



UNIVERSIDAD
NACIONAL
DE COLOMBIA

Efecto de la inducción miofascial cervical en la ejecución de la marcha, respuesta propioceptiva y balance en un ambiente análogo a la microgravedad espacial

Jhon Alexander Gil Sucerquia

Universidad Nacional de Colombia
Facultad de Medicina,
Departamento Ciencias Fisiológicas Bogotá, Colombia
2020

Efecto de la inducción miofascial cervical en la ejecución de la marcha, respuesta propioceptiva y balance en un ambiente análogo a la microgravedad espacial

Jhon Alexander Gil Sucerquia

Trabajo de grado para optar por el título de Magister en Fisiología

Directora:

M.D Msc, María Alejandra Corzo Zamora

Codirectores:

M.D PhD Jairo Alberto Zuluaga Gómez

Línea de investigación:

Investigación clínica y aplicada

Universidad Nacional de Colombia

Facultad de Medicina,

Departamento Ciencias Fisiológicas Bogotá, Colombia

2020

Dedicatoria:

Inicialmente dedico esta tesis a Dios, quien a través de su guía me ha permitido afrontar diferentes retos y desarrollarlos en compañía de mis seres queridos.

A mi madre, quien ha sido mi guía, sustento y ejemplo para continuar ante múltiples situaciones. Su consejo, sus palabras y ejemplo son mi dirección para continuar en mi camino.

A mi novia quien han sido parte fundamental de todo este proceso, me han acompañado, brindado su mano y dado animo incondicional para perseguir mis sueños y convertirlos en metas realizadas.

A todos mis profesores que me han formado y permitido conocer un mundo nuevo en cada espacio de clase, este logro es parte del trabajo y dedicación de cada uno de ustedes.

“Preguntarnos sobre el mundo y los fenómenos que allí ocurren nos ayudará a ser mejores cada día”

Agradecimientos

A mi Directora de Tesis Alejandra Corzo quien con su ejemplo me ayudo a reforzar mi concepto de ser y formarme como fisiólogo. A través de su dedicación, empeño y dirección me ha mostrado un mundo con múltiples oportunidades para el desarrollo de la fisiología aeroespacial, además me ayudo a reafirmar la siguiente frase: “Si la innovación te lleva a pensar por fuera de la caja, ¿Por qué no pensar fuera de este mundo?”

A los profesores Jairo Zuluaga y Miguel Martínez del programa de maestría, quienes con su humildad y sencillez demuestran porque es importante jugársela para el desarrollo de la fisiología en el país, por la oportunidad de compartir espacios para la generación de ideas, de apertura para escuchar las voces y opiniones de los estudiantes y por apoyar el ejercicio científico para el establecimiento de la mejora constante.

Al profesor Carlos Pacheco, quien a partir de su dirección, calidez humana y rigurosidad científica me ha permitido mejorar como profesional y como ser humano. Quien me ayudo a entender que cada persona tiene grandes ideas que pueden ser estudiadas y empleadas por un bien común, quien me ayudo a reconocer la inmensidad del conocimiento y su aplicación disciplinar, pero siempre atendiendo al sentido humano. Gracias por su apoyo, dirección y formación ofrecida para comprender y responder a los retos diarios que afrontamos para ser mejores profesionales y personas.

A la Universidad Nacional de Colombia y al programa de Maestría en Fisiología por su apoyo durante el desarrollo de mis estudios de posgrado en fisiología, por generar la apertura a las nuevas ideas y formar de comprender la realidad con la excusa de generar cambios para construir bienestar como nación.

A los profesores con que tuve oportunidad de compartir durante este proceso de formación, en especial a los profesores Zulma Dueñas y Juan Carlos Lizarazo. Muchas gracias por su dirección, palabras y formación continua.

A la facultad de Enfermería y Rehabilitación, a la directora de profesores e investigación hoy decana la Profesora Gloria Carvajal y las jefes de departamento Alejandra Fuentes y Martha Acosta quienes me brindaron su apoyo durante el proceso de adelantamiento de mis estudios de posgrado.

Finalmente, pero no menos importante, a todos los estudiantes con quienes he compartido el espacio de la asignatura de Morfofisiología, quienes gracias a su interés, dedicación, retroalimentación y apoyo he aprendido cada día a ser un mejor profesor.

TABLA DE CONTENIDOS

Dedicatoria	I
Agradecimientos	II
Índice de tablas	V
Índice de ilustraciones	VI
Resumen	1
Summary	2
Introducción	3
Antecedentes y Justificación	5
Objetivos	11
Marco Teórico	12
Adaptación fisiológica general en ambientes de microgravedad	12
Adaptación fisiológica y control sensoriomotor en ambientes de microgravedad.....	14
Space Motion Sickness y la alteración de los mecanismos de ubicación espacial ante la exposición a la microgravedad espacial	18
Inclinación de la cabeza como análogo al vuelo espacial.....	21
Propiocepción y respuesta propioceptiva	22
Receptores propioceptivos articulares	22
Receptores propioceptivos musculares.....	23
Integración propioceptiva y el sistema vestibular.....	26
Control del balance en la ejecución del movimiento.....	29
Sistema miofascial cervical e inducción miofascial	30
Marcha y Patrón de marcha	34
Análisis de los parámetros temporales y espaciales de la ejecución de la marcha.....	36
Hipótesis	38
Pregunta de investigación	39
Metodología	40
Diseño del estudio	40
Descripción de la intervención	40

Procesamiento de la Información	44
Procedimientos para la recolección y manejo de los datos recolectados durante el desarrollo de la investigación.	44
Desarrollo de la Investigación	45
Manejo de Variables	45
Técnicas y procedimientos	47
Instrumentos de valoración	48
Inclinación corporal total pasiva en la mesa basculante	48
Inducción miofascial cervical	49
Evaluación del patrón de marcha, balance y propiocepción.....	50
Control continuo de la Variabilidad de la Frecuencia Cardíaca	52
Análisis de resultados	53
Consideraciones éticas	53
Consentimiento Informado	54
Manejo de los datos personales de los participantes.....	55
Resultados	56
Análisis Demográfico de la población participante en la investigación	56
Resultados generales de la investigación categorizados según grupo control y experimental en las fases previas y posteriores a la exposición análoga al ambiente de microgravedad espacial	57
Variables temporales de la ejecución de la marcha	57
Variables espaciales de la ejecución de la marcha	63
Balance y propiocepción durante la ejecución de la marcha	68
Resultados integrados de las variables intergrupales	75
Variables de control cardiovascular durante el desarrollo del estudio	75
Discusión de Resultados	80
Ejecución de la marcha.....	80
Balance y propiocepción durante la ejecución de la marcha	92
Variabilidad de la frecuencia cardíaca	95
Conclusiones	97
Recomendaciones	99
Bibliografía	101
Anexos	107

ÍNDICE DE TABLAS

Tabla 1. Parámetros clásicos del análisis de la marcha	37
Tabla 2. Esquema de las fases del diseño cuasiexperimental propuesto para esta investigación y sus respectivas acciones.	42
Tabla 3. Criterios de selección de los participantes del estudio.....	43
Tabla 4. <i>Variables de la investigación</i>	47
Tabla 5. Especificaciones técnicas de las plantillas Moticon Go.....	52
Tabla 6. Variables Demográficas de la población participante de la investigación.....	56
Tabla 7. Variables temporales de la ejecución de la marcha en el grupo control	60
Tabla 8. <i>Variables espaciales de la ejecución de la marcha</i>	65
Tabla 9. <i>Fuerzas generadas durante la ejecución de la marcha</i>	70
Tabla 10. Promedios de presión durante la ejecución de la marcha.....	73
Tabla 11. Registros de signos vitales durante la ejecución del protocolo de investigación en el grupo control.	75
Tabla 12. Registros de signos vitales durante la ejecución del protocolo de investigación en el grupo experimental.....	76
Tabla 13. <i>Variabilidad de la Frecuencia Cardíaca durante la ejecución del protocolo de investigación en el grupo control.</i>	78
Tabla 14. <i>Variabilidad de la Frecuencia Cardíaca durante la ejecución del protocolo de investigación en el grupo experimental</i>	78

ÍNDICE DE ILUSTRACIONES

Ilustración 1. Modelo conceptual de las respuestas fisiológicas y de alteraciones de la salud en misiones espaciales con diferentes tipos de duración (Nicogossian, 2016)	16
Ilustración 1. Modelo esquemático del síndrome de descondicionamiento espacial y medidas de prevención desde la fisioterapia. Gil Sucerquia, 2019.....	20
Ilustración 2. Componentes y división del ciclo de la marcha.....	35
Ilustración 4. Diseño y transición de las fases del desarrollo de la investigación.....	41
Ilustración 5. Inducción miofascial de la fascia cervical. Fases I-II-III	50
Ilustración 6. Distribución de los sensores y ubicación del acelerómetro para determinar los cambios en velocidad, longitud de la marcha y el balance.....	51
Ilustración 7. Generación de la línea de la marcha en plantillas Moticon Go.....	64
Ilustración 8. Distribución de Centro de presión (COP)	69
Ilustración 9. Promedio de presión a la marcha en los miembros inferiores.....	69
Ilustración 10. Registro de signos vitales durante la ejecución de la prueba de la mesa basculante como análogo a la microgravedad espacial.....	77
Ilustración 11. Interfaz de análisis del registro de los datos de variabilidad de la frecuencia cardíaca	79
Ilustración 12. Representación sinusoidal de la traslación vertical del tronco en astronautas previo y posterior al vuelo espacial. Reschke (1998)	86
Ilustración 13. Fascia como elemento integrador para la generación del movimiento en el sistema neuromuscular	91
Ilustración 14. Registros de presión durante la fase de apoyo del ciclo de la marcha. Registro del análisis de marcha de la presente investigación	92

Ilustración 15. Distribución del centro de presión durante la ejecución de la marcha94

Resumen:

La participación en misiones espaciales por parte de seres humanos ha tomado mayor importancia durante los últimos años. El logro de objetivos como el establecimiento de relaciones comerciales en la órbita terrestre o la colonización de planetas cercanos a la tierra requiere de un análisis y ejercicio de investigación activo para desarrollar mejores comprensiones sobre las adaptaciones fisiológicas, con el fin de mantener por largos periodos de tiempo al ser humano en el espacio. Objetivo: Estudiar las respuestas fisiológicas del sistema neuromuscular en términos de ejecución del patrón de marcha, respuesta propioceptiva y balance a partir de la aplicación de un protocolo de inducción miofascial cervical en adultos jóvenes y la simulación de condiciones análogas a la microgravedad espacial mediante la inclinación corporal pasiva en la mesa basculante. Metodología: Mediante un modelo cuasiexperimental de intervención pre y pos-test en dos grupos, el primer grupo (experimental) a quienes se les aplicó el protocolo de inducción miofascial y las maniobras de posicionamiento en la mesa basculante para la simulación del ambiente análogo de microgravedad espacial, y el segundo grupo (control) a quienes se les realizó únicamente maniobras de posicionamiento en la mesa basculante, sin el protocolo de inducción miofascial. Los dos grupos fueron expuestos a un protocolo de inclinación de -6° , 0° y $+70^\circ$ en la mesa basculante. Conclusión: La inducción miofascial previo a la exposición a un ambiente análogo de microgravedad genera cambios en el promedio del ciclo de la marcha y la cadencia generando un incremento en la velocidad de ejecución de movimiento sin afectar el balance.

Palabras Clave: Microgravedad, Fisiología Humana, Marcha, Inducción Miofascial

SUMMARY

The participation in space missions by human beings has taken on greater importance in recent years, the achievement of objectives such as the establishment of commercial relationships in Earth orbit or the colonization of planets near the earth requires an analysis and research exercise active in developing better understandings of physiological adaptations in order to maintain human beings in space for long periods of time. Objective: To Evaluate the physiological responses of the neuromuscular system in terms of the execution of the gait pattern, proprioceptive response and balance from the application of a cervical myofascial induction protocol in adults. young people and simulation of conditions analogous to spatial microgravity using passive body tilt on the tilting table. Method: quasi-experimental model of pre and post-test intervention. Two groups were designed, one experimental to whom the myofascial induction protocol and positioning maneuvers on the tilting table will be applied to simulate the analogous space microgravity environment, and, in the other control group, who underwent the tests, positioning maneuvers on the tilting table, but without the myofascial induction protocol. The microgravity simulation was performed k with a -6° $+70^{\circ}$ inclination protocol. Conclusion: Myofascial induction prior to exposure to an analogous microgravity environment generates changes in the average gait cycle and cadence, generating an increase in the speed of movement execution without affecting balance.

Keywords: Microgravity, Human Physiology, Gait, Myofascial Induction

1. Introducción

La investigación en fisiología y medicina espacial ha cobrado mayor importancia con los planes de realizar un asentamiento humano en la luna y en marte. Esto conlleva a que los diferentes cambios descritos de la adaptación fisiológica del cuerpo humano lleguen a límites jamás descritos y que, a su regreso, una mayor fuerza gravitacional ya sea en la tierra o marte incremente los riesgos debido al posible desacondicionamiento físico que pueda llegar a tener en el momento de reentrada.

Uno de los principales cambios por adaptación a la microgravedad que se han descrito, y que requieren de rehabilitación posterior al regreso a la tierra de los astronautas, es el mantenimiento del balance postural el cual se recupera dentro de los tres meses de entrenamiento post-misión.

Esta alteración del balance no solo se presenta en los astronautas, también en los pacientes que deben permanecer acostados en cama por largos periodos de tiempo, en los cuales se desarrollan cambios fisiológicos muy parecidos a los descritos en los astronautas.

Teniendo en cuenta lo anteriormente expuesto, la presente tesis corresponde a una investigación que busca generar nuevo conocimiento a partir de la descripción de la respuesta neuromuscular ante la aplicación de un protocolo de inducción miofascial en un ambiente análogo a la microgravedad espacial, mediante la inclinación corporal pasiva (mesa inclinada con protocolo de microgravedad) para establecer su influencia sobre el balance corporal. Para tal fin, se diseñó un estudio cuasiexperimental de intervención pre y pos-test (previamente aprobado por comité de ética) en el cual se examinaron las respuestas neuromusculares integradas a la aplicación de un protocolo de inducción miofascial cervical en un ambiente análogo a la microgravedad espacial.

El presente documento presenta el proceso investigativo y sus resultados en 10 capítulos. Iniciando con los antecedentes que se presentan en el campo espacial los cuales justifican la presente investigación y que conllevan a los objetivos establecidos.

Posteriormente, se realiza una revisión de conceptos, estado actual y metodologías utilizadas en el contexto espacial y fisioterapéutico que contextualizan al lector en los puntos clave del desarrollo del protocolo de investigación. Finalmente, se exponen los diferentes aspectos de la metodología investigativa utilizados para el desarrollo del protocolo de investigación y análisis de resultados.

Por último, se enuncian las conclusiones obtenidas y las recomendaciones para tener en cuenta para futuros estudios.

Cabe anotar que los hallazgos de este trabajo permiten analizar los efectos de estimulación sensorial de la técnica de inducción miofascial y los cambios en la respuesta propioceptiva como elemento de ejecución de marcha, balance y postural. Lo anterior para generar un mejor entendimiento de la respuesta motora y el control del movimiento para el diseño de herramientas o métodos terapéuticos efectivos para disminuir su impacto durante los primeros días de exposición a la microgravedad y de pacientes postrados en cama, los cuales finalmente podrán ser aplicados para mejorar las condiciones de adaptación al vuelo espacial de astronautas y turistas espaciales tras su exposición a condiciones de microgravedad y a pacientes que son llevados a rehabilitación después de tiempo prolongado en cama.

2. Antecedentes y Justificación:

Los seres humanos han fijado su atención en el cosmos, la magnitud de la profundidad de la noche y los misterios del espacio profundo que se encuentra sobre nuestros cielos, con el fin de descubrir y estudiar “¿Qué hay más allá?” de nuestro planeta, sin embargo, el avance científico necesario para el logro de la exploración espacial se desarrolló a partir de las necesidades bélicas en el contexto del siglo XX.

Informes sobre el desarrollo de la segunda guerra mundial indican que el ataque a Londres en el año 1944, por parte de la fuerza aérea alemana Luftwaffe, implicó el lanzamiento de más de 9000 misiles V1. A partir del éxito en los ataques al Reino Unido y la necesidad imperiosa de responder ante la derrota en Normandía empezó un proyecto que tenía como objetivo el transporte de una tonelada de explosivos alcanzando velocidades supersónicas para su paso de manera indetectable por los sistemas de detección y los cazas de los aliados, dando origen al desarrollo de los misiles V2. Las características de diseño de los misiles V2 le permitieron alcanzar distancias de vuelo superiores a las 200 millas en una trayectoria arqueada de 60 millas a una velocidad superior a las 3500 millas/hora (Millbrooke, 2009).

Al finalizar la guerra, el reconocimiento de la tecnología desarrollada por el doctor Von Braun, así como, el análisis por parte de las fuerzas de los aliados mediante la captura de los misiles dio paso al desarrollo de los programas espaciales del Reino Unido, Estados Unidos de América y la Unión Soviética. El avance en la carrera espacial permitió que las diferentes potencias cumplieran metas de exploración y desarrollo de tecnología especializada, algunos de los principales hitos son (Seibert, 2006):

- El lanzamiento del primer satélite artificial al espacio, el Sputnik 1 el 4 de octubre de 1957.
- El lanzamiento y mantenimiento en órbita espacial del primer ser humano, el teniente Yuri Gagarin el 12 de abril de 1961 a bordo del Vostok 1, su vuelo tuvo una duración de 108 minutos y una altura máxima de 327 kilómetros.

- El lanzamiento a órbita del primer satélite estadounidense, el Explorer 1, el 31 de enero de 1958.
- El lanzamiento de Alan Shepard a órbita espacial, convirtiéndolo en el primer ciudadano estadounidense en el espacio. El hito alcanzado por Shepard permitió el vuelo del astronauta John Glenn haciéndolo el primer norteamericano en orbitar la tierra.

Al inicio de la década de 1960, el presidente John F. Kennedy, impartió su famoso discurso en el campus de la universidad Rice en el estado de Texas. Durante dicha presentación, el presidente estableció la meta nacional de llevar al hombre a la superficie lunar a partir de la siguiente frase histórica: *“Creo que esta nación debe comprometerse a lograr, antes del fin de la década, la meta de poner a un hombre en la luna y hacer que regrese sano y salvo a la tierra”*. La acción política de dicho momento favoreció la inversión en los proyectos de exploración de la recién creada administración nacional de aeronáutica y del espacio (NASA) permitiendo el desarrollo del proyecto APOLO logrando con éxito, el día 20 de Julio de 1969, en su misión número 11 el alunizaje de los astronautas: comandante Neil Armstrong, el piloto del módulo lunar Edwin (Buzz) Aldrin Jr. y el comandante del módulo y piloto Michael Collins (Collins, 1994).

El logro alcanzado por la misión 11 del programa Apolo impulsó el desarrollo de la tecnología espacial favoreciendo el uso de satélites de comunicación y navegación para su uso en múltiples aplicaciones diarias, así como, la ejecución de las acciones del proyecto Mariner para la exploración del sistema solar. Teniendo como referente el Mariner 1 para el mapeo de la superficie de Marte de igual modo que, el envío de las sondas espaciales Voyager para el estudio del ambiente del sistema solar exterior hasta la Heliopausa surcando la Heliosfera (Sánchez, 2011).

La carrera espacial y las tensiones generadas en el conflicto occidente-oriente, en el marco de la guerra fría, aceleró el desarrollo de un plan para el establecimiento por una estancia prolongada del hombre en el espacio. Lo anterior fue el inicio del proyecto SKYLAB, el establecimiento de la primera estación espacial estadounidense la cual se encontró en funcionamiento durante los años 1973 hasta

el 1979. Uno de los principales resultados generados del proyecto SKYLAB tiene que ver con el logro de la primera misión espacial conjunta entre dos naciones en el que sería la última misión del proyecto APOLO, el Apollo-Soyuz (Millbrooke, 2009).

En el inicio de la década de 1980, se estableció el inicio del proyecto de exploración espacial del transbordador espacial con la misión Columbia. Este buscaba establecer el desarrollo de vehículos reutilizables para el logro de misiones espaciales de orden militar y civil. En un lapso de 6 años se lograron 24 lanzamientos exitosos de la misión del transbordador espacial hasta el trágico accidente de la misión Challenger en el año 1986 y la misión Columbia del año 2003, este último accidente generó la suspensión de proyecto por un lapso de dos años hasta el final y cierre de proyecto con el retiro de los transbordadores: Discovery, Endeavour y Atlantis en el año 2011 después de 30 años de servicio (Millbrooke, 2009) .

Como parte de un proyecto de unidad internacional con fines de desarrollo científico en la órbita terrestre baja, se propuso la creación de una estación espacial con colaboración de múltiples naciones con fines científicos, de exploración y mejora para la vida humana. La estación espacial internacional (ISS) se ha mantenido ocupada desde su primera misión en el año 2000 y ha recibido múltiples vehículos espaciales como los Soyuz y Progress rusos, el transbordador espacial, el Dragon y Cygnus norteamericanos y el H-II japonés. Estos últimos sistemas de tripulación espacial reducen los costos y favorecen la seguridad y la fiabilidad de las misiones espaciales permitiendo que la estación haya sido tripulada por visitantes de más de 17 naciones (Millbrooke, 2009).

Actualmente, programas adelantados en la Estación Espacial Internacional (ISS), por las diferentes agencias espaciales internacionales y las actividades lideradas por sociedades y la empresa privada a nivel internacional, buscan aumentar el conocimiento específico con relación a la adaptación fisiológica multisistémica del cuerpo humano ante la microgravedad. Dentro de dichos programas también se tiene como objetivo la generación y aplicación de

herramientas novedosas para disminuir las secuelas de las respuestas adaptativas con el fin de cumplir misiones de exploración de mayor duración, por ejemplo, la colonización humana de Marte según la meta de propuesta por NASA en los últimos años (Souvestre, 2008).

Desde el inicio de la exploración espacial, los astronautas han sido expuestos a múltiples condiciones que implican riesgo y alteraciones sobre su estado de salud. Los riesgos a los cuales están expuestos son: a) El tiempo de duración de dichas misiones, ya que, puede alcanzar récords como el impuesto por el astronauta norteamericano Scott Kelly y el cosmonauta Mikhail Kornienko al estar cerca de 340 días a bordo de la estación espacial internacional mientras realizaban la misión "One-Year". Durante el tiempo en órbita, las condiciones de salud y bienestar de la tripulación se encuentran en riesgo, motivo por el cual se realiza seguimiento exclusivo a las variables y se compara con los datos antes del vuelo y después del vuelo espacial. b) La exposición a ambientes de microgravedad genera múltiples adaptaciones fisiológicas, algunas de ellas son: disminución de la masa ósea y muscular, disminución en la respuesta del sistema inmune y alteración del aparato cardiovascular (J.Keyak, 2009). Con el fin de mitigar el efecto a la exposición de la microgravedad se han realizado múltiples estudios que incluyen análisis y propuestas teóricas desde las ciencias aplicadas y ciencias de la salud (Young, 2017).

El vuelo y la exposición al ambiente espacial pueden generar afecciones directas sobre la salud humana, generando alteraciones como: Redistribución de líquidos en la cabeza y las extremidades, disminución del conteo eritrocitario (anemia espacial), hipertensión intracraneana, disminución de la fuerza de contracción cardíaca hasta disfunción en los mecanismos de regulación celular por la exposición a radiación cósmica (Hargens, 2009). Sumando a todo lo anterior, existe una condición adaptativa de suma importancia en los viajeros espaciales la cual es conocida como "Space Motion Sickness" (SMS) o enfermedad del movimiento espacial, la cual integra disminución en la capacidad de ubicación espacial, malestar general, disminución del apetito, náuseas y vómitos. Las alteraciones de esta condición

pueden aumentar con el movimiento excesivo de la cabeza. La duración de la enfermedad del movimiento espacial es de 48 hasta 72 horas el cual puede acompañarse de letargo, desorientación y disminución de la respuesta cognitiva, lo cual implica, la disminución de la integración de señales provenientes de los sensores de movimiento corporales junto a la pérdida de la capacidad de mando y control de herramientas propias del vehículo espacial (Souvestre, 2008).

La enfermedad del movimiento espacial (SMS) es una de las manifestaciones más comunes del conjunto de alteraciones que sufre el sistema nervioso durante el vuelo espacial. El cual se ve afectado por la sumatoria de procesos de desacondicionamiento multisistémico, estadio de riesgo en donde tienen lugar el funcionamiento inadecuado de mecanismos moleculares y celulares hasta fisiológicos integrativos generales. Todo lo anterior incrementa la dificultad para la ejecución de misiones de larga duración en donde se requiere de la implementación de las herramientas adecuadas para mantener la salud de la tripulación en óptimas condiciones (Rea, 2016).

La investigación sobre los mecanismos de la respuesta fisiológica al ambiente espacial ha sido realizada mediante dos formas principales, primero se encuentra la investigación directa mediante la exposición a la microgravedad en tripulantes de la estación espacial internacional o personas que hayan viajado al espacio, segundo mediante la realización de trabajo análogo en tierra lo cual incluye las siguientes categorías: Misiones análogas en territorios similares a la superficie de diversos planetas, investigación mediante microgravedad simulada en vuelos aéreos y la investigación análoga terrestre en laboratorio donde se simulan las condiciones del vuelo espacial en término de ubicación, aceleración, concentración de gas (Ploutz-Snyder, 2015).

Las investigaciones análogas terrestres han enfocado su atención en el estudio de los mecanismos de regulación fisiológica del sistema cardiovascular, su impacto sobre la generación de condiciones de hipertensión intracraneana y la redistribución de los fluidos corporales mediante pruebas de inclinación corporal y con sistemas de presión negativa de miembros inferiores (Taibbi, 2013). Sin embargo, en la

literatura no son muchos los estudios detallados que hagan referencia sobre la respuesta neuromuscular y el ambiente espacial como análogo, lo anterior incluye las implicaciones de la respuesta fisiológica a nivel de control motor y respuesta propioceptiva específica ante las condiciones de inclinación corporal pasiva y el posible impacto sobre el diseño de nuevas estrategias en la rehabilitación de lesiones neuromusculares (Demontis, 2017)

3. Objetivos

3.1 General: Evaluar los efectos de la inducción miofascial cervical sobre la función del sistema neuromuscular en un grupo de hombres adultos sanos expuestos a un ambiente análogo de microgravedad espacial.

3.2 Específicos:

- Establecer los cambios generados en la ejecución de la marcha como indicador de la respuesta neuromuscular, asociados a la aplicación de una maniobra de inducción miofascial de la fascia cervical y la inclinación corporal en la mesa basculante como análogo a la microgravedad espacial.
- Determinar la respuesta adaptativa de control motor con respecto al balance en adultos jóvenes, a partir de la aplicación de un protocolo de inducción miofascial cervical y la inclinación en la mesa basculante como análogo a la microgravedad espacial
- Valorar los cambios agudos en la respuesta neuromuscular a nivel de propiocepción y modificación del centro de presión de los miembros inferiores, a partir de la realización de un protocolo de inducción miofascial cervical y la inclinación en la mesa basculante como análogo a la microgravedad espacial.
- Determinar el efecto de la aplicación de una maniobra de inducción miofascial en la fascia cervical en el dominio de la frecuencia y el dominio no lineal de la variabilidad de la frecuencia cardíaca.

4. Marco Teórico

El objetivo de esta investigación es evaluar la respuesta del sistema neuromuscular en términos de: Ejecución de la marcha, respuesta propioceptiva y balance corporal en adultos jóvenes ante la aplicación de un protocolo de inducción miofascial cervical y la inclinación de la mesa basculante como análogo a la microgravedad espacial. A continuación, se presenta una revisión concisa sobre los conceptos teóricos que se manejan en el presente estudio.

4.1 Adaptación fisiológica general en ambientes de microgravedad

El hombre siempre ha sentido curiosidad sobre los mecanismos que le permiten adaptarse para sobrevivir en diversas condiciones ambientales. Tener la posibilidad de vivir en el trópico para luego arribar al ártico posteriormente llegar hasta la cima del monte Everest y finalmente bucear hasta lo más recóndito del océano requiere de una serie de respuestas fisiológicas específicas capaces de mantener la homeostasis bajo las condiciones más complejas esperadas.

Teniendo en cuenta lo anterior, el ambiente espacial no es la excepción, y mediante múltiples experimentos se han descrito diversas respuestas sistémicas producto de la exposición a la microgravedad y la estancia en órbita. Los mecanismos fisiológicos se han adaptado a la vida en la tierra bajo la interacción de factores como el estrés ambiental y múltiples tipos de fuerzas, donde se incluye la gravedad. Por lo tanto, se podría considerar la ausencia de gravedad como un factor de estrés ambiental, debido a que, su ausencia puede generar impacto en la función de múltiples sistemas biológicos. (Planel, 2005) A continuación, se realizará una descripción de las principales adaptaciones sistémicas del organismo humano a la microgravedad.

Sistema cardiovascular: Los seres humanos pasan cerca de dos tercios de su vida en posición bípeda, lo que condiciona su funcionamiento biológico a la presencia de fuerzas como la gravedad. En el sistema cardiovascular se define esa adaptación con el término “presión gravitacional o hidrostática”, esto genera

aumento en la presión arterial en las extremidades inferiores y disminución en la cabeza. Sin embargo, durante la exposición a microgravedad todos los gradientes de presión se pierden y se genera acumulación de líquidos en el tórax y la cabeza (Hargens, 2009). El funcionamiento de las paredes de los vasos sanguíneos se mantiene por el mecanismo de presión transmural asociado con la presión arterial local.

La modificación en la distribución de los fluidos corporales afecta al sistema cardiovascular. La respuesta inicial de dicho cambio es producto de la acumulación de fluido en la cabeza, condición que se conoce como síndrome “Puffy Face-Bird Leg” o “Cara hinchada y piernas de pollo” (Williams, 2009). En la posición de prelanzamiento donde se ubican los miembros inferiores cerca al plano coronal a nivel abdominal favorece la reacomodación de los líquidos corporales desde las extremidades hacia el tórax y la cabeza (Paris, 2014).

Con el incremento de líquido en la cabeza, los baroreceptores de los cuerpos carotídeos se activan, lo que genera inhibición en el eje renina angiotensina aldosterona y se estimula la liberación del péptido natriurético auricular lo que promueve la eliminación de sodio y agua vía renal. El efecto final de disminución de líquido genera la disminución en el volumen de plasma neto, la respuesta homeostática para controlar la disminución plasmática es aumentar la degradación de células sanguíneas como los eritrocitos por lo que se desarrolla otro cuadro conocido como anemia espacial (Rea, 2016).

Los cambios del sistema cardiovascular a nivel molecular sugieren que el contenido proteico, la función mitocondrial, ribosomal y retículo endoplasmático se modifican con respecto a la exposición a ambientes con microgravedad. Koryak evidenció que el mecanismo propio de función del cardiomiocito promueve la disminución en la síntesis proteica, sumado a la respuesta general al estrés ambiental genera atrofia del músculo cardíaco (Koryak, 2014)

4.2 Adaptación fisiológica y control sensoriomotor en ambientes de microgravedad

Los cambios en la respuesta de control musculoesquelético se originan a partir de la adaptación biomecánica e histológica, como tejido el hueso está diseñado para remodelarse a partir de la exposición a cargas y aumento en la síntesis de matriz (J.Keyak, 2009). Durante el vuelo espacial y por la condición de microgravedad, la masa ósea del astronauta disminuye entre el 1-2% cada mes incrementando el riesgo de lesión (L. Vico, 2000). Los huesos más afectados son aquellos que deben soportar el peso corporal en las extremidades inferiores y la columna vertebral (Hu, 2014). La pérdida de densidad ósea es uno de los cambios más significativos de la exposición a la microgravedad, la disminución tiene relación con la función del sistema nervioso autónomo y la activación del mecanismo de regulación leptina-hipotálamo junto a los receptores β -adrenérgicos los cuales inhiben la función de síntesis de los osteoblastos (Mano, 2010).

Con respecto al sistema muscular se puede evidenciar hipotrofia junto a una reducción de la capacidad funcional motora, la cual, afecta los grupos extensores sobre los flexores en inicio. La hipotrofia se asocia con el descenso de la carga externa que estimula la formación de nuevas proteínas para el mantenimiento muscular. La disminución en la síntesis de proteínas explica la disminución en la fuerza aplicada por unidad de área. También se evidencian adaptaciones sobre las fibras musculares pasando de tipo I y tipo IIa a tipo IIB. incremento en la fatiga asociada a la actividad física. Estos cambios se evidencian con mayor intensidad en los grupos musculares anti gravitatorios, como el sóleo (Fitts, 2000). Los mecanismos moleculares que modulan ese tipo de respuesta se asocian con cambios fenotípicos de la conversión de fibras musculares, reducción de la actividad enzimática mitocondrial y cambios sarcoplásmicos (Yamakuchi, 2000).

Uno de los mayores retos a los que se enfrentan los tripulantes de los viajes espaciales son las adaptaciones y modificaciones por cuenta del estrés ambiental agudo que sufre el sistema nervioso, tanto en su función sensorial como efectora, la porción más afectada de dicho sistema son los mecanismos reguladores del

balance y la respuesta de movimiento (Paris, 2014). Los cambios asociados a la duración de la misión sobre la integración sensoriomotora pueden resumirse según la propuesta teórica de Nicogossian, los cuales se presentan en la ilustración 1 donde se integran diferentes aspectos teóricos sobre condiciones patológicas de las aferencias articulares y la propiocepción que generan inestabilidad biomecánica junto a los mecanismos de retroalimentación y control del tono muscular en el equilibrio flexor-extensor pueden aplicarse a las condiciones de exposición a la microgravedad (Kawano, 2002).

Los cambios en la integración de la respuesta sensoriomotora de los receptores de la articulación también se relacionan con los efectos sobre las motoneuronas α y γ . Por ejemplo, la disminución en la estimulación de los potenciales graduados de los mecanorreceptores articulares pueden reducir la excitabilidad de las motoneuronas α , mientras que, los cambios sobre los aferentes articulares de tipo II afecta las motoneuronas γ . La alteración en la integración de la información sensorial por los receptores articulares de tipo II puede contribuir a las alteraciones sobre el tono muscular y afectar la integración para la ejecución del tono postural (Ferrel, 1995).

La exposición al ambiente de microgravedad genera respuestas en el sistema vestibular e integración espacial. Esas modificaciones cambiarán la percepción espacial corporal, puntos de referencia y problemas asociados al movimiento como el Space Motion Sickness (SMS), como consecuencia de los problemas mencionados anteriormente los astronautas pueden cursar con síntomas como: desorientación, cefaleas, náuseas, vomito (Demontis, 2017).

Las adaptaciones descritas anteriormente tienen relación con el funcionamiento del oído interno y el mecanismo de función ocular, en especial el sistema vestibular compuesto por los órganos otolíticos y los canales semicirculares y la integración del sentido de la visión (Nelson, 2014). Se han realizado descripciones sobre los cambios oculares producto de la exposición a la microgravedad donde se detalla el incremento en el riesgo de formación de cataratas por la exposición a la radiación espacial y los rayos ultravioleta. Participantes en las misiones de los transbordadores espaciales y en la estación espacial internacional (ISS) cursan al

regreso a tierra con disminución en la agudeza visual y múltiples casos de edema del disco óptico. Algunas respuestas adaptativas pueden generar lesiones permanentes, tales como: aplanamiento del globo ocular e hipermetropía, terigios oculares y placas coroideas, la aparición de estas condiciones se asocia con el incremento de la presión intracraneal (Taibbi, 2013).

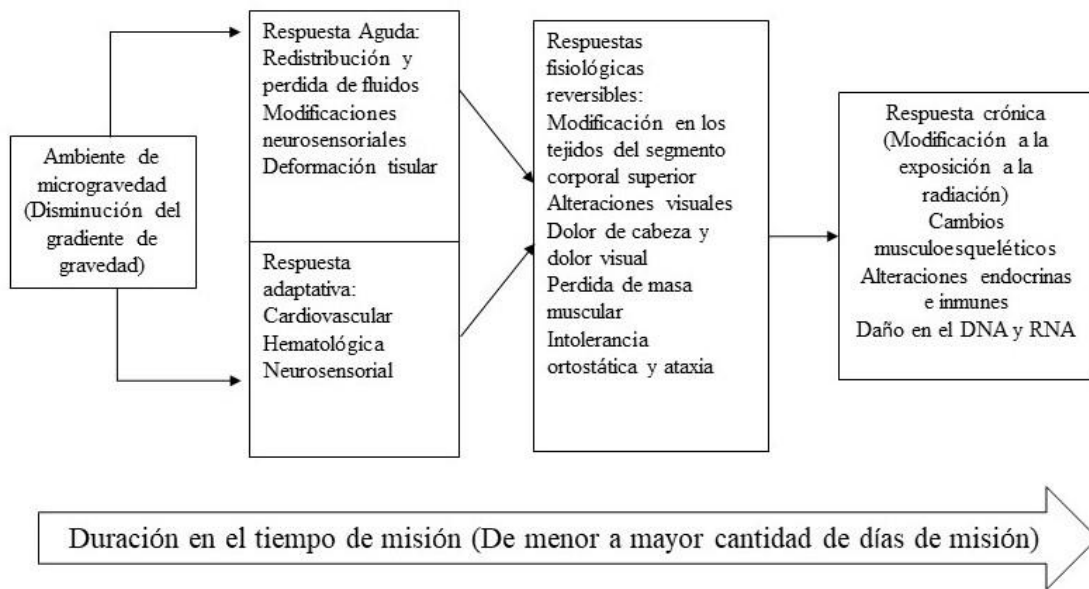


Ilustración 1. Modelo conceptual de las respuestas fisiológicas y de alteraciones de la salud en misiones espaciales con diferentes tipos de duración (Nicogossian, 2016)

Otros adaptaciones asociados con la disfunción del sistema nervioso por la exposición a la microgravedad incluyen respuestas tales como: disminución en la función olfatoria y del sentido del gusto, dificultad en la realización de actividades mano-ojo y en el uso de instrumentos específicos con requerimiento de alto nivel de coordinación para su manejo junto al aumento en la intensidad del ruido del equipo de soporte de misión (G.D. Kaufman, 2001).

Los mecanismos de adaptación ocular aún no son bien entendidos, sin embargo, una de las hipótesis que más se utiliza propone que ante la exposición a microgravedad más el mecanismo de organización de fluidos propia del vuelo espacial. Otra explicación sugiere que la adaptación cursa con los eventos propios

de la hipertensión intracraneal idiopática como cefalea y tinnitus sincrónicos (Wall, 2010).

El sistema vestibular proporciona las bases estructurales y funcionales para la adecuada respuesta refleja con relación al movimiento de la cabeza y del cuello. Los órganos del sistema vestibular miden cerca de 1.5 cm y se encuentran en el laberinto óseo de la porción petrosa del hueso temporal, la cual está llena de perilinfa (líquido similar al líquido cefalorraquídeo). En el vestíbulo, se encuentran dos órganos otolíticos: el utrículo y el sáculo (Davis, 2008). Estos órganos, convierten las fuerzas de inercia y gravitacional en información de orientación espacial con respecto al posicionamiento angular y movimiento lineal. La información enviada por este sistema permite la ubicación con referencia a las actividades motoras y su ejecución automática. Otra función importante de este sistema es la percepción de movimiento y de ubicación espacial durante la ausencia de visión (Davis, 2008).

Otro mecanismo adaptativo del sistema nervioso con respecto al vuelo espacial que debe resaltarse es el síndrome de adaptación post-vuelo conocido como PFAS por sus siglas en inglés. Este síndrome se basa en la premisa que el cuerpo luego de una temporada de exposición a la microgravedad, se adapta a dicho ambiente, pero al regreso a la tierra y su campo gravitacional (Nicogossian, 2016). Después del vuelo espacial, al regreso, los astronautas presentan alteraciones posturales y de la marcha asociado con el SAS y la disminución en el tono muscular y densidad ósea, alteración en la capacidad de respuesta ante estímulos de aceleración lateral o cambios en la posición de la cabeza (Souvestre, 2008). NASA ha descrito que los astronautas en su regreso a tierra requieren de cerca de 10 días de tiempo de rehabilitación para recuperar al máximo los niveles adecuados de fuerza y balance para la ejecución de la postura y la marcha. Realizar futuros estudios sobre los mecanismos de adaptación de este síndrome, permitirá crear estrategias de manejo mucho más adecuadas para reducir el tiempo de rehabilitación al ingreso a un nuevo campo gravitacional como podría ser en una misión a Marte.

4.3 Space Motion Sickness y la alteración de los mecanismos de ubicación espacial ante la exposición a la microgravedad espacial

De las múltiples consecuencias que se pueden generar asociadas al vuelo espacial, una de las más importantes es el Space Motion Sickness, condición responsable de limitación en la ejecución de misiones espaciales de larga duración. Se espera que los astronautas elegidos para misiones de exploración espacial lunar y marciana tengan una mejor adaptación a los efectos de la exposición a la microgravedad y que los signos y síntomas del SMS favorezcan el funcionamiento de los órganos del equilibrio (J.R. Lackner, 2006).

El Space Motion Sickness se produce como consecuencia de la microgravedad, y hace parte de un conjunto de síntomas conocido como el Space Adaptation Syndrome (SAS). Este síndrome más la condición ambiental extrema genera que las señales provenientes de los receptores sensitivos sean inapropiadas, lo que, genera desorientación y dificultad para ubicar segmentos corporales en el espacio (relación arriba-abajo y posicionamiento de las extremidades), también se puede presentar disminución en la capacidad de realización de actividades que requieren coordinación mano-ojo. Debido a la variedad de consecuencias provenientes del SMS, los protocolos de operación de las principales agencias espaciales tal como NASA, no permite la realización de EVA (Actividades Extra-Vehiculares) o caminatas espaciales durante los primeros días de las misiones espaciales (Souvestre, 2008).

Souvestre, Blaber y Landrock (Souvestre, 2008), proponen un modelo esquemático donde se integra la relación de los factores propios del vuelo espacial, elementos condicionantes de estrés y la adaptación sistémica que dan lugar al síndrome de adaptación espacial. Tomando dicho modelo se propone una modificación que incluye diversos elementos que interactúan con los mecanismos fisiológicos reguladores de los sistemas de ubicación e integración de la información espacial para la ejecución del movimiento en diversos ambientes. El modelo propuesto se presenta en la ilustración 2.

Es importante tener en cuenta la relación del funcionamiento cardiovascular y los centros de control postural, en especial, con los mecanismos de bomba muscular del tríceps sural para el mantenimiento de la función del corazón, por lo que se recomiendan más estudios ya que su mecanismo de regulación es desconocido. En el modelo propuesto se muestra que la regulación autónoma del sistema nervioso simpático tiene un papel clave en la regulación de la frecuencia cardíaca y de los determinantes del retorno venoso a nivel extrínseco (Kokhan, 2016). Las alteraciones en la función de la integración sensorial asociadas al síndrome de descondicionamiento espacial, pueden ser modificadas teniendo en cuenta la exposición al ambiente y el tiempo de duración de la misión (Smith, 2016).

Los estudios que adelantan la respuesta, los mecanismos de respuesta y activación molecular ante la exposición a la microgravedad han sido realizados en vuelos espaciales, estudios en la estación espacial internacional y mediante modelos de exposición ambiental simulada probados en animales y seres humanos.

Feger et. Al. Describe el uso de una técnica de proteómica basada en la espectrometría de masa en combinación con métodos de examen proteómicos del software (Dynamic SILAC) que muestran como la microgravedad puede alterar el contenido del citoesqueleto, acelerar el envejecimiento celular prematuro o estimular la modificación en el mecanismo de apoptosis lo cual podría alterar los procesos de diferenciación y división celular junto a la función proteica (Feger, 2016)

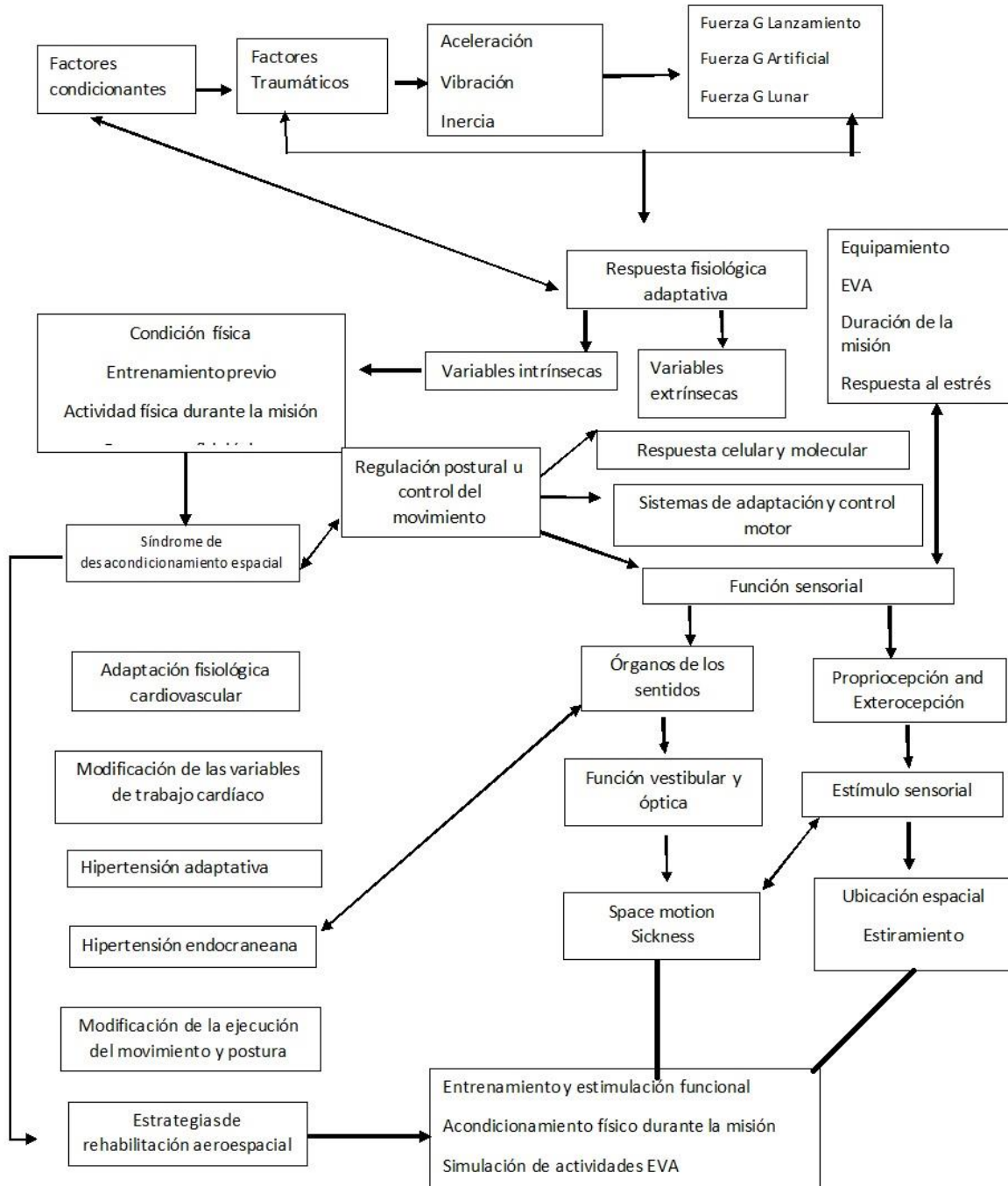


Ilustración 3. Modelo esquemático del síndrome de desajuste espacial y medidas de prevención desde la fisioterapia. Gil Sucerquia, 2019. Modificado de Souvestre, P. Blaber, A. Landrock, C. 2008.

4.4 Inclinación de la cabeza como análogo al vuelo espacial

Como parte de los mecanismos de simulación de condiciones ambientales espaciales se ha sugerido el manejo mediante centrifugación, ya que, permite la exposición a condiciones de aceleración real de manera objetiva, sin embargo, aunque es reconocido como el mecanismo más cercano para la simulación los costos operacionales, su operación y mantenimiento ha generado la búsqueda de nuevas alternativas para realizar la simulación.

Una de las estrategias implementadas para realizar la simulación es la inclinación corporal mediante la mesa basculante. Dicha prueba consiste en la generación de estímulos en el rango de aceleración de -1G (ubicación angular de -90° HDT) hasta 1 G (ubicación angular de 90° HDT) en el eje Z (Cabeza – Pies). A pesar de la simplicidad de la prueba, la generación de estímulos bajo el rango de 1 G en el eje Z desencadena una serie de respuestas fisiológicas de control, específicamente, a nivel: Cardiovascular y neuromuscular (Dziuda, 2018) .

Los protocolos de investigación análoga a las condiciones espaciales han usado tradicionalmente la inclinación cefálica junto al reposo en cama como herramienta para la simulación de los efectos fisiológicos generados por la microgravedad y la redistribución de fluidos corporales, dentro de la gama de protocolos utilizados se encuentran: Pruebas de reposo prolongado en cama junto a inclinación cefálica pasiva de -6°, siendo esta la prueba más utilizada en este tipo de investigaciones, y estudios donde se utilizan ángulos de inclinación corporal de -12° y -18°. Los modelos de inclinación de -6° han permitido el acercamiento al entendimiento de los mecanismos fisiológicos principales que tienen que ver con la distribución de los fluidos y de las afecciones de la visión. Sin embargo, nuevas investigaciones han cuestionado el uso correcto de dicho ángulo para la simulación, dado que, si bien genera los cambios en el gradiente de presión hidrostática para simular la extravasación de la microgravedad, es posible utilizar angulación mayor para generar una respuesta mucho más específica del sistema cardiovascular (Marshall-Goebel K, 2016).

Las pruebas análogas al ambiente espacial que se realizan en el King's College London consisten en la implementación de la inclinación cefálica bajo la simulación HDT. El protocolo incluye el uso de una mesa de inclinación hidro-neumática la cual permite el posicionamiento del paciente en múltiples ángulos como: -6° , $+70^\circ$ y 0° (posición supina). Se colocan correas de fijación sobre las crestas ilíacas del sujeto (Russomano, 2008)

4.5 Propiocepción y respuesta propioceptiva

Los mecanismos que permiten la respuesta de control motor junto a la capacidad de respuesta ante cambios posturales de orden estático y dinámico son generados por la integración de múltiples sensores que transportan información. La propiocepción hace referencia a la información que recibimos sobre nosotros mismos, nuestra posición, el movimiento de nuestras extremidades, la conciencia corporal y el movimiento con relación a la tierra. Los receptores que transmiten señales que permiten la integración del sentido propioceptivo se encuentran a nivel: Muscular, articular, el aparato vestibular y la kinestesia o el sentido de conciencia propioceptiva. A continuación, se realizará una revisión a los principales mecanismos de transducción de señal e integración de la información propioceptiva (Carpenter, 2013).

4.5.1 Receptores propioceptivos articulares

Los receptores propioceptivos articulares son una fuente importante de información con respecto al posicionamiento de las extremidades y el movimiento en general. Este tipo de receptor puede ser encontrado a nivel de ligamentos, capsula articular y tendón de inserción articular y varía de acuerdo con sus características anatómicas, a saber: corpúsculos de Paccini, terminaciones nerviosas de Golgi, terminaciones nerviosas de Ruffini y fibras nerviosas libres encapsuladas.

Los patrones de respuesta de los receptores mencionados anteriormente generan una serie de respuestas complejas a partir de que los receptores funcionan a partir

de la activación angular del movimiento, un sistema de integración neurológica conocido como excitación angular, en donde la sensibilidad al cambio de movimiento articular se genera con un mayor cambio de la posición en el espacio. Este mecanismo de respuesta sensorial es codificado a partir de la frecuencia con que se desencadenan los potenciales y también, a partir de las neuronas que lo están emitiendo. Se reconoce que los sensores articulares desempeñan un papel de protección ante la luxación, a razón de la generación de potenciales de despolarización en momentos donde las articulaciones alcanzan su valor angular máximo. (Carpenter, 2013)

La integración de la aferencia generada por los receptores sensitivos articulares asciende por las fibras de la columna ipsilateral posterior, pasan posteriormente por el núcleo cuneatus y gracilis del bulbo, atraviesa por el lemnisco medio hacia la porción posterolateral ventral del tálamo y se dirige finalmente hacia la corteza somatosensorial (Snell, 2014) . El trabajo de sensor de los receptores articulares también recibe contribuciones de los nociceptores articulares, como los del grupo III y IV, los cuales se activan en escenarios de estrés mecánico o de inflamación aguda generando respuestas aumentadas de flexión alterando la conciencia espacial, aunque la articulación se encuentre en el rango normal de movimiento. Lo anterior permite presentar la importancia de la función de los receptores no solo como sensores sino como componentes activos que mantienen la integridad articular para la futura ejecución del movimiento (Ferrel, 1995).

4.5.2 Receptores propioceptivos musculares

Las diferentes señales propioceptivas provenientes de los receptores intramusculares pueden integrarse e interpretarse para generar una respuesta específica. La investigación desarrollada por Goodwin, McCloskey y Matthews permite demostrar que con la aplicación de vibración de alta frecuencia, umbral de 100 Hz, sobre el tendón del musculo se genera una sensación “ilusoria” de movimiento sobre la dirección de estiramiento propia del musculo de la articulación, sin embargo, la sensación “ilusoria” no se genera cuando la estimulación se aplica

sobre la articulación directamente. Los mecanorreceptores intramusculares más sensibles a cambios en la posición y el movimiento son el huso neuromuscular, ya que, ante estímulos de vibración se generan poderosas señales de movimiento articular y posicionamiento espacial que alimenta el sistema nervioso central a partir de la generación de potenciales desde las fibras y de las porciones intrafusales. (McCloskey, 1995).

A nivel muscular se pueden diferenciar dos tipos de receptores propioceptivos, el huso neuromuscular que responde ante el cambio sobre la longitud del musculo y el órgano tendinoso de Golgi que responde ante estímulos de tensión o fuerza. La posición de cada uno de estos receptores condiciona su especificidad para el envío de la señal, por ejemplo: El huso neuromuscular se encuentra posicionado en paralelo con respecto a las fibras musculares, lo que permite que al generarse un estímulo se integre una señal que determina el aumento de la longitud del musculo a partir del grado de estiramiento. La anatomía específica de este receptor incluye una capsula llena de fluido en su interior cuyas terminaciones están unidas con las fibras musculares externas cercanas, en el interior de la capsula se encuentra una serie de fibras modificadas llamadas “fibras intrafusales” las cuales poseen una serie de terminaciones contráctiles y poseen un núcleo orientado hacia la región media. Las fibras intrafusales pueden ser clasificadas en dos tipos, del orden de: “Nuclear Chain” y “Nuclear Bag”, los primeros son de tipo delgado y sus núcleos están distribuidos en fila sobre la porción central mientras que las segundas están organizadas en la porción medial conformando un bulbo (Carpenter, 2013).

Las fibras aferentes del grupo I componen el grupo I y envían pequeñas ramas hacia las porciones centrales y las terminaciones en espiral, mientras las del grupo II envían sus terminaciones hacia las fibras “Nuclear Chain” y se acomodan de forma periférica, los dos tipos de fibras responden de manera distinta al estímulo de estiramiento. Las fibras del grupo II funcionan de manera proporcional a la intensidad del estímulo de estiramiento, es importante mencionar que la respuesta no es adaptativa o estática, mientras que las fibras del grupo I tienen una respuesta dinámica y al momento de su activación responden de forma adaptativa. Las fibras

la responden de forma proporcional a los cambios en longitud del musculo, pero con respecto a la velocidad en términos de la contracción, lo que permite una generar una proyección de la función muscular generando retroalimentación al sistema neuromuscular. (Connors B. , 2017)

El huso neuromuscular recibe inervación motora mediante fibras y las cuales tienen un diámetro de $6\mu\text{M}$. Hay dos tipos de fibras fusiformes motoras, las cuales se conocen como γs y γd que se encargan de la inervación de las “Nuclear Chain” y “Nuclear bag” de forma respectiva generando la contracción de las porciones periféricas del sensor. Las respuestas de las fibras fusimotoras de orden estático y dinámico producen diferentes respuestas, a partir de la distribución de la energía de activación del receptor determinando respuestas de tipo adaptivo.

Al contrario, con la posición del huso neuromuscular, el órgano tendinoso de Golgi se encuentra en serie con respecto a los elementos contráctiles, esa ubicación genera que el receptor se estire de manera proporcional a la tensión ejercida por el musculo. Todo lo anterior, permite presentar un trabajo articulado de los receptores propioceptivos en donde a partir de la contracción muscular se activa el órgano tendinoso, pero se reducen las aferencias producidas por el huso neuromuscular.

El órgano tendinoso de Golgi responde ante estímulos de baja intensidad con respecto a los cambios de la tensión generada por la contracción de menos de una docena de unidades motoras en acción. Como este sensor registra la tensión generada en el movimiento, su función se enfoca en dicha acción más que en el registro de la longitud muscular lo que permite mantener un sistema de retroalimentación continua dinámica coordinada entre las porciones extrafusales y sobre el tendón (Carpenter, 2013) .

La integración sensorial central de la señal propioceptiva aferente desde los receptores osteomusculares, las fibras penetran la raíz dorsal y las ramas sinápticas del núcleo espinal a través de la columna de Clarke para completar su ascenso por el tracto espinocerebelar posterior. A medida que dicha columna asciende, se va desvaneciendo para seguir su recorrido mediante el núcleo cuneatus accesorio para

comunicarse con las fibras del tracto cuneocerebelar, además, puede subir por el tracto espino olivar hacia la oliva inferior cerebelar.

4.5.3 Integración propioceptiva y el sistema vestibular

El sistema vestibular hace parte del laberinto del oído interno. Este sistema se encuentra conformado por una serie de tubos junto a las células ciliares: La función principal del sistema vestibular incluye la comunicación sensorial del sentido del equilibrio mediante la comunicación con núcleos cerebrales para la integración de la respuesta de ubicación espacial a partir de los movimientos cefálicos. La respuesta de integración vestibular permite la realización de diversas acciones motoras mediante la activación de las vías vestibuloespinal, rubroespinal, tectoespinal y los mecanismos de respuesta refleja vestibuloocular; las respuestas generadas por la activación de las vías efectores mencionadas anteriormente pueden ocasionar cambios posturales y alteraciones de la capacidad motora (Carpenter, 2013).

Al analizar su función sensorial, se puede resaltar la importancia de la inclinación de las estereovellosidades de las células ciliadas a lo largo del eje para permitir la apertura o cierre de los canales catiónicos. Las células ciliares responden a estímulos mecánicos de forma específica a partir de su ubicación sobre un eje espacial determinado, la organización de esta célula epitelial proyecta sus cilios hacia el extremo apical mientras que en la porción basal se establece la conexión con los puntos sinápticos neuronales (Connors B. , 2017).

El epitelio que conformado por las células ciliares separa la perilinfa y la endolinfa, la perilinfa baña el lado basolateral de las células ciliadas, tiene una concentración rica en Na^+ , el voltaje de este fluido es de cero lo que permite alcanzar a las células ciliares vestibulares un potencial de reposo cercano a -40 mV. La endolinfa tiene una concentración alta de K^+ junto a la de HCO_3^- que genera un gradiente eléctrico suficiente para estimular el movimiento de K^+ hacia el interior de la célula a través de su membrana apical. Como las células ciliadas responden a estímulos

mecánicas, las fuerzas que se encargan de mover los estereocilios en dirección hacia el quiniocilio permiten la entrada de iones para generar la despolarización, mientras que, las fuerzas que generan que los estereocilios se muevan en dirección opuesta genera una respuesta de hiperpolarización (Connors B. , 2017).

Las células ciliadas se encuentran organizadas mediante una serie de tubos y canales que conforman el laberinto membranoso, la porción vestibular tiene los siguientes órganos sensoriales: El sáculo y utrículo que se encargan de detectar la fuerza de gravedad mediante la posición de la cabeza y sus movimientos lineales, además, se encuentran los canales semicirculares que detectan la rotación cefálica e integran su señal con los sistemas propioceptivo y visual para generar la sensación de ubicación espacial y de movimiento.

La función específica del sáculo y del utrículo está determinada por la presencia de un epitelio sensorial conocido como mácula, el cual contiene células ciliadas y de soporte. Las estereovellosidades se prolongan hasta la membrana otolítica, la cual está conformada por mucopolisacáridos y otolitos, los otolitos son cristales hechos de carbonato de calcio que permiten aumentar la densidad de la membrana otolítica con respecto a la endolinfa; cuando se realiza un movimiento cervical o cefálico, la aceleración más el cambio angular provoca que la membrana otolítica se desplace a partir de la inercia de los otolitos, lo que genera una desviación de las estereovellosidades permitiendo la generación de un potencial de activación. (Carpenter, 2013).

Las células ciliares establecen sinapsis con los axones primarios del nervio vestibular cuyos núcleos se encuentran en el ganglio de Scarpa al interior del hueso temporal, las dendritas proyectan múltiples terminaciones hacia las células lo que permite aumentar la relación señal-ruido. La integración sensorial de esta vía puede ser utilizada de forma unilateral por parte del sistema nervioso central y así generar interpretación con precisión sin importar el ángulo de inclinación o la aceleración lineal.

Bajo la clasificación presentada anteriormente, el otro componente sensorial importante de la porción vestibular corresponde a los canales semicirculares cuya

función es la percepción de la aceleración angular, producida por las rotaciones de la cabeza de manera súbita. La estimulación de las células ciliadas del sistema semicircular varía con respecto a la del sistema otolítico a razón de que las células se encuentran ubicadas en un grupo central conformando una estructura llamada ampolla. Los haces conformados por las células ciliadas se proyectan hacia un fluido gelatinoso llamado cúpula en donde no hay otolitos y su conformación es muy similar a la de la endolinfa; en el momento en que se realiza un movimiento rotatorio la endolinfa ejerce presión sobre la cúpula lo que genera un desplazamiento que inclina los cilios y puede excitar o inhibir la liberación de neurotransmisores para el envío de la señal aferente.

Los canales semicirculares están distribuidos en tres porciones con diferentes inclinaciones, así:

- Canal anterior con una inclinación de 41° en sentido anterolateral en el plano sagital
- Canal posterior con una inclinación de 56° en sentido posterolateral en el plano sagital
- Canal lateral con una angulación de 25° hacia posterior en el plano horizontal

Como conclusión, la integración completa de la recepción sensorial para determinar la orientación espacial incluye la recepción de señales provenientes de los propioceptores cutáneos, tendinosos y musculares los cuales permiten recolectar información con respecto a la postura y junto al sistema visual nos permite reconocer el entorno.

La información sensorial que se obtiene mediante esas vías nerviosas se debe conjugar con la recibida por el sistema vestibular ya que, aunque funcionan para determinar nuestra percepción de movimiento consciente, la mayor parte de estos estímulos se integran de forma subconsciente; las vías nerviosas de los sistemas vestibulooculares permiten la regulación del balance y la postura a nivel estático como dinámico, además, permite el adecuado posicionamiento de los ojos y así facilitar la estabilización de la imagen durante el movimiento cervical y cefálico. (Carpenter, 2013)

4.6 Control del balance en la ejecución del movimiento

La respuesta neuromuscular que genera mantiene el equilibrio en condiciones estáticas (postura en bipedestación erguida) y dinámicas (locomoción) es el resultado del funcionamiento complejo en el que intervienen numerosos datos sensoriales provenientes de: Visión, propiocepción mioarticular y vestibular junto a estructuras nerviosas centrales que conforman las diferentes vías.

La función del equilibrio se puede comprender distinguiendo, por una parte, la contribución respectiva de las aferencias espaciales principales alocétrica, egocéntrica y geocéntrica junto a los procesos centrales de anticipación y las estrategias sensoriomotoras, variables en función del contexto ambiental y del entrenamiento de cada persona (Daza, 2007).

El balance es un aspecto fundamental de la ejecución del movimiento, el cual se considera una respuesta de transición de movimientos basado en las aferencias multisensoriales para generar estabilidad. El sistema nervioso procesa la información propioceptiva para emitir una respuesta motora, la disminución en el número de respuestas motoras o la ejecución de patrones de movimiento específicos están relacionados con un mayor riesgo de lesiones musculotendinosas. (Cenk, 2016)

Una adecuada respuesta de balance promueve un cambio en el control del movimiento a nivel de las estructuras subcorticales cerebrales y cerebelosas, además, se integra de mejor manera la respuesta sensoriomotriz que permite la mejora en la función de sistemas propioceptivos, de control de equilibrio y de las conexiones sinápticas en pro de aumentar la eficacia sináptica, y a mayor escala, el aprendizaje motor.

El balance estático es la habilidad de mantener el centro de gravedad dentro de la base de sustentación en posición estática, es decir, sin desplazamientos. El balance dinámico implica la habilidad de mantener el centro de gravedad dentro de la base de sustentación durante el desplazamiento o realización de actividades en el espacio, el balance dinámico involucra mantener la posición cuando el centro de

gravedad y la base de sustentación están en movimiento y también cuando el centro de gravedad se mueve fuera de la base de sustentación (Winter, 1996).

4.7 Sistema miofascial cervical e inducción miofascial

La fascia según Piaget es un sistema morfológico y dinámico del cuerpo que envuelve cada célula del cuerpo conformando una prolongación del sistema fascial externo, el cual se clasifica tradicionalmente como fascia superficial y profunda. Este tipo de sistema fascial se mantiene conectado generando un sistema continuo a través del paso en la apertura torácica superior del tórax, la pared abdominal y la pelvis formando un circuito interfascial (Pilat, 2003).

La fascia conforma una lámina uniforme distribuida por todo el cuerpo, su densidad varía según la región corporal y tradicionalmente es más densa en las extremidades y laxa en la cabeza, la nuca, el tórax y el abdomen siendo más fina en la zona perianal; mediante esta propuesta teórica se propone la definición de la fascia profunda como un tejido de integración estructural y funcional del organismo a nivel microscópico en términos de: miofascia, viscerofascia y meninges. A nivel macroscópico se reconocen estructuras fasciales en: Tendones, tejido conectivo intramuscular, microestructura fascial compartimentos fasciales, tejido conjuntivo del sistema nervioso.

La fascia superficial se define como la capa subcutánea que permite el almacenamiento de grasa, paso de vasos sanguíneos y deslizamiento de fibras nerviosas, además, su entrecruzamiento de puentes genera una respuesta de protección estructural dependiendo de la región corporal. Múltiples factores pueden alterar la distribución fascial a saber: Sexo, cantidad de grasa acumulada y la distribución subcutánea tisular general.

Las funciones de la fascia superficial incluyen respuestas fisiológicas como: nutrición tisular, soporte, definición de los cúmulos específicos para el almacenamiento de grasa en el tronco y las extremidades, sostén de la piel en los tejidos subyacentes. Las funciones de la fascia superficiales. Los mecanismos

funcionales descritos previamente permiten la generación de cambios tisulares del orden estático o dinámico que influye directamente sobre la dinámica del sistema neuromuscular y su integración a nivel sensorial, un ejemplo de esto es la integración de la respuesta neuromotora de la coordinación e donde se requiere de una adecuada amplitud, profundidad y patrones de ejecución de movimiento acordes con el grado de adherencia del sistema fascial para completar la acción requerida, la alteración del sistema fascial limita la coordinación muscular a partir de la limitación en la transmisión de fuerzas (Pilat, 2003).

Con respecto a la fascia profunda, sus características estructurales son producto de una densidad mayor por las capas de colágeno que la conforman, lo cual permite subdividir esta fascia en cuatro porciones: de unión, revestimiento, sostén y transmisión. De forma concreta, la fascia profunda se encarga de separar los espacios corporales dándoles forma y protegiéndolas en el orden de la respuesta mecánica.

Uno de los componentes más importantes del análisis del sistema fascial corresponde a la porción de la miofascia que recubre el musculo de forma paralela y transversal en simultaneo con las fibras contráctiles musculares, sin embargo, este principio no se aplica para toda la musculatura, debido a que, la estructura fascial del rostro carece de este sistema y realiza su inserción de forma directa en la piel. Ahora bien, como el recubrimiento muscular facial incluye todos sus elementos, la fascia sirve como vinculo funcional entre el tendón y la conexión aponeurótica lo que representa una estructura compleja y la relaciona funcionalmente con las respuestas neuromusculares propioceptivas a partir de la interconexión mecánica tisular (Pilat, 2003).

La interconexión mecánica tisular se entiende como un componente especializado que responde a las necesidades mecánicas del sistema locomotor. A esa escala de respuesta microscópica, se conforma una interfase entre las membranas celulares de las fibras musculares y del tejido conectivo. Dicha unión de membranas forma pliegues que permiten incrementar la superficie de membrana para reducir el estrés mecánico al que se expone por los ángulos y vectores de carga generados por el

movimiento, lo cual permite el incremento de las fuerzas de adhesión de las células entre sí generando una carga de transmisión de energía mecánica para aumentar el estímulo aferente propioceptivo.

Si se considera la función muscular desde el enfoque de la inducción miofascial, se presenta un tejido contráctil que permite la ejecución de movimiento al cuerpo desde un concepto meramente biomecánico, por lo tanto, se debe considerar la fascia como el tejido conectivo intramuscular y a las fibras musculares como unidad funcional con cual es posible decir: “Cada contracción muscular moviliza el sistema fascial, como resultado cada restricción del sistema fascial afecta al funcionamiento correcto del sistema muscular”. La comunicación del sistema fascial y la conexión con las estructuras musculoesqueléticas establecen una red sensorial propioceptiva muy importante, lo anterior, debido a que la fascia es un tejido ricamente innervado y con una amplia gama de mecanorreceptores, el trabajo de Schleip (2002) describe como cerca del 90% del total de órganos tendinosos de Golgi se encuentran en la porción de la unión musculo tendinosa, en las cápsulas articulares y los ligamentos de las articulaciones periféricas.

Los mecanorreceptores fasciales se dividen en tres grupos principales:

- El primer grupo está conformado por corpúsculos de Pacini, lo que implica que son sensible a cambios en velocidad y la vibración. Este tipo de receptores son activados al aplicar técnicas de inducción miofascial que impliquen impacto o maniobras de vibración
- El segundo grupo, compuesto por los órganos de Ruffini, responden ante la generación de estímulos lentos y sostenidos a razón del tiempo. Este tipo de receptores se activan ante la aplicación de fuerzas tangentes y realizadas en dirección transversal. La activación de este tipo de receptores disminuye la actividad del sistema nervioso simpático.
- El tercer grupo está conformado por las terminaciones nerviosas libres de tipo III (mielínicas) y IV (amielínicas). Este grupo corresponde al de mayor cantidad en comparación con los otros dos, y transmiten su información sensitiva desde el sistema miofascial hacia el sistema nervioso central. Este

tipo de receptores se denomina “Receptores musculares intersticiales” y responden a estímulos de presión y tensión mecánica, estímulos clave de la activación de los receptores propioceptivos en el sistema neuromuscular. En la clasificación de estructuras propias del sistema miofascial también se encuentran: Células musculares lisas aisladas y la división de los comportamientos fasciales. (Pilát, 2003)

La región cervical es una porción con condiciones específicas desde el análisis miofascial, primero se debe tener en cuenta que la fascia cervical a nivel del plano superficial es una continuación de la acción mecánica de los huesos de la cara y del cráneo bajo la piel y la musculatura cutánea del cuello. La fascia se inserta en las apófisis espinosas de las vértebras cervicales y en el ligamento nuchal mayor a nivel del periostio de la protuberancia occipital externa y los procesos mastoides de los huesos temporales. En la porción inferior se inserta a nivel de la espina de la escápula, el acromion, la clavícula y el manubrio del esternón. A nivel del plano fascial se encuentran los músculos esternocleidomastoideo y trapecio. (Pilát, 2003)

A nivel del plano intermedio cubre los músculos infrahioideos exclusivo a la región anterior, a nivel del plano profundo la fascia prevertebral rodea la musculatura profunda incluyendo las porciones anteriores y posteriores en donde se encuentran los músculos: Largo de la cabeza, largo del cuello, escaleno anterior, medio y posterior, angular del omoplato, esplenio del cuello, iliocostal cervical, longuísimo de la cabeza y del cuello, semiespinoso de la cabeza y del cuello y las divisiones del multifido. La inserción de esta porción a nivel inferior se une con la fascia toracolumbar a nivel lumbar, a partir de los lugares de inserción y los grupos musculares que se agregan a los diferentes niveles de la fascia cervical se puede subrayar la relación que existe entre la adecuada función de la fascia junto a la mecánica e integración sensoriomotora de la cabeza y del cuello, las cuales son: tracción constante de los músculos cervicales sobre la apófisis mastoides del temporal que genera cambios sobre el movimiento del sistema vestibular y la integración sensorial. (Pilát, 2003)

Las restricciones miofasciales de la región cervical ocupan el primer lugar en cuanto a importancia del enfoque global del tratamiento de los trastornos del sistema miofascial del cuerpo, ya que, todos los planos verticales del sistema fascial recorren la región cervical. (Pilat, 2003)

4.8 Marcha y Patrón de marcha

La marcha se define como la actividad realizada mediante el paso bípedo que utiliza el ser humano para desplazarse de un lugar a otro, con bajo esfuerzo y mínimo consumo energético. La marcha es un elemento característico que permite identificar aspectos específicos de la persona, tales como: Autoestima, condición de salud, situaciones emocionales y personales. La ejecución de la marcha requiere de la integración compleja de diversos sistemas y compromete varios segmentos corporales, lo cual, implica que la marcha se articula con la respuesta musculoesquelética, la postura y la integración funcional nerviosa, ante tales condiciones, el estudio de la marcha implica una revisión completa la cual permita el análisis de las posibilidades motoras, las capacidades del individuo y una aproximación al nivel de interacción social del individuo en su contexto específico (Daza, 2007).

La marcha como actividad rítmica y cíclica compromete todo el cuerpo, en especial, las extremidades inferiores. Tradicionalmente se ha descrito en términos de periodos y fases, en este sentido, un ciclo de la marcha se define como el periodo en el que se presentan acciones sucesivas, alternas y uniformes; se inicia en un evento específico hasta que se repite en el pie ipsilateral generalmente, se utiliza el contacto inicial para su descripción de inicio y culminación. El ciclo, a su vez, se divide en los periodos de soporte y balanceo (Ilustración 3); el primero hace referencia al tiempo transcurrido mientras el pie permanece en contacto con la superficie, este periodo permite la transferencia de la carga de una extremidad a la otra y así generar el avance, este periodo constituye cerca del 62% del ciclo total. El segundo periodo hace referencia al tiempo en el cual la extremidad inferior permanece en el aire y avanza hacia adelante en donde se ajusta la longitud de la

extremidad para generar armonía en el movimiento, este periodo representa el 38% del ciclo total.

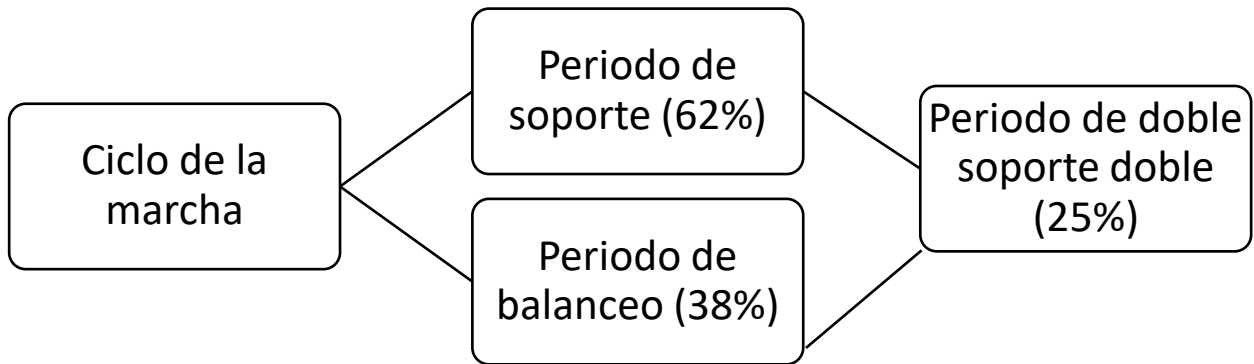


Ilustración 4. Componentes y división del ciclo de la marcha (Daza, 2007).

El ciclo de la marcha se describe mediante ocho fases, las cuales se dividen en 5 para el periodo de soporte y tres para el periodo de balanceo. A continuación, se realizará una breve descripción de los eventos más importantes de cada una de las fases del ciclo:

1. Contacto inicial: Hace referencia al instante en el cual el pie se adelanta y hace contacto con el piso, mediante este movimiento se cierra la cadena cinética, ya que, el pie constituye el punto fijo de soporte para que el resto del cuerpo comience a desplazarse hacia adelante. En la mayoría de los casos, el impacto es a nivel del talón, acto el cual se considera el inicio y culminación de un ciclo de la marcha.
2. Respuesta a la carga: Esta fase tiene lugar entre el momento en que el pie hace contacto total con el piso y el peso corporal es soportado totalmente por esa extremidad. Representa cerca del 10% inicial del ciclo de la marcha y se presenta el primer momento de doble soporte.

3. Soporte medio: Inicia cuando la extremidad contralateral pierde contacto con el suelo y el peso del cuerpo se transfiere a lo largo del pie hasta que se alinea con la cabeza de los metatarsianos. El pie actúa como punto fijo para que el peso corporal se desplace progresivamente hacia adelante gracias a la rotación tibial. Representa del 10-30% del ciclo.
4. Soporte terminal: Al instante en que el peso corporal se encuentra alineado con la cabeza de los metatarsianos, el talón se levanta para desplazar el peso hacia los dedos y transferir la carga al pie contralateral, el cual, entra en contacto con el piso. Esta fase tiene una duración del 30-50% del ciclo de la marcha.
5. Prebalanceo: En esta fase se evidencia la transición entre el periodo de soporte y el de balanceo. Inicia cuando el pie contralateral entra en contacto con el piso y termina cuando el pie ipsilateral despega del piso. El peso corporal es transferido totalmente de una extremidad a la otra, la ipsilateral se descarga por completo mientras la contralateral recibe la carga. Representa cerca del 50-62 % del periodo de soporte.
6. Balanceo inicial: Comienza cuando los dedos del pie abandonan el piso y termina cuando la rodilla alcanza la flexión máxima durante la marcha, la cual corresponde a 60°, el muslo se encuentra debajo del cuerpo y paralelo a la extremidad inferior contralateral, la cual está soportando el peso corporal. Tiene lugar entre el 62-75% del ciclo de la marcha.
7. Balanceo medio: Se inicia con la flexión máxima de la rodilla y culmina cuando la tibia se dispone en posición perpendicular con el piso, en posición vertical. Tiene lugar en el 75-85% del ciclo de la marcha.
8. Balanceo terminal: Se inicia con la posición vertical tibial y continua a medida que la rodilla se extiende completamente, termina cuando el talón hace contacto con el piso. Representa el último 15% del ciclo de la marcha.

4.8.1 Análisis de los parámetros temporales y espaciales de la ejecución de la marcha

El análisis de la marcha desde la perspectiva cuantitativa permite el examen de parámetros temporales y espaciales que proporcionan una descripción de las características básicas de la marcha de una persona. Sus resultados facilitan la relación con los datos obtenidos y la identificación de alteraciones y limitaciones que inciden en la marcha. Con respecto al análisis de dichos parámetros se tienen en cuenta las variables listadas en la tabla 1.

PARAMETROS DE ANÁLISIS DE LA MARCHA	
Parámetros Temporales	Parámetros Espaciales
Ciclo de la marcha	Longitud de paso largo
Periodo de paso	Longitud de paso
Periodo de soporte	Ancho de paso
Periodo de balanceo	Ángulo de paso
Frecuencia de cadencia	
Velocidad y Aceleración lineal	

Tabla 15. Parámetros clásicos del análisis de la marcha (Daza, 2007)

En la actualidad se han establecido nuevos parámetros y categorías para el análisis de la marcha a partir del uso de sensores y acelerómetros para la revisión en el campo de la ejecución de la marcha, algunos de los nuevos parámetros que se tienen en cuenta para la consideración incluyen las mediciones de los promedios de duración de fase con respecto a la ejecución en cada extremidad, la medición de las distancias específicas de las líneas de marcha con respecto a los sensores de los diferentes instrumentos para realizar la medición, así como, su categorización en los planos de movimiento en sentido antero-posterior, medio-lateral y en profundidad (Agudelo, 2013).

5. Hipótesis

Para la investigación se plantean las siguientes hipótesis:

5.1 Hipótesis nula: La respuesta neuromuscular en términos de propiocepción, balance y ejecución de la marcha en hombres adultos jóvenes no se modifica ante la realización de un protocolo de inducción miofascial cervical y la inclinación corporal pasiva en mesa basculante bajo posicionamiento angular como ambiente análogo a la microgravedad espacial.

5.2 Hipótesis de trabajo: La respuesta neuromuscular en términos de propiocepción, balance y ejecución de la marcha en hombres adultos jóvenes se modifica ante la realización de un protocolo de inducción miofascial cervical y la inclinación corporal pasiva en mesa basculante bajo posicionamiento angular como ambiente análogo a la microgravedad espacial.

6. Pregunta de investigación

¿De qué manera la aplicación de una maniobra de inducción miofascial cervical modifica la ejecución del patrón de marcha, la respuesta propioceptiva y el balance en adultos jóvenes sanos expuestos a un modelo análogo de microgravedad espacial mediante inclinación en la mesa basculante?

7. Metodología

A continuación, se presentan los diferentes aspectos metodológicos de la investigación.

7.1 Diseño del estudio

Estudio cuasiexperimental de intervención pre y pos-test, en el cual se examinan las respuestas neuromusculares integradas a la aplicación de un protocolo de inducción miofascial cervical en un ambiente análogo a la microgravedad espacial.

En esta investigación se trabaja con un grupo experimental (adultos jóvenes a quienes se les realiza inducción miofascial cervical y las maniobras de posicionamiento angular en la mesa basculante como análogo a la microgravedad espacial) y un grupo control (adultos jóvenes a quienes no se les realiza inducción miofascial, pero si se realiza la inclinación corporal en la mesa basculante como análogo a la microgravedad espacial). A partir de la distribución en los grupos descritos anteriormente se evalúa la ejecución de los patrones temporales y espaciales de la marcha, respuesta propioceptiva, balance estático y dinámico.

La muestra seleccionada para este trabajo es de 30 individuos, dicho número es seleccionado bajo el principio de conveniencia para la investigación, ya que, no hay descripciones específicas en la literatura sobre la relación de la inducción miofascial y la respuesta neuromuscular en ambientes de microgravedad o en el ambiente espacial a nivel de exposición real ambiental o en situaciones de simulaciones como análogo en tierra.

7.2 Descripción de la intervención

El diseño cuasiexperimental del tipo pre y pos-test, pretende a través de una serie temporal, registrar el efecto de la inducción miofascial cervical después de la realización de maniobras de inclinación corporal total pasiva en la mesa basculante

como análogo a la microgravedad espacial. Se realizó una medición inicial de las variables dependientes antes de exponer a los participantes a la inclinación corporal pasiva.

Posteriormente, se realizaron las maniobras de posicionamiento las cuales estuvieron distribuidas de la siguiente manera:

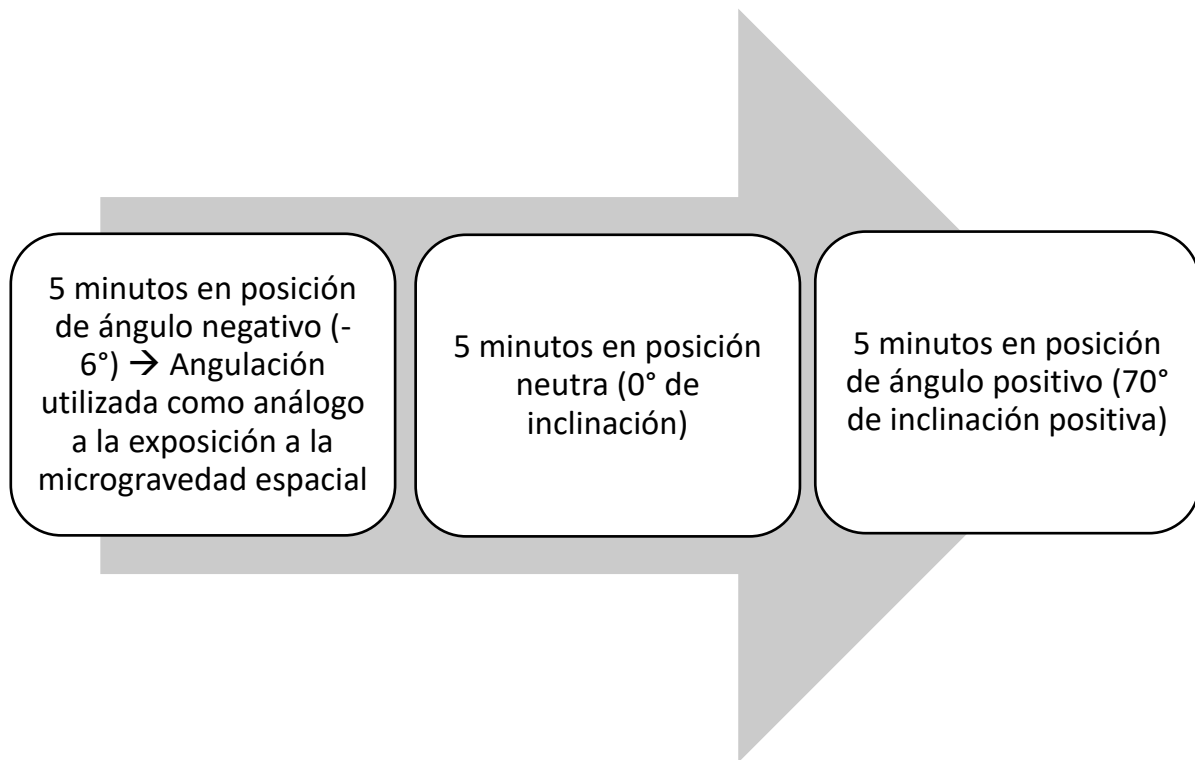


Ilustración 5. Diseño y transición de las fases del desarrollo de la investigación

Se incluyó un grupo de comparación o control que realizó las maniobras de posicionamiento en mesa inclinada sin aplicación del protocolo de inducción miofascial cervical. En la tabla 2 se presentan las intervenciones realizadas en los dos grupos.

Respuesta neuromotora	Grupo	Pre-test	Intervención	Pos-test
Inducción miofascial	G1	Medición de: Patrón de marcha, respuesta propioceptiva y balance	Aplicación de protocolo de inducción miofascial cervical y las maniobras de posicionamiento en la mesa basculante como análogo a la microgravedad espacial	Medición de: Patrón de marcha, respuesta propioceptiva y balance
Control	G2	Medición de: Patrón de marcha, respuesta propioceptiva y balance	Se realizarán las maniobras de posicionamiento en la mesa basculante bajo la angulación como análogo a la microgravedad espacial	Medición de: Patrón de marcha, respuesta propioceptiva y balance

Tabla 16 Esquema de las fases del diseño cuasiexperimental propuesto para esta investigación y sus respectivas acciones

Previa autorización de los voluntarios mediante firma de consentimiento informado, se realizó la clasificación de los sujetos participantes de acuerdo con los criterios de inclusión y de exclusión, establecidos en la tabla 3, posteriormente se asignaron los voluntarios a los grupos respectivos de manera aleatoria.

Criterios de inclusión	Criterios de exclusión
Adultos jóvenes de género masculino	Afecciones de salud previas y/o detectadas durante la investigación que impidan la realización de las maniobras de inclinación en la mesa basculante.
Asistencia y aprobación de examen clínico general previo a la investigación	Presencia o historial de enfermedades cardiovasculares, renales o metabólicas que modifiquen las respuestas de regulación fisiológicas generales.
Edad en el rango de 18-30 años	Alteración o modificación del patrón de marcha o de balance corporal asociado a trauma o enfermedades previas
Talla en el rango de 1,60 a 1,80 Cm	Presencia o historial de enfermedades cardiovasculares o del sistema nervioso que modifiquen las respuestas del sistema vestibular y/o propioceptivo
Índice de masa corporal de 18.5 a 25 Kg/m²	Haber consumido medicamentos durante las últimas tres semanas
	Ser fumador activo
	Consumo de alcohol mayor a 2 unidades de bebida estándar (UBE) por día
	Presencia de alteración en el estado cognitivo y/o alteraciones en la salud mental diagnosticadas

Tabla 17. Criterios de selección de los participantes del estudio

7.3 Procesamiento de la Información

7.3.1 Procedimientos para la recolección y manejo de los datos recolectados durante el desarrollo de la investigación.

La recolección de los datos de la presente investigación se realizó en el servicio de cardiología de la Clínica Universidad de La Sabana. El proceso de recolección y manejo de los datos que se realizó fue el siguiente:

1. Previo diligenciamiento del formato de consentimiento informado, así como de la revisión de estado de salud general y verificación del cumplimiento de los criterios de inclusión para la participación en la investigación se generó el aval de participación a los sujetos.
2. Se estableció una matriz general de datos conformadas por libros de Excel específicos para cada sujeto participante en donde se consignaron los datos de estado de salud, medidas antropométricas y variables vitales de control para el desarrollo de la investigación.
3. Los libros de Excel de cada participante se complementaron de manera continua mediante la descarga y transcripción de los datos del software de las plantillas empleadas para la medición de las variables asociadas a la marcha, balance y propiocepción teniendo en cuenta los resultados de las pruebas ejecutadas en los periodos específicos del desarrollo de la investigación.
4. Se realizó la respectiva codificación de la información propia de cada sujeto, así como la categorización en los grupos específicos de grupo control y de intervención para conservar la reserva de identidad general.
5. La base de datos conformada por los diferentes libros de Excel de los diferentes participantes se validó mediante su revisión previo al análisis estadístico.

7.4 Desarrollo de la Investigación

1. Previa revisión y autorización por parte del comité de maestría y el comité de ética de la Universidad Nacional de Colombia y de la Clínica Universidad de La Sabana se establecieron los criterios de participación de los individuos de la presente investigación para el desarrollo de las pruebas del presente estudio a realizarse en las instalaciones del servicio de cardiología de la Clínica Universidad de La Sabana.
2. Los documentos, formatos y archivos utilizados para la recolección y manejo de los datos recolectados durante el desarrollo de la investigación fueron presentados y aprobados por las diferentes instancias de control presentadas previamente. Se establecieron medidas específicas de control sobre la población participante en la investigación teniendo en cuenta los criterios de inclusión y exclusión propuestas en este documento.
3. El proceso de selección posterior al cumplimiento de los criterios de inclusión para el desarrollo de la investigación permitió la participación de treinta (30) voluntarios de sexo masculino los cuales se distribuyeron de manera aleatoria en grupos equivalentes de quince (15) participantes cada uno.
4. Se realizó una valoración de condición de salud general para determinar las condiciones óptimas de participación en el estudio, así como un estricto control de signos vitales y de medición de la variabilidad de la frecuencia cardíaca durante el desarrollo completo de las pruebas constituyentes del estudio.

7.5 Manejo de Variables

Las variables hemodinámicas de control durante las maniobras de posicionamiento corporal en la mesa basculante fueron: Presión arterial, frecuencia cardíaca, frecuencia respiratoria y saturación parcial de oxígeno. Todas las variables utilizadas en el presente proyecto se presentan en la tabla número cuatro (4).

Nombre de la variable	Definición conceptual	Definición operativa	Naturaleza y nivel de medición
Edad	Tiempo en años que ha vivido una persona	Tiempo en años	Cuantitativa continua
Balance estático	Capacidad que tiene el organismo para mantener el centro de gravedad a pesar de las fuerzas internas sin ver afectado la ejecución de una función determinada	Se mide a partir de los valores promedios del centro de la presión (COP) de las extremidades inferiores y su representación con respecto al movimiento en el plano medio-lateral y antero-posterior	Cuantitativa, continua
Ciclo de la marcha	Lapso en el que transcurren dos eventos idénticos sucesivos del mismo pie, se tiene en cuenta desde el contacto inicial para su descripción de inicio y culminación	Valor expresado en segundos	Cuantitativa, Razón o proporción
Periodo de duración de la fase de soporte (Marcha)	Es el tiempo que pasa entre el instante en que el pie hace contacto con el piso (talón), hasta el momento del despegue de los dedos de este.	Valor expresado en segundos	Cuantitativa, Razón o proporción
Periodo de duración de la fase de balance (Marcha)	Es el tiempo transcurrido entre el instante del despegue de los dedos del pie que pierden por completo la relación con el piso, hasta el punto de contacto del talón con el suelo.	Valor expresado en segundos	Cuantitativa, Razón o proporción
Promedio Doble Soporte	Tiempo de duración del ciclo de la marcha en el cual ambos pies contactan el suelo	Valor expresado en segundos	Cuantitativa, Razón o proporción
Promedio de cadencia de la marcha	Es el número de pasos por unidad de tiempo, generalmente se mide en un minuto. La frecuencia determina el ritmo y rapidez de la marcha	Valor Expresado en revoluciones/minuto	Cuantitativa, Razón o proporción
Promedio largo de la línea de la marcha	distancia lineal entre dos contactos de talón consecutivos durante la marcha	Valor expresado en milímetros	Cuantitativa, Razón o proporción
Promedio de ancho de la línea de la marcha	la distancia entre ambos pies, generalmente entre los talones, que representa la medida de la base de sustentación	Valor expresado en centímetros	Cuantitativa, Razón o proporción

Promedio del punto de inicio de la línea de la marcha sobre el plano X y plano Y	Distancia inicial del desarrollo de la línea de la marcha sobre el plano X y plano Y	Valor expresado en milímetros	Cuantitativa, Razón o proporción
Promedio del punto final de la línea de la marcha sobre el plano X y plano Y	Distancia final del desarrollo de la línea de la marcha sobre el plano X y plano Y	Valor expresado en milímetros	Cuantitativa, Razón o proporción
Promedio total fuerza durante la fase de soporte	Valor promedio de la fuerza generada por el soporte del miembro inferior	Valor expresado en Newtons	Cuantitativa, Razón o proporción
Promedio total fuerza	Valor promedio de la fuerza generada por el del miembro inferior durante todo el ciclo de la marcha	Valor expresado en Newtons	Cuantitativa, Razón o proporción
Promedio del centro de presión AP	Valor promedio de presión con dirección antero-posterior	Valor expresado en puntos de presión	Cuantitativa, Razón o proporción
Promedio del centro de presión ML	Valor promedio de presión con dirección medio-lateral	Valor expresado en puntos de presión	Cuantitativa, Razón o proporción

Tabla 18. Variables de la investigación

7.6 Técnicas y procedimientos

A continuación, se realizará una descripción general de las técnicas y procedimientos empleados para el desarrollo de la investigación desarrollada en este documento, las maniobras fueron ejecutadas en la Clínica Universidad de la Sabana (Chía, Cundinamarca).

7.6.1 Instrumentos de valoración

En el desarrollo de la investigación se emplearon instrumentos de valoración para determinar el tipo de respuesta o adaptación que se evidencia en el sistema neuromuscular, los resultados se registraron en formatos específicos para cada condición, los cuales se encuentran en los documentos anexos a este formato de la siguiente manera:

- ✓ Formato de valoración cuantitativa de la ejecución de la marcha.
- ✓ Formato de valoración cuantitativa del control del balance y fuerzas de reacción.
- ✓ Formato de valoración cuantitativa de los puntos de presión de la marcha.
- ✓ Formato de examen clínico para ingreso a la investigación.
- ✓ Formato de control de signos vitales durante las maniobras de posicionamiento en la mesa basculante.

7.6.2 Inclinación corporal total pasiva en la mesa basculante

El procedimiento de inclinación corporal pasiva del paciente se realizó en la Clínica Universidad de La Sabana. Las especificaciones técnicas del equipo utilizado son:

Detalle	Características
Nombre del equipo	Mesa Basculante
Marca	IT&T LTDA
Modelo	Standard
Serie	NA
Fabricante y lugar de origen	IT&T LTDA / Colombia
Clasificación del riesgo equipo biomédico	NA

Complicaciones de la realización de las maniobras de posicionamiento en la mesa basculante

En general la prueba de la mesa basculante se considera segura para el paciente, sin embargo, durante la ejecución de la prueba se contó con un equipo de reanimación cardiopulmonar disponible para atender cualquier posible situación de síncope durante la realización de las pruebas. Las posibles complicaciones de la

realización de la prueba implican: riesgo de caída o la generación de respuestas respiratorias y cardiopulmonares asociadas a la situación de síncope (Guijo, 2013).

En el posible escenario en donde uno de los participantes de la prueba cursara con una situación de síncope se encontraba disponible el equipo de apoyo de la Clínica Universidad de la Sabana para dar atención oportuna y estabilización del estado de salud en el menor tiempo posible. Se contaba con un equipo profesional con participación de un Cardiólogo, Jefe de Enfermería, Auxiliar de enfermería y equipo de reanimación y emergencia.

7.6.3 Inducción miofascial cervical

El protocolo realizado a los sujetos participantes de la investigación se centra en la inducción miofascial cervical, la cual está compuesta por: Inducción global de la fascia cervicodorsal, inducción asistida en las fascias cervicales a nivel superficial y profundo. El objetivo de estas maniobras de inducción es liberar la restricción de la fascia cervicodorsal a nivel superficial y liberar las restricciones miofasciales a nivel pre y paravertebral.

Las técnicas de inducción miofascial cervical se deben realizar con sumo cuidado debido a los riesgos asociados a la obliteración de las arterias vertebrales y el posible daño al tejido neuronal asociada a la alteración del flujo sanguíneo. Las maniobras de tracción sobre la región cercana al paso de la arteria vertebral pueden ocasionar al paciente la aparición de algunos de los siguientes signos y síntomas: Mareos, vómitos, náuseas, desorientación, cambios sensitivos en el rostro y las extremidades.

La técnica terapéutica específica para la realización de la inducción miofascial realizada en el presente proyecto se presenta en la ilustración número cinco (5).

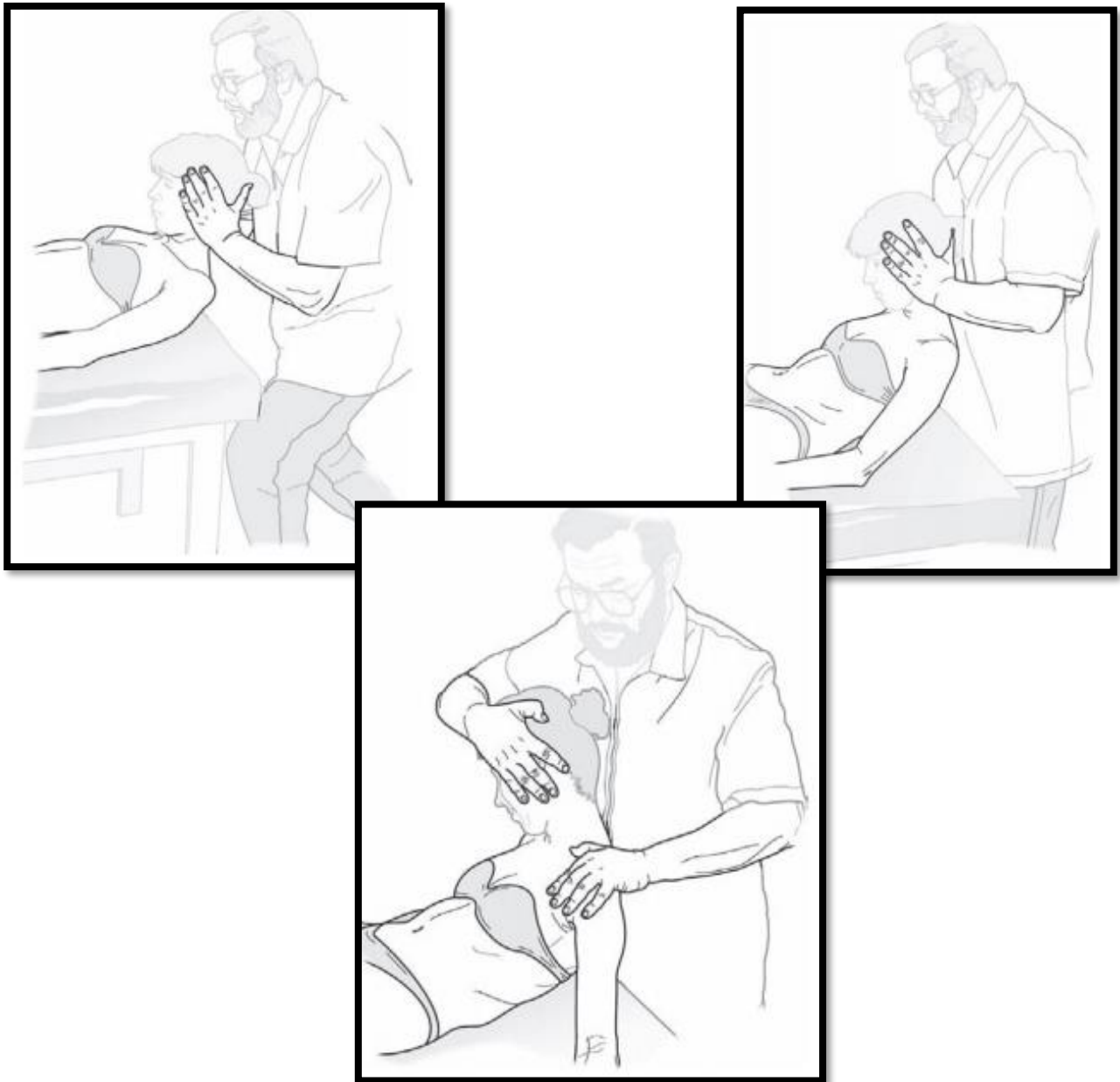


Ilustración 6. Inducción miofascial de la fascia cervical. Fases I-II-III (Pilat, 2003)

7.6.4 Evaluación del patrón de marcha, balance y propiocepción

El análisis cuantitativo de la marcha permite medir los parámetros espaciales y temporales. El registro se realizó a partir de la evaluación de la dinámica plantar mediante las plantillas electrónicas Open-Go MOTICON®, éste tipo de plantillas posee una serie de diferentes sensores los cuales se distribuyen a lo largo de su estructura, tal como se evidencia en la ilustración seis (6). Los sensores de las plantillas electrónicas se encargan de generar registros los cuales se categorizan a partir de la variable a ser evaluada según la presentación de la tabla 5. La frecuencia de muestreo para captación de los datos en tiempo real desde el sensor hasta la unidad de procedimiento es de 100 Hz.

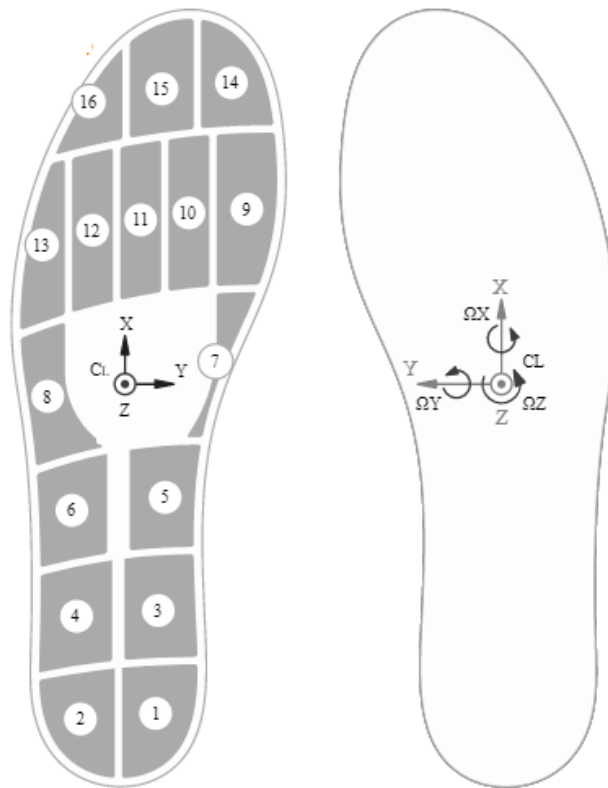


Ilustración 7 Distribución de los sensores y ubicación del acelerómetro para determinar los cambios en velocidad y longitud de la marcha y el balance

Las plantillas Open-Go MOTICON® cuentan con 16 sensores de presión los cuales se distribuidos según la descripción de la ilustración 6. Los sensores se encargan de aislar y clasificar las diferentes señales para generar integración de información de manera coordinada, la orientación de los sensores permite determinar el desarrollo de la marcha en sentido anterior-posterior y con ubicación medio-lateral con respecto a la profundidad de la acción de movimiento. El posicionamiento de los sensores IMU® permiten evaluar las respuestas de control motor de tipo estático y dinámico.

La orientación del sistema de coordinación responde de manera específica acorde a la lateralidad, condiciones de respuesta ante el movimiento angular y la aceleración en la generación de la acción de movimiento.

Las especificaciones técnicas de las plantillas se describen a continuación:

Categoría	Descripción
Sensores	16 sensores de presión de tipo capacitivo con acción sobre el eje Z y rango de 0-50 N/Cm ² 3 sensores de aceleración de tipo MEMS-LSM6DSL con acción sobre el eje X, Y, Z y rango de +- 16g 3 sensores de movimiento angular de tipo MEMS-LSM6DSL con acción sobre el eje ΩX , ΩY , ΩZ con rango de +- 2000 dps
Conectividad	Bluetooth de baja energía
Fuente de Poder	Batería PD2032 de tipo moneda recargable
Tamaño	Calzado desde número 32-33 hasta 48-49 estándares europeos
Almacenamiento de información	Memoria propia y transmisión directa a la unidad de computo conectada mediante receptor USB

Tabla 19 Especificaciones técnicas de las plantillas Moticon Go

7.6.5 Control continuo de la Variabilidad de la Frecuencia Cardíaca

La frecuencia cardíaca y la variabilidad de la frecuencia cardíaca fueron monitorizados durante todo el protocolo en cada uno de los voluntarios, con el fin de ser utilizada como una variable de control de respuesta cardiovascular. Para tal fin, se utilizaron los relojes Polar V800, los cuales fueron facilitados por el Centro de Investigaciones Biomédicas Aeronáuticas y Espaciales de la Fuerza Aérea.

Los datos obtenidos fueron analizados con el software versión libre Kubios®.

7.7 Análisis de resultados

Para el análisis estadístico se utilizó el programa SPSS 26. Inicialmente se realizó un análisis de tipo descriptivo de las variables demográficas de la población participante en el estudio. Se realizaron pruebas de Shapiro-Wilk para determinar si los datos presentaban o no una distribución normal.

Posteriormente y tras establecer una distribución normal, se realizó la evaluación intragrupo para determinar los cambios en las variables de ejecución de la marcha, el balance y la propiocepción en donde se empleó un análisis de tipo ANOVA de una sola vía buscando encontrar diferencias estadísticamente significativas ($p < 0,05$). La evaluación Intergrupos se efectuó aplicando la prueba T Student de comparación de medias.

Para la medición de las variables de control cardiovascular, se produjo un ANOVA de medidas repetitivas con ajuste de Bonferroni para analizar los cambios de la variabilidad de la frecuencia cardíaca teniendo en cuenta los dominios de la frecuencia y el dominio no lineal.

7.8 Consideraciones éticas

Los procedimientos de la investigación aquí descrita, se llevaron a cabo con estricto orden de acuerdo con la legislación vigente. Teniendo en cuenta el artículo 4 del título primero de la resolución 8430 del año 1993 en donde se menciona que la investigación en salud comprende el desarrollo de acciones que contribuyen a *“Al conocimiento de los procesos biológicos y psicológicos en los seres humanos...A la*

prevención y control de los problemas de salud...Al conocimiento y evaluación de los efectos nocivos del ambiente en la salud” se procede a clasificar el riesgo que implica la realización del presente trabajo.

Bajo el artículo 5 del título II de la resolución 8430/93 se hace mención del principio de prevalencia con respecto a los conceptos como respeto, dignidad y protección de los derechos y el bienestar de las personas participantes de la presente investigación, se clasificó el trabajo de investigación sujeto de este documento, según las categorías del artículo 11, como una investigación con riesgo mínimo, lo cual significa: *“Son estudios prospectivos que emplean el registro de datos a través de procedimientos comunes consistentes en: exámenes físicos o psicológicos de diagnóstico o tratamientos rutinarios, (...), electrocardiogramas, ejercicio moderado en voluntarios sanos”.*

Entendiendo el criterio del artículo 5 donde prima el respeto, dignidad y protección de los derechos de los participantes de la investigación, y en articulación con el artículo 12 de la resolución 8430/93, la investigación se suspendería de inmediato si se advierte algún riesgo o daño para la salud del sujeto, y en el mismo sentido, se suspenderá de forma inmediata la participación de los sujetos participantes de la investigación si así lo manifiestan.

Además, se tuvieron en cuenta los principios de la asamblea médica mundial expuestos en la declaración de Helsinki de 1964, revisados en el año 2000 y el código para la protección de los sujetos humanos del departamento de salud y servicios humanos de los institutos nacionales de Salud de los Estados Unidos de América de 1991.

7.9.1 Consentimiento Informado

Como parte de las actividades realizadas para la ejecución de la investigación propuesta, los participantes de la misma diligenciaron un consentimiento informado, documento el cual se define por el artículo 14 de la resolución 8430 de 1993.

Cada uno de los participantes de la investigación recibió de manera verbal y escrita la descripción y atención a sus preguntas con respecto a: Objetivo de la

investigación, Protocolo de manejo en la mesa basculante como herramienta para la simulación del ambiente espacial, beneficios, molestias o riesgos esperados. Se informó al paciente que tiene derecho a recibir los resultados de la investigación junto a la garantía de confidencialidad y manejo adecuado de la información recolectada, además se establece de manera clara que el paciente puede elegir retirarse de la investigación en cualquier momento si ningún tipo de problema asociado. La firma del consentimiento informado la hicieron los sujetos que decidieron participar de manera voluntaria en la investigación y se comenta que no recibirán ningún tipo de incentivo económico o prestacional por participar de la investigación desarrollada.

7.9 Recolección y manejo de los datos

Una vez los voluntarios ingresaron al proyecto, los datos de los mismos fueron consignados en una base de datos, en la cual su identidad se estableció mediante un código alfa numérico para conservar la reserva de su identidad, la cual solo estará disponible para los investigadores del proyecto, sin embargo, teniendo en cuenta la ley 1581 de 2012 cualquiera de los participantes podrá acceder y verificar sus datos si así lo requiere.

Para el desarrollo de la recolección y manejo de datos de esta investigación, se realizó:

1. Presentación del documento ante el comité de ética de la Facultad de Medicina de la Universidad Nacional de Colombia en aras de cumplir con los lineamientos propuestos desde el programa de maestría en fisiología
2. Presentación de la propuesta de investigación ante el comité de ética de la Clínica Universidad de la Sabana con el objetivo de cumplir los lineamientos institucionales y su aval para desarrollar las pruebas en las instalaciones de la clínica
3. Posterior aval de los comités de ética se dio inicio con la recolección de información para comenzar con la investigación

8. Resultados

A continuación, se presentan los resultados obtenidos durante el desarrollo de la presente investigación los cuales fueron categorizados en tres grupos:

- Variables temporales de la ejecución de la marcha.
- Valores de fuerzas generadas durante la ejecución de la marcha.
- Valores de presión plantar generadas durante la ejecución de la marcha.

Para la realización de las pruebas de comparación de medias se aplicaron las pruebas de Kolmogórov-Smirnov y Shapiro – Wilk encontrando que la muestra presenta una distribución normal. Por lo anterior, se aplicó un ANOVA de una vía para el análisis de las variables de la marcha antes y después de la mesa basculante; una prueba de T de Student para determinar diferencias significativas entre el grupo experimental y control, finalmente para el análisis de los parámetros de la Variabilidad de la Frecuencia Cardiaca en los diferentes momentos del protocolo se utilizó un ANOVA de medidas repetitivas. Todas las pruebas se analizaron con un intervalo de confianza del 95% y se estableció significancia si $p < 0.05$.

8.1 Análisis Demográfico de la población participante en la investigación

Variable	Grupo Control	Grupo Experimental
EDAD (SD) Rango (Años)	20,40 ± 2,823 (18-26)	19,73 ± 1,668 (18-23)
IMC (SD) Rango IMC	22,350 ± 2,171 (18,591 - 25,795)	21,63 ± 2,660 (17,755-24,816)
PESO (SD) Rango Kg	68,46 ± 7,249 (55-80)	65,20 ± 7,645 (54-76)
TALLA (SD) Rango mts	1,750 ± 0,042 (1,66 - 1,80)	1,736 ± 0,035 (1,68 - 1,80)

Tabla 20. Variables Demográficas de la población participante de la investigación

En la presente investigación participaron 30 voluntarios de los cuales el 100% fueron hombres, quienes fueron asignados de forma aleatoria al grupo control y experimental, con un total de 15 participantes en cada uno, los datos demográficos de los mismos se pueden observar en la tabla 6.

El grupo control tuvo una edad promedio de $20,40 \pm 2,823$ (18-26) años, con un IMC de $22,350 \pm 2,171$ (18,591 - 25,795).

Con respecto al grupo experimental se presenta una edad promedio $19,73 \pm 1,668$ (18-23) años, con un IMC promedio de $22,350 \pm 2,171$ (18,59 - 25,79).

De igual manera la talla promedio en el grupo control es de 1,75 metros y en el grupo experimental de 1,73 metros, con respecto al peso corporal se evidencia una media de 68,46 Kg en el grupo control y una media de 65,20 Kg en el grupo experimental.

8.2 Resultados generales de la investigación categorizados según grupo control y experimental en las fases previas y posteriores a la exposición análoga al ambiente de microgravedad espacial

El análisis de los datos recolectados de las variables asociadas a la ejecución de la marcha se realizó a partir del reconocimiento y categorización a razón del espacio, el tiempo y la integración de las fuerzas asociadas a la ejecución de la marcha humana.

Estos datos obtenidos se presentan a continuación clasificados según grupo control y experimental, de igual manera, por las fases de exposición previas y posteriores al ambiente análogo de microgravedad espacial.

8.2.1 Variables temporales de la ejecución de la marcha

La marcha como fenómeno fisiológico tiene lugar en el tiempo y en el espacio como acción para garantizar la vida del ser humano. El análisis de la locomoción desde la perspectiva temporal se desarrolló a partir de la medición de la duración en segundos de la fase total del ciclo de la marcha, el tiempo que se emplea para el desarrollo de las fases de soporte y balanceo con respecto a cada uno de los miembros inferiores y sus respectivos valores promedios. Los resultados obtenidos se muestran en la tabla 7.

8.2.1.1 Variables temporales de la ejecución de la marcha en el grupo control

Con respecto a la duración del ciclo de la marcha en el grupo control, previo a la simulación de la microgravedad en la mesa basculante, el valor de media es de $1,07 \pm 0,23$ seg, registrándose el ciclo de mayor duración en 1,41 segundos y el ciclo más breve de 0,72 segundos. Posterior a la simulación, el valor medio de duración del ciclo de la marcha fue de $1,04 \pm 0,1$ segundos, siendo el ciclo con mayor duración el de 1,22 segundos y el de menor duración 0,94 segundos.

Antes de la simulación, el promedio de cadencia en la ejecución de la marcha fue de $58,6 \text{ r/min} \pm 13,31$, con un rango de 73,4 a 44,5 r/min. Posterior a la simulación, el promedio fue de $58,13 \pm 6,13$ r/min siendo los valores de rango mayor la cadencia de 61,3 r/min y el de menor valor la cadencia de 49 r/min.

La duración de la fase de doble soporte del ciclo de la marcha de los participantes del grupo antes de la simulación registró un promedio de $0,30 \pm 0,16$ segundos donde se observa la mayor duración con un tiempo de 0,47 segundos y un valor mínimo de 0,13 segundos promedio. Posterior a la exposición a la microgravedad análoga presentan un valor medio de $0,32 \pm 0,15$ segundos, siendo la mayor duración la registrada en 0,46 segundos y la de menor duración la de 0,18 segundos.

Con respecto al promedio de duración de las fases de soporte antes de la simulación, en el miembro inferior izquierdo el valor promedio general es de $0,61 \pm 0,23$ con un valor de rango máximo de 1,06 segundos y el mínimo de 0,33 segundos, en el miembro inferior derecho el valor promedio general es de $0,76 \pm 0,18$ con un valor de rango máximo es de 1,13 segundos y el mínimo de 0,4 segundos. Los

valores de promedio total de las fases de soporte en miembros inferiores posterior a la simulación fueron: para el miembro inferior izquierdo de $0,596 \pm 0,13$ segundos con un rango de mayor a menor de 0,82 y 0,26 segundos respectivamente. Para el miembro inferior derecho el valor de media total es de $0,766 \pm 0,12$ segundos con un rango de mayor duración de 1 segundo y el de menor duración de 0,51.

Intervención	Fase	ciclo marcha (seg)	Cadencia (r/min)	F. Doble soporte (seg)	F soporte lzq. (seg)	F soporte der (seg)	F balanceo lzq. (seg)	F balance Der (seg)
Sin inducción miofascial (grupo control)	Previa Rango	1,07±0,23 (0,72 - 1,41)	58,6±13,31 (4,5 - 73,4)	0,30±0,16 (0,13 - 0,47)	0,61±0,23 (0,33 - 1,06)	0,76±0,18 (0,4 - 1,13)	0,41±0,17 (0,21 - 0,58)	0,35±0,14 (0,17 - 0,45)
	Posterior Rango	1,04 ±0,1 (0,94- 1,22)	58,13±6,13 (49 - 61,3)	0,32 ± 0,15 (0,18 - 0,46)	0,59±0,13 (0,26 - 0,82)	0,76±0,13 (0,51- 1,0)	0,33±0,117 (0,16 - 0,45)	0,37±0,117 (0,15 - 0,55)
Con inducción miofascial (grupo experimental)	Previa Rango	1,12 ± 0,15 (0,96 - 1,41)	54,24±6,96 * (48,6 - 63,3)	0,34 ±0,20 (0,19 - 0,54)	0,67±0,17 (0,48 - 0,84)	0,78±0,21 (0,56 - 0,95)	0,38±0,19 (0,19 - 0,68)	0,41±0,14 (0,27 - 0,59)
	Posterior Rango	1,01±0,20 (0,73 - 1,27)	61,84 ± 11,62 (50,7 - 72,4)	0,334± 0,19 (0,16 - 0,59)	0,58 ± 0,25 (0,27 - 1,23)	0,75 ± 0,15 (0,54 - 1,03)	0,34 ± 0,12 (0,12 - 0,52)	0,33 ± 0,12 (0,14 - 0,53)

Tabla 21. Variables temporales de la ejecución de la marcha en el grupo control. Datos presentados como media±SD y rangos IC 95%. *Diferencia significativa cadencia en grupo experimental previa: posterior p (0.039).

En la fase de balanceo antes de la simulación, el valor promedio general total en el miembro inferior izquierdo es de $0,41 \pm 0,17$ donde el valor más alto es de 0,58 segundos de duración y el más corto de 0,21 segundos. En el miembro inferior derecho el promedio total es de $0,35 \pm 0,14$ con un rango de valor más alto de 0,45 segundos y el inferior con una duración de 0,17 segundos. Posterior a la exposición análoga los valores obtenidos para el miembro inferior izquierdo fueron de $0,33 \pm 0,11$ segundos y para el miembro inferior derecho de $0,37 \pm 0,11$ segundos. Los rangos de mayor y menor duración para cada extremidad son: en el miembro inferior izquierdo de 0,45 segundos y 0,16 segundos respectivamente, en el miembro inferior derecho de 0,55 segundos y 0,15 segundos respectivamente.

Al analizar los datos obtenidos en las variables temporales de la marcha mediante ANOVA de una vía, no se encontraron diferencias estadísticamente significativas ($p < 0,05$) dentro del grupo control en la evaluación previa y posterior a la exposición análoga de microgravedad espacial en la mesa basculante.

8.2.1.2 Variables temporales de la ejecución de la marcha en el grupo experimental

El desarrollo del protocolo de intervención en el grupo experimental implica la evaluación de los parámetros temporales de la marcha previo a la realización de la inducción miofascial cervical, así como una evaluación posterior a la finalización de la exposición análoga de microgravedad espacial en la mesa basculante.

La duración media del ciclo de la marcha en la fase previa del grupo experimental tiene una duración media de $1,12 \pm 0,15$ segundos con un rango de duración mayor de 1,41 segundos y una menor duración de 0,96 segundos. El valor medio de la cadencia es de $54,24 \pm 6,96$ r/min donde el valor más alto de cadencia corresponde a 63,3 r/min y el valor menor es de 48,6 r/min.

Con respecto a la fase de doble soporte, el valor medio entre los participantes del grupo experimental es de $0,33 \pm 0,19$ segundos con intervalos entre 0,54 y 0,19 siendo el mayor y menor respectivamente. En cuanto a los promedios de duración

de la fase de soporte, el valor de media total en el miembro inferior izquierdo es de $0,67 \pm 0,17$ segundos, mientras que en el miembro superior la media total es de $0,78 \pm 0,20$ segundos.

El promedio de duración total de la fase de balanceo en el miembro inferior izquierdo es de $0,38 \pm 0,19$ segundos y en el miembro inferior derecho de $0,41 \pm 0,14$ segundos. Los rangos de valor en la fase de balanceo del miembro izquierdo son de 0,68 segundos siendo este el mayor y de 0,19 segundos siendo este el menor mientras que el miembro inferior derecho los valores de los rangos incluyen 0,59 segundos y 0,27 siendo el mayor y menor respectivamente.

El valor medio de duración del ciclo de la marcha en la fase posterior a la exposición a la microgravedad análoga en el grupo experimental tiene una duración de $1,0 \pm 0,20$ segundo con un rango mayor de 1,27 segundos y uno menor de 0,73 segundos. Con respecto a la cadencia, el valor medio total es de $61,84 \pm 11,62$ r/min con un rango de 72,4 segundos siendo el mayor tiempo y de 50,7 segundos siendo este el menor.

Los valores de duración de la fase de doble soporte incluyen en la media general un total de $0,33 \pm 0,19$ segundos y un rango de 0,59 segundos como la mayor duración y de 0,16 como la fase de menor duración. El valor promedio total de la fase de soporte para el miembro inferior izquierdo es de $0,59 \pm 0,25$ segundos con un rango de mayor a menor de 1,23 segundos y 0,27 segundos respectivamente, para el miembro inferior derecho la media de duración es de $0,75 \pm 0,15$ segundos con un rango de 1,03 segundos como la mayor duración y de 0,54 segundos la menor.

En la fase de balanceo, la media total de duración en el miembro inferior izquierdo es de $0,34 \pm 0,11$ segundos con valores en rango de mayor y menor de 0,52 segundos y 0,12 segundos respectivamente. En el miembro inferior derecho, la media total es de $0,32 \pm 0,12$ segundos y los rangos de duración de la fase se encuentran entre 0,53 segundos, siendo el mayor tiempo, y 0,14 segundos siendo este último el de menor duración.

Al aplicar el ANOVA de una vía para una comparación de medias intragrupo, se evidenció que la cadencia fue significativamente mayor en el grupo experimental posterior a la exposición en mesa basculante ($p=0,039$). No se encontraron, otras significancias para otras variables en ninguno de los grupos.

8.2.2 Variables espaciales de la ejecución de la marcha en el grupo control

El análisis de la locomoción desde la perspectiva espacial implica puede desarrollarse a partir de la medición de la distancia alcanzada durante las diferentes fases de ejecución de la marcha. Las variables analizadas incluyen:

- Promedio largo de la línea de la marcha
- Promedio de ancho de la línea de la marcha
- Promedio del punto de inicio de la línea de la marcha sobre el plano X y plano Y
- Promedio del punto final de la línea de la marcha sobre el plano X y plano Y

Las variables listadas anteriormente se presentan en la ilustración 7 donde se observa, a partir de la distribución de los sensores de las plantillas MOTICON ® empleadas para el desarrollo de la investigación, la ubicación de los planos X,Y y Z así como las referencias para la medición de las distancias alcanzadas durante la ejecución de la marcha. De igual manera los resultados obtenidos se presentan en la Tabla 8.

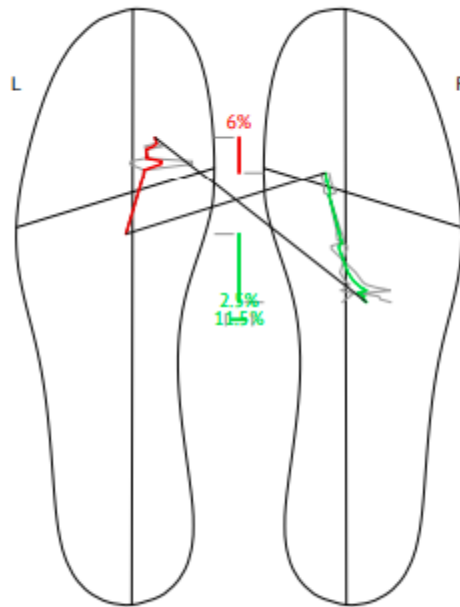


Ilustración 8. Generación de la línea de la marcha en plantillas Moticon Go

8.2.2.1 Variables espaciales de la ejecución de la marcha en el grupo control

Al realizar las mediciones antes de la simulación, el promedio general del largo de la línea de la marcha en el miembro inferior izquierdo fue de $80,6 \pm 40,27$ mm, mientras que en el miembro inferior derecho fue de $102,11 \pm 31,32$ mm. Posterior a la simulación, el promedio del largo de la línea de la marcha en el miembro inferior izquierdo es de $88,4 \pm 27,19$ mm, mientras que en el miembro inferior derecho es de $98,04 \pm 23,97$ mm.

En términos del ancho de la línea de la marcha para el miembro inferior izquierdo antes de la mesa basculante se encuentra un valor de $9,47 \pm 6,03$ cm y para el miembro inferior derecho el ancho corresponde a $13,54 \pm 4,58$ cm de media general. Posterior a la mesa basculante, la media del ancho de la línea de la marcha para el miembro inferior izquierdo es de $7,8 \pm 5,3$ cm y para el miembro inferior derecho el ancho corresponde a $11,96 \pm 6,02$ cm.

Intervención	Fase	Largo línea marcha izq.	Ancho línea marcha izq.	Largo línea marcha der	Ancho línea marcha der	Punto inicio línea marcha X IZQ	Punto inicio línea marcha Y IZQ	Punto inicio línea marcha X DER	Punto inicio línea marcha Y DER	punto final línea de marcha X IZQ	Punto final línea marcha Y IZQ	Punto final línea marcha X DER	Punto final línea marcha Y DER
Sin Inducción miofascial (grupo control)	Previa	80,6±40,27 (20,6- 120,2)	9,47±6,03 (3,4- 15,6)	102,11±31,32 (82,4 - 121,23)	13,54±4,58 (9,2 - 17,52)	1 ± 2,45 (-2,7 - 3,5)	28,92±45,43 (-22,1 - 79,5)	6,46±6,15 (-3,1 - 12,5)	63,74±33,12 (48,2 – 95,1)	4,52 ± 6,97 (-3,4 - 11,9)	51,76±16,32 (36,5- 66,4)	2,84±5,85 (-3,6 - 6,5)	36,65±23,69 (18,2-62,5)
	Posterior	88,47±27,19 (68,3 - 105,6)	7,83±5,35 (3,65 - 11,46)	98,04±23,97 (75,4 - 113,73)	11,97±6,03 (6,78 - 17,46)	1,6±3,7 (-4,6 - 5,8)	43,15±33,48 (10,4 - 80,8)	9,92±2,89 (7,6 -12,3)	67,81±23,07 (41,7 - 88,6)	1,06 ± 4,63 (-3 - 5,3)	45,34±14,66▲ (33,9 - 57,3)	0,45±6,05 (-4,6 - 6,7)	30,23±24,37 (6,5 - 58,6)
Con inducción miofascial (grupo experimental)	Previa	97,51±31,82 (56 - 131,6)	10,45±7,03 (3,3 - 15,5)	108,02±33 (71,6- 140,6)	13,63±5,47 (7,8 – 19,2)	3,93±2,96 (-2,4 - 5,53)	56,17±29,45 (33,9 - 80,2)	9,46±4,85 (5,4- 13,4)	60,04±31,37 (32,6 – 95,2)	1,09 ± 3,75 (-3,5 5,4)	41,34±16,52 (28,7 – 59,9)	0,68±6,18 (-4 - 7,9)	47,92±17,16 (29 - 67,7)
	Posterior	87,53±48,65 (49,5 - 136,8)	10,76± 7,9 (2,8 - 14,2)	99,51± 24,12 (70,3- 119,8)	12,11±5,08 (6,4 – 16,7)	2,11±4,92 (-4,6 - 5,4)	30,73±50,78 (-15,6 - 72,9)	10,27±4,62 (5,5- 15,3)	54,45±25,52 (27,4 – 82,1)	3,01± 7,76 (-4,7 - 6,9)	56,78±10,06 * (35,2 - 75,5)	0,55±5,72 (-0,2 - 7,3)	45,06±15,76 (30 - 66,4)

Tabla 8. Variables espaciales de la ejecución de la marcha, datos en media±SD, rangos con IC 95%. *Diferencia estadísticamente significativa pre: post p<0.05. ▲diferencia estadísticamente significativa fase posterior grupo control: experimental p<0.05

Teniendo en cuenta los planos de desarrollo de la marcha, presentados en la ilustración 7, se analizan los registros del promedio del punto de inicio de la marcha sobre el plano X y Y de los miembros inferiores.

Antes de la simulación, el punto de inicio de la marcha del miembro inferior izquierdo en el plano X el valor de media es $1 \pm 2,4$ mm, mientras que en el miembro inferior derecho en el plano X el valor de media es de $6,467 \pm 6,15$ mm. Posterior a la misma, se encuentra una media para el inicio de la marcha del miembro inferior izquierdo en el plano X el valor de $1,6 \pm 3,7$ mm y para el miembro inferior derecho en el plano X de $9,92 \pm 2,89$ mm.

Al realizar el análisis de la marcha con respecto al punto de inicio de la marcha sobre el plano Y de los miembros inferiores antes de la simulación se registra una media en el miembro inferior izquierdo el valor de $28,9 \pm 45,43$ mm y en el miembro inferior derecho de $63,74 \pm 33,12$ mm. Posterior a la mesa basculante en el miembro inferior izquierdo el valor de media es de $43,15 \pm 33,48$ mm y en el miembro inferior derecho el valor de media es de $67,8 \pm 23,06$ mm.

Finalmente, en términos del punto final de la marcha sobre el plano X antes de la mesa basculante fue para el miembro inferior derecho de $2,84 \pm 5,85$ mm y para el miembro inferior izquierdo de $4,52 \pm 6,97$ mm. Con respecto al plano Y la media para el miembro inferior izquierdo fue de $51,76 \pm 16,31$ mm y para el miembro inferior derecho de $36,65 \pm 23,69$ mm. Posterior a la simulación la media del punto final de la marcha sobre el plano X fue para el miembro inferior izquierdo de $1,06 \pm 4,62$ mm y para el miembro inferior derecho de $0,45 \pm 6,05$ mm. Con respecto al plano Y la media para el miembro inferior izquierdo $45,34 \pm 14,66$ mm y para el miembro inferior derecho de $30,22 \pm 24,37$ mm.

Al analizar los datos obtenidos en las variables temporales de la marcha mediante ANOVA de una vía, no se encontraron diferencias estadísticamente significativas ($p > 0,05$) dentro del grupo control en la evaluación previa y

posterior a la exposición análoga de microgravedad espacial en la mesa basculante.

8.2.2.3 Variables espaciales de la ejecución de la marcha en el grupo experimental

Previo al momento de exposición a la prueba en la mesa basculante, se realizó la medición del promedio general del largo de la línea de la marcha en el miembro inferior izquierdo donde se encuentra un valor de $97,51 \pm 31,82$ mm, mientras que en el miembro inferior derecho es de $108,02 \pm 32,97$ mm. Posterior a la exposición; el largo de la línea de la marcha en el miembro inferior izquierdo se encuentra un valor promedio de $87,53 \pm 48,64$ mm, mientras que en el miembro inferior derecho fue de $99,50 \pm 24,11$ mm.

Respecto al ancho de la línea de la marcha antes de la mesa basculante, para el miembro inferior izquierdo la media fue de $10,45 \pm 7,03$ cm y para el miembro inferior derecho el ancho fue de $13,62 \pm 5,46$ cm. Posterior a la exposición, la línea de la marcha para el miembro inferior izquierdo fue de $10,76 \pm 7,78$ m y para el miembro inferior derecho de $12,1 \pm 5,08$ cm.

En términos de los planos de desarrollo de la marcha sobre el plano X y Y de los miembros inferiores antes de la simulación el punto de inicio de la marcha del miembro inferior izquierdo en el plano X fue de $3,93 \pm 2,96$ mm, mientras que en el miembro inferior derecho en el plano X fue de $9,46 \pm 4,85$ mm. Posterior a la simulación, el punto de inicio de la marcha del miembro inferior izquierdo en el plano X fue de $2,11 \pm 4,92$ mm, mientras que en el miembro inferior derecho en el plano X fue de $10,27 \pm 4,61$ mm.

Para el punto de inicio de la marcha sobre el plano Y de los miembros inferiores antes de la mesa basculante en el miembro inferior izquierdo la media fue de $56,17 \pm 29,45$ mm y en el miembro inferior derecho fue de $60,04 \pm 31,37$ mm. Posterior a

la mesa basculante; en el miembro inferior izquierdo la media fue de $30,73 \pm 50,78$ mm y en el miembro inferior derecho de $54,4 \pm 25,51$ mm.

Finalmente, los valores de promedios generales del punto final de la marcha sobre el plano X antes de la simulación fueron para el miembro inferior derecho de $0,68 \pm 6,18$ mm y para el miembro inferior izquierdo de $1,093 \pm 3,75$ mm. Con respecto al plano Y la media para el miembro inferior izquierdo $41,34 \pm 16,52$ mm y para el miembro inferior derecho de $47,92 \pm 17,16$ mm. Posterior a la mesa basculante, el punto final de la marcha sobre el plano X para el miembro inferior derecho fue de $0,55 \pm 5,72$ mm y para el miembro inferior izquierdo de $3,01 \pm 7,76$ mm. Con respecto al plano Y para el miembro inferior izquierdo fue de $56,78 \pm 10,06$ mm y para el miembro inferior derecho de $45,06 \pm 15,76$ mm.

Al aplicar el ANOVA de una vía para una comparación de medias intragrupo, se evidenció que el punto final de línea Y izquierda fue significativamente mayor ($15,44\text{mm}$) en el grupo experimental posterior a la exposición en mesa basculante ($p=0,004$). No se encontraron, otras significancias para otras variables en ninguno de los grupos.

8.2.3 Balance y propiocepción durante la ejecución de la marcha

La recolección y categorización de los datos asociados a la respuesta de control del balance y la respuesta propioceptiva durante la ejecución de la marcha incluye los valores del centro de presión del pie de los miembros inferiores (ilustración 8), así como la distribución de la presión y los promedios totales de fuerza durante las fases de generación del ciclo de la marcha (ilustración 9). A continuación, se presentarán los resultados categorizados en los grupos control y experimental a partir de su exposición al ambiente análogo de microgravedad espacial (Ver tabla 9).

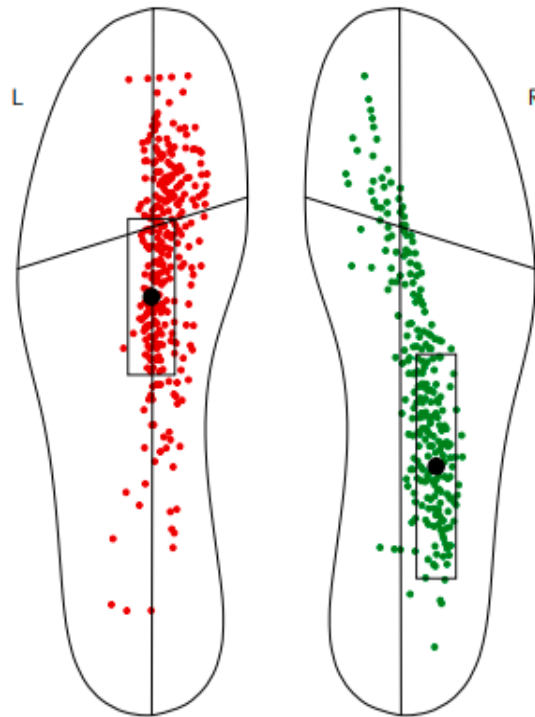


Ilustración 9. Distribución de Centro de presión (COP)

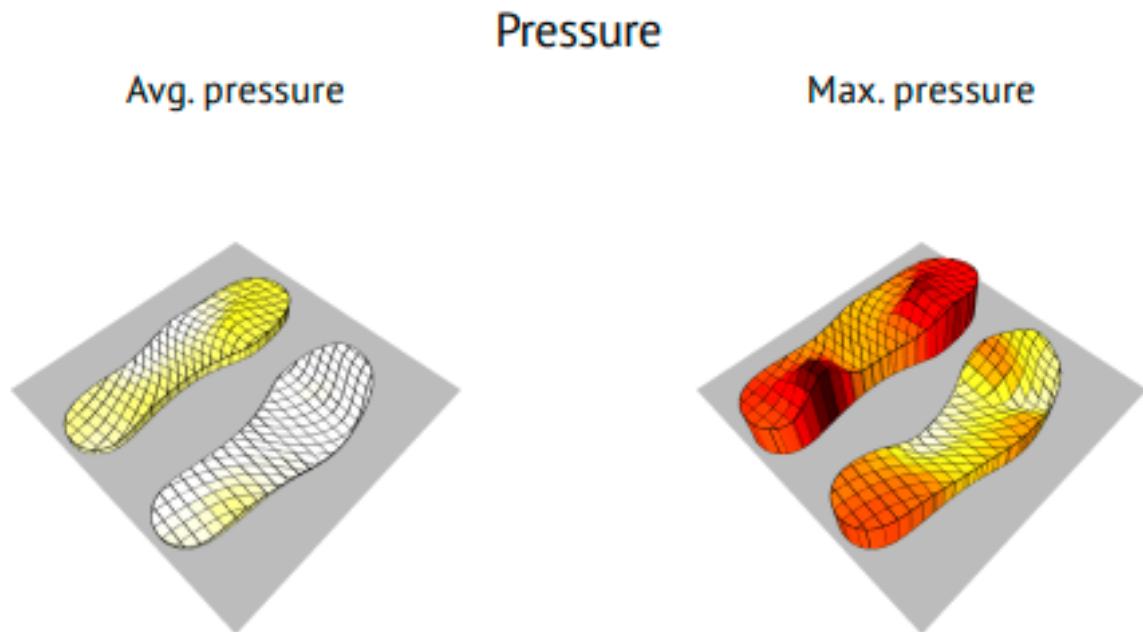


Ilustración 10. Promedio de presión a la marcha en los miembros inferiores

Intervención	Fase	Fuerza total fase soporte IZQ	Fuerza total fase soporte DER	Fuerza Total IZQ	Fuerza Total DER
Sin Inducción miofascial (grupo control)	Previa	483,6 ± 203,19 (280 - 658)	295,27 ± 165,61 (108 - 455)	466,93 ± 240,69 (262 - 671)	253,93 ± 106,52 (99 - 345)
	Posterior	560,93 ± 363,40 (230 - 842)	281,8 ± 173,77 (98 - 459)	544,2 ± 372,43 (141 - 822)	264,6 ± 119,84 (102 - 467)
Con inducción miofascial (grupo experimental)	Previa	397,47 ± 194,87 (194 - 698)	226,07 ± 97,5 (158 - 434)	360,27 ± 133,75 (245 - 626)	231 ± 77,74 (168 - 358)
	Posterior	344,47 ± 230,07 (163 - 535)	226,2 ± 149,85 (54 - 364)	465,33 ± 306,23 (170 - 701)	261,2 ± 266,37 (81 - 512)

Tabla 9. Fuerzas generadas durante la ejecución de la marcha.

8.2.3.1 Fuerzas generadas durante la ejecución de la marcha en el grupo control

Con respecto a los valores promedio de las fuerzas generadas durante la fase de soporte del ciclo de la marcha antes de la mesa basculante, el valor medio general para el miembro inferior izquierdo es de $483,6 \pm 203,18$ N con un rango de mayor a menor entre 280 y 658 N respectivamente. En el miembro inferior derecho el valor medio general es de $295,27 \pm 165,61$ N con un rango de mayor a menor entre 108 y 455 N respectivamente.

En cuanto al promedio total de fuerza generada por las extremidades inferiores durante la ejecución de la marcha antes de la mesa basculante, para la extremidad izquierda fue de $466,93 \pm 240,69$ N con un rango de menor a mayor de 262 N y 671

N respectivamente, mientras que para la extremidad derecha fue de $253,93 \pm 106,51$ N con un rango de 99 N y 345 N de menor a mayor respectivamente.

A partir de los valores presentados en la tabla 9 el valor medio general de la fuerza total de la fuerza de soporte para el miembro inferior izquierdo después de la exposición al ambiente análogo en la mesa basculante es de $560,93 \pm 363,39$ N con un rango de mayor a menor entre 230 y 842 N respectivamente. En el miembro inferior derecho el valor medio general es de $281,8 \pm 173,76$ N con un rango de mayor a menor entre 98 y 459 N respectivamente.

En cuanto al promedio total de fuerza generada por las extremidades inferiores durante la ejecución de la marcha, posterior al protocolo en la mesa basculante, para la extremidad izquierda el valor es de $544,2 \pm 372,42$ N con un rango de menor a mayor de 141 N y 822 N respectivamente mientras que para la extremidad derecha el valor es de $264,6 \pm 119,83$ N con un rango de 102 N y 467 N de menor a mayor respectivamente.

Al analizar los datos obtenidos en las variables de fuerzas generadas en la marcha <mediante ANOVA de una vía, no se encontraron diferencias estadísticamente significativas ($p > 0,05$) dentro del grupo control en la evaluación previa y posterior a la exposición análoga de microgravedad espacial en la mesa basculante.

8.2.3.2 Fuerzas generadas durante la ejecución de la marcha en el grupo experimental

Las fuerzas generadas durante la fase de soporte del ciclo de la marcha, en la fase previa a la exposición en el grupo experimental, el valor medio general para el miembro inferior izquierdo es de $397,47 \pm 194,87$ N con un rango de mayor a menor entre 194 y 698 N respectivamente. En el miembro inferior derecho el valor medio

general es de $226,07 \pm 97,50$ N con un rango de mayor a menor entre 158 y 434 N respectivamente. Posterior a la mesa basculante, el valor medio general para el miembro inferior izquierdo es de $344,47 \pm 230,07$ N con un rango de mayor a menor entre 163 y 535 N respectivamente y para miembro inferior derecho fue de $226,2 \pm 149,85$ N con un rango de mayor a menor entre 54 y 364 N respectivamente.

El promedio total de fuerza generada por las extremidades inferiores durante la ejecución de la marcha antes de la simulación de microgravedad para la extremidad izquierda fue de $360,27 \pm 133,75$ N con un rango de menor a mayor de 245 N y 626 N respectivamente mientras que para la extremidad derecha el valor fue de $231 \pm 77,73$ N con un rango de 168 N y 358 N de menor a mayor respectivamente. Posterior a la simulación para la extremidad izquierda el valor fue de $465,33 \pm 306,22$ N con un rango de menor a mayor de 170 N y 701 N respectivamente mientras que para la extremidad derecha fue de $261,2 \pm 266,36$ N con un rango de 81 N y 512 N de menor a mayor respectivamente.

Al analizar los datos obtenidos en las variables de fuerzas generadas en la marcha <mediante ANOVA de una vía, no se encontraron diferencias estadísticamente significativas ($p > 0,05$) dentro del grupo control en la evaluación previa y posterior a la exposición análoga de microgravedad espacial en la mesa basculante.

8.2.3.3 Evaluación de la presión durante la ejecución de la marcha en el grupo control

Esta dimensión de la evaluación se realizó con los datos obtenidos de Centro de presión AP y ML para cada miembro inferior. Los datos y análisis obtenidos se presentan en la tabla 10.

Intervención	Fase	Centro de presión AP IZQ	Centro presión ML IZQ	Centro presión AP DER	Centro presión ML DER
Sin Inducción miofascial (grupo control)	Previa	1,27 ± 20,03 * (-19,1 - 21,1)	1,04 ± 2,38 (-2,4 - 3,4)	18,66 ± 18,4 ▲ (-26,3 - 36,9)	4,91 ± 2,93 (3,4 - 7)
	Posterior	1,09 ± 18,43 (-15,9 - 17,2)	1,09 ± 3,80 (-2,3 - 5,3)	2,43 ± 19,18 (-17 - 24,4)	6,58 ± 3,15 (-3,4 - 9,1)
Con inducción miofascial (grupo experimental)	Previa	5,05 ± 13,55 (-7,9 - 17,6)	2,033 ± 2,74 (-0,4 - 4,5)	16,93 ± 16,95 (3,8 - 34,9)	7,29 ± 2,94 (-5,2 - 9,7)
	Posterior	5,31 ± 17,42 (-11,5 - 22,4)	0,96 ± 2,85 (-2,9 - 4,2)	12,8 ± 16,87 (-3,5 - 48)	5,05 ± 3,16 (2,8 - 8,7)

*Tabla 10 Promedios de presión durante la ejecución de la marcha. Datos en media ± SD, rangos con IC del 95%. * Diferencia estadísticamente significativa p < 0.05 previa: post. ▲ Diferencia estadísticamente significativa p < 0.05 grupo control: grupo experimental*

En el análisis de los valores promedios de los centros de presión en sentido de distribución medio-lateral (ML) y antero-posterior (AP) antes de la simulación se evidencia en el miembro inferior izquierdo en sentido AP una media del promedio de presión de 1,273 ± 20,02 y en sentido ML 1,0393 ± 2,381. En el miembro inferior derecho en sentido AP la media general del promedio de presión es 18,66 ± 18,40 y en sentido ML 4,907 ± 2,93.

En el análisis de los valores promedios de los centros de presión posteriores a la prueba de la mesa basculante en sentido de distribución medio-lateral (ML) y antero-posterior (AP) se evidencia en el miembro inferior izquierdo en sentido AP una media para el promedio de presión de 1,087 ± 18,43 y en sentido ML 1,093 ± 3,80. En el miembro inferior derecho en sentido AP la media general del promedio de presión es 2,431 ± 19,18 y en sentido ML 6,587 ± 3,15.

Al aplicar el ANOVA de una vía para una comparación de medias intragrupo en el grupo control se presentó una disminución estadísticamente significativa ($p=0.001$) del centro de presión AP Izquierdo posterior a la mesa basculante. No se encontraron, otras significancias para otras variables en ninguno de los grupos.

8.2.3.4 Promedios de presión durante la ejecución de la marcha en el grupo experimental

Al analizar los valores promedios de los centros de presión en sentido de distribución medio-lateral (ML) y antero-posterior (AP) antes de la mesa basculante, se evidencia en el miembro inferior izquierdo en sentido AP una media del promedio de presión de $5,05 \pm 13,55$ y en sentido MI $2,03 \pm 2,74$. En el miembro inferior derecho en sentido AP la media del promedio de presión fue $16,93 \pm 16,95$ y en sentido ML $7,287 \pm 2,94$.

Posterior a la exposición a la gravedad simulada, Los valores promedios de los centros de presión en sentido de distribución medio-lateral (ML) y antero-posterior (AP) antes de la mesa basculante fueron para el miembro inferior izquierdo en sentido AP de $5,31 \pm 17,42$ y en sentido MI $0,96 \pm 2,85$; para el miembro inferior derecho en sentido AP la media general del promedio de presión es $12,8 \pm 16,87$ y en sentido ML $5,053 \pm 3,15$.

Al aplicar el ANOVA de una vía para una comparación de medias intragrupo, se evidenció en el grupo experimental una disminución estadísticamente significativa ($p=0.043$) del centro de presión ML derecho de 2.24 posterior a la exposición a mesa basculante.

8.3 Análisis de las variables intergrupales

Dentro del análisis se aplicó una prueba T Student para evaluar la existencia de diferencias estadísticamente significativas de las variables entre el grupo experimental y control teniendo en cuenta las fases pre y post a la mesa basculante.

Se estableció una diferencia estadísticamente significativa con una $p < 0.05$ con un intervalo de confianza de 95%.

Al evaluar las variables intergrupales antes de la exposición a microgravedad simulada se encontró únicamente una disminución estadísticamente significativa ($p = 0.035$) en la variable Centro de presión ML derecha de 1.73.

Posterior a la exposición a microgravedad simulada, se encontraron entre los grupos control y experimental ($p = 0.019$) en la variable punto de final de línea Y Izquierdo, la cual fue 11,44 puntos mayor en el grupo experimental comparado con el grupo control.

8.4 Variables de control cardiovascular durante el desarrollo del estudio

Durante la realización del estudio se estableció la medición de diferentes variables de control cardiovascular con el fin de garantizar óptimas condiciones de seguridad para los participantes de la investigación. Durante la ejecución de las pruebas de marcha, igualmente en la realización del protocolo de inclinación de la mesa basculante se realizó una medición continua de signos vitales los cuales se describen a continuación y se presentan en las tablas 11 y 12.

Signos Vitales	Fases simulación microgravedad en mesa inclinada				
	Inicio	Inclinación -6°	Inclinación 0°	Inclinación 70°	Inclinación final 0°
Frecuencia Cardíaca (FC)	72 ± 8,86 (61- 86)	88 ± 7,50 (49- 74)	59 ± 8,62 (62 - 80)	67 ± 13,12 (58- 100)	58 ± 8,47 (49 - 83)
Sat O2%	97 ± 1,82 (91 - 96)	94 ± 1,33 (92 - 97)	94 ± 1,38 (92 -98)	95 ± 1,54 (91- 96)	90 ± 1,22 (92 - 96)
PAS	122 ± 8,26 (105 -130)	120 ± 6,99 (97- 118)	107 ± 8,44 (90-120)	102 ± 8,53 (100 - 134)	108 ± 5,65 (102- 122)
PAD	84 ± 8,41 (59 - 84)	64 ± 7,70 (44- 72)	60 ± 7,32 (44 - 72)	67 ± 7,01 (56- 79)	56 ± 7,22 (49 - 75)
PAM	101 ± 6,89 (78 - 97)	79 ± 5,94 (65 - 85)	77 ± 16,44 (62 - 87)	80 ± 5,39 (75 - 93)	71 ± 4,89 (72 - 89)

Tabla 11. Registros de signos vitales durante la ejecución del protocolo de investigación en el grupo control. Datos presentados en media±SD rango con IC 95%.

Signos Vitales	Fases simulación microgravedad en mesa inclinada				
	Inicio	Inclinación -6°	Inclinación 0°	Inclinación 70°	Inclinación final 0°
Frecuencia Cardíaca (FC)	73,46 ± 14,89 (51-95)	66,06 ± 9,78 (49-81)	67,46 ± 9,61 (50-82)	77 ± 11,53 (56-96)	66,6 ± 10,18 (46-82)
SO2%	93,46 ± 1,45 (91-96)	95,46 ± 1,95 (93-100)	94,8 ± 2,56 (91-99)	93,8 ± 1,85 (90-97)	94,6 ± 2,64 (91-99)
PAS	113,86 ± 6,24 (107-129)	109,13 ± 7,83 (96-122)	108,66 ± 7,99 (96-124)	113,2 ± 6,67 (104-124)	112,33 ± 5,20 (104-120)
PAD	66,73 ± 7,90 (50-78)	60,26 ± 8,75 (51-82)	61,8 ± 8,72 (53-86)	71,53 ± 7,95 (60-93)	62 ± 5,65 (54-74)
PAM	83,86 ± 6,43 (73-96)	76,46 ± 7,89 (67-94)	76,93 ± 6,80 (70-94)	84,46 ± 4,80 (78-92)	79,06 ± 4,46 (72-87)

Tabla 12. Registros de signos vitales durante la ejecución del protocolo de investigación en el grupo experimental. Datos presentados en media±SD rango con IC 95%.

Con respecto a las variables anteriores, no se hallaron diferencias significativas entre los registros de las fases previas y posteriores de los grupos control y experimental $p > 0.05$. Además, ninguno de los participantes presentó una alteración en sus variables vitales que generara la cancelación de la realización de la prueba, por lo tanto, se descarta un efecto de tipo vasovagal o de orden cardiogénico como agente modificante sobre las respuestas de ejecución de la marcha, propiocepción y balance. En la ilustración 10 se representa la medición de las variables mencionadas durante la ejecución de la prueba de la mesa basculante.



Ilustración 11 Registro de signos vitales durante la ejecución de la prueba de la mesa basculante como análogo a la microgravedad espacial

Otra de las variables que se emplearon como control de la función cardiovascular fue la medición de la variabilidad de la frecuencia cardíaca, dicho índice se evaluó de manera continua durante la ejecución de toda la prueba tanto en el grupo control como en el experimental. Se presentarán los principales resultados obtenidos mediante la categorización de variables en el dominio de la frecuencia y el índice SD2/SD1 en cuanto al dominio no lineal. El análisis de los registros de la variabilidad de la frecuencia cardíaca se realizó mediante el software Kubios®, en la ilustración 11 se muestra la interfaz para el procesamiento de los datos empleados.

Dominios de Análisis de la VFC	Fases simulación microgravedad en mesa inclinada				
	Inicio	Inclinación - 6°	Inclinación 0°	Inclinación 70°	Inclinación final 0°
VLF %	8,63 ± 6,67 (2,15 - 15,85)	3,62 ± 3,31 (0,79 - 6,53)	7,94 ± 12,89 (1,52 - 19,77)	7,34 ± 5,31 (2,97- 15,1)	5,72 ± 4,44 (1,2 - 8,47)
LF%	52,25 ± 12,98 (38,43 - 66,26)	42,43 ± 21,08 (24,51 - 51,66)	39,19 ± 15,14 (12,98 - 48,19)	56,85 ± 19,69 (39 - 74,32)	42,17 ± 15,41 (32,84 - 62,97)
HF%	39,03 ± 15,96 (28,19 - 58,56)	54,58 ± 21,28 (34,22 - 72,16)	124,69 ± 26,22 (80,66-190,92)	35,76 ± 18,92 (13,76 - 58,01)	51,98 ± 17,82 (34,88- 63,13)
LF/HF	1,683 ± 0,972 (0,66 - 2,45)	1,468 ± 2,196 (0,157 - 5,023)	0,896 ± 0,740 (0,22 - 1,62)	2,841 ± 3,079 (0,38- 5,83)	1,015 ± 0,697 (0,52 - 1,45)
SD2-SD1	2,020 ± 0,760 (1,40 - 2,73)	1,541 ± 0,567 (1,105 - 2,076)	1,521 ± 0,519 (1,009 - 3,071)	2,211 ± 0,905 (1,41 - 3,77)	1,595 ± 0,407 (0,084 - 1,909)

Tabla 13. Variabilidad de la Frecuencia Cardíaca durante la ejecución del protocolo de investigación en el grupo control. Datos presentados en media±SD rango con IC 95%.

Dominios de Análisis de la VFC	Fases simulación microgravedad en mesa inclinada					
	Inicio	Inducción miofascial	Inclinación - 6°	Inclinación 0°	Inclinación 70°	Inclinación final 0°
VLF %	9,25±5,2 (3,81 -16,31)	8,78 ± 7,02 (2,42 - 17,82)	6,80 ± 3,04 (2,92 - 10,48)	5,16 ± 3,46 (1,27 - 8,88)	6,71 ± 3,45 (3,41 - 11,22)	6,37 ± 4,32 (2,1 - 11,16)
LF%	58,03±21,53 (37,7 - 85,18)	46,29±10,89 (39,49 - 56,72)	46,32±17,11 (28,75 - 67,28)	49,25±14,97 (36,65-63,83)	53,20±17,19 (37,29 - 73,36)	54,95±16,76 (33,72 - 72,03)
HF%	27,02±18,64 (7,41 - 51,41)	44,81±14,95 (27,8 - 67,4)	46,95±19,36 (32,87 - 75,85)	45,50±15,97 (28,48 - 61,93)	39,96±19,07 (20,34 - 58,36)	38,51±17,91 (20,15-55,23)
LF/HF	7,04 ± 13,79 (0,733 - 21,41)	1,31±0,98 (0,423 - 2,35)	1,425 ± 1,25 (0,27 - 2,78)	1,467 ± 1,27 (0,57 - 3,9)	2,62 ± 3,79 (0,49 - 5,76)	2,09 ± 1,79 (0,238 - 3,57)
SD2-SD1	2,15 ± 0,64 (1,018 - 2,47)	1,227±0,46 (0,758 - 1,623)	1,79±0,55 (1,76 - 2,28)	1,76 ± 0,49 (1,21 - 2,43)	2,10 ± 0,76 (1,31- 2,64)	1,85 ± 0,47 (1,35 - 2,34)

Tabla 22. Comportamiento de la VFC durante la ejecución del protocolo de investigación en el grupo experimental. Datos presentados en media±SD rango con IC 95%.

A partir de los datos registrados mediante la medición de la variabilidad de la frecuencia cardíaca se evidencia un incremento significativo ($p < 0,05$) en porcentaje de potencia del dominio de la alta frecuencia del grupo experimental comparando los valores medios de las fases de registro de inicio (27,01%), en la fase de inducción miofascial (44,80%), en la fase de inclinación de -6° en la mesa basculante (46,94%) y en la fase de posición a 0° en la mesa basculante a (45,49%).

Con respecto a las variables evaluadas en el grupo control, se evidenció una disminución significativa ($p < 0,05$) en el porcentaje de potencia del índice de muy baja frecuencia (VLF) en la fase inicial (8,62%) a comparación de la fase de inclinación de -6° (3,62%).

En cuanto a las variables del grupo control, se evidenció una disminución significativa ($p < 0,05$) en el valor del índice de relación $SD2/SD1$. En la fase inicial del registro (2,02) comparándolo con la fase de inclinación de -6° (1,54) del dominio no lineal del análisis de la variabilidad de la frecuencia cardíaca.



Ilustración 12. Interfaz de análisis del registro de los datos de variabilidad de la frecuencia cardíaca resultante en Kubios

9. Discusión de Resultados

A continuación, se realizará la discusión y análisis de los hallazgos obtenidos a la luz de las descripciones encontradas en la literatura previa, así como la generación de propuestas de los mecanismos de acción fisiológicos que den razón a los fenómenos registrados durante el presente estudio.

9.1 Ejecución de la marcha

Se realizaron pruebas de comparación intragrupal en las fases previa y posterior a la exposición al modelo análogo de microgravedad espacial en los grupos control y experimental. También, se ejecutaron mediciones intergrupales para registrar diferencias en las variables espaciales y temporales de la ejecución de la marcha teniendo en cuenta la intervención de inducción miofascial que fue aplicada a los participantes del grupo experimental.

9.1.1 Variables temporales de la marcha

9.1.1.1 Ciclo de la marcha y promedio de cadencia

Al comparar los valores del promedio del ciclo de cadencia de la marcha descritos del grupo control en la fase previa (57,78 r/in) y en la fase posterior (58,13 r/min), así como los del grupo experimental fase previa (54,24 r/min) y fase posterior (61,84 r/min) se encuentran cercanos a los valores propuestos por Gill (2003) y Hay (2002) citados por Cámara (2011) de 45,5 r/min a 67.5 r/min en terrenos con extensión menor a los 5 metros. Los valores de cadencia de la marcha descritos en el grupo control en las dos fases del desarrollo de la investigación corresponden al tipo de marcha lenta: 45-85 r/min, lo cual se asociado con la longitud del plano donde se ejecutó la marcha (Öberg, 1993).

Al revisar los datos del grupo experimental, se evidencia un incremento significativo ($p < 0,005$) de 7 r/min sobre la cadencia de la marcha en la fase posterior a la exposición al ambiente análogo de microgravedad espacial, así como un incremento de 3,707 r/min a comparación de la fase posterior a la exposición a la microgravedad análoga de los grupos control y experimental, lo anterior implica que la aplicación

de un protocolo de inducción miofascial a nivel cervical puede aumentar la cadencia de la marcha.

Si bien los valores de aumento permiten categorizar la cadencia dentro de sus valores normales (Cámara, 2011), el incremento en la cadencia de la marcha determina un incremento en la frecuencia y en el ritmo de la marcha (Agudelo, 2013) esto implica una serie de cambios sobre la ejecución del patrón de marcha mejorando la respuesta de balance y reconocimiento propioceptivo, ya que, al incrementar el número de revoluciones alcanzadas durante la marcha se disminuye el tiempo de duración total de la fase inicial de soporte y se ejecuta una acción muscular mucho más coordinada entre el psoas iliaco y los isquiotibiales para la generación de flexión de cadera y de rodilla y se acelera el acercamiento al miembro contralateral que se encuentra en la fase de soporte (Barreto, 2017).

Los cambios asociados pueden significar una disminución de la fase de soporte implicando una disminución de la fase de soporte medio, o del pie plano, lo que demuestra un traslado rápido de la carga del talón al antepié generando una respuesta de impulso corporal hacia anterior demostrando una mejor respuesta de control muscular y balance acorde con Sánchez (1993) citado por Barreto (2017).

Analizando los valores de la duración del ciclo de la marcha obtenidos durante este estudio se encontraron los siguientes valores: Grupo control previo (1,09 s) y posterior (1,04 s) a la exposición al ambiente análogo de microgravedad espacial. En cuanto al grupo experimental los valores son (1,124 s) previo y (1 s) posterior a la exposición en la mesa basculante. Los valores se enmarcan en la categoría de valores normales según el trabajo de Barreto (2017) quien propone como valor de duración del ciclo de la marcha normal (1,01 s +- 0,06). En la comparación de los cambios intragrupo del grupo experimental se evidencia una disminución de 0,124 segundos del ciclo de la marcha después de la realización de la inducción miofascial cervical, este cambio se relaciona con los cambios descritos previamente con los valores de promedio de cadencia de la marcha.

Se encuentra una disminución en la duración del ciclo de la marcha en el grupo experimental después de la exposición análoga y la realización de la inducción

miofascial, esto se puede explicar a partir del efecto estabilizador de la inducción miofascial sobre el complejo miofascial cervical superficial y profundo el cual favorece el mantenimiento de la alineación postural de los órganos internos craneanos. La ejecución de la marcha corresponde a un circuito neuromotor complejo en donde la realización de acciones motoras inicia con el reconocimiento visual del ambiente, su posterior integración propioceptiva y la respuesta vestibular para realizar un movimiento coordinado y efectivo.

Unal (2020) menciona que la inducción miofascial como estrategia terapéutica mejora la flexibilidad y el movimiento de flexión en el eje sagital corporal lo cual se relaciona con el mantenimiento de la posición erguida y estabilización neutra de la cabeza posibilitando un mayor rango de visión y optimizando la respuesta vestibular mejorando la ejecución de la marcha en personas sin antecedentes de enfermedades neuromotoras.

Sumado a esto, la activación y fascilitación de la cadena muscular posterior, que se realiza desde la inducción de la fascia cervical, puede generar cambios en el complejo estabilizador bajo de la columna incluyendo musculos como el cuadrado lumbar, Pinheiro (2018) describe como la ejecución de un protocolo de inducción miofascial en personas sanas favorece la alineación anteroposterior de los segmentos corporales, lo cual, permitirá una mejor distribución vectorial de fuerzas musculares generando cambios en la tensión y la resistencia tisular. Las aferencias propioceptivas y de los diferentes mecanorreceptores generará cambios en la conformación del esquema corporal para la ejecución del movimiento desde la transducción sensorial de las zonas motoras corticales.

9.1.1.2 Duración fase de doble soporte

Dando continuidad a la discusión de los resultados, al observar los valores medios de duración de la fase de doble soporte en las fases previas y posteriores a la exposición al ambiente análogo de microgravedad en los grupos control y experimental, se evidencian valores cercanos a los presentados por Murray, Drought, & Kory (1964) donde proponen que la fase de doble corresponde al 25%

de la fase de soporte del ciclo de la marcha así como los propuestos por Agudelo (2013) quien menciona una duración de la fase cercana al 15-20%.

Como parte de las respuestas de compensación en la marcha, Williams (2019) describe que al disminuir la velocidad o la cadencia de la marcha se incrementan los periodos de duración de la fase de doble soporte, lo que representa una disminución de la habilidad de ejecución de la marcha producto del incremento de la variabilidad lo que puede implicar un mayor riesgo de caída asociado al control neuromuscular específico.

A partir de la información descrita con respecto al periodo de doble soporte y mediante el análisis en conjunto con el hallazgo de incremento de la cadencia, es posible determinar que la inducción miofascial cervical facilita una mejor ejecución de las respuestas de control de la marcha y el balance porque se incrementa la cadencia sin necesidad de aumentar el periodo de contacto del pie contra el suelo para aumentar la estabilidad dinámica con respecto a la velocidad posterior a la exposición al protocolo de inclinación en la mesa basculante análogo a la microgravedad espacial.

Los resultados anteriores se asemejan a los encontrados por Brandolini S. et. al. (2019) donde a partir de la aplicación de un protocolo de manipulación fascial facilita el incremento del rango de movimiento articular, mejora en la respuesta propioceptiva en terminos de disminución de reportes asociados a lesiones de ligamentos de miembro inferior así como de sintomatología dolorosa. Continuando con la idea previa, Burk C (2019) realizó una revisión sistematica y metaanálisis del efecto de la inducción miofascial general sobre la cadena posterior superficial que incluye a los músculos extensores de cuello, erectores de columna, isquiotibiales, gastrocnemios y la fascia plantar como estrategia de interacción fisioterapeutica y su efecto en el rango de movimiento, como principales hallazgos encontró ocho ensayos clínicos con un total de 354 participantes con distribución equivalente entre hombres y mujeres generando cambios de 5° en el rango de movimiento articular a nivel cervical y de 1 a 3 cm en la espalda baja y miembros inferiores. Si bien los estudios previos tuvieron una duración mayor de intervención con la cohorte

experimental, los resultados iniciales encontrados con el desarrollo de la presente investigación presentan los efectos agudos de este tipo de intervención en la integración sensorial para la ejecución de la marcha en adultos sanos.

9.1.1.3 Duración fase de soporte y balanceo

Mediante el análisis de los valores registrados en el estudio junto a los propuestos en la investigación desarrollada por Barreto (2017) donde presenta los valores de duración para la fase de soporte (apoyo) de 0,61 segundos y de la fase de balanceo (oscilación) de 0,39 segundos se encuentran similitudes en los tiempos evaluados. Con respecto al grupo control la duración de la fase de soporte se encuentra por debajo del valor de referencia, situación que se mantiene aún después de la exposición a la microgravedad análoga.

En el caso del grupo experimental, se encuentran valores por debajo de la media tanto en las fases previas como posterior a la exposición al ambiente espacial simulado. La disminución en la duración de la ejecución de las fases de la marcha se asocia con una mayor cadencia en la realización del patrón de locomoción, efecto descrito previamente, así como por los elementos propios del individuo tales como: Postura, Coacción muscular, Tipo de calzado y compensaciones musculares a la ejecución del movimiento (Aghabayk, 2020).

La disminución de los valores de duración de las fases de soporte y balanceo se asocia con el incremento del promedio de cadencia y del ciclo de la marcha. Gill (2003) propone que la velocidad de la marcha, la duración de las fases del ciclo de la marcha y la longitud de paso dependen de la cadencia, variable que es modificada para equilibrar el ritmo de ejecución del movimiento y con ello mantener una adecuada respuesta de balance, por lo tanto, si disminuyen dichos valores se requerirá de una mejor respuesta de integración visoespacial, así como, un mejor nivel de control de balance y propiocepción para el mantenimiento del ritmo de la marcha efecto posiblemente alcanzado por la realización de la inducción miofascial.

A partir de las condiciones de simulación de microgravedad espacial para el desarrollo de la investigación, se encuentra que los cambios en las variables temporales de la marcha descritos en este trabajo son consecuentes con investigaciones descritas por el laboratorio de neurociencias del centro espacial Johnson de la NASA donde se describe un mecanismo de compensación denominado “Top-Down” que busca asegurar la estabilidad cefálica para garantizar un adecuado movimiento (Berthoz, 1988). El desarrollo de dicha respuesta de compensación es práctico ya que se mantiene la estabilidad durante la ejecución de la marcha, por lo tanto es importante que las personas expuestas a un ambiente de microgravedad se encuentren en condiciones de mantener su estabilidad cervical cuando se encuentren en el ambiente espacial para disminuir el impacto de la exposición ambiental sobre los reflejos vestibulo-oculares fundamental para garantizar la ubicación corporal.

Grossman (1985), describe la importancia del mantenimiento de la estabilidad de la mirada como factor para desarrollar un adecuado patrón de marcha. En astronautas con función vestibular disminuida y personas con enfermedades neurológicas la pérdida de estabilidad cefálica, así como un mayor nivel de oscilación articular genera inestabilidad visual y alteración en el reconocimiento del terreno donde se realiza el movimiento afectando la marcha terrestre. En la ilustración 12 se representa los movimientos de traslación del tronco y de movimiento angular cefálico durante la marcha de un astronauta previo y posterior al vuelo espacial en una banda sin fin.

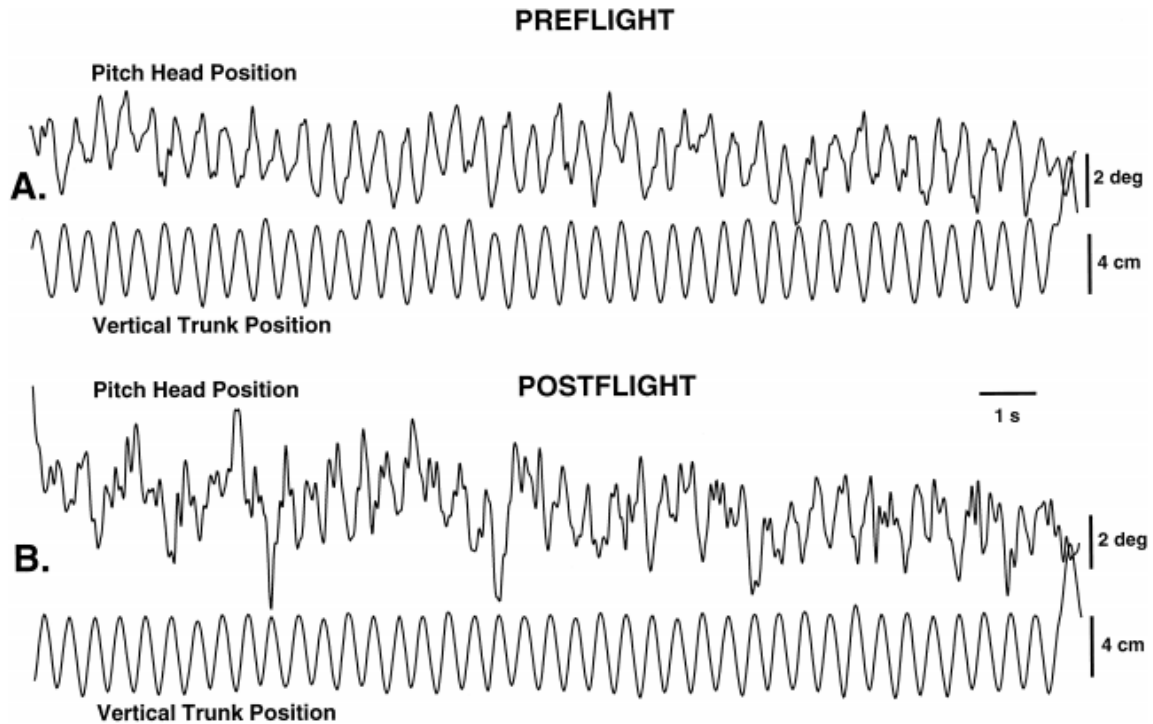


Ilustración 13. Representación sinusoidal de la traslación vertical del tronco en astronautas previo y posterior al vuelo espacial. Reschke (1998)

Teniendo en cuenta la descripción de Grossman, se puede proponer la inducción miofascial como alternativa para mantener la estabilidad cervical y disminuir el efecto de la disminución de la función vestibular generada por la exposición a la microgravedad espacial, lo anterior, a partir de los resultados encontrados en esta investigación donde la inducción genera una respuesta aguda de aumento de la cadencia y del ciclo de la marcha sin aumentar el tiempo de doble soporte lo que implica una mejor respuesta de control del movimiento y ejecución de la marcha. Payne (2007) describe que los cambios en las variables temporales de la marcha en astronautas requieren de un proceso de readaptación neuromuscular a la gravedad terrestre junto a un tratamiento de reacondicionamiento muscular para restaurar fibras musculares, objetivos que pueden ser alcanzados a partir de un grupo de interacciones terapéuticas donde se puede incluir los tratamientos de inducción miofascial.

9.1.2 Variables espaciales de la marcha

En este apartado del análisis de la información recolectada de la presente investigación, se procederá a determinar las diferencias biomecánicas al momento de la valoración de la marcha ante la aplicación de un protocolo de inducción miofascial cervical a un grupo de adultos jóvenes expuestos a un ambiente análogo de microgravedad espacial comparándolos con un grupo de control. Las mediciones de las variables espaciales de la marcha se categorizarán con respecto a los puntos de inicio y final de la marcha, así como la lateralidad de las extremidades empleadas en la ejecución del movimiento.

9.1.2.1 Largo y ancho de la línea de la marcha

Los valores de largo de la línea de la marcha, tanto en las fases previas del grupo control (MMII 83,35 mm) y (MMID 105,31 mm) y la fase posterior (MMII 88,47 mm) y (MMID 98,04 mm) como la fase previa del grupo experimental (MMII 97,51 mm y (MMID 108,02) y la posterior (MMII 87,53 mm) y (MMID 99,50 mm) se acercan a los límites inferiores de los valores propuestos en las categorías diseñadas por Don Yoo, et. al. (2017) donde presentan un valor de referencia de 143.42 +- 22,27 mm, es importante resaltar del estudio de Don Yoo que los participantes de su estudio tienen una altura de 169 +- 9,86 cm lo cual responde al rango de altura de los sujetos participantes del presente trabajo de investigación.

Conservar los niveles de largo de la línea de la marcha responde a la ejecución adecuada del patrón de movimiento, así como la reducción 12-16% de asimetrías posturales convirtiéndolo en un agente protector para evitar las caídas (Jeleń, 2008). Al realizar el análisis estadístico, se evidencia una disminución significativa ($p < 0,05$) de 0,94 mm en la longitud promedio del largo de la línea de la marcha IZQ en el grupo experimental versus el grupo control, lo cual puede estar asociado al patrón de dominancia para la ejecución de la marcha, las correcciones posturales y la correcta coactivación muscular de la cadera de flexión del miembro inferior. Los resultados obtenidos corresponden a una fase aguda, motivo por el cual sería

conveniente evaluar los cambios en la longitud de la línea de la marcha en una población en que se realice una interacción mediada por inducción miofascial con más repeticiones.

La diferencia de los valores de longitud en la comparación de las extremidades en ambos grupos responde a la dominancia del hemicuerpo para la ejecución de la marcha, los datos registrados no son suficientes para determinar una diferencia en la longitud de las extremidades, como por ejemplo un acortamiento de uno de los miembros inferiores que afecte la ejecución de la marcha, Seeley (2010) encontró que se encuentran diferencias significativas en el momento del movimiento y la potencia del movimiento articular de sujetos con diferencias entre los miembros inferiores superiores a 1 cm, sin embargo no se observan cambios significativos en la longitud de la línea de marcha en personas con acortamientos inferiores a 1 cm que realizan su patrón de marcha con calzado casual, lo cual se complementa con lo propuesto por Crawford (2014) quienes dicen que el valor de referencia de la línea de marcha puede modificarse con respecto al uso de suela del zapato que emplea el sujeto evaluado, el calzado con suela semicurva es la mejor opción para registrar la marcha ya que al mantener el arco del pie y generar confort los valores serán más cercanos al valor específico, mientras que calzada con suela rígida genera cambios sobre los valores de registro de las líneas de la marcha.

Con respecto a los valores del ancho de la línea de la marcha, los valores en las fases previas del grupo control (MMII 9,03 Cm) y (MMID 13,21 Cm) y del grupo experimental (MMII 10,45 Cm) y (MMID 13,62 Cm) así como en las fases posteriores del grupo control (MMII 7,82 Cm) y (MMID 12,96 Cm) y del grupo experimental (MMII 10,76 Cm) y (MMID 12,11 Cm) se encuentran en el rango normal del ancho de la marcha propuesto por Kharb, (2011), quien propone un intervalo adecuado para el ancho de la marcha entre 10-15 cm denominándolo como base dinámica de sustentación.

Si bien no se encontraron diferencias estadísticamente significativas a nivel intragrupo o intergrupos, es importante mencionar una disminución en los valores de media del ancho después de la realización del protocolo de inclinación en la

mesa basculante lo que implica una adecuada respuesta de control del balance sin la necesidad de aumentar la base de compensación para mantener la posición y la ejecución del movimiento. Lo anterior podría asociarse a la respuesta de compensación visoespacial y del sistema vestibular producto de la estabilización cervical para mejorar la percepción sensorial. (Viguiet, 2009) sin embargo al realizarse una interacción terapéutica de tipo agudo se desconoce el impacto y conservación en el tiempo del efecto generado.

9.1.2.2 Promedio de inicio y final de la línea de la marcha sobre los planos X y Y

Los valores de promedio de inicio y final de la línea de la marcha sobre el plano Y, desplazamiento en la línea de la marcha en sentido anterior-posterior, y sobre el plano X, en la dirección medio-lateral del desarrollo de la marcha se encuentran en los valores normales de registro según los valores propuestos por Stöggl (2017) quienes diseñaron un modelo de referenciación para el uso de los sensores Moticon open go® para los datos promedios de la línea de la marcha.

Los resultados obtenidos de la evaluación de las líneas de la marcha son comparebles con un trabajo similar realizado por Tadano, (2013) quienes evaluaron la marcha de personas sanas mediante un método de análisis de aceleración y sensores de giro en un modelo tridimensional computarizado versus el análisis tradicional videográfico de la marcha, los resultados presentados por Tadano determinan que es posible utilizar un sensor de aceleración y de velocidad angular como elemento de análisis de la marcha con un alto coeficiente de correlación cercano. A partir de lo anterior, los cambios registrados en los promedios de inicio y final de la línea de la marcha pueden emplearse como indicador de cambios efectivos en la generación de la locomoción.

Los datos registrados entre el grupo control y experimental posterior a la exposición al ambiente de microgravedad espacial en los valores del punto de inicio de la

marcha sobre el plano X y los puntos finales de la marcha sobre planos X y Y se asocian con la generación de mecanismos de compensación motores semejantes a la respuesta de “Tilt-Down” descrita por Berthoz (1988).

Un trabajo desarrollado por Bloomberg (1997) evaluó diferentes estrategias de intervención para modificar los niveles de coordinación cabeza-tronco durante la marcha posterior al vuelo espacial. Como principales conclusiones se describe que después del vuelo espacial se evidencia una alteración significativa en la coordinación entre movimiento angular de la cabeza y la traslación vertical del tronco, lo que se observa a partir del cambio en el patrón sinusoidal de la marcha hacia uno con múltiples movimientos compensatorios.

Mediante un trabajo similar, Nashner, 1985 describe diferentes estrategias de compensación de movimiento generada por los astronautas después del regreso a la tierra, la primera la denomina “strap down” la cual implica una respuesta de elevación de hombros para acortar la distancia entre la cabeza y el tronco, considerarlos un complejo unido, lo cual simplifica la necesidad de control muscular y brinda la posibilidad de generar movimientos complejos de una manera más sencilla las estabilizar las señales vestibulares.

La segunda respuesta compensatoria “stable platform strategy” busca que la cabeza se mantenga fija con respecto al vector de fuerza gravitatoria estabilizando la cabeza mientras se generan movimientos debajo de ella. Si bien estas dos estrategias han sido las más empleadas por los astronautas expuesto al ambiente espacial en su regreso a la tierra, los dos principios busca acortar la relación del cuello para mantener una mayor base de sustentación cefálica con el fin de disminuir las señales vestibulares lo cual puede inducir a cambios posturales severos generando múltiples afecciones como el dolor lumbar, principal afección musculoesquelética, además de la hipotrofia muscular y osteoporosis, secuela de la exposición a la microgravedad (Pool-Goudzwaard, 2015)

Teniendo en cuenta que la estabilización de la mirada, así como la rotación cefálica sobre el plano sagital son elementos fundamentales para la compensación de la traslación vertical del tronco producto del desplazamiento en el terreno por la acción

de la marcha, los valores de incremento significativo ($p < 0,05$) encontrados en los variables espaciales de la marcha podría sugerir que la implementación de un protocolo de inducción miofascial cervical favorece la estabilidad cefálica, así como la generación de movimiento coactivadores coordinados entre la cabeza y el tronco para generar mayor fluidez en la ejecución de respuestas de organización postural, locomoción y control del balance.

Además, los efectos agudos generados por la implementación de la inducción miofascial cervical a partir de la relación de conexión tisular que se estimula mediante la técnica puede generar cambios neuro dinámicos que afecten la locomoción (Ilustración 13) favoreciendo un incremento en la longitud de la línea de la marcha, la cadencia y promedio del ciclo implica una mejora en la integración motora y la locomoción ante una exposición aguda a la microgravedad debido a que se incrementa la velocidad y la longitud del movimiento con disminuciones en el ancho de la línea de la marcha lo que significa una mejora motora sin la necesidad de aumentar la base de sustentación (Blottner, 2019).

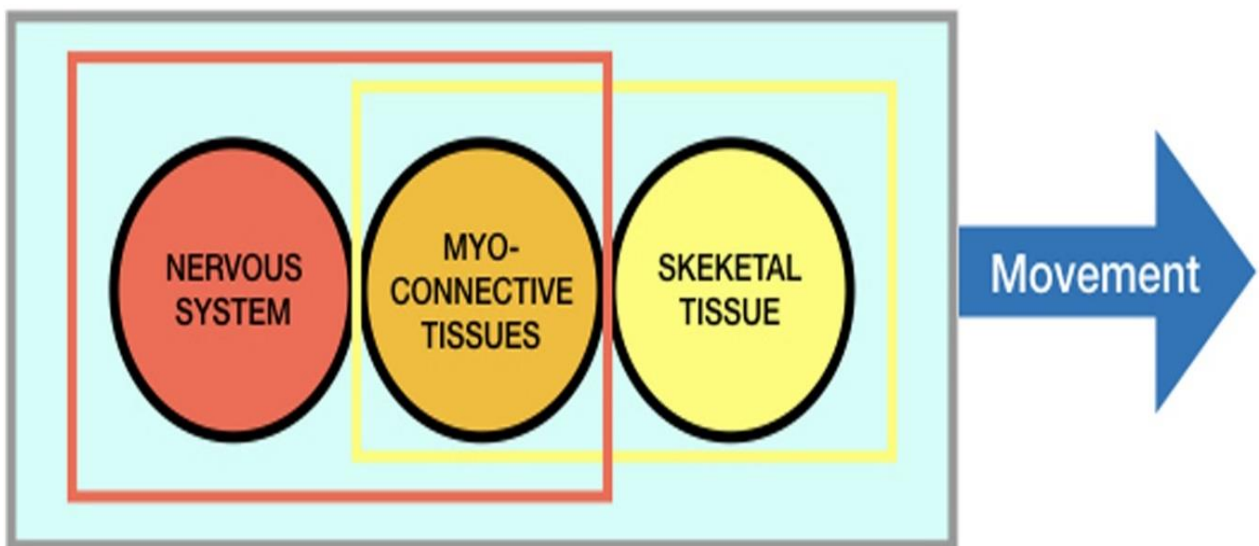


Ilustración 14. Fascia como elemento integrador para la generación del movimiento en el sistema neuromuscular (Blottner, 2019)

A partir de lo anterior se establece una oportunidad para valorar los efectos de un protocolo de inducción miofascial con mayores sesiones de interacción terapéutica, así como una exposición mediante modelos análogos prolongados o su uso en sujetos expuestos al ambiente espacial de manera directa.

9.2 Balance y propiocepción durante la ejecución de la marcha

A la valoración de la marcha posterior a la exposición al protocolo de microgravedad espacial se encuentran múltiples datos que modifican el centro de presión plantar para la ejecución de la marcha, los registros obtenidos se presentan en la ilustración 14, se encuentran dentro de los valores registrados por Natali, (2010). A partir de los valores de fuerza total y de fuerza durante la fase de soporte se evidencia el efecto de la dominancia de la extremidad derecha para la ejecución de la marcha, ya que, los valores de fuerza en las dos fases de exposición son mayores en la extremidad inferior izquierda, dándole la característica de miembro de apoyo principal mientras que las fuerzas de la extremidad derecha al ser menores determinan su importancia para el mantenimiento del balance durante la ejecución del movimiento.

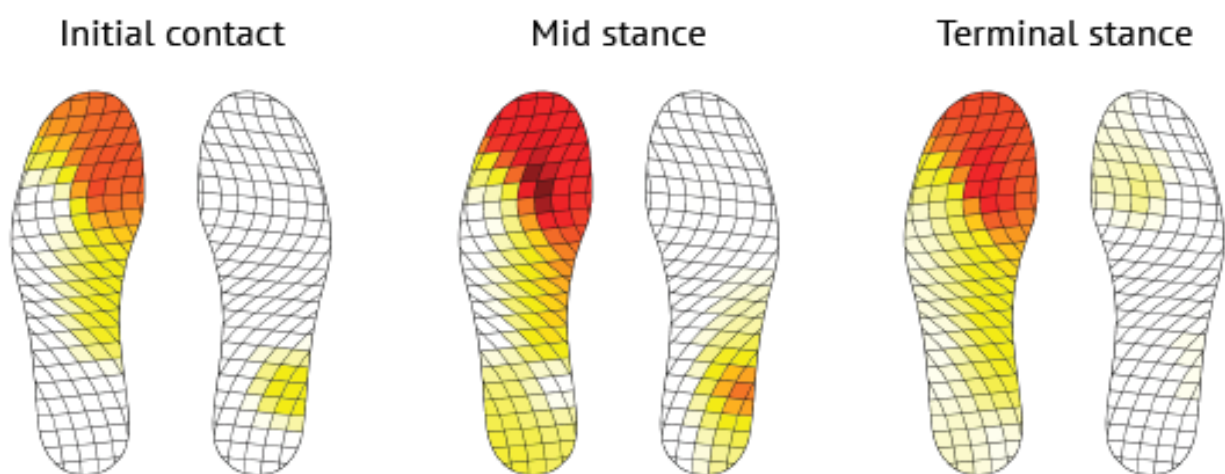


Ilustración 15. Registros de presión durante la fase de apoyo del ciclo de la marcha. Registro del análisis de marcha de la presente investigación

Los resultados encontrados en la presente investigación se articulan con lo propuesto por Petry VK, (2016) quienes mencionan que en personas jóvenes las perturbaciones sobre los estímulos para la ejecución de la marcha favorece la respuesta de compensación con el incremento de la presión en la parte media y anterior del pie. La generación de una adecuada respuesta de control del movimiento implica la generación de un mayor centro de presión en dirección mediolateral durante la ejecución de cambios en la marcha asociados a la aceleración y la integración sensorial (Alfonso, 2018).

Las diferencias en los valores de la fuerza generada por la acción de la marcha, así como los cambios en el centro de presión proporcionan información útil para determinar los cambios en los mecanismos de control postural para mantener la estabilidad, asociado con cambios en la velocidad de ejecución de la marcha, así como para determinar el esfuerzo muscular para disminuir las oscilaciones entre el tronco y la cabeza que puedan afectar el movimiento (Pau M, 2016). En la ilustración 15 se puede observar la distribución del centro de presión media de los participantes del grupo experimental, como elemento principal se puede determinar que a la ejecución de la marcha después de la exposición a la microgravedad análoga hay un aumento de presión sobre el miembro inferior no dominante indicativo de mayor necesidad de ajuste de movimiento cuando no se tiene el apoyo dominante.

Assaiante (1993) realizó una investigación donde se evidencian cambios en la cinemática de los miembros inferiores y cambios en el balance y la propiocepción en términos del centro de presión plantar y fuerzas, tanto de reacción como generales, generadas durante la marcha en personas expuestas al ambiente espacial por un periodo de 8 a 9 días. Se evidenció un incremento en la variabilidad en la dinámica de la rodilla y el pie, resultado que demuestra la disminución en la respuesta de coordinación motora para la ejecución de la marcha, así como una alteración en la capacidad de atenuación del flujo de fuerza al momento de la fase de contacto de la marcha.

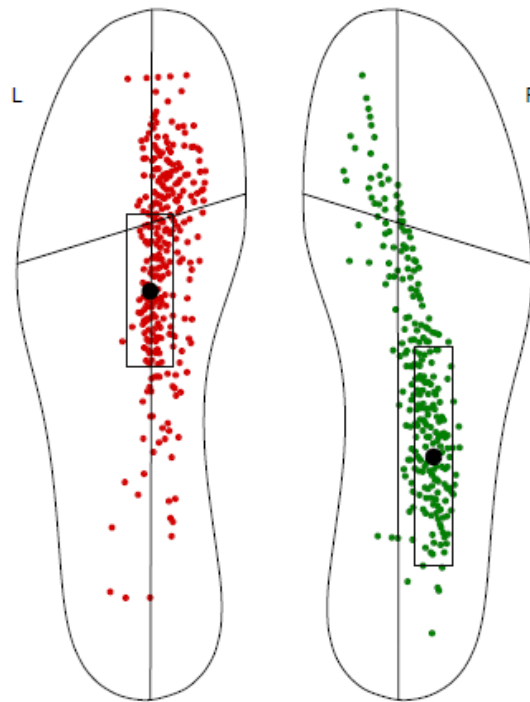


Ilustración 16. Distribución del centro de presión durante la ejecución de la marcha

Los cambios registrados en la población de esta investigación son similares, en menor escala a los propuestos por Assaiante, al realizar el análisis intragrupo del grupo experimental se evidencia una disminución en el promedio de fuerza general del miembro inferior izquierdo mientras que se mantuvieron los niveles de fuerza en el miembro opuesto. Lo anterior es importante ya que permite proponer que la realización de inducción miofascial cervical mejora la respuesta de control del balance para la ejecución de la marcha, porque, al disminuir la fuerza del miembro contralateral al dominante se evidencia una mejor respuesta de coactivación muscular, además, si tenemos en cuenta los músculos que conforman la cadena de extensión posterior, las conexiones de tejido conectivo miofascial desde la porción cervical hasta la lumbar conforman un continuo dinámico de receptores (mecanorreceptores, propioceptores, terminaciones nerviosas libres y miofibroblastos) los cuales servirán como conducto de comunicación directa hacia los receptores sensoriales de control de movimiento para acompañar la información

percibida mediante los sistemas visual y vestibular generando una mejor respuesta motora.

Teniendo en cuenta que la mayoría de afecciones del control del movimiento expuestas a ambientes de microgravedad implican dificultades para la ejecución de la marcha en línea recta, así como sensación de vértigo tanto estática como dinámica, náuseas y dificultad de concentración (Charles, 2009) los cambios agudos alcanzados mediante la implementación de la inducción miofascial, los cuales disminuyen las variables que generen los efectos de alteración del movimiento, podrían ser de utilidad en los protocolos de entrenamiento de astronautas en futuras misiones que impliquen una mayor estadía en el ambiente espacial como las misiones de colonización lunar desarrolladas por la agencia espacial europea o el proyecto Artemis adelantado por la NASA con aras de colonizar Marte en el año 2033.

9.3 Variabilidad de la frecuencia cardíaca

A partir de los resultados obtenidos de los registros continuos de la medición de la variabilidad de la frecuencia cardíaca, descritos en las tablas 13 y 14 se encontraron diferencias significativas en el grupo control en los índices VLF% y SD2/SD1 mientras que en el grupo experimental el cambio se evidencia el índice de HF.

Con respecto a las variables con diferencias significativas en el grupo control, los índices dan cuenta de la activación simpática a partir del posicionamiento de -6° en la fase inicial de inclinación en el protocolo de la mesa basculante. En la literatura se describen al índice de potencia de VLF (ultra baja frecuencia) como indicador de la función simpática mediada por la liberación de adrenalina y noradrenalina (Amoroso, 2018).

El incremento en el índice de SD2/SD1 registrado en el grupo control se relaciona con los resultados presentados por Che-Hao Hsu, (2012), donde determinaron que la realización de la prueba en la mesa basculante es un factor que modifica la variabilidad de la frecuencia cardíaca principalmente en los índices de SD2/SD1 y HF. Es importante mencionar que la edad media de participantes del estudio de

Cha-Hao es superior a la media de los participantes en el presente estudio razón por la cual el cambio no es constante en la mayoría de las personas que hicieron parte de la presente investigación.

Los cambios en los índices que se modificaron en el grupo experimental se asocian con un incremento en la tasa de actividad de fluctuación de la rama parasimpática del sistema nervioso autónomo mediada por la integración de la arritmia sinusal respiratoria y el patrón ventilatorio de cada persona (Hayano, 2019). A partir de la revisión de los elementos constitutivos del protocolo de la investigación, la diferencia entre los grupos radica en la implementación de la inducción miofascial cervical, razón por la cual se propone que la inducción como estrategia de interacción puede aumentar el porcentaje de potencia de la alta frecuencia de la HRV favoreciendo respuestas de control vagal además de sus efectos neuromusculares descritos previamente.

Los hallazgos encontrados en esta investigación se relacionan de manera directa con los propuestos por Amoroso (2018) quien concluyó que la realización de inducción miofascial a nivel cervical estimula la respuesta parasimpática, además, el estímulo de la interacción terapéutica pueden producir una mayor integración sensorial vestibular a partir del posicionamiento articular y una mayor estimulación de aferencias propioceptivas tisulares (Budgell, 2001), lo cual, puede dar explicación a los registros de incremento de la cadencia, ciclo de la marcha y longitud de la línea de la marcha descrito previamente en este documento.

Conclusiones

A partir del desarrollo del presente estudio se puede evidenciar como la inducción miofascial presenta un efecto sobre la ejecución de la marcha, el balance y la propiocepción en hombres adultos sanos expuestos a un ambiente de microgravedad análogo mediante la inclinación en la mesa basculante.

De manera inicial se puede concluir que la realización de un protocolo de inducción miofascial previo a la exposición a un ambiente análogo de microgravedad genera cambios en el promedio del ciclo de la marcha y la cadencia generando un incremento en la velocidad de ejecución de movimiento sin ver afectado el balance ya que los indicadores de ancho de paso se mantienen estables con respecto al desarrollo de la prueba.

Se evidencia además que las personas a quienes se les aplica el protocolo de inducción miofascial cervical tienen una mejor respuesta de compensación motora a partir del mantenimiento de los valores del centro de presión de los miembros inferiores, además, la dirección del centro de presión durante la locomoción se mantiene sobre los valores específicos de los planos X y Y, lo cual implica una mejora en la respuesta aguda de control del balance sin necesidad de compensaciones musculares para el control de la postura dinámica.

El incremento en la longitud de los promedios de inicio y final de la línea de la marcha podría dar razón del efecto de mejora en la integración sensorial asociado con la estabilización cervical, así como el aumento en las aferencias propioceptivas cervicales para regular la respuesta vestibular y con ello mejorar la ejecución de la marcha.

La aplicación de un protocolo de inducción miofascial cervical genera un incremento en el porcentaje de potencia de la alta frecuencia de la Variabilidad de la frecuencia cardíaca lo cual genera un efecto de estimulación parasimpática asociado a la respuesta de control de la arritmia sinusal respiratoria.

Es importante resaltar que, a partir del análisis de datos, el control de los signos vitales y la información de los dominios de la frecuencia cardíaca, la prueba de

inclinación en la mesa basculante no genera respuestas de tipo cardiogénico las cuales afecten la ejecución de actividades de locomoción en hombres adultos sanos lo cual se evaluó mediante monitoreo de la Variabilidad e la Frecuencia Cardíaca.

A partir de la revisión de la literatura, se evidencia como los cambios en el control del balance y la respuesta propioceptiva reportados en esta investigación son similares a los reportados en la literatura en sujetos expuestos al ambiente espacial de manera directa, por lo tanto, el uso de la inducción miofascial podría ser de impacto en las estrategias de interacción terapéutica para la adaptación y rehabilitación del patrón de la marcha en astronautas a su regreso a la gravedad terrestre y por ende, para los pacientes que requieren rehabilitación posterior a tiempos prolongados en cama.

Recomendaciones

El avance actual de proyectos de exploración espacial y las propuestas ambiciosas de retorno del ser humano a la luna como salto para la futura colonización de Marte ha acelerado la generación de nuevo conocimiento sobre los mecanismos de adaptación fisiológicos que permitan al hombre mantenerse por estancias más prolongadas en el ambiente espacial. A partir del reconocimiento de las múltiples adaptaciones corporales que se viven en dicho entorno y de los riesgos para la salud se hace necesario explorar nuevas alternativas de intervención para garantizar mejores condiciones a esas futuras tripulaciones por lo que a partir de los resultados de este estudio inicial en modelos simulados de microgravedad, el siguiente paso consistiría en evaluar los efectos de un protocolo de inducción con mayor tiempo de ejecución en poblaciones que sean expuestas al ambiente espacial completo con el fin de evaluar si los cambios se mantienen a razón del tiempo y si su impacto favorecerá el desarrollo de misiones espaciales mucho más prolongadas.

En la actualidad los protocolos de entrenamiento de los astronautas se basan en el fortalecimiento muscular y la estabilización del segmento articular para disminuir los efectos de la exposición a la microgravedad sobre el movimiento, se recomendaría realizar una investigación transversal para determinar si un protocolo de fortalecimiento junto con el desarrollo de inducción miofascial genera nuevas respuestas o adaptaciones con el fin de preservar la respuesta de locomoción al regreso de la tripulación a tierra.

El desarrollo aeroespacial ha permitido la generación de tecnologías de aplicación en nuestra vida cotidiana, algunos ejemplos de esto son: creación de filtros de agua, cambio en las formas de alimentación y almacenamiento así como diseño de electrodomésticos incluyendo taladros, aspiradoras y microondas. A partir de lo anterior, los resultados descritos en la presente investigación también podrían aplicarse a condiciones terrestres donde se ven alteraciones del movimiento como vértigo, enfermedades que generan alteraciones sobre la integración sensorial para la locomoción y en la rehabilitación de pacientes posterior a tiempos prolongados de postración en cama.

Finalmente, los efectos de la inducción miofascial sobre la activación del componente de alta frecuencia de la variabilidad de la frecuencia podría dar paso a futuros estudios sobre su uso para el manejo de condiciones donde se generará un incremento del tono simpático como en la enfermedad coronario, el infarto al miocardio o la insuficiencia cardíaca entre otros.

Bibliografía

- Aghabayk, K. A. (2020). Investigation on the impact of walkways slope and pedestrians physical characteristics on pedestrians normal walking and jogging speeds. *Safety Science*, 1-11.
- Agudelo, M. A. (2013). Marcha: descripción, métodos herramientas de evaluación y parametros de normalidad reportados en la literatura. *CES movimiento y salud*, 29-43.
- Alfonso, M. M. (2018). Dinámica plantar durante un circuito de habilidades técnicas básicas en fútbol. *Revista Andaluza de Medicina del Deporte*, 215-218.
- Al-obaidi, s., Wall, J., & Al-yaqoub, A. y.-g. (2003). Basic gait parameters: A comparison of reference data for normal subjects 20 to 29 years of age from Kuwait and Scandinavia. *Journal of Rehabilitation Research and Development*, 361-366.
- Amoroso, B. B. (2018). Effects of spinal manipulation and myofascial techniques on heart rate variability: A systematic review. *Journal of Bodywork & Movement Therapies*, 203-208.
- Assaiante, C. A. (1993). Ontogenesis of head stabilization in space during locomotion. *Exp Brain Res*, 499-515.
- Barreto, A. J. (2017). Biomecánica de la marcha atlética. Análisis cinemático de su desarrollo y comparación con la marcha normal . *Revista cubana de investigaciones biomedicas*, 53-69.
- Berthoz, A. P. (1988). Intermittent head stabilization during postural and locomotory tasks in humans. *Posture and Gait: Development, Adaptation and Modulation* , 189-198.
- Bloomberg, J. R. (1997). Locomotor head–trunk coordination strategies following space flight. *J. Vestibular Res*, 161-177.
- Blottner, D. (2019). The fascia: Continuum linking bone and myofascial bag for global and local body movement control on Earth and in Space. A scoping review. *REACH - Reviews in Human Space Exploration*, 1-11.
- Brandolini S, L. G. (2019). Sport injury prevention in individuals with chronic ankle instability: Fascial Manipulation versus control group: A randomized controlled trial. *J Bodyw Mov Ther*, 316-323.
- Budgell, B. H. (2001). Innocuous mechanical stimulation of the neck and alterations in heart-rate variability in healthy young adults. *Autonomic Neuroscience*, 96-99.
- Burk C, P. J. (2019). Can Myofascial Interventions Have a Remote Effect on ROM? A Systematic Review and Meta-Analysis. *J Sport Rehabil*, 1-7.
- Cámara, J. (2011). Análisis de la marcha: sus fases y variables espacio-temporales. *Entramado: Fisiología del Ejercicio*, 160-173.
- Carpenter, R. R. (2013). Proprioception. In R. R. Carpenter, *Neurophysiology, a conceptual approach* (pp. 98-107). Boca Ratón, FL, USA: Taylor & Francis Group.

- Cenk, A. D. (2016). Effects of Long-Term Training Program on Static and Dynamic Balance in Young Subjects. *Clin Invest Med*, S31-S35.
- Charles, J. M. (2009). *Human Health and Performance Risks of Space Exploration Missions*. Houston, TX, USA: National Aeronautics and Space Administration .
- Che-Hao Hsu, M.-Y. T.-S.-C. (2012). Poincaré plot indexes of heart rate variability detect dynamic autonomic modulation during general anesthesia induction. *Acta Anaesthesiologica Taiwanica*, 12-18.
- Collins, M. (1994). *The history of space exploration*. Washington, DC. USA: Smithsonian Institution National Air and Space Museum.
- Connors, B. (2017). Sensory Transduction. In W. B. Boron, *Medical Physiology* (pp. 353-389). Philadelphia, PA, USA: Elsevier.
- Connors, B. (2017). Transducción sensorial. In W. B. Boron, *Fisiología médica* (pp. 353-389). Barcelona, España: ElServier.
- Crawford, S. S. (2014). Anatomy of the COP Gait Line and Computer-Aided Gait Analysis. *Orthotics & Biomechanics*, 151-158.
- Davis, J. J. (2008). Chapter 6. Spatial Orientation in Flight . In J. J. Davis, *Fundamentals of aerospace medicine*. Lippincott Williams & Wilkins.
- Daza, J. (2007). *Evaluación clínico-funcional del movimiento corporal humano*. Bogotá, Colombia: Medica Panamericana.
- Demontis, G. G. (2017). Human Pathophysiological Adaptations to the Space Environment. *Frontiers in physiology* .
- Don Yoo, S. H. (2017). Biomechanical parameters in plantar fasciitis measured by gait analysis system with pressure sensor . *annals of rehabilitation medicine* , 979-989.
- Dziuda, L. K. (2018). Development and evaluation of a novel system for inducing orthostatic challenge by tilt tests and lower body negative pressure. *Nature scientific reports*.
- Feger, B. J. (2016). Microgravity induces proteomics changes involved in endoplasmic reticulum stress and mitochondrial protection. *Scientific reports Nature*.
- Ferrel, W. (1995). Contribution of joint afferents to proprioception and motor control. In W. P. Ferrel, *Neural control of movement* (pp. 61-66). New York, New York, USA: Springer Science Business Media New York.
- Fitts, R. R. (2000). Physiology of microgravity environment Invited Review: Microgravity and skeletal muscle. *J Appl Physiol* , 823-839.
- G.D. Kaufman, F. B. (2001). Otolith and vertical canal contributions to Dynamic postural control. *Neurophysiology Platform Presentation*, 188-195.
- GILL, H. y. (2003). Heelstrike and the pathomechanics of osteoarthritis: a pilot gait study. *Journal of Biomechanics*. , 1625-1631.

- Grossman, G. L. (1985). Performance of the human vestibulo-ocular reflex during locomotion . *J. Neurophysiol.*, 264–272.
- Guijo, M. A. (2013). Prueba de la mesa basculante. In M. C. Rodriguez, *Manual de enfermería en arritmias y electrofisiología* (pp. 149-158). Madrid, España: Asociación Española de Enfermería en Cardiología.
- Hargens, A. R. (2009). Cardiovascular adaptations, fluid shifts, and countermeasures related to space flight Respiratory . *Physiology & Neurobiology* , s30-s33.
- Hayano, J. Y. (2019). Pitfalls of assessment of autonomic function by heart rate variability. *Journal of Physiological Anthropology* , 1-8.
- Hu, L. L. (2014). Response and adaptation of bone cells to stimulated microgravity. . *Acta Astronautica*, 396-408.
- Izquierdo, M. A. (2007). Psicología del desarrollo de la edad adulta: teorías y contextos. *International Journal of Developmental and Educational Psychology*, 67-86.
- J.Keyak, A. (2009). Reduction in proximal femoral strength due to long-duration space flight. *Bone*, 449-453.
- J.R. Lackner, Z. D. (2006). Space motion sickness. *Experimental Brain Research* , 377-399.
- Jeleń, P. W. (2008). Expressing gait-line symmetry in able-bodied gait. *Dynamic medicine* , 7-17.
- Kawano, F. N. (2002). AFFERENT INPUT-ASSOCIATED REDUCTION OF MUSCLE ACTIVITY IN MICROGRAVITY ENVIRONMENT. *Neuroscience*, 1133-1138.
- Kharb, A. S. (2011). Review of gait cycle and its parameters. *International Journal of computational engineering and Management*, 78-83.
- Kokhan, V. M. (2016). Risk of defeats in the central nervous system during deep space Missions. *Neuroscience and Biobehavioral Reviews* , 621-632.
- Koryak, Y. (2014). Influence of simulated microgravity on mechanical properties in the human triceps surae muscle in vivo. I: Effect of 120 days of bed-rest without physical training on human muscle musculo-tendinous stiffness and contractile properties in young women. *European Journal of applied physiology* , 1025-1036.
- L. Vico, P. C.-P. (2000). Effects of long-term microgravity exposure on cancellous and cortical weightbearing bones of cosmonauts. *Lancet*, 1607-1611.
- Mano, T. N. (2010). Sympathetic neural influence on bone metabolism in microgravity (Review). *Acta Physiologica Hungarica*, 354-361.
- Marshall-Goebel K, A. K. (2016). Effects of short-term exposure to head-down tilt on cerebral hemodynamics: a prospective evaluation of a spaceflight analog using phase-contrast MRI. *J Appl Physiol*, 1466-1473.

- McCloskey, I. (1995). Muscle, cutaneous and joint receptors in kinaesthesia. In W. P. Ferrel, *Neural Control of Movement* (pp. 53-60). New York, New York, USA: Springer Science Business Media New York.
- Millbrooke, A. (2009). History of the Space Age. In A. O. Garrinson, *Handbook of Space Engineering, Archaeology, and Heritage* (pp. 195-207). Charles Town, Virginia, US: American Military University.
- MURRAY, M. P., DROUGHT, A. B., & KORY, R. C. (1964). Walking Patterns of Normal Men. *Journal of Bone & Bone Surgery*, 335-360.
- Nashner, L. (1985). Strategies for organization of human posture. *Vestibular and Visual Control of Posture and Locomotor equilibrium. NASA Inform*, 1-8.
- Natali, A. F. (2010). Investigation of foot plantar pressure: experimental and numerical analysis. *Med Biol Eng Comput*, 1167–1174.
- Nelson, E. M. (2014). Microgravity-Induced Fluid Shift and Ophthalmic Changes . *Life*, 621-664.
- Nicogossian, A. W. (2016). Living and Working in Space: An Overview of Physiological Adaptation, Performance, and Health Risks. In A. W. Nicogossian, *Space Physiology and Medicine 4th Edition* (pp. 95-134). New York, NY, USA: Springer.
- Öberg, T. K. (1993). Basic gait parameters: Reference data for normal subjects, 10-79 years of age. *Journal of Rehabilitation Research and Development*, 210-223.
- Paris, A. (2014). Physiological and Psychological aspects of sending humans to mars. . *Journal of the Washington Academy of Sciences*, 3-20.
- Pau M, M. F. (2016). Dynamic balance is impaired after a match in young elite soccer players. *Phys Ther Sport*, 5-11.
- Payne, W. W. (2007). Space Flight Rehabilitation. *American Journal of Physical Medicine & Rehabilitation*, 583-591.
- Petry VK, P. J.-Z. (2016). Influence of a training session on postural stability and foot loading patterns in soccer players. *Orthop Rev*, 60-63.
- Pilat, A. (2003). Restricciones miofasciales del cuello. In A. Pilat, *Terapias miofasciales: Inducción miofascial. Aspectos teóricos y aplicaciones clínicas* (pp. 411-450). Madrid, España: McGraw-Hill Interamericana de España.
- Pinheiro, A. C. (2018). Immediate effects of myofascial induction of quadratus lumborum in postural orientation of standing asymptomatic subjects. *Journal of Bodywork and Movement Therapies*, 8-16.
- Planel, H. (2005). *Space and Life, An introduction to space biology and Medicine*. Boca Ratón, Florida: Taylor & Francis.
- Ploutz-Snyder, L. (2015). Analogs of Microgravity: Space Research without Leaving. *J Appl Physiol*, 915-21.

- Pool-Goudzwaard, A. B. (2015). Low Back Pain in Microgravity and Bed Rest Studies . *AEROSPACE MEDICINE AND HUMAN PERFORMANCE* , 1-8.
- Rea, G. C. (2016). Microgravity-driven remodeling of the proteome reveals insights into molecular mechanisms and signal networks involved in response to the space flight environment. *Journal of Proteomics* , 3-18.
- Russomano, T. D. (2008). The effects of microgravity on biomedical experiments . In T. D. Russomano, *The effects of hipergravity and microgravity on biomedical experiments* (pp. 41-46). Morgan & Claypool.
- Sánchez, L. F. (2011). La aventura interestelar de las naves Voyager. *Antena de Comunicación*, 53-58.
- Sanchez, L. J. (1993). Biomecánica de la marcha humana normal y patológica. In L. J. Sanchez, *Biomecánica de la marcha humana normal*. (pp. 19-112). Valencia, España: Instituto de Biomecánica-Universidad de Valencia .
- Seeley, M. K. (2010). The relation between mild leg-length inequality and able-bodied gait asymmetry. . *Journal of sports science & medicine*, 572–579.
- Seibert, G. (2006). *The History of Sounding Rockets and Their Contribution to European Space Research*. The Netherlands: European Space Agency.
- Smith, S. W. (2016). Regulatory Physiology. In A. W. Nicogossian, *Space Physiology And Medicine* (pp. 283-305). New york, NY, USA: Springer.
- Snell, R. (2014). Médula espinal y vías ascendentes y descendentes . In R. Senll, *Neuroanatomía Clínica, 7ma edición* (pp. 132-163). Lippincott Williams & Wilkins.
- Souvestre, P. B. (2008). Space motion sickness: The sensorymotor controls and cardiovascular correlation. *Acta Astronautica* , 745-757.
- Stöggel, T. M. (2017). Validation of Moticon's OpenGo sensor insoles during gait, jumps, balance and cross-country skiing specific imitation movements. *JOURNAL OF SPORTS SCIENCES*, 196-206.
- Tadano, S. T. (2013). Three Dimensional Gait Analysis Using Wearable Acceleration and Gyro Sensors Based on Quaternion Calculations. *Sensores (basel)*, 9321-9343.
- Taibbi, G. R. (2013). The effect of microgravity on ocular structures and visual function: A review. *Survey of ophthalmology* .
- Unal, M. E. (2020). Investigating the effects of myofascial induction therapy techniques on pain, function and quality of life in patients with chronic low back pain. *Journal of Bodywork and Movement Therapies*, 188-195.
- Viguier, M. D. (2009). Posture analysis on young women before and after 60 days of -6° head down bed rest (Wise 2005). *Gait & Posture* , 188-193.
- Wall, M. (2010). Idiopathic intracranial hypertension. *Neurol Clin*, 593-617.

- Williams DS, M. A. (2019). Gait modification when decreasing double support percentage. *J Biomech*, 76-83.
- Williams, D. K. (2009). Acclimation during space flight: effects of human physiology. *CMAJ* , 13-19.
- Winter, D. P. (1996). Unified Theory Regarding A/P and M/L Balance in Quiet Stance. *Journal Neurophysiology*, 2334-2343.
- Yamakuchi, M. H. (2000). Type I muscle atrophy caused by microgravity-induced decrease of myocyte enhancer factor 2C (MEF2C) protein expression. *FEBS*, 135-140.
- Young, L. (2017, 4 18). Retrieved from Examining the effects of space flight on the human sensory and balance system, Focus in human physiology in space:
<http://www.nsbri.org/HumanPhysSpace>

ANEXOS

Anexo No. 1. Formato de consentimiento informado para la participación en la investigación

UNIVERSIDAD NACIONAL DE COLOMBIA CLINICA UNIVERSIDAD DE LA SABANA



UNIVERSIDAD
NACIONAL
DE COLOMBIA



CLÍNICA
UNIVERSIDAD DE
LA SABANA

FACULTAD DE MEDICINA DEPARTAMENTO DE FISIOLÓGIA CONSENTIMIENTO INFORMADO

INVESTIGACION: Efecto de la inducción miofascial cervical en la respuesta fisiológica aguda del sistema neuromuscular: evaluación análoga a la microgravedad espacial

La maestría en fisiología humana de la facultad de Medicina de la Universidad Nacional está llevando a cabo un estudio sobre los efectos de la inducción miofascial cervical en la respuesta fisiológica del sistema neuromuscular en un ambiente análogo a la microgravedad espacial en las instalaciones de la clínica Universidad de La Sabana.

El objetivo del estudio es evaluar los cambios en la respuesta fisiológica del sistema neuromuscular en términos de: Ejecución de la marcha, respuesta propioceptiva y balance estático y dinámico ante la realización de un protocolo de inducción miofascial cervical y la inclinación corporal pasiva en mesa basculante como análogo a la microgravedad. El proceso será estrictamente confidencial y su nombre no será utilizado, para lo cual, si usted acepta participar en el estudio se le asignará un código alfanumérico el cual se utilizará durante todo el tiempo de investigación. Los datos obtenidos serán analizados con el software estadístico SPSS ®.

Para alcanzar los objetivos de la investigación, los participantes incluidos son adultos jóvenes sanos entre los 18 a 30 años que firmen el consentimiento informado. Los individuos diligenciarán un cuestionario sobre su estado general de salud y antecedentes clínicos. Durante el transcurso de la investigación se diligenciarán tres instrumentos de registro de datos acorde a las pruebas para la medición del patrón de marcha, respuesta propioceptiva y de balance. Como parte de la evaluación análoga al vuelo espacial, se realizarán una serie de maniobras de posicionamiento corporal mediante una mesa de basculación, dicha mesa es una cama en donde usted se acostará y se inclinará en tres ángulos diferentes, $0^{\circ}/+30^{\circ}/-6^{\circ}$ por cinco minutos cada uno. Entre los posibles efectos secundarios de la realización de la inclinación corporal pasiva se encuentran: Mareo o dolor de cabeza, disminución o aumento de la presión arterial, náuseas, palpitaciones y sensación aumentada de latidos cardíacos y episodios de síncope. El grupo de individuos a los que se aplique el protocolo de inducción miofascial podrán tener como efectos secundarios leve enrojecimiento o color violáceo en zona cervical.