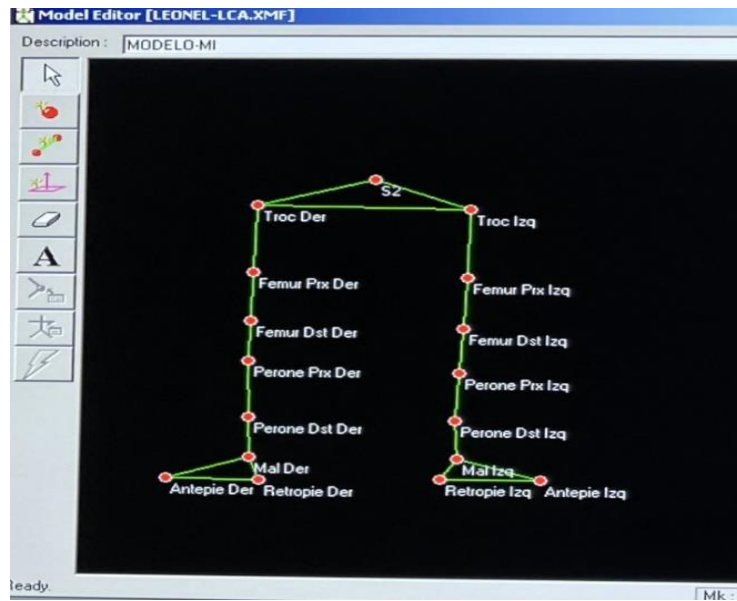


Fig. 22 Diseño general del modelo anatómico de referencia para etiquetar y unir cada uno de los marcadores registrados durante el movimiento del sujeto.

En seguida se procedió a analizar la variable de interés (máxima flexión de la rodilla) en el **SmartAnalyzer**. Para realizar el análisis, se creó un protocolo específico para cada prueba funcional. Mediante una interfaz con diagramas de bloque, se crearon los pasos para determinar el valor de flexión máxima (Fig. 23). Primero, se crearon dos vectores, el primero que representaba la unión del marcador Fémur Proximal hacia Fémur Distal; el segundo partió de Peroné Distal hasta el marcador Peroné Proximal.

Posteriormente, se realizó el cálculo automático del ángulo generado entre ambos vectores durante todo el registro. Este valor angular fue filtrado por un método de interpolación para después representarlo en una gráfica desplegada en una ventana en la que se visualizó de forma simultánea el registro reconstruido en 3D (Fig. 24A), el video del sujeto ejecutando la prueba (Fig. 24B) y la gráfica que despliega el valor angular entre los dos vectores analizados durante todo el tiempo de la prueba (Fig. 24C), en la cual, manualmente se hacía la selección de la máxima flexión alcanzada por cada pierna en cada repetición, a partir de la comparación del este momento visto en la grabación del video, la reconstrucción 3D y el punto máxima de la curva representativa a ese momento en la gráfica.

Después de la selección manual, se obtuvo automáticamente el valor promedio de la flexión máxima para cada pierna, siendo éste el valor reportado para cada sujeto. En la Fig. 24 se muestra un ejemplo del análisis de la prueba de aterrizaje en un solo pie, donde se seleccionó el punto de mayor flexión al momento de aterrizar en cada una de las tres repeticiones realizadas con la pierna derecha.

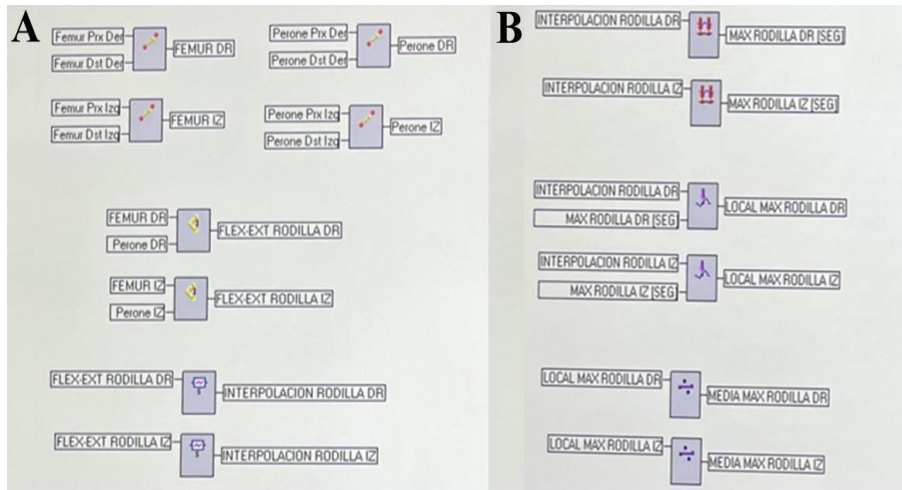


Fig. 23 Diagrama de bloques del protocolo creado para el análisis de cinemática. **A.** Muestra los pasos desde la creación del par de vectores para cada pierna hasta el proceso de interpolación de la trayectoria angular de flexión-extensión. **B.** Representa la parte del cálculo de la máxima flexión en cada repetición hasta la obtención del valor promedio de flexión máxima en cada pierna.

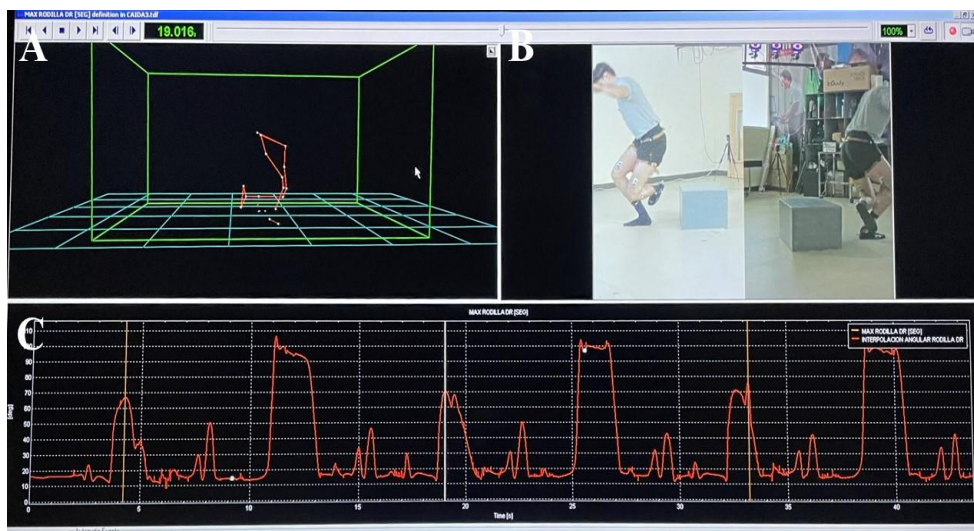


Fig. 24 Interfaz del SmartAnalyzer después ejecutar el protocolo diseñado para el análisis. **A.** Vista de la reconstrucción de la trayectoria de los 17 marcadores unidos, basado en el modelo de referencia. **B.** Video de las dos cámaras puestas para revisión de la ejecución de las pruebas. **C.** Gráfica que muestra la trayectoria del ángulo formado (eje de ordenadas) a lo largo del tiempo (eje de las abscisas) de la prueba de los dos vectores generados (línea roja) y la flexión máxima de la rodilla en cada repetición (las tres líneas verticales) al momento del aterrizaje con la pierna derecha en este caso.

6.4.2 ELECTROMIOGRAFÍA

Las señales de EMG de los ocho músculos fueron procesadas y analizadas individualmente para cada sujeto de ambos grupos en el software de MATLAB 2020b. El primer paso fue realizar una partición de la señal “cruda”, al hacer una selección y segmentación manual extrayendo únicamente el inicio y final de la contracción muscular (burst) en cada repetición y para cada una de las pruebas funcionales. Es decir, el número de segmentos que contenía la señal era equivalente a la cantidad de repeticiones realizadas en cada prueba, por

ejemplo, el ejercicio de sentadilla consistió en cinco repeticiones, por lo que la señal de EMG de cada músculo se dividió en cinco burst por pierna; en la prueba de desplantes y aterrizaje en un pie se extrajeron tres segmentos de contracción de cada señal, debido a que fueron tres intentos por pierna; para la prueba de equilibrio, se tomó un segmento de los primeros 30 segundos para las señales de los músculos de la pierna derecha, y los últimos 30 segundos para las señales de los músculos de la pierna izquierda.

Antes de calcular los parámetros de EMG, se llevó a cabo una normalización con respecto al valor de amplitud (mV), y la aplicación de un filtro digital de tres sigmas en cada burst para cada músculo, que consistió en eliminar los datos de amplitud que superaran tres veces la desviación estándar, con el fin de incluir únicamente los valores propios a la actividad muscular.

Para obtener el valor RMS, se rectificó la señal y se aplicó la ecuación 1 (página 25) en cada burst. En el cálculo del AUC se utilizó la señal segmentada y rectificada; posteriormente, se generó la envolvente de la señal y finalmente se aplicó el método trapezoidal de forma automática al utilizar la ecuación 2 (página 25). Para transformar la señal de EMG al dominio de la frecuencia, se empleó la Transformada Rápida de Fourier, y con esta señal convertida, se pudo generar la representación del espectro de potencia y el cálculo de la MNF en cada burst utilizando la ecuación 3 (página 25). Para los tres parámetros se calculó y reportó el valor mediano obtenido en cada pierna.

6.5 ANÁLISIS ESTADÍSTICO

En el software GraphPad Prism 8.0.2 se realizó el análisis estadístico y las gráficas de los resultados. Para realizar la caracterización de los sujetos control y la comparación entre ambos grupos para cada prueba funcional, primero se hizo una comparación de los parámetros de cinemática y EMG de la PD y la PND entre cada uno de los sujetos control. Posteriormente se compararon los parámetros de cinemática y EMG de la PD de los H y de las M. A partir de la caracterización realizada, se promedió el resultado obtenido en ambas piernas para los parámetros cinemáticos y de EMG de cada sujeto del grupo control, y con estos datos promediados se realizó la comparación con el grupo con ACLr.

Para determinar si los datos presentaban una distribución normal, se aplicó la prueba de Shapiro-Wilk. Si $p > 0.05$ se aplicó la prueba T de Student pareada al comparar PD y PND. Si $p < 0.05$ se aplicó la prueba de Wilcoxon. Para el caso de la caracterización de los parámetros entre sexos y la comparación entre grupos (Control vs. ACLr), se aplicó la prueba T Student no pareada en caso de presentar una distribución normal, siendo el caso contrario, se empleó la prueba de Mann-Whitney. Un valor de $p < 0.05$ fue considerado como diferencia estadísticamente significativa. Si el conjunto de datos presentó una distribución normal se reportó la media y desviación estándar, para el caso contrario, se reportó la mediana y desviación estándar.

6.6 IMPLICACIONES ÉTICAS

A cada uno de los participantes voluntarios se les proporcionó la carta de consentimiento informado que se encuentra en Anexo I, y el aviso de privacidad (Anexo II) antes de empezar con el estudio. Estos documentos están basados y aprobados de acuerdo con lo establecido por el Comité de investigación de la Facultad de Ciencias de la Salud de la Universidad Anáhuac México (202303).

7. RESULTADOS

En la Tabla 3 se muestran las características antropométricas de los 72 sujetos del grupo control.

TABLA 4. CARACTERÍSTICAS ANTROPOMÉTRICAS DE GRUPO CONTROL

Características	CONTROL (n=72)
Sexo (H, M)	32 H, 40 M
Edad	21 ± 2
IMC	23.69 ± 3.8
Pierna dominante	66 Derecha, 6 Izquierda

En la Tabla 4 se presentan las características antropométricas de los 10 sujetos con ACLr.

TABLA 4. CARACTERÍSTICAS ANTROPOMÉTRICAS DE GRUPO ACLr

Características	ACLR (n=10)
Sexo (M, F)	8 H, 2 M
Edad	23 ± 2
IMC	25.15 ± 3
Pierna dominante	10 Derecha
Pierna lesionada	7 Derecha, 3 Izquierda
Tipo de injerto	7 Autoinjerto, 3 Aloinjerto

7.1 RESULTADOS EN SENTADILLA SIMPLE

7.1.1. ANÁLISIS CINEMÁTICO

7.1.1.1. CARACTERIZACIÓN DE GRUPO CONTROL

En la comparación con respecto a la dominancia de cada sujeto no se encontró diferencia significativa (PD, $99.19 \pm 12^\circ$, PND, $98.56 \pm 13^\circ$, $p=0.5134$). Sin embargo, la PD tuvo una flexión ligeramente mayor en comparación con la PND. Tampoco hubo diferencia significativa en esta prueba al comparar sexos (H, $98.91 \pm 13^\circ$, M, $99.43 \pm 12^\circ$, $p=0.8594$); además se observó un ROM muy similar, pero las M alcanzaron mayor flexión.

Estos resultados coincidieron con un estudio donde *Donohue et al.*, (65) implementaron la sentadilla como una prueba funcional para evaluar la máxima flexión alcanzada entre H y M sanos, y tampoco encontraron una diferencia significativa en este parámetro.

7.1.1.2. GRUPO CONTROL vs. GRUPO CON ACLr

Dentro del análisis cinemático se obtuvo una flexión máxima media para el grupo control de $98.88^\circ \pm 12$, y el grupo ACLr de $97.48^\circ \pm 16.9$, como se muestra en la Fig. 25^a. No hubo diferencia significativa entre ambos grupos ($p=0.7438$). En la Fig. 25B se muestra el valor máximo de flexión alcanzado dentro del grupo control y del grupo con ACLr.

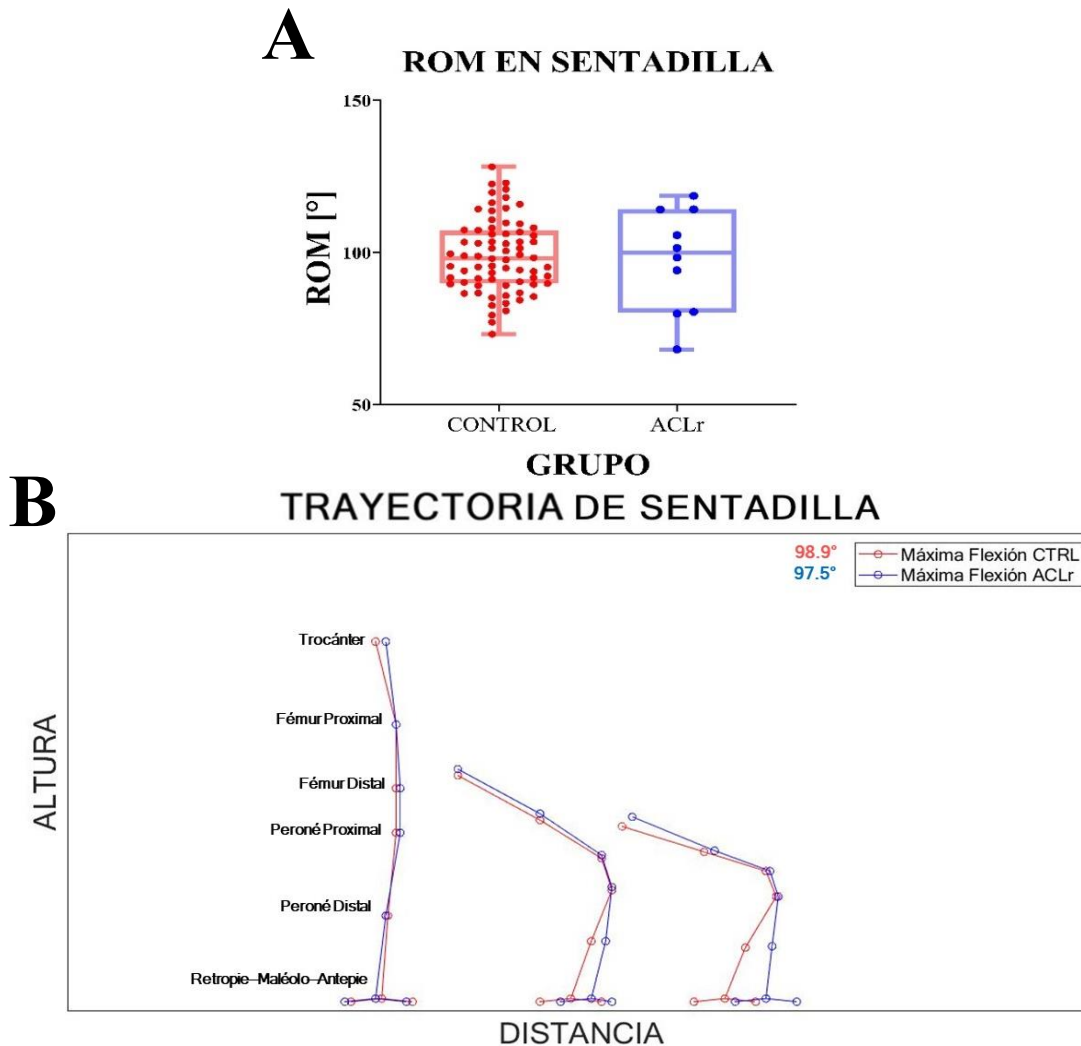


Fig. 25 Resultados de cinemática para prueba de sentadilla. **A.** Distribución de datos del ROM para el grupo control (CTRL) ($n=72$) vs. grupo ACLr ($n=10$). **B.** Ejemplos representativos de la posición inicial y máxima flexión de rodilla de los sujetos del grupo control (en rojo) y grupo ACLr (en azul).

Con base en el resultado anterior, el grupo ACLr mostró en promedio un rango de flexión máxima ligeramente reducido en comparación al control. Esta observación coincide con un estudio previo de *Roos et al.*, (66), que también utilizaron esta prueba funcional para evaluar el mismo par de grupos, donde los sujetos con reconstrucción de ACL presentaron una menor flexión en comparación con los controles, y la diferencia se consideró significativa ($p=0.035$). En ese estudio, se incluyó un mayor número de participantes con ACLr (21 sujetos) y se mencionó que los resultados obtenidos en la sentadilla podrían deberse a estrategias motoras empleadas, especialmente en la cadera y tobillo, lo que influyó en el rango de flexión alcanzado con la rodilla para el grupo con ACLr.

7.1.2. ANÁLISIS DE EMG

7.1.2.1. CARACTERIZACIÓN DE GRUPO CONTROL

En el parámetro RMS al comparar la PD y PND de cada sujeto no se encontró diferencia significativa en ninguno de los músculos analizados, VL (PD, 0.2950 ± 0.02 mV, PND, 0.2967 ± 0.02 mV, $p=0.6312$), VM (PD, 0.2960 ± 0.02 mV, PND, 0.2915 ± 0.02 mV, $p=0.4758$), ST (PD, 0.2965 ± 0.02 mV, PND, 0.2922 ± 0.03 mV, $p=0.6885$) y BF (PD, 0.2926

± 0.02 mV, PND, 0.2899 ± 0.03 mV, $p=0.3953$). En cambio, al comparar H y M, sólo se encontró diferencia significativa en BF (H, 0.2873 ± 0.02 mV, M, 0.2955 ± 0.02 mV, $p=0.0213$). No se encontró diferencia significativa en el VL (H, 0.2950 ± 0.02 mV, M, 0.2952 ± 0.02 mV, $p=0.5573$), VM (H, 0.3007 ± 0.02 mV, M, 0.2909 ± 0.02 mV, $p=0.2079$) y ST (H, 0.2937 ± 0.02 mV, M, 0.2973 ± 0.02 mV, $p=0.1871$).

No se encontró diferencia significativa al comparar PD y PND en el AUC para el músculo VL (PD, 1020 ± 235 , PND, 1032 ± 235 , $p=0.5090$), VM (PD, 990.8 ± 224 , PND, 982.5 ± 243 , $p=0.6869$), ST (PD, 994.4 ± 260 , PND, 1008 ± 271 , $p=0.5687$) y BF (PD, 1000 ± 288 , PND, 1006 ± 267 , $p=0.8485$). Tampoco se tuvo diferencia significativa al comparar H y M para este parámetro en el VL (H, 1027 ± 210 , M, 1015 ± 254 , $p=0.8430$), VM (H, 1002 ± 216 , M, 982 ± 232 , $p=0.7323$), ST (H, 996 ± 242 , M, 993 ± 276 , $p=0.9615$), y BF (H, 1028 ± 290 , M, 978 ± 288 , $p=0.4861$).

En la MNF no se encontró una diferencia significativa entre PD y PND en el VL (PD, 90 ± 15.9 Hz, PND, 90.67 ± 12.3 Hz, $p=0.5126$), VM (PD, 85.19 ± 11.1 Hz, PND, 87.56 ± 12.4 Hz, $p=0.0668$), ST (PD, 107.2 ± 17.5 Hz, PND, 111.4 ± 19.2 Hz, $p=0.0517$) y BF (PD, 104.8 ± 16.5 Hz, PND, 105.8 ± 16.6 Hz, $p=0.5975$). Al comparar la MNF entre H y M se encontró diferencia significativa para los dos músculos del grupo de isquiotibiales, ST (H, 112.8 ± 19.7 Hz, M, 102.5 ± 13.9 Hz, $p=0.0160$) y BF (H, 111.6 ± 17.3 Hz, M, 99.72 ± 14.1 Hz, $p=0.0023$). Por el contrario, no se tuvo diferencia significativa en el VL (H, 88.97 ± 16.8 Hz, M, 90.39 ± 15.2 Hz, $p=0.9009$) y VM (H, 83.87 ± 10.8 Hz, M, 83.72 ± 11 Hz, $p=0.9584$).

En resumen, únicamente se encontró diferencia significativa al comparar H y M para el RMS en el ST, y este mismo, junto con BF tuvieron diferencia significativa en la MNF. Respecto a lo anterior, *Padua et al.*, (67) compararon la relación entre el grupo de cuádriceps e isquiotibiales entre H y M, además explican que las M tienen una mayor dominancia de activación el grupo cuádriceps, por el contrario, los H activan ambos grupos musculares de forma más equilibrada.

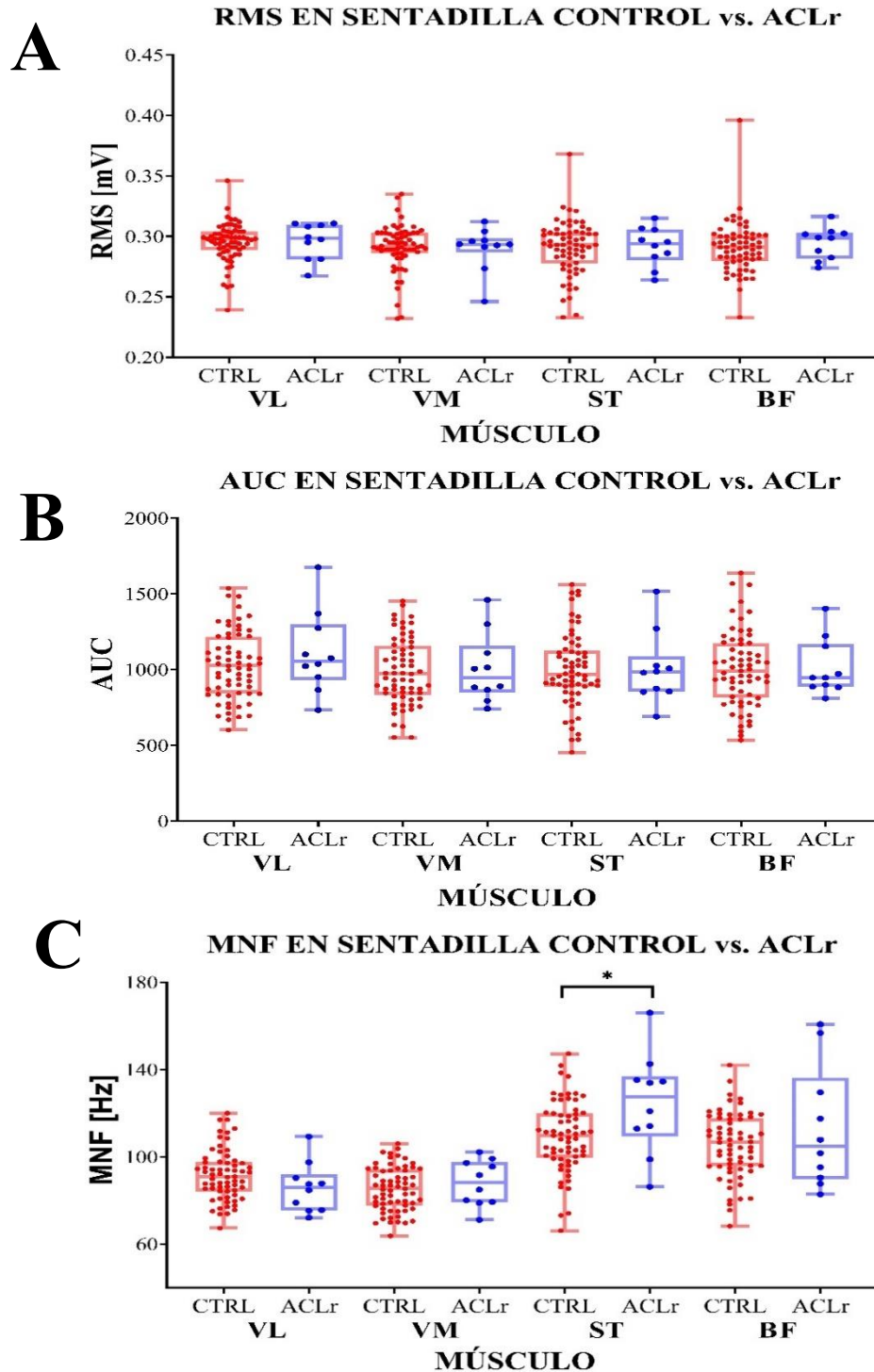
7.1.2.2. GRUPO CONTROL vs. GRUPO CON ACLr

En esta prueba de sentadilla, respecto a los parámetros de EMG, no se encontró diferencia significativa entre los grupos control y ACLr en RMS (Fig. 26^a) para el VL (control, 0.2980 ± 0.02 mV, ACLr, 0.2986 ± 0.01 mV, $p=0.6365$), el VM (control, 0.2920 ± 0.02 mV, ACLr, 0.2934 ± 0.02 mV, $p=0.8568$), ST (control, 0.2930 ± 0.02 mV, ACLr, 0.2939 ± 0.02 mV, $p=0.8810$) y para el BF (control, 0.2910 ± 0.02 mV, ACLr, 0.2988 ± 0.01 mV, $p=0.3254$).

El AUC tampoco presentó diferencia estadística entre grupos (Fig. 26B), VL (control, 1026 ± 223 , ACLr, 1111 ± 270 , $p=0.2807$), VM (control, 986.7 ± 218 , ACLr, 1006 ± 228 , $p=0.7917$), ST (control, 1001 ± 247 , ACLr, 1006 ± 234 , $p=0.9535$) y en BF (control, 1003 ± 248 , ACLr, 1012 ± 187 , $p=0.9115$).

En la MNF (Fig.26C) se identificó una diferencia significativa únicamente para ST (control, 109.3 ± 16.2 Hz, ACLr, 124.5 ± 22.9 Hz, $p=0.0110$), en el resto de los músculos hubo diferencia estadísticamente significativa, VL (control, 91.67 ± 11.6 Hz, ACLr, 85.90 ± 11.4 Hz, $p=0.1452$), VM (control, 85.33 ± 10.1 Hz, ACLr, 87.99 ± 10.5 Hz, $p=0.4420$) y BF (control, 105.3 ± 14.9 Hz, ACLr, 113 ± 27.9 Hz, $p=0.1875$).

En la Fig. 26D está representada la envolvente muscular promedio del grupo control (en rojo) y del grupo ACLr (en azul). El tiempo de ejecución de la sentadilla fue normalizado y dividido en tres etapas (sombreados en tonos de gris), dentro de las cuales la primera representa el inicio y descenso del cuerpo durante la prueba, en la segunda se observa la activación muscular durante el momento de la flexión máxima alcanzada y el primer esfuerzo para el ascenso. La última representa la reincorporación a la posición inicial.



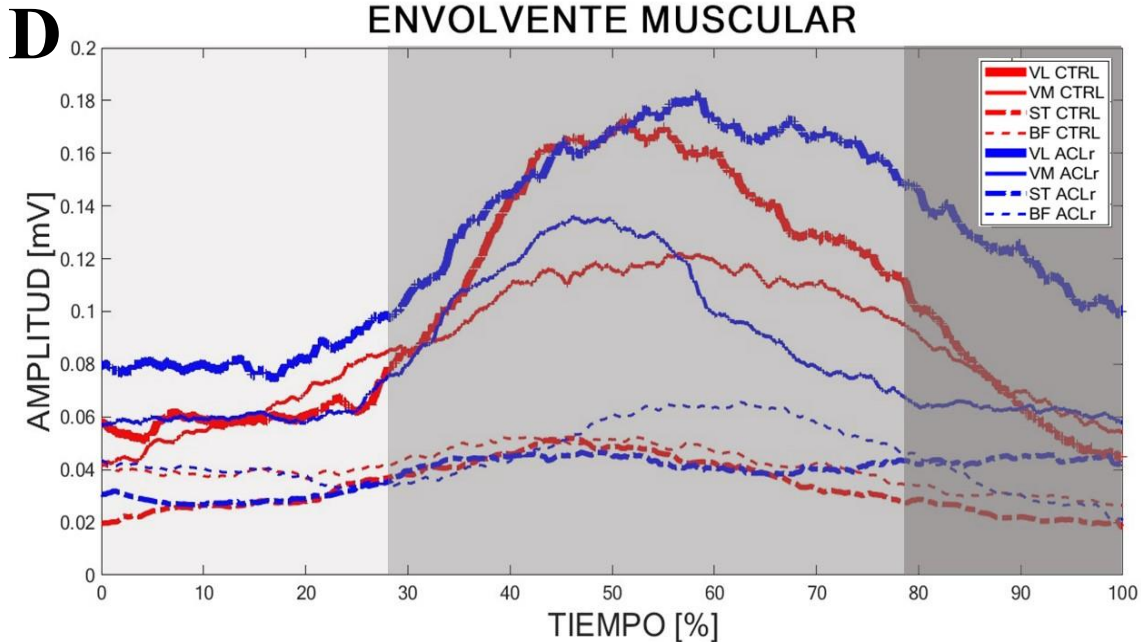


Fig. 26 Resultados de EMG en sentadilla del grupo control (CTRL) (n=65) vs. ACLr (n=10). **A.** RMS. **B.** AUC. **C.** MNF. **D.** Envoltura muscular promedio de la activación muscular durante la prueba, que se dividió en 3 etapas (descenso, máxima flexión, ascenso e incorporación a posición inicial). (* $p < 0.05$).

En general, los parámetros de EMG en el grupo con ACLr fueron en su mayoría más altos que los del grupo control, aunque no se encontraron diferencias estadísticamente significativas en RMS y AUC en ningún músculo. En un estudio previo de *Monajati et al.*, (68), en el que se evaluó la sentadilla bilateral y unilateral, no se encontraron diferencias significativas en VL, VM, ST y BF en las etapas iniciales y finales de la activación muscular. Esto se debe a que en esta prueba, ambos grupos musculares se activan simultáneamente para reducir la carga en el ACL, por lo tanto, ninguno de estos músculos se ve exigido más que otro para controlar la estabilidad de la rodilla. Respecto a la MNF, se observó que el ST tuvo una frecuencia de reclutamiento de fibras musculares resaltada en el grupo ACLr.

En otro estudio, *Trulsson et al.*, (61) sólo analizaron el VL y BF en la misma prueba y se encontraron diferencias significativas en la activación de ambos músculos. En ese estudio, el burst de activación muscular se segmentó en 11 etapas y se analizaron individualmente en términos de la actividad muscular. Los resultados mostraron una actividad muscular disminuida en el grupo con ACLr, debido a que el daño neuromuscular persistía en estos sujetos durante la respuesta de activación muscular inicial, los isquiotibiales trabajan sinérgicamente con el ACL para prevenir un movimiento anterotibial durante la contracción de cuádriceps.

En la envoltura (Fig. 26D), se observa en general una mayor actividad y contracción en el grupo de cuádriceps en comparación con isquiotibiales en el grupo control y con ACLr durante toda la prueba, y el pico de actividad se genera principalmente en el momento de la flexión máxima. El ST mostró la mayor diferencia de activación entre los grupos de estudio. Esto puede estar relacionado con el hecho de que los isquiotibiales tienden a tener mayor activación debido a la variación en la coactivación entre los vastos (VL y VM), lo que comprime la parte lateral de la articulación y produce un valgo dinámico (69).

7.2 RESULTADOS EN LA PRUEBA DE DESPLANTE

7.2.1. ANÁLISIS CINEMÁTICO

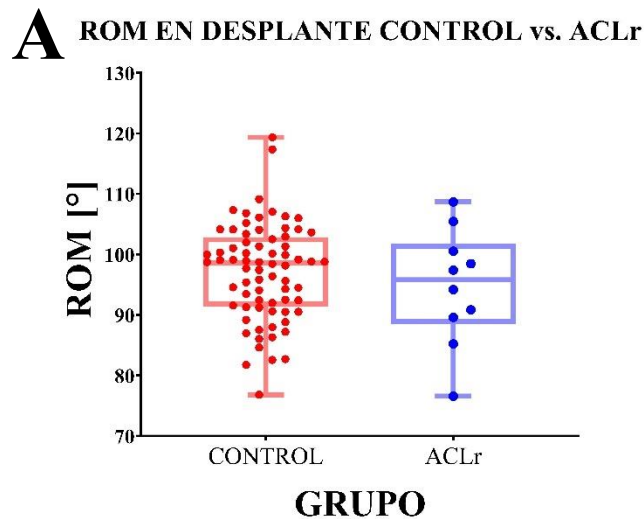
7.2.1.1. CARACTERIZACIÓN DE GRUPO CONTROL

Al comparar la flexión máxima no se encontró diferencia significativa entre la PD y PND de cada sujeto del grupo control (PD, $98.82 \pm 10^\circ$, PND, $97.59 \pm 9^\circ$, $p=0.5200$). Tampoco se tuvo diferencia significativa entre los H y M (H, $99.48 \pm 10^\circ$, M, $97.29 \pm 10^\circ$, $p=0.4088$).

Estos resultados coincidieron con un estudio donde *Dwyer et al.*, (59) compararon la flexión máxima alcanzada durante la ejecución de desplantes frontales entre 22 H y 22 M, y tampoco encontraron diferencia significativa en la flexión de la rodilla, pero si para la flexión en cadera.

7.2.1.2. GRUPO CONTROL vs. GRUPO CON ACLr

Los resultados de cinemática no reportaron diferencia significativa entre los dos grupos referente al ROM (control, $97.09 \pm 8^\circ$, ACLr, $94.69 \pm 10^\circ$, $p=0.3876$), siendo mayor la flexión máxima en el grupo control. En la Fig. 27A se muestra la distribución de los datos del ROM. Las posiciones iniciales y de máxima flexión de los sujetos con mayor flexión en cada grupo están representadas en la Fig. 27B.



B

TRAYECTORIA DE DESPLANTE

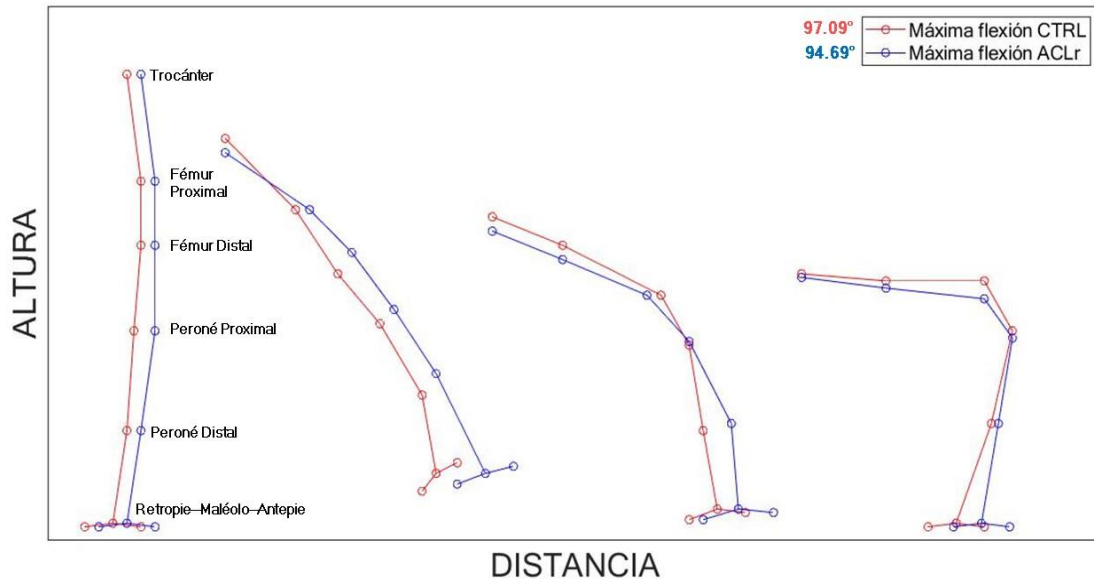


Fig. 27 Resultados de cinemática en desplante. **A.** Gráfica de caja con los datos del grupo control (CTRL) (n=72) vs. grupo ACLr (n=10). **B.** Posición inicial y final (máxima flexión) alcanzada por el grupo control (en rojo) y grupo ACLr (en azul).

La flexión máxima promedio en el grupo con ACLr fue menor; sin embargo, no se presentó una diferencia significativa entre los dos grupos. En un estudio similar *Alkjær et al.*, (62) también compararon el ROM de flexión-extensión de la rodilla entre un grupo control y un grupo de sujetos que habían pasado por reconstrucción y rehabilitación del ACL. En este estudio, los sujetos con ACLr mostraron un desempeño biomecánico similar al grupo control, lo que sugiere una mejora consistente en sujetos con ACLr que han completado su proceso de rehabilitación.

En otro estudio, *Alkjær et al.*, (70) compararon la flexión máxima entre 28 sujetos control y 28 con ACLr. Estos autores sí reportaron diferencia significativa, con un ROM menor en los sujetos con ACLr (con un tiempo de recuperación no mayor a 10 meses). Según los resultados de este estudio, se concluyó que los sujetos con ACLr antes de 10 meses de recuperación no han logrado conseguir la capacidad biomecánica y muscular necesaria para realizar ejercicios unilaterales.

7.2.2. ANÁLISIS DE EMG

7.2.2.1. CARACTERIZACIÓN DE GRUPO CONTROL

En el parámetro RMS, al comparar la dominancia de cada sujeto control se encontró diferencia significativa en el VL (PD, 0.3107 ± 0.07 mV, PND, 0.3026 ± 0.03 mV, $p=0.005$), VM (PD, 0.310 ± 0.08 mV, PND, 0.3015 ± 0.04 mV, $p=0.0046$), ST (PD, 0.2950 ± 0.07 mV, PND, 0.2893 ± 0.02 mV, $p=0.0037$) y BF (PD, 0.3088 ± 0.05 mV, PND, 0.2960 ± 0.04 mV, $p=0.0029$). Por el contrario, en la comparación entre H y M en esta prueba funcional, no se tuvo una diferencia significativa en el VL (H, 0.3079 ± 0.08 mV, M, 0.3150 ± 0.07 mV, $p=0.9106$), VM (H, 0.3197 ± 0.09 mV, M, 0.3181 ± 0.08 mV, $p=0.6742$), ST (H, $0.3109 \pm$

0.07 mV, M, 0.3095 ± 0.07 mV, $p=0.9343$) y BF (H, 0.3046 ± 0.06 mV, M, 0.3147 ± 0.07 mV, $p=0.6932$).

Después de comparar el AUC entre PD y PND, sólo se tuvo diferencia significativa en el VL (PD, 773.9 ± 237 , PND, 679 ± 197 , $p=0.0015$), pero no se encontró diferencia significativa en el VM (PD, 976.7 ± 225 , PND, 961.8 ± 243 , $p=0.5807$), ST (PD, 1001 ± 263 , PND, 1011 ± 269 , $p=0.6929$) y BF (PD, 1005 ± 289 , PND, 1007 ± 265 , $p=0.9532$). En cambio, para este parámetro no se tuvo diferencia significativa entre H y M en el VL (H, 765.1 ± 256 , M, 785.5 ± 228 , $p=0.7331$), VM (H, 781.2 ± 285 , M, 771.7 ± 264 , $p=0.8896$), ST (H, 687.6 ± 255 , M, 684.5 ± 197 , $p=0.9795$) y BF (H, 674.7 ± 244 , M, 770.8 ± 206 , $p=0.6257$).

La PD y PND del grupo control mostraron una diferencia significativa en la MNF únicamente en el VL (PD, 87.93 ± 11.9 Hz, PND, 82.79 ± 13.1 Hz, $p=0.0123$), por el contrario, no se tuvo diferencia significativa en el VM (PD, 84.72 ± 9.3 Hz, PND, 86.39 ± 9 Hz, $p=0.1917$), ST (PD, 102.5 ± 18.8 Hz, PND, 102.5 ± 16.2 Hz, $p=0.9958$) y BF (PD, 92.96 ± 16.5 Hz, PND, 91.14 ± 15.3 Hz, $p=0.1064$). En la comparación entre los H y las M sí se tuvo diferencia significativa para el BF (H, 107 ± 17.2 Hz, M, 88.58 ± 14.5 Hz, $p=0.0111$), para el resto de los músculos no se tuvo diferencia significativa, VL (H, 85.8 ± 11.6 Hz, M, 89.23 ± 12.1 Hz, $p=0.3158$), VM (H, 85.78 ± 9.9 Hz, M, 83.9 ± 9 Hz, $p=0.5809$) y ST (H, 107.5 ± 20.3 Hz, M, 98.55 ± 16.8 Hz, $p=0.0548$).

De acuerdo a los resultados anteriores, se puede observar una mayor activación muscular en la PD en comparación con la PND, y esta diferencia llegó a ser significativa. Esto se puede deber a que al ser una prueba unilateral, donde dentro del ejercicio la mayor parte del peso corporal la resiste en mayor medida una pierna, y además para el caso de los desplantes se encarga de mantener la estabilidad durante el descenso del cuerpo y el impulso para levantarse y regresar a la posición inicial. La PD tiende a tener una diferente respuesta de activación al ser la pierna que más participa en la movilidad del cuerpo, y la PND funciona más como la pierna de soporte (71). Es por eso que al comparar la PD de los H y las M no se encontraron tantas diferencias significativas. Por el otro lado, el VL durante pruebas funcionales como el desplante, presenta una doble función al mantener un control adecuado del movimiento tanto en cadera como en la rodilla, debido a la unión que presenta en este par de articulaciones (72), lo cual tiene relación con que fue el músculo que más diferencia significativa presentó en esta prueba funcional.

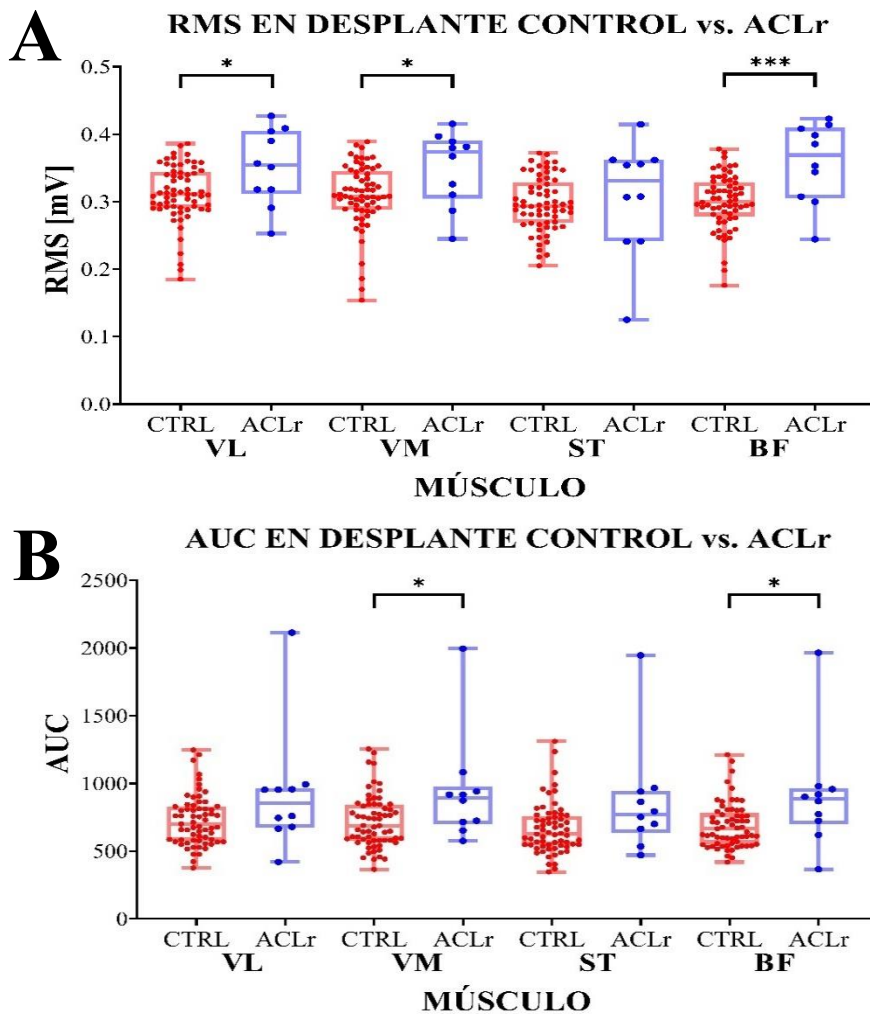
7.2.2.2. GRUPO CONTROL vs. GRUPO CON ACLr

Los parámetros de EMG en esta prueba sí mostraron diferencias significativas. En RMS (Fig. 28A) hubo diferencia significativa entre grupos para el VL (control, 0.3110 ± 0.04 mV, ACLr, 0.3540 ± 0.06 mV, $p=0.0261$), en el VM (control, 0.3080 ± 0.05 mV, ACLr, 0.3735 ± 0.06 mV, $p=0.0167$) y BF (control, 0.3002 ± 0.04 mV, ACLr, 0.3577 ± 0.06 mV, $p=0.0002$); Por el contrario, en el caso de ST (control, 0.2967 ± 0.04 mV, ACLr, 0.3070 ± 0.08 mV, $p=0.5264$) no hubo diferencia significativa.

En el caso del AUC (Fig. 28B), hubo diferencias significativas para VM (control, 688.1 ± 195 , ACLr, 895.4 ± 402 , $p=0.0319$) del grupo cuádriceps, y BF (control, 665.2 ± 166 , ACLr, 885.1 ± 416 , $p=0.0125$) de los isquiotibiales. No hubo diferencia significativa en el resto de los músculos analizados: VL (control, 700.2 ± 185 , ACLr, 855.8 ± 455 , $p=0.1007$) y ST (control, 625.3 ± 187 , ACLr, 772.7 ± 413 , $p=0.0665$).

En la MNF (Fig. 28C), fue un caso similar, donde un músculo del grupo de cuádriceps e isquiotibiales tuvo diferencia estadística entre grupo control vs. ACLr, siendo estos el VM (control, 86.14 ± 7.5 Hz, ACLr, 94.6 ± 15.6 Hz, $p=0.0065$) y el ST (control 102.8 ± 15.3 Hz, ACLr, 113.7 ± 20.6 Hz, $p=0.0480$). En el resto de los músculos analizados no se encontró una diferencia estadísticamente significativa: VL (control, 85.73 ± 9.7 Hz, ACLr, 86.14 ± 8.1 Hz, $p=0.6067$) y BF (control, 94.83 ± 14 Hz, ACLr, 92.72 ± 18.7 Hz, $p=0.6744$).

En la Fig. 28D se muestra la envolvente de la activación muscular promedio de cada músculo durante la prueba de desplante dividida en cuatro etapas (en tonos de gris); la primera conforma el tiempo en que se da el paso hacia adelante; la segunda representa desde el momento que se conecta el pie con el suelo, posterior a dar el paso y se baja para alcanzar la máxima flexión; y en seguida, empieza la tercera que conforma el esfuerzo de ascenso hacia atrás, para reincorporarse a la posición inicial (cuarta etapa).



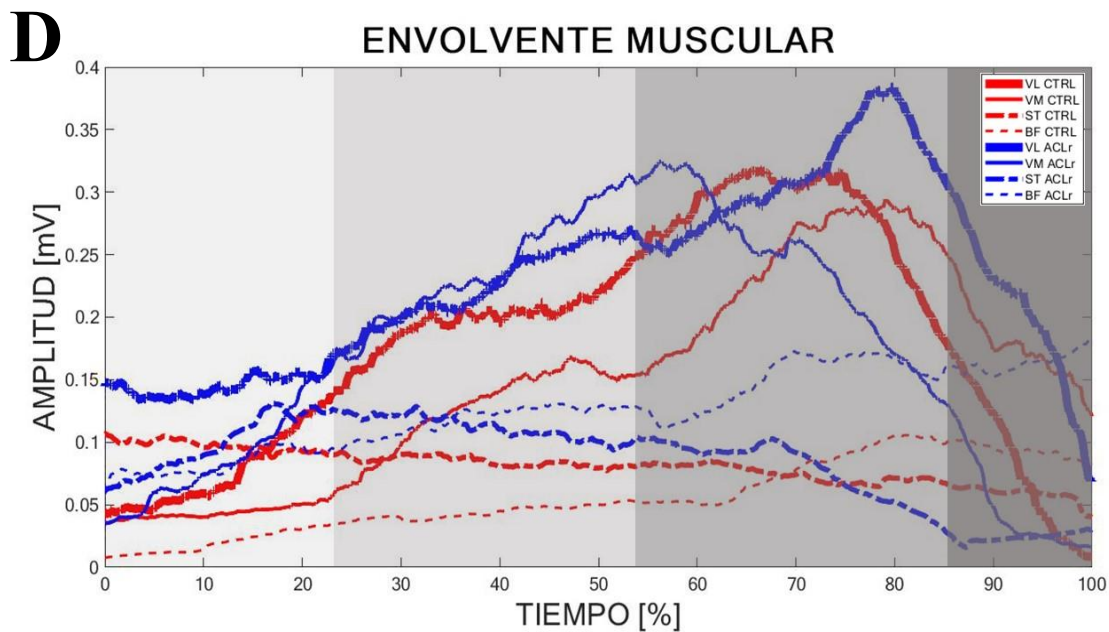
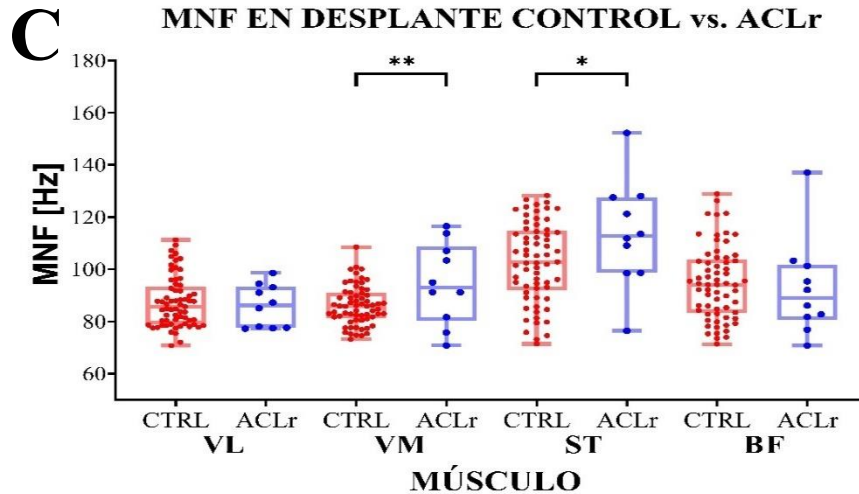


Fig. 28 Resultados de EMG en desplante de grupo control (CTRL) (n=65) vs. grupo ACLr (n=10). **A.** RMS. **B.** AUC. **C.** MNf. **D.** Envoltente muscular promedio de cada músculo registrado al realizar el desplante. La ejecución de la prueba se dividió en 4 etapas (paso hacia adelante, contacto con el suelo y descenso, momento de flexión máxima y esfuerzo para empezar el ascenso, tiempo de recuperar posición inicial). (* $p < 0.05$, ** $p < 0.01$, *** $p < 0.001$).

En el análisis de EMG para esta prueba, los músculos VL, VM y ST en el grupo ACLr tuvieron una diferencia significativa en RMS. Por el contrario, los músculos VM y ST tuvieron diferencia significativa en el AUC y en la MNf. El VM fue el músculo que mostró diferencia significativa en los tres parámetros, con un valor promedio mayor en el grupo con ACLr. Esto puede deberse a que el músculo VM intenta compensar y apoyar al VL durante el proceso de estabilización al descender, como se encontró en este estudio realizado por *Alkjær et al.*, (62). Es importante destacar que el VL parece ser un músculo que de forma constante presenta diferencias significativas al analizar grupos control y con ACLr, como se ha demostrado en otros estudios, por ejemplo, en *Flaxman et al.*, (73) el grupo con ACLr también mostró mayor activación este músculo.

La envolvente de la prueba de desplantes (Fig. 28D) permite visualizar en VL y VM la formación de dos mesetas dentro de la segunda y tercera etapa; la primera meseta hace referencia al momento en que se busca estabilizar la rodilla cuando se alcanza la flexión máxima, y la segunda durante el esfuerzo para levantarse. En los isquiotibiales, BF mostró una gran diferencia, siendo mucho mayor en el grupo ACLr, lo cual coincide con la envolvente reportada por *Alkjær et al.*, (62) y la diferencia que se obtuvo en el parámetro relacionado con la potencia de activación (RMS). Por otro lado, ST es el músculo que menor actividad reporta en esta prueba, sin embargo, la actividad muscular puede variar entre sujetos, por lo que se observa diferencia en la MNF.

7.3 RESULTADOS EN ATERRIZAJE CON UN PIE

7.3.1. ANÁLISIS CINEMÁTICO

7.3.1.1. CARACTERIZACIÓN DE GRUPO CONTROL

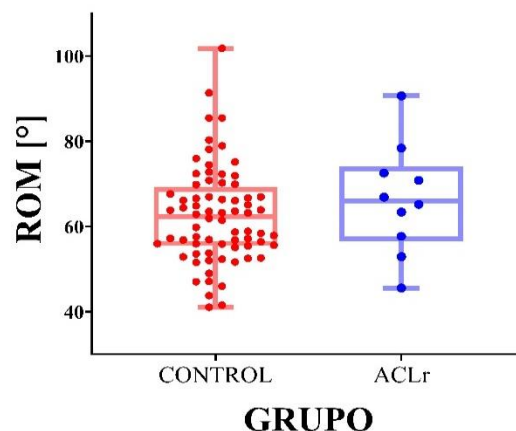
En esta prueba funcional, no se tuvo una diferencia significativa en la flexión máxima de cada sujeto entre su PD y la PND (PD, $62.62 \pm 12^\circ$, PND, $58.96 \pm 14^\circ$, $p=0.2025$). Tampoco se encontró diferencia significativa en la flexión durante el aterrizaje entre los H y las M (H, $65 \pm 12^\circ$, M, $62.11 \pm 11^\circ$, $p=0.2961$).

En los resultados previos, se observó una mayor flexión en los sujetos con la PD, también los H alcanzaron una mayor flexión que las M, sin embargo, en ambos análisis no se tuvo una diferencia significativa. *Nagano et al.*, (74) también evaluaron la cinemática de la rodilla entre 18 H y 19 M, donde tampoco encontraron una diferencia significativa en el movimiento de flexión de la rodilla al aterrizar en un pie.

7.3.1.2. GRUPO CONTROL vs. GRUPO CON ACLr

En esta prueba, en los resultados sobre el ROM del grupo control en comparación con el grupo ACLr, no se encontró diferencia significativa dentro del análisis cinemático (control, $62.35 \pm 11^\circ$, ACLr, $66.01 \pm 13^\circ$, $p=0.2819$). Referente a lo anterior, en la Fig. 29A se representa en una gráfica tipo caja con los valores de cada grupo. En la Fig. 29B se muestra la trayectoria durante el aterrizaje de los sujetos que ejecutaron la mayor flexión para el grupo control y ACLr.

A ROM EN ATERRIZAJE CONTROL vs. ACLr



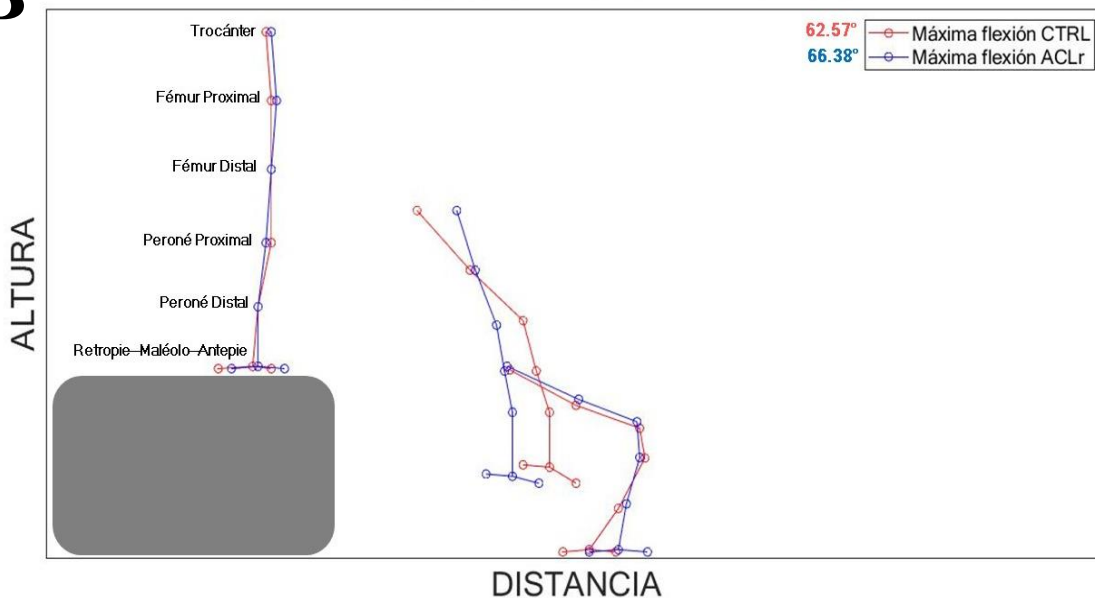
B**TRAYECTORIA DE ATERRIZAJE**

Fig. 29 Resultados de cinemática (ROM) en el aterrizaje sobre un pie de grupo control (CTRL) (n=72) vs. ACLr (n=10). **A.** Distribución de datos agrupados en una gráfica de caja. **B.** Posición inicial y final (máxima flexión) alcanzada por el grupo control (en rojo) y grupo ACLr (en azul).

En el caso de esta prueba, la flexión alcanzada al momento del aterrizaje fue mayor para el grupo con ACLr, aunque no mostró diferencia significativa en comparación con el grupo control. Resultados similares se observaron en un estudio anterior donde *Markström et al.*, (75) tampoco encontraron una diferencia significativa en el pico de flexión durante el aterrizaje. Sin embargo, en ese mismo estudio se analizó la cinemática de la articulación de la cadera y tobillo, mismas articulaciones que si mostraron diferencia entre ambos grupos, lo que sugiere que la estrategia biomecánica utilizada durante el aterrizaje puede variar para compensar la carga en la articulación de la rodilla. Caso contrario, *Gokeler et al.*, (76) mostraron que el grupo con ACLr en la pierna afectada tuvo diferencia significativamente solo en la flexión de la rodilla, y no en la cadera y tobillo.

7.3.2. ANÁLISIS DE EMG

7.3.2.1. CARACTERIZACIÓN DEL GRUPO CONTROL

Entre la PD y PND no se encontró diferencia significativa para el RMS en el VL (PD, 0.2654 ± 0.05 mV, PND, 0.2645 ± 0.05 mV, $p=0.6649$), VM (PD, 0.2548 ± 0.05 mV, PND, 0.2651 ± 0.05 mV, $p=0.4837$), ST (PD, 0.2338 ± 0.05 mV, PND, 0.2569 ± 0.04 mV, $p=0.2115$) y BF (PD, 0.2463 ± 0.05 mV, PND, 0.2404 ± 0.04 mV, $p=0.1303$). El mismo caso se presentó al comparar H y M, al no encontrar diferencia significativa en el VL (H, 0.2769 ± 0.05 mV, M, 0.2617 ± 0.04 mV, $p=0.5063$), VM (H, 0.2540 ± 0.06 mV, M, 0.2556 ± 0.05 mV, $p=0.7484$), ST (H, 0.2306 ± 0.05 mV, M, 0.2369 ± 0.04 mV, $p=0.5440$) y BF (H, 0.2683 ± 0.05 mV, M, 0.2386 ± 0.04 mV, $p=0.0828$).

En el parámetro del AUC entre la PD y PND de cada sujeto no hubo diferencia significativa en el VL (PD, 467 ± 218 , PND, 504.2 ± 233 , $p=0.3370$), VM (PD, 456.7 ± 226 , PND, 469 ± 218 , $p=0.9292$), ST (PD, 407.1 ± 193 , PND, 425.7 ± 180 , $p=0.0869$) y BF (PD, 426.6 ± 221 ,

PND, 435.3 ± 164 , $p=0.3980$). Entre H y M tampoco se encontró diferencia significativa en el VL (H, 473.1 ± 267 , M, 460.8 ± 173 , $p=0.9999$), VM (H, 470.4 ± 232 , M, 456.5 ± 227 , $p=0.6076$), ST (H, 437.5 ± 212 , M, 418.2 ± 179 , $p=0.6906$) y BF (H, 439.6 ± 240 , M, 390.3 ± 206 , $p=0.4036$).

La MNF no tuvo diferencia significativa para la PD y la PND del grupo control en el VL (PD, 87.74 ± 17.3 Hz, PND, 88.92 ± 16.5 Hz, $p=0.5387$), VM (PD, 82.3 ± 14.6 Hz, PND, 85.28 ± 13.1 Hz, $p=0.3874$), ST (PD, 99.55 ± 20.3 Hz, PND, 100.6 ± 20.6 Hz, $p=0.7106$) y BF (PD, 96.04 ± 19.4 Hz, PND, 92.48 ± 16.3 Hz, $p=0.2738$). Los H y las M del grupo control tampoco mostraron diferencia significativa en este parámetro en el VL (H, 87.78 ± 16.6 Hz, M, 87.71 ± 17.7 Hz, $p=0.7679$), VM (H, 83.73 ± 14.7 Hz, M, 82.75 ± 14.5 Hz, $p=0.8979$), ST (H, 100.9 ± 21.3 Hz, M, 97.27 ± 19.5 Hz, $p=0.4771$) y BF (H, 104.7 ± 20.8 Hz, M, 90.7 ± 17.9 Hz, $p=0.1432$).

Con base en los resultados obtenidos previamente, se puede determinar que no existe diferencia significativa entre ambas piernas y entre sexos durante el aterrizaje en una pierna. Resultados similares que obtuvieron *Garrison et al.*, (77) al evaluar el RMS de ocho H y ocho M durante la misma prueba funcional, y mencionan que los H y M realizan una estrategia de movimiento similar al momento de aterrizar con un pie.

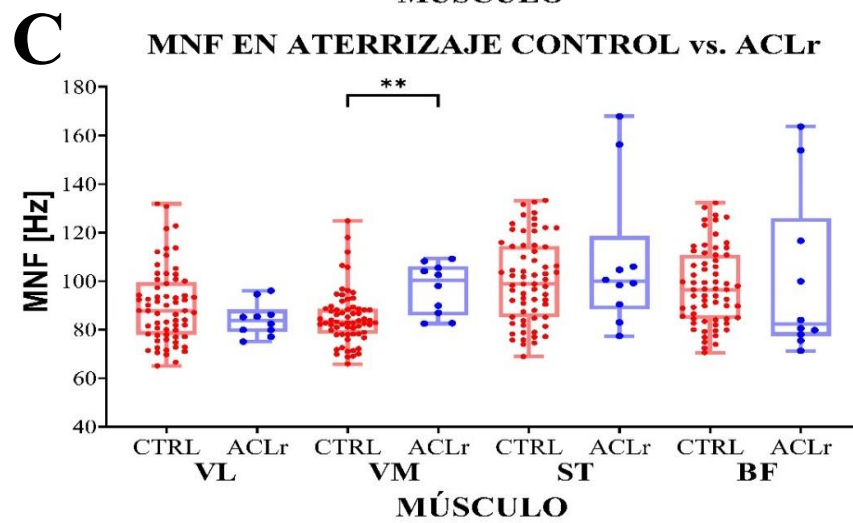
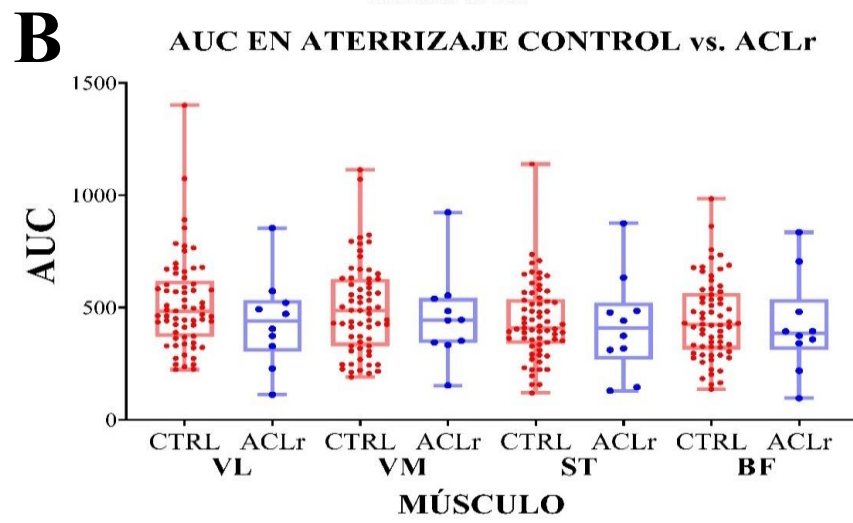
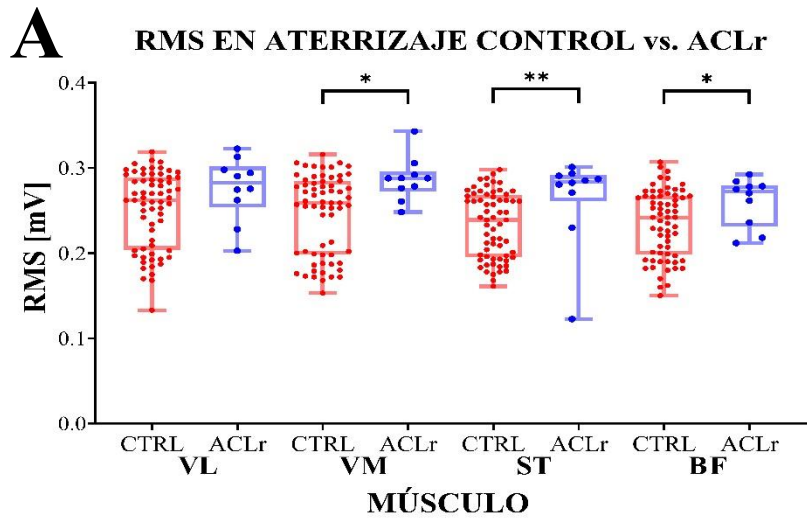
7.3.2.2. GRUPO CONTROL vs, GRUPO CON ACLr

En el análisis de EMG para esta prueba de aterrizaje en un pie hubo diferencias significativas entre los dos grupos de estudio para el parámetro de RMS (Fig. 30A), VM (control, 0.2590 ± 0.05 mV, ACLr, 0.2880 ± 0.03 mV, $p=0.0129$), y los dos músculos de isquiotibiales, ST (control, 0.2390 ± 0.04 mV, ACLr, 0.2839 ± 0.05 mV, $p=0.0024$) y BF (control, 0.2420 ± 0.04 mV, ACLr, 0.2728 ± 0.03 mV, $p=0.0309$). El único músculo con mayor similitud entre los grupos para este parámetro fue VL (control, 0.2620 ± 0.05 mV, ACLr, 0.2830 ± 0.04 mV, $p=0.0787$).

Por el contrario, no se encontró diferencia significativa en alguno de los músculos al calcular el AUC, VL (control, 485 ± 208 , ACLr, 438.8 ± 203 , $p=0.2834$), VM (control, 487.2 ± 204 , ACLr, 443.9 ± 202 , $p=0.5748$), ST (control, 409.2 ± 170 , ACLr, 407.9 ± 222 , $p=0.6394$) y BF (control, 425.9 ± 178 ACLr, 384.2 ± 215 , $p=0.6602$).

El VM fue el único músculo que mostró diferencia significativa entre grupos para la MNF (control, 83.16 ± 11.1 Hz, ACLr, 100.3 ± 10.5 Hz, $p=0.0021$), al contrario de VL (control, 87.78 ± 15.4 Hz, ACLr, 83.78 ± 6.9 Hz, $p=0.3592$), ST (control, 98.78 ± 17.2 Hz, ACLr, 99.84 ± 29.9 Hz, $p=0.7067$) y BF (control, 96.44 ± 15.9 Hz, ACLr, 82.22 ± 33.6 Hz, $p=0.4100$).

En la Fig. 30D se muestra la envolvente de la activación muscular promedio de cada músculo a lo largo de la prueba. De igual manera que en las pruebas anteriores, el tiempo de la ejecución de la prueba se normalizó y dividió en tres etapas (en tonos de gris). En las cuales se observan cambios en la actividad muscular al dejarse caer del banco (etapa 1), al aterrizar y mantener el equilibrio sobre un pie (etapa 2) y recuperar la posición inicial en el suelo (etapa 3).



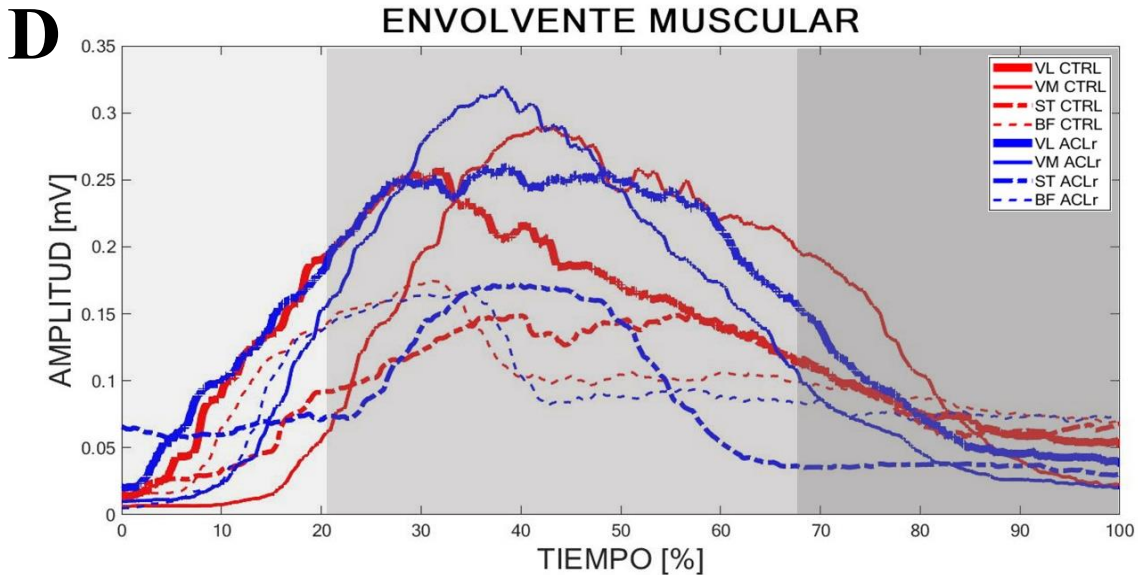


Fig. 30 Resultados de EMG en aterrizaje sobre un pie del grupo control (CTRL) (n=65) vs. grupo ACLr (n=10). **A.** RMS. **B.** AUC. **C.** MNF. **D.** Envolvente muscular promedio de cada músculo registrado al realizar el aterrizaje en un pie, Se dividió en 3 etapas (intervalo de caída-aterrizaje, aterrizaje y flexión de la pierna para mantener el equilibrio y recuperación de la posición inicial). (* $p < 0.05$, ** $p < 0.01$).

En esta prueba de aterrizaje en un pie, no se presentaron diferencias significativas entre los grupos para el parámetro de AUC. Esto podría estar relacionado con el hecho de que la prueba es más explosiva que de resistencia, lo que significa que el tiempo de contracción es más corto y, por lo tanto, no se observaron diferencias significativas en el AUC entre los grupos. En un estudio donde *Kotsifaki et al.*, (78) compararon la fuerza de contribución muscular entre H atletas con ACLr que deseaban regresar al deporte y H control, encontraron diferencias significativas en el ST y BF entre la pierna lesionada y los sujetos control al analizar la contribución muscular durante el aterrizaje. En otro estudio, *Smale et al.*, (79) analizaron la activación muscular entre sujetos ACLr sin reconstrucción, posterior a la reconstrucción y grupo control, y reportaron una diferencia significativa entre el grupo con ACLr posterior a la reconstrucción y el grupo control. Ambos estudios indican que un incremento en la activación de los isquiotibiales se atribuye a la deficiencia que tiene la pierna al intentar aterrizar con la mayor estabilidad posible, por tanto, la co-contracción de estos músculos funciona como un protector para evitar que la fuerza ejercida sobre la rodilla no ocasione un corte anterotibial en el ACL.

El VM fue el músculo que destacó en esta prueba al presentar diferencias en RMS y MNF. De acuerdo con un estudio donde *Schmitt et al.*, (80) primero analizaron la simetría de activación entre los músculos de cuádriceps en sujetos con ACLr y control, posteriormente, los sujetos con una simetría mayor al 90% fueron incluidos en un segundo grupo, y sujetos con simetría menor al 85% en un tercer grupo. En los resultados observaron una diferencia significativa entre los sujetos con mayor y menor simetría, lo cual puede tener relación con que al estudiar la actividad individual se puede obtener diferencia en alguno de estos músculos, o en ambos, ya que se puede presentar una variación en la activación debido a la compensación que se realiza por una menor actividad del otro músculo, con tal de garantizar una distribución del peso corporal al aterrizar.

Las etapas de la envolvente muscular de esta prueba de aterrizaje en un pie (Fig. 30D), permiten distinguir que la primera y la última etapa representan el comienzo y término de la contracción, mientras que en la fase intermedia se observa una meseta general para cada músculo que representa la máxima activación producida. Esta meseta es de corta duración, pero alcanza una amplitud considerable. Esto se debe a que los sujetos, al realizar la prueba, lograban el control del aterrizaje durante un par de segundos y enseguida recuperaban la posición normal. La actividad muscular del grupo con ACLr fue ligeramente mayor en los 4 músculos en comparación con los sujetos control, sin embargo, fue una prueba en la que los músculos isquiotibiales presentaron una mayor activación que en las pruebas anteriores.

7.4 RESULTADOS EN EQUILIBRIO SOBRE UN PIE

7.4.1. ANÁLISIS DE EMG

7.4.1.1. CARACTERIZACIÓN DE GRUPO CONTROL

Posterior al cálculo y comparación del RMS en la PD y PND de los sujetos del grupo control no se encontró diferencia significativa en el VL (PD, 0.2014 ± 0.02 mV, PND, 0.1996 ± 0.01 mV, $p=0.4375$), VM (PD, 0.1996 ± 0.01 mV, PND, 0.1995 ± 0.01 mV, $p=0.8799$), ST (PD, 0.1940 ± 0.03 mV, PND, 0.1938 ± 0.02 mV, $p=0.4448$). Los H y las M de este grupo tampoco mostraron una diferencia significativa al comparar sus resultados en el VL (H, 0.2009 ± 0.01 mV, M, 0.2028 ± 0.02 mV, $p=0.4963$), VM (H, 0.1992 ± 0.01 mV, M, 0.2009 ± 0.02 mV, $p=0.2782$), ST (H, 0.1933 ± 0.03 mV, M, 0.1947 ± 0.04 mV, $p=0.6463$) y BF (H, 0.1905 ± 0.02 mV, M, 0.1937 ± 0.02 mV, $p=0.2101$).

La PD y la PND de los sujetos del grupo control durante el equilibrio sobre un pie no mostraron diferencia significativa en el AUC en el VL (PD, 6943 ± 1359 , PND, 6809 ± 1561 , $p=0.8395$), VM (PD, 6822 ± 1421 , PND, 6724 ± 1777 , $p=0.7982$), ST (PD, 5432 ± 1922 , PND, 5140 ± 1964 , $p=0.5475$) y BF (PD, 4921 ± 1564 , PND, 5049 ± 1702 , $p=0.7423$). El AUC de los músculos de los H y M no tuvo una diferencia significativa en el VL (H, 6702 ± 1215 , M, 6989 ± 1529 , $p=0.6201$), VM (H, 6722 ± 1369 , M, 6877 ± 1728 , $p=0.3833$), ST (H, 4909 ± 1841 , M, 5782 ± 2009 , $p=0.3476$) y BF (H, 4796 ± 1452 , M, 4946 ± 1654 , $p=0.7073$).

En el parámetro de la MNF no se tuvo diferencia estadísticamente significativa entre la PD y la PND de los sujetos control en el VL (PD, 92.84 ± 17.1 Hz, PND, 101.1 ± 17.5 Hz, $p=0.1238$), VM (PD 89.03 ± 12.2 Hz, PND, 90.76 ± 11.5 Hz, $p=0.9550$), ST (PD 117.5 ± 16.3 Hz, PND, 117.2 ± 18.2 Hz, $p=0.5041$) y BF (PD 117 ± 15.2 Hz, PND, 115.2 ± 15.5 Hz, $p=0.4335$). Posteriormente, se comparó la MNF entre H y M, pero tampoco se encontró diferencia significativa en el VL (H 89.58 ± 15.5 Hz, M, 96.83 ± 18.3 Hz, $p=0.1831$), VM (H 87.18 ± 11 Hz, M, 90.51 ± 13.3 Hz, $p=0.2064$), ST (H 117.1 ± 18 Hz, M, 117 ± 15.7 Hz, $p=0.8381$) y BF (H 120.1 ± 13.7 Hz, M, 113.7 ± 15 Hz, $p=0.0846$).

En esta prueba funcional, no se tuvo una diferencia significativa en el análisis de la actividad muscular entre la PD y la PND de los sujetos control, así como tampoco entre sexos. De acuerdo con *Ageberg et al.*, (81) emplear la prueba de equilibrio sobre un pie permite identificar el rendimiento funcional que tienen los músculos de la rodilla de un sujeto que sufrió ACLr, al igual que evaluar el nivel de laxitud de la rodilla y el estado de propiocepción que están relacionados con el grado de equilibrio que tiene el sujeto sobre una pierna.

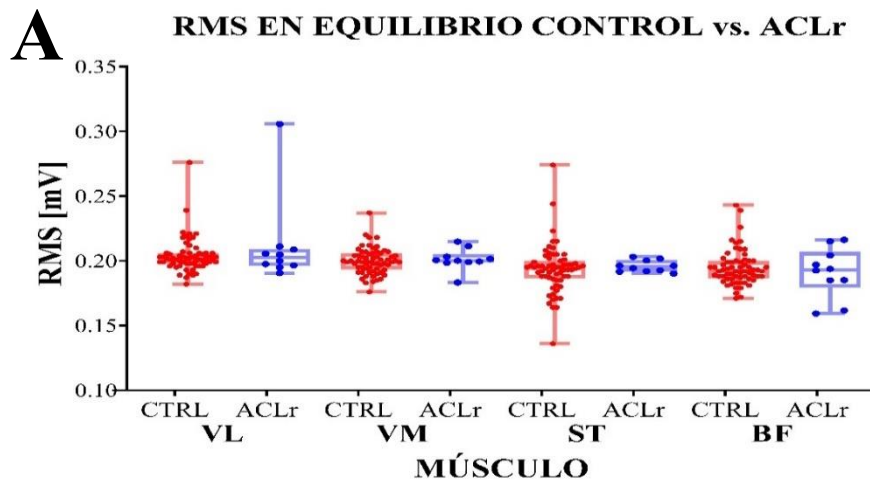
7.4.1.2. GRUPO CONTROL vs. GRUPO CON ACLr

Para esta prueba de equilibrio sobre un pie, sólo se contempló realizar el análisis de EMG. En el parámetro RMS (Fig. 31A) no se encontró diferencia significativa en VL (control, 0.2020 ± 0.01 mV, ACLr, 0.2024 ± 0.03 mV, $p=0.9224$), VM (control, 0.1997 ± 0.01 mV, ACLr, 0.2012 ± 0.01 mV, $p=0.6708$), ST (control, 0.1945 ± 0.05 mV, ACLr, 0.1953 ± 0.01 mV, $p=0.4896$) y BF (control, 0.1920 ± 0.01 mV, ACLr, 0.1931 ± 0.02 mV, $p=0.9039$).

Para el AUC (Fig. 31B), no se encontró diferencia significativa en VL (control, 6853 ± 1271 , ACLr, 7037 ± 1298 , $p=0.7260$), VM (control, 6741 ± 1383 , ACLr, 6729 ± 727 , $p=0.9194$), ST (control, 5227 ± 1717 , ACLr, 6089 ± 753 , $p=0.0990$) y BF (control, 4827 ± 1458 , ACLr, 5019 ± 2059 , $p=0.7153$).

En el análisis dentro del dominio del tiempo, en la MNF (Fig. 31C) sí hubo diferencias estadísticas entre grupos en el VL (control, 99.67 ± 14.7 Hz, ACLr, 90.05 ± 9.3 Hz, $p=0.0494$), ST (control, 115.5 ± 14.4 Hz, ACLr, 136 ± 25.5 Hz, $p=0.0013$) y BF (control, 116.1 ± 12.2 Hz, ACLr, 126.8 ± 24.2 Hz, $p=0.0295$). Por el contrario, el VM fue el único músculo que no mostró una diferencia significativa (control, 91.33 ± 10 Hz, ACLr, 88.61 ± 10.6 Hz, $p=0.4308$).

En el caso de esta prueba, la envolvente de la activación muscular promedio (Fig. 31D) se dividió por la mitad el tiempo en que se le pidió al sujeto mantener la postura sobre un pie, con la finalidad de representar el cambio en la activación muscular durante los primeros 15 segundos de la prueba (primera etapa), y el comportamiento generado en los últimos 15 segundos (segunda etapa).



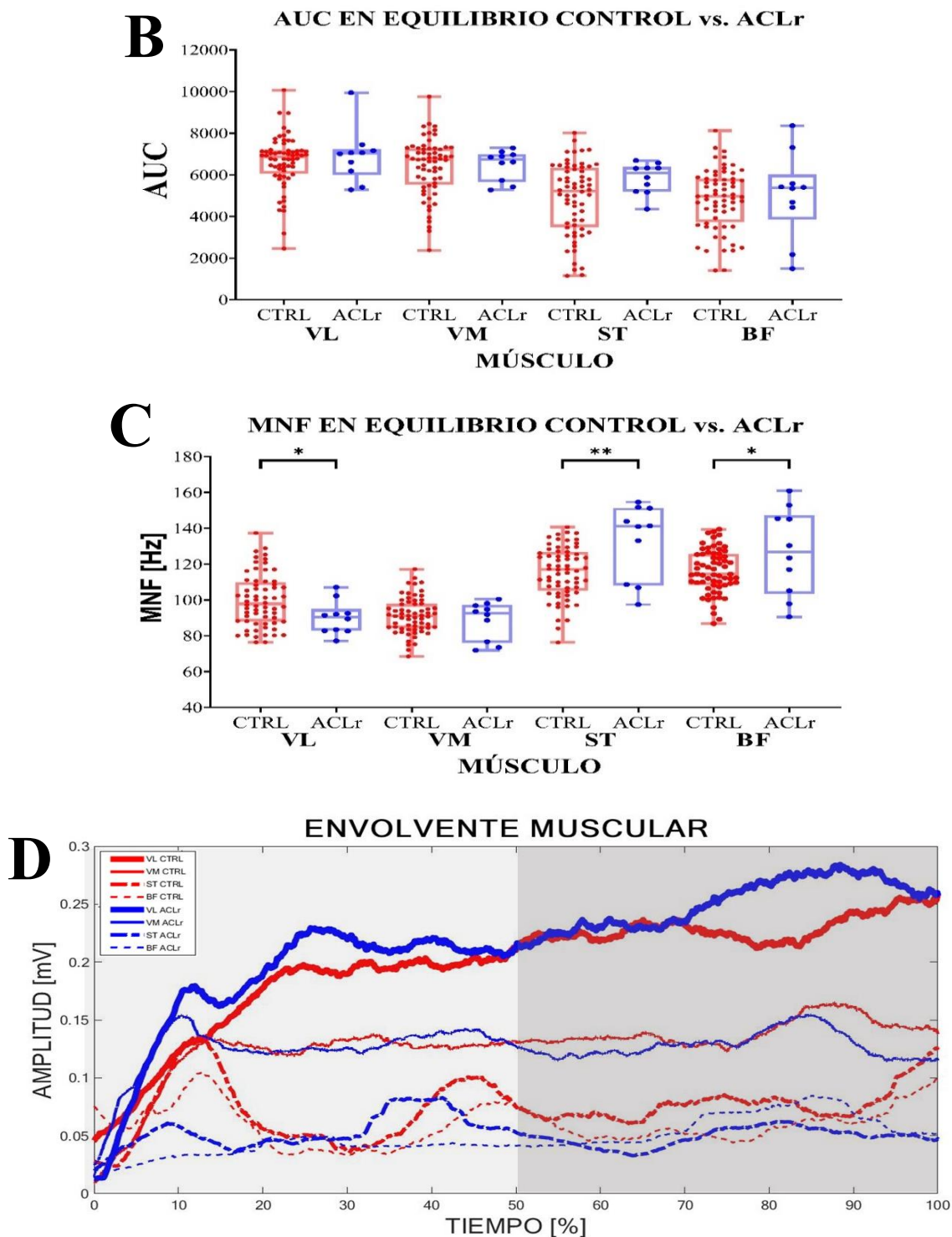


Fig. 31 Resultados de EMG en equilibrio sobre un pie para el grupo control (CTRL) (n=64) vs. grupo ACLr (n=10). A. RMS. B. AUC. C. MNF. D. Envoltente muscular promedio de cada músculo registrado al realizar el equilibrio sobre un pie, durante la contracción muscular de ambas piernas del grupo control vs. la pierna lesionada del grupo con ACLr. El 100% representa los 30 segundos de la prueba y se dividió la gráfica en dos etapas exactamente a la mitad del tiempo en que se hizo el registro muscular (15 segundos) (* $p < 0.05$, ** $p < 0.01$).

Los resultados de EMG mostraron que los parámetros de RMS y AUC no presentaron diferencia significativa entre los grupos. Sin embargo, en el caso de la MNF, el VM fue el único músculo que no mostró diferencia significativa entre grupos, mientras que el VL, ST y BF sí presentaron una diferencia significativa.

Estos resultados son consistentes con un estudio previo, en el cual *Dingenen et al.*, (82) utilizaron una prueba similar para evaluar sujetos con ACLr y control. En ese estudio, se encontró que los sujetos con ACLr tuvieron una activación muscular más lenta en el VM, ST y BF en comparación con los sujetos control. Esta diferencia en la activación muscular podría estar relacionada con una alteración en la información propioceptiva de la pierna afectada, lo que produciría una respuesta tardía en los músculos relacionados con la rodilla. Este resultado tiene relación con lo encontrado al calcular la MNF, ya que este parámetro da un indicador de la frecuencia y reclutamiento de las fibras musculares que se activan.

La contracción muscular en esta prueba fue la de mayor duración de todas debido al tiempo de la prueba (30 segundos), como se observa en la envolvente (Fig. 31D). En esta figura se hace evidente que los músculos de cuádriceps presentaron una mayor contracción que los isquiotibiales, en ambos grupos. Además, se observa que en ambos grupos hubo un aumento constante de la amplitud del burst a medida que pasaba el tiempo. En cambio, para isquiotibiales, el burst de activación muscular presentó distintas mesetas durante toda la prueba, lo que sugiere que hubo momentos en los que se requirió aumentar la fuerza de contracción para mantener la estabilidad en la pierna. En general, entre ambos grupos, la envolvente de la contracción fue similar en el grupo de cuádriceps, pero en ST fue mayor en el grupo control que en el grupo con ACLr.

8. CONCLUSIONES

El presente trabajo tuvo como objetivo analizar, a través de parámetros de cinemática y EMG, el desempeño biomecánico de sujetos control y sujetos con ACLr durante la ejecución de cuatro pruebas funcionales: sentadilla, desplantes, aterrizaje en un pie y equilibrio sobre un pie, con la finalidad de determinar las diferencias o similitudes entre los parámetros de interés. Uno de los objetivos de este estudio fue el de proporcionar indicadores cuantitativos sobre la estabilidad de la rodilla en los sujetos ACLr, posterior a la reconstrucción del ligamento y el proceso de rehabilitación física.

Durante la caracterización del grupo control al comparar la PD y la PND de cada sujeto, al igual que entre los H y las M en las cuatro pruebas funcionales con parámetros de cinemática y de EMG, se encontró que las M, al realizar ejercicios como la sentadilla, muestran una asimetría en la activación de los músculos del grupo cuádriceps e isquiotibiales en comparación con los H. Este factor puede estar relacionado con el alto riesgo que tienen las M para sufrir una ACLr al no fortalecer de forma similar los músculos del grupo de isquiotibiales que los del cuádriceps (67). Adicionalmente, la prueba de desplantes fue la que mayor diferencia significativa mostró dentro del grupo control (PD vs. PND, al igual que H vs. M) en los parámetros de EMG, esto debido a las características que presenta, pues es una prueba funcional dinámica, unilateral, que exige a la pierna con la que se realiza la prueba tener la fuerza muscular suficiente para controlar el descenso de todo el cuerpo y levantarse para recuperar la posición inicial con la mayor estabilidad en la rodilla posible. Por tanto, emplear esta prueba funcional en sujetos que han sufrido ACLr podría evidenciar las deficiencias musculares que persistan durante la rehabilitación (83). En las pruebas de aterrizaje en un pie y equilibrio sobre un pie no se encontraron diferencias significativas en los dos tipos de análisis realizados en el grupo control. Con base en estos resultados, se podría indicar que la dominancia en pierna o el sexo del sujeto, no representan un factor para evaluar pacientes con ACLr al ejecutar este tipo de pruebas funcionales.

En el análisis de cinemática, no se encontró ninguna diferencia significativa referente al ROM entre ambos grupos. Sin embargo, el grupo control presentó en promedio una mayor flexión máximo que el grupo con ACLr en la prueba de sentadilla y desplantes. En contraste, en la prueba de aterrizaje, el grupo con ACLr mostró una flexión ligeramente mayor. Estos resultados sugieren que los sujetos con ACLr, después de la rehabilitación, no presentan una limitación significativa en la flexión para realizar diferentes movimientos bilaterales y unilaterales.

Por otra parte, se observó que la articulación de la cadera, rodilla y tobillo trabajan en conjunto durante movimientos de aterrizaje, desaceleración o cambios de dirección para distribuir el peso corporal sobre la pierna y generar la mayor fuerza posible sin sufrir una lesión. Un ROM reducido en el tobillo o una hiperflexión en rodilla pueden afectar la biomecánica de la rodilla y provocar una lesión en esta articulación, como en la ACLr (84). Por tanto, analizar el movimiento en estas tres articulaciones simultáneamente durante pruebas funcionales podría revelar alteraciones biomecánicas de su movimiento que se refleje como una acción compensatoria para alcanzar el objetivo de la prueba. En consecuencia, al detectar estos movimientos como factores que puedan ocasionar una segunda lesión de ACLr, sería conveniente trabajar ejercicios que corrijan la técnica de movimiento para lograr patrones de movimientos adecuados y prevenir lesiones (85).

Dentro del análisis de EMG, se encontraron múltiples diferencias significativas en las cuatro pruebas realizadas, con variaciones entre pruebas, músculos y parámetros. Las pruebas de desplante y aterrizaje sobre un pie mostraron las mayores diferencias entre los grupos de estudio. Estos dos ejercicios se caracterizan por ser dinámicos y unimodales, a diferencia de la sentadilla, que es dinámica y bimodal, y el equilibrio en un pie, que a pesar de ser unimodal, es considerada una prueba estática.

El músculo VM presentó la mayor variabilidad entre grupos en todas las pruebas, lo cual está relacionado con el estado físico de la rodilla, ya que es susceptible a la atrofia después de una ACLr y es el músculo que genera mayor contracción durante pruebas de esfuerzo que involucran a la rodilla. Y con el resto de los músculos del grupo de cuádriceps son los primeros en activarse (86). Los músculos del grupo de isquiotibiales también presentaron diferencias en los tres parámetros analizados, dentro de las cuatro pruebas aplicadas. Como se mencionó en los resultados, esta diferencia radica en que los isquiotibiales trabajan principalmente para el control del equilibrio con el objetivo de mantener la mayor estabilidad posible durante movimientos de aterrizaje, al recibir una carga externa, cambios de dirección o desaceleración súbita. Sin embargo, en general, presentan una menor actividad muscular en comparación con los músculos de cuádriceps, debido a que, aunque se genera una co-contracción entre ambos músculos durante el movimiento, cada grupo tiene diferentes funciones que garantizan una adecuada distribución de peso en la rodilla, que impide exceder los límites de tensión en los ligamentos de esta articulación y por tanto la prevención de una ACLr.

Referente a los parámetros para el análisis de EMG, entre las fuentes consultados para este trabajo se encontró que la gran mayoría únicamente analiza el valor de la máxima contracción o la latencia de activación de los músculos registrados. En cambio, en este estudio se optó por incluir 3 parámetros que de forma conjunta pueden brindar gran información sobre las características funcionales de cada músculo. Se observó que el RMS permite identificar qué grupo muscular presenta una mayor activación de acuerdo con la potencia muscular que se genera durante la contracción, y determinar si el músculo se encuentra en un estado con activación inhibida de forma parcial, o produce una activación excesiva debido a la compensación realizada respecto a otro músculo inactivo (87).

EL AUC es un parámetro que permite hacer un análisis correlacional, pues entre mayor valor se tenga en este parámetro durante la prueba, refleja que se tuvo una mayor contracción sostenida, es decir, se pueden tener grandes picos en potencia referente a la activación de contracción, pero el músculo puede rápidamente fatigarse e inactivarse por ciertos momentos. Por lo anterior, hacer un análisis con RMS y AUC conjuntamente va a brindar información acerca de la duración de contracción en relación con la duración del movimiento (88).

La MNF, como ya se mencionó anteriormente, es un parámetro dentro del dominio de la frecuencia, que brinda otro tipo de información sobre el comportamiento muscular ante distintas pruebas. En general, el grupo de isquiotibiales presentó un valor mayor para este parámetro comparado con los cuádriceps, lo que refleja que tanto ST como BF, por sus propiedades físicas y funcionales, requieren de una mayor frecuencia de contracción de las fibras musculares para mantener la estabilidad de la pierna, y evitar que se genere una tensión excesiva en el ACL, en comparación con el VL y VM que logran generar una mayor potencia de contracción a una menor frecuencia (89). Otros de los aspectos que permite identificar este parámetro es la fatiga muscular, siendo la MNF la más utilizada para esta

evaluación, en conjunto con el espectro de potencia de la señal de EMG, ya que una disminución de la potencia de contracción a lo largo del espectro de frecuencia puede ser un indicador de que el músculo se está fatigando, y por tanto, no está siendo capaz de tener la suficiente fuerza de contracción para continuar realizando un movimiento en específico, o en este caso, mantener la estabilidad en la pierna que proteja a la rodilla de una lesión articular (50).

Los músculos de cuádriceps e isquiotibiales presentaron una relación inversa entre los valores de RMS y la MNF en este estudio. El VL y VM tuvieron valores mayores en RMS que el ST y BF; en cambio la MNF de ST y BF fue mayor en comparación con el VL y VM. Esa relación se debe a que a mayor potencia de contracción el músculo logra mantener la actividad muscular en bajas frecuencias, pero cuando el músculo requiere de contracciones en altas frecuencias es porque la potencia de contracción es menor (90).

Las pruebas funcionales incluidas en este estudio demostraron que el enfoque del análisis de la biomecánica de la rodilla puede variar según la técnica de movimiento empleada en cada una. Se identificó que las pruebas bilaterales, como la sentadilla, pueden dificultar el análisis específico de la pierna lesionada debido al trabajo compensatorio de la otra pierna. Por el contrario, para el resto de las pruebas, fue donde mayor diferencia significativa se encontró en los parámetros de EMG, además de un comportamiento diferente en la actividad muscular de ambos grupos musculares en cada prueba. De acuerdo con los resultados y lo revisado en la bibliografía, ejercicios como los desplantes van a permitir evaluar en mejor medida la actividad de los músculos de cuádriceps, incluyendo el trabajo de músculos que tienen relación biomecánica entre cadera y rodilla. Ejercicios que incluyan el aterrizaje sobre un pie podrán evaluar de mejor forma el estado funcional de los músculos de isquiotibiales. En el caso de pruebas como equilibrio en un pie van a permitir un enfoque dirigido hacia el momento de fatiga muscular. Es fundamental considerar que, siempre y cuando el paciente se encuentre en condiciones para realizar estas pruebas, no se opte por sólo emplear una prueba, o la más adecuada en ese momento, sino que se realice un plan de evaluación con diferentes pruebas que en conjunto logren un análisis simultáneo de cinemática (para evaluar el movimiento de la rodilla, cadera y tobillo) y EMG (que considere la mayor cantidad de músculos que se fortalecieron durante la rehabilitación) (60,91).

En general, el análisis objetivo y cuantitativo a partir de la implementación de cinemática y EMG entre sujetos control y sujetos que sufrieron ACLr, es una manera en la que los especialistas pueden determinar si las condiciones actuales del paciente le permiten reincorporarse a la actividad física con el menor riesgo de sufrir una segunda lesión relacionada con la articulación de la rodilla. Sin embargo, será de importancia contemplar que los resultados van a depender de múltiples factores de las características físicas y clínicas, ya que, sujetos que son considerados deportistas de alto rendimiento, no tendrán los mismos parámetros de referencia que un sujeto que practica deporte de forma habitual (92). El sexo del sujeto influye de igual forma en la técnica, capacidad y condición morfológica. Lo mismo sucede con el lugar de origen, ya que al no tener una base de datos de referencia en México, dificulta la comparación directa con la información del paciente. Por tanto, de forma ideal, en el caso de deportistas de alto rendimiento, realizar un estudio con cinemática y EMG con un enfoque preventivo en el sujeto, serviría para que en caso de que este mismo deportista sufriera una lesión como ACLr, se pueda analizar posterior al proceso de la rehabilitación utilizando sus propios datos como referencia, con la finalidad de alcanzar un nivel igual o mejor que antes de sufrir la lesión.

9. RECOMENDACIONES

De acuerdo con lo descrito en este trabajo y para futuros estudios se recomienda seguir la siguientes recomendaciones:

- Para la población, utilizar el mismo número de sujetos con ACLr, lo que podría brindar información que confirme lo descrito en este trabajo.
- Agregar como criterio de inclusión sujetos que hayan recibido el alta médica en un tiempo no mayor a seis meses, con la finalidad de que los parámetros obtenidos de los sujetos con ACLr sean más precisos sobre las condiciones biomecánicas de la rodilla previo al retorno a las actividades físicas.
- Aumentar el número de marcadores para el análisis de cinemática que permitan analizar el movimiento complementario de la cadera y del tobillo.
- Evaluar adicionalmente en la señal de EMG el cociente de los resultados obtenidos entre el grupo de cuádriceps e isquiotibiales, para identificar si el sujeto presenta una distribución en el trabajo muscular similar al control o alguno de los grupos tiene una alteración significativa posterior a la lesión, que se requiere trabajar en rehabilitación.
- Incluir pruebas funcionales que consideren movimientos como un salto unimodal, para analizar la fuerza de impulso que se genera desde la pierna.
- Complementar junto con el análisis de cinemática y EMG, el análisis cinético, el cual brinda información sobre la fuerza producida en la pierna durante el aterrizaje, descenso o al realizar un apoyo del pie para algún cambio de dirección.

10. BIBLIOGRAFIA

1. Dufour M. Anatomía del miembro inferior. EMC - Podología. noviembre de 2012;14(4):1-12.
2. Netter FH. Miembro Inferior. En: Atlas de Anatomía Humana. Séptima Edición. España: Elsevier; 2019. p. 471-535.
3. Latarjet M, Ruiz Liard A. Anatomía Humana. Quinta Edición. Buenos Aires: Editorial Médica Panamericana; 2019.
4. Flandry F. Normal Anatomy and Biomechanics of the Knee. Sports Med Arthrosc Rev. 2011;19(2):82-92.
5. Carol Teitz, Graney D. Guía miología esqueleto apendicular inferior. 2011.
6. Egozcue E. Biomecánica de la extremidad inferior. RE. 2009;14.
7. Zlotnicki JP, Naendrup JH, Ferrer GA, Debski RE. Basic biomechanic principles of knee instability. Curr Rev Musculoskelet Med. junio de 2016;9(2):114-22.
8. Panesso MC, Trillos MC, Guzmán IT. BIOMECÁNICA CLÍNICA DE LA RODILLA. 2008;41.
9. Amis AA, Bull AMJ, Gupte CM, Hijazi I, Race A, Robinson JR. Biomechanics of the PCL and related structures: posterolateral, posteromedial and meniscofemoral ligaments. Knee Surgery, Sports Traumatology, Arthroscopy. 1 de septiembre de 2003;11(5):271-81.
10. Hassebrock JD, Gulbrandsen MT, Asprey WL, Makovicka JL, Chhabra A. Knee Ligament Anatomy and Biomechanics. Sports Medicine and Arthroscopy Review. septiembre de 2020;28(3):80-6.
11. Shenoy R, Pastides PS, Nathwani D. (iii) Biomechanics of the knee and TKR. Orthopaedics and Trauma. diciembre de 2013;27(6):364-71.
12. Liu Z, Yang C, Yu J, Zhao X, Wu J, Zhang Y, et al. The Effect of Muscles Fatigue on the Knee's Kinetics and Kinematics Characteristics. Sustainability. 7 de febrero de 2023;15(4):3029.
13. Grinberg A, Strong A, Buck S, Selling J, Häger CK. An obstacle clearance test for evaluating sensorimotor control after anterior cruciate ligament injury: A kinematic analysis. J Orthop Res. 11 de marzo de 2021;jor.25016.
14. Roldán E, Reeves ND, Cooper G, Andrews K. In vivo mechanical behaviour of the anterior cruciate ligament: A study of six daily and high impact activities. Gait & Posture. octubre de 2017;58:201-7.
15. Sepulveda F, Sanchez L, Amy E, Micheo W. Anterior Cruciate Ligament Injury: Return to Play, Function and Long-Term Considerations. Curr Sports Med Re. 2017;16(3):172-8.
16. Kiapour AM, Murray MM. Basic science of anterior cruciate ligament injury and repair. Bone & Joint Research. febrero de 2014;3(2):20-31.
17. Ferrández-Laliena L, Vicente-Pina L, Sánchez-Rodríguez R, Orantes-González E, Heredia-Jimenez J, Lucha-López MO, et al. Diagnostics Using the Change-of-Direction and Acceleration Test (CODAT) of the Biomechanical Patterns Associated with Knee Injury in Female Futsal Players: A Cross-Sectional Analytical Study. Diagnostics. 1 de marzo de 2023;13(5):928.
18. Davis K, Williams JL, Sanford BA, Zucker-Levin A. Assessing lower extremity coordination and coordination variability in individuals with anterior cruciate ligament reconstruction during walking. Gait & Posture. enero de 2019;67:154-9.
19. Jalali M, Farahmand F, Rezaeian T, Ramsey DK, Mousavi SME. Electromyographic analysis of anterior cruciate deficient knees with and without functional bracing during lunge exercise. Prosthetics & Orthotics International. abril de 2016;40(2):270-6.

20. Rasmussen MT, Nitri M, Williams BT, Moulton SG, Cruz RS, Dornan GJ, et al. An In Vitro Robotic Assessment of the Anterolateral Ligament, Part 1: Secondary Role of the Anterolateral Ligament in the Setting of an Anterior Cruciate Ligament Injury. *Am J Sports Med.* marzo de 2016;44(3):585-92.
21. Risberg MA, Oiestad BE, Gunderson R, Aune AK, Engebretsen L, Culvenor A, et al. Changes in Knee Osteoarthritis, Symptoms, and Function After Anterior Cruciate Ligament Reconstruction: A 20-Year Prospective Follow-up Study. *Am J Sports Med.* mayo de 2016;44(5):1215-24.
22. Shelbourne KD, Wilckens JH, Mollabashy A, DeCarlo M. Arthrofibrosis in acute anterior cruciate ligament reconstruction: The effect of timing of reconstruction and rehabilitation. *Am J Sports Med.* julio de 1991;19(4):332-6.
23. Wylie JD, Marchand LS, Burks RT. Etiologic Factors That Lead to Failure After Primary Anterior Cruciate Ligament Surgery. *Clinics in Sports Medicine.* enero de 2017;36(1):155-72.
24. Angoules AG, Mavrogenis AF, Dimitriou R, Karzis K, Drakoulakis E, Michos J, et al. Knee proprioception following ACL reconstruction; a prospective trial comparing hamstrings with bone-patellar tendon-bone autograft. *The Knee.* marzo de 2011;18(2):76-82.
25. Furlanetto TS, Peyré-Tartaruga LA, Pinho ASD, Bernardes EDS, Zaro MA. PROPRIOCEPTION, BODY BALANCE AND FUNCTIONALITY IN INDIVIDUALS WITH ACL RECONSTRUCTION. *Acta ortop bras.* abril de 2016;24(2):67-72.
26. Kiefer AW, Kushner AM, Groene J, Williams C, Riley MA, Myer GD. A Commentary on Real-Time Biofeedback to Augment Neuromuscular Training for ACL Injury Prevention in Adolescent Athletes. :8.
27. Isaji Y, Yamada T, Oka T, Mori K, Aoyama N. Association between knee function and kinesiophobia 6 months after anterior cruciate ligament reconstruction. *J Phys Ther Sci.* 2023;35(2):128-32.
28. Vlaeyen JWS, Linton SJ. Fear-avoidance and its consequences in chronic musculoskeletal pain: a state of the art. *Pain.* abril de 2000;85(3):317-32.
29. Anderson AF, Snyder RB, Lipscomb AB. Anterior Cruciate Ligament Reconstruction. *American Journal of Sports Medicine.* 2001;29(3):8.
30. Fu FH, Bennett CH, Ma CB, Menetrey J, Lattermann C. Current Trends in Anterior Cruciate Ligament Reconstruction. *American Journal of Sports Medicine.* 2000;28(1):7.
31. Calvo R. R, Anastasiadis L. Z, Calvo Mena R, Figueroa P. D. Elección de injerto en reconstrucción de ligamento cruzado anterior. ¿Existe un injerto ideal? REACA [Internet]. mayo de 2017 [citado 13 de septiembre de 2021];24(Supl). Disponible en: <https://www.fondoscience.com/reaca/vol24-especial-num57/eleccion-de-injerto-en-reconstruccion-lca-fs1704017>
32. Mall NA, Thiel GSV, Bedi A, Cole BJ. GRAFT SELECTION IN ANTERIOR CRUCIATE LIGAMENT RECONSTRUCTION. *J Am Acad Orthop Surg.* 2005;13(3):197-207.
33. Rue CJP, Kilcoyne CK, Dickens CJ. Complex Knee Problems in a Young, Active Duty Military Population. Part I: ACL Reconstruction, Allograft OATs, and Treatment of Meniscal Injuries. *J Knee Surg.* junio de 2011;24(02):071-2.
34. Quelard B, Rachet O, Sonnerly-Cottet B, Chambat P. Rehabilitación postoperatoria de los injertos del ligamento cruzado anterior. *EMC - Kinesiterapia - Medicina Física.* enero de 2010;31(4):1-16.
35. Álvarez R, Melen M, Arce L. REVISIÓN REHABILITACIÓN DEL PACIENTE CON LESIÓN DEL LIGAMENTO CRUZADO ANTERIOR DE LA RODILLA (LCA). *Revista Internacional de Medicina y Ciencias de la Actividad Física y del Deporte.* 2008;8(29):62-92.
36. Evans IK. ACL Reconstruction Rehabilitation Protocol. *Sports Medicine North Orthopedic Specialty Center One Orthopedics Drive Peabody.* :23.

37. Buckthorpe M, Della Villa F. Recommendations for Plyometric Training after ACL Reconstruction - A Clinical Commentary. *International Journal of Sports Physical Therapy* [Internet]. 1 de junio de 2021 [citado 5 de julio de 2023];16(3). Disponible en: <https://ijspt.scholasticahq.com/article/23549-recommendations-for-plyometric-training-after-acl-reconstruction-a-clinical-commentary>
38. Alt Murphy M, Murphy S, Persson HC, Bergström UB, Sunnerhagen KS. Kinematic Analysis Using 3D Motion Capture of Drinking Task in People With and Without Upper-extremity Impairments. *JoVE*. 28 de marzo de 2018;(133):57228.
39. Bednarski R, Bielak A. Use of Motion Capture in Assisted of Knee Ligament Injury Diagnosis. *Use of Motion Capture in Assisted of Knee Ligament Injury Diagnosis*. 2018;26(1):7-32.
40. Ameer MA, Muaidi QI. Relation between peak knee flexion angle and knee ankle kinetics in single-leg jump landing from running: a pilot study on male handball players to prevent ACL injury. *The Physician and Sportsmedicine*. 3 de julio de 2017;45(3):337-43.
41. Naendrup JH, Zlotnicki JP, Chao T, Nagai K, Musahl V. Kinematic outcomes following ACL reconstruction. *Curr Rev Musculoskelet Med*. diciembre de 2016;9(4):348-60.
42. Whittaker RG. The fundamentals of electromyography. *Pract Neurol*. junio de 2012;12(3):187-94.
43. Mills KR. The basics of electromyography. *Journal of Neurology, Neurosurgery & Psychiatry*. 1 de junio de 2005;76(suppl_2):ii32-5.
44. Chi YM, Jung TP, Cauwenberghs G. Dry-Contact and Noncontact Biopotential Electrodes: Methodological Review. *IEEE Rev Biomed Eng*. 2010;3:106-19.
45. Abrego PC, Universidad Autónoma Metropolitana (México MUI. *Electrofisiología Humana: Un Enfoque Para Ingenieros* [Internet]. UAM, Unidad Iztapalapa; 1997. (Libros de texto, manuales de prácticas y antologías). Disponible en: <https://books.google.com.mx/books?id=bhkYAAAACAAJ>
46. Reaz MBI, Hussain MS, Mohd-Yasin F. Techniques of EMG signal analysis: detection, processing, classification and applications. *Biol Proced Online*. diciembre de 2006;8(1):11-35.
47. Rodríguez-García ME. Development of a Myoelectric-Controlled Prosthesis for Transradial Amputees [Internet]. *Revista Mexicana de Ingeniería Biomédica*; 2017 [citado 10 de julio de 2023]. Disponible en: <http://www.rmib.mx/index.php/rmib/article/view/141>
48. Villarroya Aparicio MA. Electromiografía cinesiológica. *Rehabilitación*. enero de 2005;39(6):255-64.
49. Yeh ST. Using Trapezoidal Rule for the Area under a Curve Calculation. *Proceedings of the 27th Annual SAS® User Group International (SUGI'02)*. 2002;1-5.
50. Phinyomark A, Thongpanja S, Hu H, Phukpattaranont P, Limsakul C. The Usefulness of Mean and Median Frequencies in Electromyography Analysis. En: Naik GR, editor. *Computational Intelligence in Electromyography Analysis - A Perspective on Current Applications and Future Challenges* [Internet]. InTech; 2012 [citado 10 de junio de 2023]. Disponible en: <http://www.intechopen.com/books/computational-intelligence-in-electromyography-analysis-a-perspective-on-current-applications-and-future-challenges/the-usefulness-of-mean-and-median-frequencies-in-electromyography-analysis>
51. Bates N, Hewett T. Motion Analysis and the Anterior Cruciate Ligament: Classification of Injury Risk. *J Knee Surg*. 18 de septiembre de 2015;29(02):117-25.
52. Lesiones de rodilla más comunes en México [Internet]. *Plan Seguro*. 2019 [citado 6 de octubre de 2021]. Disponible en: <https://blog.planseguro.com.mx/lesiones-de-rodilla-mas-comunes-en-mexico>
53. Hauser RA. Ligament Injury and Healing: A Review of Current Clinical Diagnostics and Therapeutics. *TORHJ*. 23 de enero de 2013;6(1):1-20.

54. Valderrama-Treviño AI, Granados-Romero JJ, Rodríguez CA, Barrera-Mera B, Contreras-Flores EH, Uriarte-Ruiz K, et al. Lesión del ligamento cruzado anterior. 2017;13(4):9.
55. Nagelli CV, Hewett TE. Should Return to Sport be Delayed Until 2 Years After Anterior Cruciate Ligament Reconstruction? Biological and Functional Considerations. *Sports Med.* febrero de 2017;47(2):221-32.
56. Ardern CL, Taylor NF, Feller JA, Webster KE. Fifty-five per cent return to competitive sport following anterior cruciate ligament reconstruction surgery: an updated systematic review and meta-analysis including aspects of physical functioning and contextual factors. *Br J Sports Med.* noviembre de 2014;48(21):1543-52.
57. Wibneh A, Singh AK, Karmakar S. Anthropometric Measurement and Comparative Analysis of Ethiopian Army Personnel Across Age, Ethnicity, and Nationality. *Def Sc JI.* 25 de junio de 2020;70(4):383-96.
58. MI VR, Jp MÁ, Ag PS. Factores de riesgo y frecuencia de rerrupturas del ligamento cruzado anterior en adultos. *ACTA ORTOPÉDICA MEXICANA.* 2016;30(2):61-6.
59. Dwyer MK, Boudreau SN, Mattacola CG, Uhl TL, Lattermann C. Comparison of Lower Extremity Kinematics and Hip Muscle Activation During Rehabilitation Tasks Between Sexes. *Journal of Athletic Training.* 1 de marzo de 2010;45(2):181-90.
60. Kotsifaki A, Korakakis V, Whiteley R, Van Rossom S, Jonkers I. Measuring only hop distance during single leg hop testing is insufficient to detect deficits in knee function after ACL reconstruction: a systematic review and meta-analysis. *Br J Sports Med.* febrero de 2020;54(3):139-53.
61. Trulsson A, Miller M, Hansson GÅ, Gummesson C, Garwicz M. Altered movement patterns and muscular activity during single and double leg squats in individuals with anterior cruciate ligament injury. *BMC Musculoskelet Disord.* diciembre de 2015;16(1):28.
62. Alkjær T, Simonsen EB, Peter Magnusson S, Aagaard H, Dyhre-Poulsen P. Differences in the movement pattern of a forward lunge in two types of anterior cruciate ligament deficient patients: copers and non-copers. *Clinical Biomechanics.* octubre de 2002;17(8):586-93.
63. Lopes TJA, Simic M, Myer GD, Ford KR, Hewett TE, Pappas E. The Effects of Injury Prevention Programs on the Biomechanics of Landing Tasks: A Systematic Review With Meta-analysis. *Am J Sports Med.* mayo de 2018;46(6):1492-9.
64. Ruas CV, Pinto RS, Haff GG, Lima CD, Pinto MD, Brown LE. Alternative Methods of Determining Hamstrings-to-Quadriceps Ratios: a Comprehensive Review. *Sports Med - Open.* diciembre de 2019;5(1):11.
65. Donohue MR, Ellis SM, Heinbaugh EM, Stephenson ML, Zhu Q, Dai B. Differences and correlations in knee and hip mechanics during single-leg landing, single-leg squat, double-leg landing, and double-leg squat tasks. *Research in Sports Medicine.* 2 de octubre de 2015;23(4):394-411.
66. Roos PE, Button K, Van Deursen RWM. Motor control strategies during double leg squat following anterior cruciate ligament rupture and reconstruction: an observational study. *J NeuroEngineering Rehabil.* 2014;11(1):19.
67. Padua DA, Arnold BL, Perrin DH, Gansneder BM, Carcia CR, Granata KP. Fatigue, Vertical Leg Stiffness, and Stiffness Control Strategies in Males and Females. *Journal of Athletic Training.* 2006;41(3):294-304.
68. Monajati A, Larumbe-Zabala E, Goss-Sampson M, Naclerio F. Surface Electromyography Analysis of Three Squat Exercises. *Journal of Human Kinetics.* 5 de julio de 2019;67(1):73-83.
69. Myer GD, Ford KR, Hewett TE. The effects of gender on quadriceps muscle activation strategies during a maneuver that mimics a high ACL injury risk position. *Journal of Electromyography and Kinesiology.* abril de 2005;15(2):181-9.

70. Alkjær T, Smale KB, Flaxman TE, Marker IF, Simonsen EB, Benoit Daniel L, et al. Forward lunge before and after anterior cruciate ligament reconstruction: Faster movement but unchanged knee joint biomechanics. Williams JL, editor. PLoS ONE. 24 de enero de 2020;15(1):e0228071.
71. Sadeghi H, Allard P, Prince F, Labelle H. Symmetry and limb dominance in able-bodied gait: a review. *Gait & Posture*. septiembre de 2000;12(1):34-45.
72. Rojas-Quinchavil G, Venegas-Jeldrez P, Valencia O, Guzmán-Venegas R, Araneda F, Integramédica C. Hip and thigh muscular activity in professional soccer players during an isometric squat with and without controlled hip contraction. *Actividad muscular de cadera y muslo en jugadores de fútbol profesionales durante una sentadilla isométrica con y sin contracción controlada de cadera*. Federación Española de Asociaciones de Docentes de Educación Física (FEADEF). 2021;(39):697-704.
73. Flaxman TE, Alkjær T, Smale KB, Simonsen EB, Krogsgaard MR, Benoit DL. Differences in EMG-moment relationships between ACL-injured and uninjured adults during a weight-bearing multidirectional force control task. *J Orthop Res*. enero de 2019;37(1):113-23.
74. Nagano Y, Ida H, Akai M, Fukubayashi T. Gender differences in knee kinematics and muscle activity during single limb drop landing. *The Knee*. junio de 2007;14(3):218-23.
75. Markström JL, Grip H, Schelin L, Häger CK. Individuals With an Anterior Cruciate Ligament-Reconstructed Knee Display Atypical Whole Body Movement Strategies but Normal Knee Robustness During Side-Hop Landings: A Finite Helical Axis Analysis. *Am J Sports Med*. abril de 2020;48(5):1117-26.
76. Gokeler A, Hof AL, Arnold MP, Dijkstra PU, Postema K, Otten E. Abnormal landing strategies after ACL reconstruction. *Scandinavian Journal of Medicine & Science in Sports*. febrero de 2010;20(1):e12-9.
77. Garrison JC, Hart JM, Palmieri RM, Kerrigan DC, Ingersoll CD. Lower Extremity EMG in Male and Female College Soccer Players during Single-Leg Landing. *Journal of Sport Rehabilitation*. febrero de 2005;14(1):48-57.
78. Kotsifaki A, Van Rossom S, Whiteley R, Korakakis V, Bahr R, Sideris V, et al. Single leg vertical jump performance identifies knee function deficits at return to sport after ACL reconstruction in male athletes. *Br J Sports Med*. mayo de 2022;56(9):490-8.
79. Smale KB, Flaxman TE, Alkjær T, Simonsen EB, Krogsgaard MR, Benoit DL. Anterior cruciate ligament reconstruction improves subjective ability but not neuromuscular biomechanics during dynamic tasks. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc*. febrero de 2019;27(2):636-45.
80. Schmitt LC, Paterno MV, Hewett TE. The Impact of Quadriceps Femoris Strength Asymmetry on Functional Performance at Return to Sport Following Anterior Cruciate Ligament Reconstruction. *J Orthop Sports Phys Ther*. septiembre de 2012;42(9):750-9.
81. Ageberg E, Roberts D, Holmström E, Fridén T. Balance in Single-Limb Stance in Patients with Anterior Cruciate Ligament Injury: Relation to Knee Laxity, Proprioception, Muscle Strength, and Subjective Function. *Am J Sports Med*. octubre de 2005;33(10):1527-37.
82. Dingenen B, Janssens L, Claes S, Bellemans J, Staes FF. Lower extremity muscle activation onset times during the transition from double-leg stance to single-leg stance in anterior cruciate ligament reconstructed subjects. *Clinical Biomechanics*. junio de 2016;35:116-23.
83. Pincivero DM, Aldworth C, Dickerson T, Petry C, Shultz T. Quadriceps-hamstring EMG activity during functional, closed kinetic chain exercise to fatigue. *European Journal of Applied Physiology*. 13 de marzo de 2000;81(6):504-9.
84. Boden BP, Torg JS, Knowles SB, Hewett TE. Video Analysis of Anterior Cruciate Ligament Injury: Abnormalities in Hip and Ankle Kinematics. *Am J Sports Med*. febrero de 2009;37(2):252-9.
85. Sahabuddin FNA, Jamaludin NI, Amir NH, Shaharudin S. The effects of hip- and ankle-focused exercise intervention on dynamic knee valgus: a systematic review. *PeerJ*. 5 de julio de 2021;9:e11731.

86. Bejer A, Płocki J, Maciejewski M, Kotela I. Analysis of Vastus Lateralis and Vastus Medialis Activities in Men the Late Post-Surgery Period after ACL Reconstruction with LARS Synthetic Ligament. *Ortopedia Traumatologia Rehabilitacja*. 30 de junio de 2021;23(3):193-203.
87. Beutler AI, Cooper LW, Kirkendall DT, Garrett WE. Electromyographic Analysis of Single-Leg, Closed Chain Exercises: Implications for Rehabilitation After Anterior Cruciate Ligament Reconstruction. *Journal of Athletic Training*. 2002;37(1):13-8.
88. Hesam-Shariati N, Trinh T, Thompson-Butel AG, Shiner CT, McNulty PA. A Longitudinal Electromyography Study of Complex Movements in Poststroke Therapy. 1: Heterogeneous Changes Despite Consistent Improvements in Clinical Assessments. *Front Neurol*. 28 de julio de 2017;8:340.
89. Thongpanja S, Phinyomark A, Phukpattaranont P, Limsakul C. Mean and Median Frequency of EMG Signal to Determine Muscle Force based on Time-Dependent Power Spectrum. *EIAEE*. 12 de marzo de 2013;19(3):51-6.
90. Cifrek M, Medved V, Tonković S, Ostojić S. Surface EMG based muscle fatigue evaluation in biomechanics. *Clinical Biomechanics*. mayo de 2009;24(4):327-40.
91. Escamilla RF. My Top Five Concepts for Selecting Lower Extremity Exercises For Cruciate Ligament and Patellofemoral Rehabilitation. *International Journal of Sports Physical Therapy [Internet]*. 1 de febrero de 2023 [citado 24 de mayo de 2023];18(1). Disponible en: <https://ijspt.scholasticahq.com/article/65896-my-top-five-concepts-for-selecting-lower-extremity-exercises-for-cruciate-ligament-and-patellofemoral-rehabilitation>
92. Hobara H, Kimura K, Omuro K, Gomi K, Muraoka T, Sakamoto M, et al. Differences in lower extremity stiffness between endurance-trained athletes and untrained subjects. *Journal of Science and Medicine in Sport*. enero de 2010;13(1):106-11.

11. ANEXOS

ANEXO I. CARTA DE CONSENTIMIENTO INFORMADO

CONSENTIMIENTO INFORMADO

Consentimiento informado para mayores de edad con deseen participar de manera libre y voluntaria en el protocolo de investigación: “ANÁLISIS COMPARATIVO DE CINEMÁTICA Y ELECTROFISIOLÓGICA DE LA ARTICULACIÓN DE LA RODILLA EN SUJETOS CONTROL Y CON LESIÓN DE LIGAMENTOS”

Nombre del investigador principal: Dr. Carlos Alberto Cuellar Ramos

Nombre de la organización: Universidad Anáhuac México

Este documento consta de dos partes: I. Hoja de información y II. Certificado de consentimiento.

Lea detenidamente la totalidad del documento.

PARTE I: Hoja de información

Introducción

Dr. en C. Carlos Alberto Cuéllar Ramos con cédula profesional 6127087, en mi carácter de investigador responsable del protocolo “ANÁLISIS CINEMÁTICO Y ELECTROFISIOLÓGICO DE LA ARTICULACIÓN DE LA RODILLA EN SUJETOS SANOS Y CON LESIÓN DE LIGAMENTOS” y a nombre del equipo de investigación involucrado, pongo a su disposición la siguiente información para su conocimiento:

Usted no tiene que decidir ahora su participación en este proyecto. Antes de que decida, usted es libre de comentar con su médico especialista, familiar o persona de confianza sobre esta investigación, sus procedimientos y riesgos. Si usted no entiende alguno de los términos en este formato o en la información proporcionada por los investigadores, por favor tómese el tiempo para hacer preguntas.

Propósito de la investigación

Analizar mediante técnicas de cinemática y electrofisiología las diferencias en el desempeño de la articulación de ambas rodillas en cinco pruebas físicas.

Tipo de investigación e intervención

Estudio observacional, descriptivo y analítico. Si usted cumple con los criterios de inclusión descritos en el presente documento, se le darán instrucciones para realizar las pruebas.

Selección de los participantes

Personas de ambos sexos; mayores de edad; sin presencia alguna de lesión en las rodillas y/o con lesión de ligamentos en las rodillas.

Participación voluntaria

Usted es libre de decidir participar o no en este proyecto, así como retirarse del estudio en cualquier momento. En caso de que decida participar, no recibirá retribución alguna en efectivo o en especie.

Procedimientos

El presente estudio consistirá en una evaluación mediante cinemática y electromiografía mediante 5 pruebas físicas y la contestación cuestionarios de manera electrónica. Las pruebas son: pararse en un pie durante 1

minuto (con ambos pies), sentadilla, sentadilla con desplante y prueba de aterrizaje con un pie, y prueba de aterrizaje con ambos pies y salto, estas dos últimas pruebas a realizarse con un cajón de 30 cm de alto. Al inicio del procedimiento se le realizará un expediente clínico y un estudio de composición corporal. Ningún procedimiento es invasivo, es decir, no se llevará a cabo ninguna punción, extracción de sangre o líquidos.

Duración: Su participación consistirá en la duración total de las pruebas y respuestas a los cuestionarios, la duración estimada es de 40 a 60 minutos, en una única ocasión.

Efectos colaterales

No hay ningún efecto colateral que pueda sufrir como resultado de la investigación.

Riesgos

Usted no corre algún riesgo al momento de participar en el presente estudio; sin embargo, si al explicarle cómo deben realizarse las pruebas físicas usted considera que ponen en riesgo su salud o integridad, no deberá continuar con las pruebas.

Beneficios y recompensas

Por su participación en el presente estudio usted obtendrá como beneficio los resultados de sus pruebas los cuales los podrá solicitar al equipo encargado después de un periodo de dos meses. Con lo anterior usted sabrá si presenta inestabilidad de la rodilla, por lo que debería solicitar atención médica adecuada. De manera inmediata podrá obtener su análisis de composición corporal y saber si tiene sobrepeso u obesidad de acuerdo a su Índice de Masa Corporal. Por su participación en el estudio no recibirá pago o recompensa.

Confidencialidad: Sus datos personales estarán protegidos en todo momento con fundamento en la Ley Federal de Protección de Datos Personales en Posesión de los Particulares, en específico del artículo 7° que establece que los datos personales deben obtenerse de manera lícita bajo un consentimiento informado.

Informe de resultados

Con fines educativos y científicos, se hace de su conocimiento que los resultados podrán ser compartidos en congresos, conferencias y artículos científicos; sin embargo, su información siempre se manejará de manera anónima. En caso de que se requiera dar a conocer material grabado (imágenes, video y/o audio) sin solicitará la autorización de los participantes.

Consideraciones finales

Usted es libre de negarse a participar en este proyecto o retirarse de él, notificando al responsable del proyecto sus razones para hacerlo.

Contactos

Dr. Carlos Alberto Cuellar Ramos

Teléfono 55 48 77 42 77

correo electrónico: carlos.cuellarra@anahuac.mx

LT.F. Felix León Ávila

Teléfono 55 2730 5664

Correo electrónico: felix.leon@anahuac.mx

PARTE II. Certificado de consentimiento

He leído en su totalidad la información de este documento (o se me ha leído). He tenido la oportunidad de realizar preguntas sobre el protocolo de investigación y se me han respondido oportunamente y a mi entera satisfacción. Consiento de manera libre y voluntaria participar en este estudio.

Nombre del participante: _____

Firma del participante _____

Fecha (DD/MM/AAAA): _____

Lugar: _____

Otorgo mi consentimiento expreso y por escrito para que los datos personales de salud que proporciono sean tratados, durante el tiempo que resulte adecuado, por la Universidad Anáhuac México, institución de educación superior que opera a través de Investigaciones y Estudios Superiores, S.C., únicamente para las finalidades establecidas en el presente protocolo de investigación, mismo que se enlistan en el Aviso de Privacidad, el cual manifiesto que conozco y que fue puesto a mi disposición previamente en el vínculo de internet: <http://www.anahuac.mx/mexico> y en mi correo electrónico proporcionado para tales efectos.

En caso de que el participante requiera un testigo:

He atestado la lectura de este documento de información y de consentimiento para participar en el estudio de investigación. Confirmando que el individuo ha dado su pleno consentimiento de participación de manera voluntaria.

Nombre del testigo: _____

Firma del testigo: _____

Fecha (DD/MM/AAAA): _____

Declaración del investigador/personal recibiendo el consentimiento

He leído de manera precisa y en su totalidad la información de este estudio al probable participante, y con mi uso pleno de facultades he tratado de que el participante entienda los procedimientos que se señalan en este documento.

Confirmando que al participante se le brindó la oportunidad de realizar preguntas y éstas fueron respondidas de manera satisfactoria a juicio del participante. Confirmando que el individuo no ha recibido coacción para dar su consentimiento y que este ha sido otorgado de manera libre y voluntaria. Se asigna una copia de este documento al participante.

Nombre del investigador/personal recibiendo el consentimiento.

Firma del investigador/personal recibiendo el consentimiento: _____

Fecha (DD/MM/AAAA): _____

ANEXO II. AVISO DE PRIVACIDAD

En la Universidad Anáhuac México estamos comprometidos con la protección de tu privacidad, por lo que te informamos que esta institución de educación superior es responsable del uso y protección de los datos personales que nos proporcionas, y te garantiza que únicamente serán tratados para las finalidades establecidas en nuestros avisos de privacidad.

Por lo anterior, y con el fin de garantizar tu expectativa razonable de privacidad, así como tu derecho a la autodeterminación informativa, se te comunica que los datos personales (la información que te identifica o te hace identificable, distinguiéndote de los demás) tendrán un tratamiento legítimo, controlado e informado, conforme a lo establecido en el presente:

AVISO DE PRIVACIDAD INTEGRAL DEL PROYECTO DE INVESTIGACIÓN

“ANÁLISIS COMPARATIVO DE CINEMÁTICA Y ELECTROFISIOLÓGICA DE LA ARTICULACIÓN DE LA RODILLA EN SUJETOS CONTROL Y CON LESIÓN DE LIGAMENTOS”

PRIMERO. IDENTIDAD Y DOMICILIO DE LA RESPONSABLE.

La Universidad Anáhuac México, institución de educación superior que a través de Investigaciones y Estudios Superiores, S.C. (en lo sucesivo, la Universidad o la Responsable, indistintamente), con domicilio en Avenida Universidad Anáhuac 46, Lomas Anáhuac, Huixquilucan, Estado de México, C.P. 52786; es la responsable del uso y protección de los datos personales que nos proporcionas, en estricto apego a lo dispuesto en la Ley Federal de Protección de Datos Personales en Posesión de los Particulares, el Reglamento del citado ordenamiento legal y demás disposiciones en la materia.

SEGUNDO. FINALIDADES DEL TRATAMIENTO DE LOS DATOS PERSONALES.

Refrendando la confianza que has depositado en la Universidad Anáhuac México, se hacen de tu conocimiento las finalidades del tratamiento al que será sometida la información personal que nos proporcionas, para que puedas tomar decisiones informadas al respecto, mantener el control y disposición de la misma, así como ejercer tus derechos a la autodeterminación informativa, privacidad y protección de datos personales.

Los datos personales que recabamos, los utilizamos para contar con datos de control, estadísticos, desarrollar la investigación “ANÁLISIS COMPARATIVO DE CINEMÁTICA Y ELECTROFISIOLÓGICA DE LA ARTICULACIÓN DE LA RODILLA EN SUJETOS CONTROL Y CON LESIÓN DE LIGAMENTOS”, así como para generar informes sobre el mismo, y entregar resultados a los participantes, sin que se vulnere su identidad mediante el proceso de disociación del titular, con la finalidad de no permitir por su estructura, contenido o grado de desagregación, la identificación del mismo, como lo establece la fracción VIII, del artículo 3 de la Ley Federal de Protección de Datos Personales en Posesión de los Particulares.

TERCERO. CATEGORÍAS DE DATOS PERSONALES QUE SON SOMETIDOS A TRATAMIENTO.

Para llevar a cabo las finalidades descritas en el presente aviso de privacidad, utilizaremos los siguientes datos: nombre completo; edad; sexo

Además de los datos personales mencionados anteriormente, para las finalidades informadas en el presente aviso de privacidad utilizaremos tus datos personales considerados como sensibles: peso; estatura; tensión arterial; oxigenación; temperatura; frecuencia cardiaca, lesiones.

En caso de que nos proporciones datos personales de familiares o terceros, aceptas que has obtenido su consentimiento para proporcionarlos a esta Responsable, a fin de que sean tratados conforme a las finalidades establecidas en el presente Aviso de Privacidad.

CUARTO. TRANSFERENCIAS DE DATOS PERSONALES, TERCEROS RECEPTORES Y FINALIDADES DE LAS MISMAS.

Se informa que no se realizarán transferencias de datos personales, salvo aquéllas que sean necesarias para atender requerimientos de información de una autoridad competente, que estén debidamente fundados y motivados.

QUINTO. OFICIAL DE PROTECCIÓN DE DATOS PERSONALES.

La Responsable designó a la Mtra. María Paulina Sánchez Alonso como el Oficial de Protección de Datos Personales de la Universidad Anáhuac México, a fin de que atienda las solicitudes para el ejercicio de los derechos de acceso, rectificación, cancelación u oposición (por sus siglas: derechos ARCO) y fomente la cultura de protección de los datos personales al interior de esta institución educativa.

SEXTO. MEDIOS PARA EJERCER LOS DERECHOS ARCO, ASÍ COMO PARA REVOCAR EL CONSENTIMIENTO AL TRATAMIENTO DE SUS DATOS PERSONALES.

Podrás ejercer tus derechos ARCO, así como revocar tu consentimiento para el tratamiento de tus datos personales, a través del Sistema de Solicitudes de Acceso, Rectificación, Cancelación y Oposición de la Universidad Anáhuac México (SISARCO ANÁHUAC MÉXICO), que contiene un formulario simplificado que facilita a los titulares la presentación de sus peticiones, mismo que se encuentra disponible en <https://www.anahuac.mx/mexico/Avisodeprivacidadnorte>

No obstante, también podrás formular tus solicitudes mediante escrito libre presentado directamente ante el Oficial de Datos Personales de la Universidad Anáhuac México, en Campus Norte; o enviarlas a través de servicios de mensajería o a la siguiente dirección electrónica: privacidad.norte@anahuac.mx

SISTEMA DE SOLICITUDES DE ACCESO, RECTIFICACIÓN, CANCELACIÓN Y OPOSICIÓN DE LA UNIVERSIDAD ANÁHUAC MÉXICO

(SISARCO ANÁHUAC MÉXICO)

Si tiene alguna consulta relacionada con el ejercicio de los derechos ARCO, puede enviar un correo electrónico a la cuenta privacidad.norte@anahuac.mx o comunicarse al número telefónico (55) 5628 8800, extensión 60 o (55) 5627 0210, extensión 8675.

Te recordamos que puedes revocar el consentimiento que, en su caso, nos hayas otorgado para el tratamiento de sus datos personales. Sin embargo, es importante que tengas en cuenta que no en todos los casos podremos atender tu solicitud o concluir el uso de forma inmediata, ya que es posible que por alguna obligación legal requiramos seguir tratando sus datos personales.

SÉPTIMO. PROCEDIMIENTO INTERNO DE LA UNIVERSIDAD ANÁHUAC MÉXICO PARA EJERCER LOS DERECHOS ARCO, ASÍ COMO PARA REVOCAR EL CONSENTIMIENTO AL TRATAMIENTO DE TUS DATOS PERSONALES.

Ejercicio de los derechos ARCO y revocación del consentimiento.

La recepción y trámite de solicitudes para el ejercicio de los derechos ARCO, así como para la revocación del consentimiento, se sujetará a las disposiciones establecidas en la Ley Federal de Protección de Datos Personales en Posesión de los Particulares, el Reglamento del citado ordenamiento legal y demás disposiciones que resulten aplicables en la materia, así como a este procedimiento interno de la Universidad Anáhuac México.

Acreditación del titular y, en su caso, del representante.

Para el ejercicio de los derechos ARCO será necesario acreditar la identidad del titular; y, en su caso, la identidad y personalidad con la que actúe el representante. En el caso de menores de edad, así como de personas que se encuentren en estado de interdicción o incapacidad, las solicitudes se sujetarán a las reglas de representación dispuestas en la legislación civil federal.

En tratándose de datos personales concernientes a fallecidos, la persona que acredite tener un interés jurídico, de conformidad con las leyes aplicables, podrá ejercer los derechos ARCO siempre que el titular hubiere expresado fehacientemente su voluntad en tal sentido o exista un mandato judicial para tal efecto.

Medios para ejercer los derechos ARCO, así como para revocar el consentimiento al tratamiento de los datos personales.

Los titulares podrán ejercer sus derechos ARCO a través del Sistema de Solicitudes de Acceso, Rectificación, Cancelación y Oposición de la Universidad Anáhuac México (SISARCO ANÁHUAC MÉXICO), que contiene un formulario simplificado que facilita a los titulares la presentación de sus peticiones.

Lo anterior, sin perjuicio de que puedan formular sus solicitudes mediante escrito libre presentado directamente ante el Oficial de Protección de Datos Personales de la Universidad Anáhuac México o enviarlas a través de servicios de mensajería o el correo electrónico privacidad.norte@anahuac.mx.

En todos los casos, la Universidad Anáhuac México deberá entregar el acuse de recibo que corresponda.

Requisitos de la solicitud ARCO.

La solicitud para el ejercicio de los derechos ARCO deberá contener:

- I.** El nombre del titular de los datos personales y, en su caso, el de su representante legal;
- II.** El correo electrónico, o en su defecto el domicilio, para recibir notificaciones y documentos;
- III.** La descripción clara y precisa de los datos personales respecto de los que busca ejercer alguno de los derechos ARCO, precisando el tipo de derecho (acceso, rectificación, cancelación u oposición), o su solicitud para revocar el consentimiento al tratamiento de sus datos personales;
- IV.** El área responsable del tratamiento de los datos personales y cualquier otro elemento que facilite la atención de la solicitud, en su caso, y
- V.** Los documentos que acrediten la identidad del titular y, en su caso, la personalidad e identidad del representante; y aquellos que pudieran facilitar la localización de los datos personales.

Derecho de Acceso.

En el caso de solicitudes de acceso, el titular tiene derecho a obtener sus datos personales, así como información relativa a las condiciones y generalidades del tratamiento.

Derecho de Rectificación.

Para solicitudes de rectificación, el titular deberá indicar los datos personales que resultan inexactos o incompletos, así como las correcciones que solicita, aportando la documentación que sustente su petición.

Derecho de Cancelación.

En tratándose de solicitudes de cancelación, el titular deberá señalar las causas que motiven su petición para que cese el tratamiento de sus datos personales, para que se proceda al bloqueo y posterior supresión de los mismos en los archivos, bases de datos o registros de la Universidad.

Derecho de Oposición.

En caso de solicitudes de oposición, el titular deberá manifestar la causa legítima y la situación específica que lo llevan a oponerse al tratamiento, parcial o total, de sus datos personales o a pedir el cese; así como el daño o perjuicio que le causaría la persistencia del mismo o, en su caso, las finalidades específicas respecto de las cuales requiere ejercer este derecho.

Prevención.

En caso de que la solicitud no satisfaga alguno de los requisitos, se prevendrá al titular dentro de los cinco días hábiles siguientes a su presentación, por una sola ocasión, para que subsane las omisiones dentro de un plazo de diez días hábiles contados a partir de la notificación, apercibido que de no hacerlo se tendrá por no presentada.

La prevención tendrá el efecto de interrumpir el plazo para resolver la solicitud de ejercicio de los derechos ARCO.

Procedimiento para ejercer los derechos ARCO, así como para revocar el consentimiento al tratamiento de sus datos personales.

Las respuestas a las solicitudes de los derechos ARCO así como las respuestas a las peticiones de revocación se notificarán dentro de los veinte días hábiles siguientes al en que se reciban.

De resultar procedente el ejercicio de los derechos ARCO, la Universidad deberá hacerlo efectivo en un plazo de quince días hábiles contados a partir del siguiente en que se haya notificado la respuesta al titular.

El plazo de respuesta a una solicitud para el ejercicio de los derechos ARCO y aquél para hacer efectiva la determinación adoptada, podrán ser ampliados por una sola ocasión y hasta por un periodo igual, cuando así lo justifiquen las circunstancias del caso, debiendo notificarse al titular dicha situación.

Modalidad de entrega.

El titular deberá señalar la modalidad en la que prefiere que se reproduzcan sus datos personales o se otorgue la respuesta que corresponda, quedando la Universidad Anáhuac México obligada a atenderla, salvo que exista una imposibilidad física o jurídica que lo impida, debiendo justificar el ofrecimiento de otras opciones de entrega.

Reproducción y envío.

El ejercicio de los derechos ARCO será gratuito; excepto que se trate de la misma solicitud presentada en un periodo menor a doce meses, en cuyo caso tendrá un costo que no podrá ser mayor a los costos de reproducción y de envío.

Únicamente se realizarán cobros para cubrir los gastos de reproducción o envío, salvo que el titular proporcione el medio o mecanismo necesario para reproducir o enviar los datos personales.

Trámite específico.

Cuando la reglamentación interna de la Universidad Anáhuac México establezca un trámite o procedimiento específico para solicitar el ejercicio de los derechos ARCO, se deberá informar al titular sobre la existencia del mismo, en un plazo no mayor a cinco días hábiles contados a partir de la presentación de la solicitud, a efecto de que el interesado decida la vía en la que ejercerá su petición.

Causas de improcedencia del ejercicio de los derechos ARCO.

La Universidad Anáhuac México podrá negar el acceso a los datos personales, o a realizar la rectificación, cancelación o conceder la oposición al tratamiento de los mismos, en los siguientes supuestos:

- I.*** *Cuando el solicitante no sea el titular o su representante legal no esté debidamente acreditado;*
- II.*** *Cuando los datos personales no se encuentren en posesión del responsable;*
- III.*** *Cuando se lesionen los derechos de un tercero;*
- IV.*** *Cuando exista un impedimento legal o una resolución de autoridad competente que restrinja el acceso a los datos personales o no permita la rectificación, cancelación, oposición o revocación;*
- V.*** *Cuando la rectificación, cancelación, oposición o revocación hayan sido previamente realizadas, o*
- VI.*** *Cuando la Universidad no sea competente para atender la solicitud para el ejercicio de los derechos ARCO; en caso de poderlo determinar, podrá orientarlo respecto del responsable competente.*

En todos los casos, se deberá informar al titular el motivo de su determinación, acompañando en su caso las pruebas que resulten pertinentes.

Ante la negativa de dar trámite a una solicitud para el ejercicio de los derechos ARCO o por falta de respuesta de la Universidad Anáhuac México, procederá la interposición del recurso de revisión ante el Instituto Nacional de Transparencia, Acceso a la Información y Protección de Datos Personales.

OCTAVO. OPCIONES Y MEDIOS PARA LIMITAR EL USO O DIVULGACIÓN DE SUS DATOS PERSONALES.

Con objeto de que puedas limitar el uso y, en su caso, divulgación de tu información personal para tratamientos específicos, deberá enviar un correo electrónico a la cuenta privacidad.norte@anahuac.mx.

En caso de resultar procedente su petición, se le registrará gratuitamente en el Listado de Exclusión de la Universidad Anáhuac México y se le otorgará una constancia de inscripción. La vigencia del registro será de tres años y se cancelará automáticamente.

NOVENO. CAMBIOS AL AVISO DE PRIVACIDAD.

La Universidad Anáhuac México hace de su conocimiento que el presente Aviso de Privacidad puede sufrir cambios o actualizaciones derivadas de reformas normativas o de modificaciones a nuestras políticas de privacidad.

Nos comprometemos a mantenerlo informado a través de nuestra página de internet: <https://www.anahuac.mx/mexico>

DÉCIMO. ORGANISMO GARANTE DE LA PROTECCIÓN DE LOS DATOS PERSONALES.

Si considera que su derecho a la protección de sus datos personales ha sido vulnerado, puede acudir ante el Instituto Nacional de Transparencia, Acceso a la Información y Protección de Datos Personales, en su edificio sede ubicado en Avenida Insurgentes Sur 3211, Insurgentes Cuicuilco, Coyoacán, Ciudad de México, C.P. 04530; a través de su página de internet: www.inicio.inai.org.mx, o al teléfono TELINAI 01 800 835 4324.

Otorgo mi consentimiento para que los datos personales que proporciono sean tratados, durante el tiempo que resulte adecuado, por la Universidad Anáhuac México, institución de educación superior que opera en su Campus Norte a través de Investigaciones y Estudios Superiores, S.C., únicamente para las finalidades establecidas en el presente Aviso de Privacidad, el cual manifiesto que conozco y que fue puesto a mi disposición previamente en el vínculo de internet: <http://www.anahuac.mx/mexico> y en mi correo electrónico proporcionado para tales efectos. De igual forma expresamente consiento el tratamiento de mis datos personales sensibles y la transferencia de mis datos personales.

Nombre y firma del titular de los datos personales
o de su madre, padre, tutor o representante legal en tratándose de menores de edad.

Última actualización: 14 de marzo de 2023
