



Universidad Hispanoamericana

Escuela de Ingeniería en Electrónica

Tesis para Optar por el Grado Académico de Licenciatura
en Ingeniería en Electrónica

**Propuesta para la Medición de la Impedancia
Muscular de una Zona Específica del Cuerpo
Humano, con el Fin de Evaluar el Avance en el
Tratamiento Aplicado al Paciente por parte del
Fisioterapeuta**

Autor: Ing. José Pablo Montero Muñoz

Tutor: Ing. Sergio Bermúdez Porras

Octubre 2023

TABLA DE CONTENIDO

TABLA DE CONTENIDO.....	I
DECLARACIÓN JURADA	V
CARTA APROBACIÓN DEL TUTOR	VI
CARTA DE APROBACIÓN DEL LECTOR.....	VII
DEDICATORIA	IX
AGRADECIMIENTO.....	X
INTRODUCCION.....	XI
CAPÍTULO I EL PROBLEMA Y SU IMPORTANCIA.....	1
1.1.PLANTEAMIENTO DEL PROBLEMA.....	2
1.2.FORMULACIÓN DEL PROBLEMA.....	7
1.3.OBJETIVOS DE LA INVESTIGACIÓN.....	9
1.3.1.Objetivo general	9
1.3.2.Objetivos específicos	9
1.4.ALCANCES Y LIMITACIONES	10
1.4.1.Alcances.....	10
1.4.2.Limitaciones.....	10
CAPÍTULO II ANTECEDENTES Y MARCO TEÓRICO-CONCEPTUAL.....	11
2.1 ANTECEDENTES HISTÓRICOS.....	12
2.1.1 Historia de la terapia Física.....	12
2.1.2 La terapia física en Costa Rica	22
2.2 MARCO TEÓRICO-CONCEPTUAL.....	25
2.2.1 ¿Qué es una terapia física o Fisioterapia?	25
2.2.2 ¿Que es la Electroterapia?.....	29
2.2.3 ¿Que son las microcorrientes?.....	33
2.2.4 ¿Cómo trabajan las Microcorrientes?	35
2.2.5 ¿Que es la Impedancia?	40
2.2.6 ¿Qué es la impedancia Corporal o impedancia bioeléctrica?	42
2.2.7 ¿Qué es el Capacitor?	46
2.2.8 ¿Qué es la Resistencia Eléctrica?	52
2.2.9 El Circuito RLC	59
2.2.10 La Ley de Ohm.....	61
2.2.11 Las Fuentes de Alimentación	62
2.2.12 Los tipos de Electroodos	65

2.3 HIPÓTESIS Y OPERACIONALIZACIÓN.....	69
2.3.1 ¿Qué es la Hipótesis?.....	69
2.3.2 Hipótesis del Proyecto	69
2.3.3 Operacionalización de Hipótesis	70
CAPÍTULO III PROCEDIMIENTO METODOLÓGICO.....	71
3.1 METODOLOGÍA.....	72
3.1.1 Tipo de investigación.....	72
3.1.2 Finalidad de la investigación.....	74
3.1.3 Dimensión de la Investigación	75
3.1.4 Naturaleza de la investigación.....	76
3.1.5 Marco de la investigación	76
3.2 FUENTES DE INFORMACIÓN	77
3.3 MÉTODOS, TÉCNICAS E INSTRUMENTOS PARA RECOLECCIÓN DE INFORMACIÓN	78
3.4 PROCESAMIENTO DE LA INFORMACIÓN	79
CAPÍTULO IV ANÁLISIS E INTERPRETACIÓN DE RESULTADOS	80
4.1 ANÁLISIS DE RESULTADOS.....	81
4.1.1 Equipos con funciones similares identificados en el mercado.....	81
4.2 COMPROBACIÓN DE LA HIPÓTESIS PLANTEADA	85
4.3 COMPROBACIÓN MATEMÁTICA DE LA ECUACIÓN PARA CALCULAR LA IMPEDANCIA Z EN EL CIRCUITO RC EN PARALELO	89
4.4 COMPROBACIÓN SIMULADA DE LOS CALCULOS MATEMÁTICOS	91
4.4.1 Medicion de la (IT).....	91
4.4.2 Medicion de la (IR).....	92
4.4.3 Medicion de la (IC).....	92
4.5 EXPLICACION DEL SISTEMA PROPUESTO COMO INTERFACE DE MEDICION	93
4.6 CARACTERÍSTICAS DEL CIRCUITO RC.....	93
4.7 DIAGRAMA DE BLOQUES DE LA INTERFACE PROPUESTA.....	95
CAPÍTULO V CONCLUSIONES Y RECOMENDACIONES	96
5.1 CONCLUSIONES.....	97
5.2 RECOMENDACIONES.....	98
5.3 BIBLIOGRAFÍA	99
ANEXOS.....	102

ÍNDICE DE FIGURAS

Figura 1 . Prácticas Terapéuticas en la Prehistoria	13
Figura 2. Prácticas Terapéuticas en el Antiguo Egipto	14
Figura 3. Prácticas Terapéuticas en la Antigua América	14
Figura 4. Prácticas Fisioterapéuticas en la Antigua India	15
Figura 5. Prácticas en Antigua China.....	16
Figura 6. Prácticas en la Antigua Grecia.....	17
Figura 7. Prácticas en la Edad Media.....	18
Figura 8. Andrés Vesalio.....	19
Figura 9. Mecanoterapia de Gustav Zander.....	20
Figura 10. Dr. Guillaume Benjamín Amand Duchenne.....	21
Figura 11. La bobina de inducción de Nicola Tesla.....	22
Figura 12. Aplicación de la Cinesiterapia	27
Figura 13. Práctica de Masoterapia.....	27
Figura 14. Equipo de Mecanoterapia	28
Figura 15. Sesión de Electroterapia	29
Figura 16. Aplicación de Electroterapia con electrodos de ventosa	30
Figura 17. Experimento de conducción de electricidad del cuerpo	31
Figura 18. Experimento de Conducción eléctrica de la sangre.....	32
Figura 19. Tejido como fascia	33
Figura 20. Las microcorrientes	34
Figura 21. Formas de onda galvánicas.....	40
Figura 22. Distintos tipos de capacitores.....	46
Figura 23. Estructura del capacitor	47
Figura 24. Despolarización y polarización del capacitor	48
Figura 25. Capacitor electrolítico	49
Figura 26. Capacitor de poliéster	50
Figura 27. Capacitor Cerámico.....	50
Figura 28. Representación gráfica de la resistencia de un conductor	53
Figura 29. Resistor de hilo bobinado	55
Figura 30. Resistor de carbón prensado	56
Figura 31. Resistores de película de carbón	57
Figura 32. Resistores de película metálica	58
Figura 33. Resistores de película de óxido metálico.....	58
Figura 34. Resistores de metal vidriado	59
Figura 35. Circuito RLC en serie y paralelo.....	61
Figura 36. Pirámide de la Ley de Ohm para montar fórmulas.....	62
Figura 37. Amplitud fase y frecuencia en el plano cartesiano.....	64
Figura 38. Electrodo adhesivos de gel.....	66
Figura 39. Electrodo reutilizable en siliconas conductiva.....	67
Figura 40. Electrodo de vacío para electroterapia	68
Figura 41. Esquema de la división de la investigación	73
Figura 42. Prueba de electromiografía	81

Figura 43. Medición de la IT.....	91
Figura 44. Medición de la IR.....	92
Figura 45. MEdición de la IC.....	92
Figura 46. Diagrama de bloques de la interface para medir impedancia	95

INDICA DE TABLAS

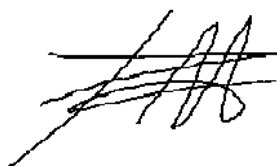
Tabla 1 Métodos técnicas e instrumentos.....	78
--	----

DECLARACIÓN JURADA

Yo Jose Pablo Montero Muñoz, mayor de edad, portador de la cédula de identidad número 1-1019-0324 egresado de la carrera de Bachillerato en Ingeniería en Electrónica de la Universidad Hispanoamericana, hago constar por medio de éste acto y debidamente apercebido y entendido de las penas y consecuencias con las que se castiga en el Código Penal el delito de perjurio, ante quienes se constituyen en el Tribunal Examinador de mi trabajo de tesis para optar por el título de Licenciatura en Ingeniería Electrónica, juro solemnemente que mi trabajo de investigación titulado:

Propuesta para la Medición de la Impedancia Muscular de una Zona Específica del Cuerpo Humano, con el Fin de Evaluar el Avance en el Tratamiento Aplicado al Paciente por parte del fisioterapeuta es una obra original que ha respetado todo lo preceptuado por las Leyes Penales, así como la Ley de Derecho de Autor y Derecho Conexos número 6683 del 14 de octubre de 1982 y sus reformas, publicada en la Gaceta número 226 del 25 de noviembre de 1982; incluyendo el numeral 70 de dicha ley que advierte; artículo 70. Es permitido citar a un autor, transcribiendo los pasajes pertinentes siempre que éstos no sean tantos y seguidos, que puedan considerarse como una producción simulada y sustancial, que redunde en perjuicio del autor de la obra original. Asimismo, quedo advertido que la Universidad se reserva el derecho de protocolizar este documento ante Notario Público.

En fe de lo anterior, firmo en la ciudad de San José, a los once días del mes de octubre del año dos mil veintitrés.



Firma del estudiante

Cédula: 1-1019-0324

CARTA APROBACIÓN DEL TUTOR

San José, 09 de noviembre de 2023

Señores:
 Universidad
 Hispanoamericana
 Sede Llorente
 Carrera Ingeniería en Electrónica

El estudiante José Pablo Montero Muñoz, cédula de identidad número 1-1019-0324, me ha presentado para efectos de revisión y aprobación, el trabajo de investigación denominado **“Propuesta para la Medición de la Impedancia Muscular de una Zona Específica del Cuerpo Humano, con el Fin de Evaluar el Avance en el Tratamiento Aplicado al Paciente por parte del Fisioterapeuta”**. Lo anterior para obtener *optar por el Grado Académico de Licenciatura en Ingeniería en Electrónica*.

En mi calidad de tutor, he verificado que se han hecho las correcciones indicadas durante el proceso de tutoría y he evaluado los aspectos relativos a la elaboración del problema, objetivos, justificación; antecedentes, marco teórico, marco metodológico, tabulación, análisis de datos; conclusiones y recomendaciones.

De los resultados obtenidos por el postulante, se obtiene la siguiente calificación:

a)	ORIGINAL DEL TEMA	10%	10%
b)	CUMPLIMIENTO DE ENTREGA DE AVANCES	20%	20%
C)	COHERENCIA ENTRE LOS OBJETIVOS, LOS INSTRUMENTOS APLICADOS Y LOS RESULTADOS DE LA INVESTIGACION	30%	30%
d)	RELEVANCIA DE LAS CONCLUSIONES Y RECOMENDACIONES	20%	20 %
e)	CALIDAD, DETALLE DEL MARCO TEORICO	20%	20%
	TOTAL		100%

En virtud de la calificación obtenida, se avala el traslado al proceso de lectura.



Nombre: Sergio Bermúdez Porras

Cédula de identidad N: 109170708

CARTA DE APROBACIÓN DEL LECTOR

San José, 31 de ENERO del 2024

Señores
Departamento de Servicios Estudiantiles
Universidad Hispanoamericana

Estimado señor:

El estudiante José Pablo Montero Muñoz, cédula de identidad número 1-1019-0324, me ha presentado, para efectos de revisión y aprobación, el trabajo de investigación denominado *"PROPUESTA PARA LA MEDICIÓN DE LA IMPEDANCIA MUSCULAR DE UNA ZONA ESPECÍFICA DEL CUERPO HUMANO, CON EL FIN DE EVALUAR EL AVANCE EN EL TRATAMIENTO APLICADO AL PACIENTE POR PARTE DEL FISIOTERAPEUTA"*, el cual ha elaborado para obtener su grado de Licenciatura.

He revisado y he hecho las observaciones relativas al contenido analizado, particularmente lo relativo a la coherencia entre el marco teórico y análisis de datos, la consistencia de los datos recopilados y la coherencia entre éstos y las conclusiones; asimismo, la aplicabilidad y originalidad de las recomendaciones, en términos de aporte de la investigación. He verificado que se han hecho las modificaciones correspondientes a las observaciones indicadas.

Por consiguiente, este trabajo cuenta con mi aval para ser presentado en la defensa pública.

Atentamente,

Mauricio
Armas Sandi

Firmado digitalmente por
Mauricio Armas Sandi
Fecha: 2024.02.01
09:27:02 -06'00'

Mauricio D. Armas Sandi
Cédula de identidad: 1-1361-0843
Carné colegio profesional: IEL-22359

**UNIVERSIDAD HISPANOAMERICANA
CENTRO DE INFORMACION TECNOLOGICO (CENIT)
CARTA DE AUTORIZACIÓN DE LOS AUTORES PARA LA CONSULTA, LA
REPRODUCCION PARCIAL O TOTAL Y PUBLICACIÓN ELECTRÓNICA
DE LOS TRABAJOS FINALES DE GRADUACION**

San José, 5 de febrero 2024

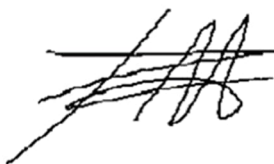
Señores:
Universidad Hispanoamericana
Centro de Información Tecnológico (CENIT)

Estimados Señores:

El suscrito (a) Ing. Jose Pablo Montero Muñoz con número de identificación 1-1019-0324 autor (a) del trabajo de graduación titulado **Propuesta para la Medición de la Impedancia Muscular de una Zona Específica del Cuerpo Humano, con el Fin de Evaluar el Avance en el Tratamiento Aplicado al Paciente por parte del Fisioterapeuta** presentado y aprobado en el año 2024 como requisito para optar por el título de Licenciatura en Ingeniería en Electrónica ; (SI) autorizo al Centro de Información Tecnológico (CENIT) para que con fines académicos, muestre a la comunidad universitaria la producción intelectual contenida en este documento.

De conformidad con lo establecido en la Ley sobre Derechos de Autor y Derechos Conexos N° 6683, Asamblea Legislativa de la República de Costa Rica.

Cordialmente,



1-1019-0324

Firma y Documento de Identidad

DEDICATORIA

Dedico esta Tesis a mi esposa Karol y mis dos hijos Josué y Samuel, que me apoyaron con este proyecto gracias a mi esposa por compartir sus conocimientos por ponerme en el camino a buenos profesionales que me aportaron su sabiduría y opinión y a mi Dios por darme paciencia entendimiento y fuerzas para completar la tarea.

"Curar es vivir la vida como una oración y aceptar que esto nos provoca un estado natural de alegría pura, de paz y de amor"

Dr. Gerald Jampolsky

AGRADECIMIENTO

Agradezco a Dios por darme salud, sabiduría, paciencia, para sacar el reto de esta tesis. Agradezco a mi esposa por la ayuda, comprensión, paciencia y amor por mí y por mis proyectos, a mis dos hijos por todo el amor que me dan día con día me veo en ellos hace muchos años atrás.

"Si quieres resultados diferentes haz cosas diferentes" Albert Einstein.

INTRODUCCION

La presente tesis nos expone la propuesta y el análisis de una herramienta que espera aporte una ayuda a los fisioterapeutas que se dedican a mejorar la calidad de vida de los pacientes mediante el alivio de sus patologías.

Este trabajo pretende dar una visión inicial de la historia en la que se ha desarrollado la terapia física a lo largo de su desarrollo como ciencia médica y dar a conocer como las grandes mentes forjadoras de la electrónica moderna han estado presentes en el surgimiento de esta ciencia médica, la investigación pretende exponer una propuesta para poder extraer el dato de la impedancia de una zona del cuerpo humano con la ayuda de la electrónica básica.

La tesis se divide en cinco capítulos, en el primer capítulo se realiza la identificación del problema, así como los objetivos y subproblemas. En el segundo capítulo se presenta el marco teórico y los antecedentes históricos de la tesis, los cuales son necesarios para comprender y justificar el proyecto. En el capítulo tercero se presenta la metodología que va a seguirse, en el capítulo cuarto se presenta el análisis de resultados, donde se exponen las soluciones más viables al problema planteado en el capítulo primero, por último, en el capítulo quinto se enlistan las conclusiones extraídas de la investigación y además una serie de recomendaciones que pueden aplicarse si se implementa el tema.

CAPÍTULO I EL PROBLEMA Y SU IMPORTANCIA

1.1. PLANTEAMIENTO DEL PROBLEMA

La electroterapia se define como la utilización de corriente eléctrica de diferentes intensidades y voltajes en rangos muy bajos, con fines terapéuticos. Esta terapia ha sufrido una gran evolución a lo largo de los años, adquiriendo más relevancia científica y abriéndose a otros campos de la salud.

Desde la existencia de la corriente eléctrica, ésta ha sido siempre considerada como un agente para conseguir la salud, así los egipcios ya tenían conocimientos de cómo emplear la corriente natural para conseguir un estado de bienestar. Se dice que la primera observación a cerca de la electricidad fue llevada a cabo por el científico Tales de Mileto hace más de 3.000 años, quien comprobó que los hilos de paja eran atraídos por un trozo de ámbar, el cual había frotado previamente contra la ropa para aumentar la carga del material, fenómeno conocido popularmente como estática.

A finales del siglo XVIII es cuando se encuentran las primeras aportaciones con base científica a cerca de la utilidad y las técnicas que se podían emplear con la electroterapia de la mano de Luigi Galvani y Volta, por lo que este campo comienza a tener relevancia en el ámbito de la salud ya que se comienza a sustentar en aportaciones científicas, abriendo paso a la electroterapia moderna. En el año 1791, Luigi Galvani estudió la respuesta de los músculos en las ancas de ranas cuando la médula espinal era atravesada por corriente eléctrica, demostrando de esta manera que la electricidad tenía la capacidad de provocar una contracción muscular, aunque se desconociera aún porque el tejido muscular de los cadáveres mantenía esa capacidad retráctil conservada por un tiempo. Esto hizo sospechar que el propio tejido, o alguno adyacente, tuviera la capacidad de generar un estímulo eléctrico que ocasionara el movimiento, Galvani también incursiona en las medidas de impedancia en los tejidos a finales del siglo XVIII.

Además, también surgió la duda de si estos impulsos serían producidos de forma voluntaria o involuntaria. Más adelante, quedó comprobado que el impulso nervioso tenía un componente eléctrico básico que el ser vivo genera y es capaz de controlar, y que en un cadáver es posible la realización de movimientos por medio de la electricidad. Ya en el siglo XIX, Michael Faraday descubre el fenómeno de la inducción electromagnética, hecho fundamental para la construcción de motores eléctricos modernos y generadores como los que hoy en día se emplean en las plantas hidroeléctricas, por ejemplo, y que generan corriente eléctrica de tipo alterno. En el año 1840, una vez ya descubierto por Boulogne la estimulación transcutánea, es decir, sin atravesar la piel, se promovió la investigación en este campo desde un punto de vista más fisiológico. Se probaron numerosos estudios, en los cuales se empezaron a ajustar los parámetros que actualmente poseen las máquinas de electroterapia a través de casos y control en animales con las fibras musculares desnervadas con el fin de conocer cual serían las intensidades más indicadas para el tratamiento del músculo. Además, en esta misma época se descubre la variante de la corriente farádica o corriente producida por una bobina de inducción. Cinco años después, conectó un galvanómetro de gran precisión al nervio, observando cómo la intensidad disminuía a su paso debido a la resistencia del tejido.

Ya entrados en los finales del siglo XIX y principios del siglo XX aparecen una serie de personajes que enriquecieron la electroterapia tales como Leduc que demuestra en 1900 que la corriente puede ser empleada para hacer migrar electrodos de un polo a otro a través de la membrana cutánea sin dañarla o abrirla. a Weiss determina de forma experimental la relación directa existente entre la cantidad de carga que es necesaria para inducir un potencial de acción y el tiempo de aplicación de la corriente mediante la fórmula de la electricidad. Lapicque aportó a esto último la relación

que guardaba la intensidad de la corriente y el tiempo durante el cual hay que aplicar ese voltaje para provocar un estímulo en el músculo.

Bourguignon fue el primero en dar explicación y utilidad clínica a este término, calculando en el 1916 la cronaxia que presenta el tejido nervioso y el tejido músculo-esquelético, estableciendo valores que podían corresponder con la normalidad, permitiendo de esta forma identificar las regiones que se encontraban lesionadas o que presentaban algún tipo de alteración.

Es en el cambio de siglo del XIX al XX cuando se produce un boom de la electroterapia desde el punto de vista terapéutico, ya sea como tratamiento de múltiples patologías como para la reducción del dolor.

No es hasta el siglo siguiente cuando se introduce también la idea de la corriente eléctrica como prevención de enfermedades o lesiones deportivas. En 1989, otro investigador con gran relevancia en ámbito de la electroterapia, pero en este caso centrada más en el deporte, es G. Cometti, el cual basó sus estudios en el entrenamiento de la estimulación eléctrica, pero empleando corrientes rusas y bifásicas simétricas de tipo rectangular. Obtuvo grandes resultados mediante la combinación de este tipo de corrientes con el entrenamiento, más concretamente en el área de la fuerza explosiva, donde se optimizaba más el rendimiento del deportista.

La Organización Mundial de la Salud (OMS) define en 1958 a la fisioterapia como: "la ciencia del tratamiento a través de: medios físicos, ejercicio terapéutico, masoterapia y electroterapia. Además, la Fisioterapia incluye la ejecución de pruebas eléctricas y manuales para determinar el valor de la afectación y fuerza muscular, pruebas para determinar las capacidades funcionales, la amplitud del movimiento articular y medidas de la capacidad vital, así como ayudas diagnósticas para el control de la evolución.

En relación a lo expuesto anteriormente se presenta la propuesta de plantear el diseño de una interfaz electrónica, que tenga la capacidad de medir el valor de impedancia bioeléctrica promedio (Z / cm^2) que se pueda detectar en una zona del cuerpo humano.

Esta herramienta pretende convertirse en una ayuda y guía para complementar y evaluar los tratamientos fisioterapéuticos y electro terapéuticos.

Apoyado en la siguiente premisa, la mejora en las condiciones conductivas de la piel y el músculo en la zona evaluada son inversamente proporcionales a la impedancia medida en dicha zona del cuerpo, ya que un tejido sano es más conductivo eléctricamente que un tejido atrofiado, dicho de otra forma, se puede decir que entre más bajo sea el valor de la impedancia mejores condiciones tiene la zona tratada.

La propuesta de interface mencionada consta, de un dispositivo capaz de transformar las señales generadas por un aparato en señales comprensibles por otro, como delimitante del proyecto se va a presentar como una propuesta esquemática y un modelo matemático el cual se espera responda a la hipótesis planteada.

¿Qué tipo de metodología se va usar para realizar la medición de la impedancia? para efectos del objetivo que se está persiguiendo la medición de la impedancia es un dato posible de medir ya que se puede, aplicar corriente alterna de bajo amperaje (en el orden de los microamperios) a los tejidos humanos esto sumado a las características resistivas de los músculos y la piel, permitirían el cálculo de (Z). No obstante, este valor, puede ser afectado por factores como: temperatura, viento, humedad y tiempo a pesar de tratarse de una misma persona.

¿Qué tipo de tecnología se debería utilizar en el proyecto? Se propone utilizar, para el diseño esquemático de la interfaz el circuito RLC en paralelo de tal manera, que se sustituya X_L por la

parte del cuerpo que se va a medir, enlazándolo mediante electrodos transductores que se adhieran a la piel, de esta forma el circuito RLC se modifica a uno RC (representación esquemática de la piel humana), este circuito se coloca en forma paralela a los electrodos que van colocados en la piel, cumpliendo con las características de un circuito paralelo. Se deben usar electrodos debido a las bajas frecuencias. La interface se alimenta con una fuente de corriente alterna de bajo amperaje colocada en paralelo a todo el sistema anterior, con un rango de oscilación en bajas frecuencias de 5 a 1000 Hz y un voltaje de alrededor de 5 a 10 mV

¿La interface llenara las expectativas de los posibles usuarios? La interface para medición de impedancia en una zona del cuerpo, pretende transformarse, en una propuesta que se convierta en una ayuda más en el camino por mejorar los tratamientos fisioterapéuticos que se aplican hoy en día. Con un diseño simple y básico basado en la modificación de un circuito RLC y aprovechando sus cualidades y características.

1.2.FORMULACIÓN DEL PROBLEMA

Los pacientes tratados con métodos fisioterapéuticos y electroterapéuticos, deben ser evaluados periódicamente de manera tal, que se pueda saber si estos tratamientos aplicados, está dando resultado, para avanzar en la rehabilitación y readaptación de la función que se tiene como objetivo.

De acuerdo a lo anterior se extrae la siguiente afirmación “ **Es necesario conocer el comportamiento de los tejidos humanos en lo referente a su impedancia ante las distintas formas de ondas y sus frecuencias, ya que de ello dependerán los mejores o insuficientes resultados de una u otras técnicas.** ” (Martin, 2000)

Mediante la medición de la impedancia de la zona tratada, se puede determinar que el músculo ha recuperado sus condiciones óptimas o no ha mejorado.

En el caso de los tratamientos fisioterapéuticos, actualmente se programan sesiones con duración de 5-10 días en instituciones de salud pública. En algunos pacientes no es posible saber en este periodo de tiempo, si realmente se está mejorando la condición del tejido muscular, nos basamos en la clínica del paciente, así lo explica la Lic. Karol Eduarte Zambrana Fisioterapeuta del Hospital San Rafael de Alajuela “ **Una vez terminado un tratamiento se evalúa el paciente de acuerdo a la escala análoga visual la cual es basada de acuerdo a la percepción del paciente o de acuerdo a la goniometría del paciente, lo cual se refiere a la medición de los rangos de movimiento del cuerpo también la fuerza muscular, finalmente de acuerdo a los objetivos establecidos para esta persona se puede llegar al fin del tratamiento, pero en el caso de contracturas u otro tipo de lesión va a depender si está generando una limitación en rango de movimiento entonces, se va a evaluar de acuerdo a las limitaciones funciones que se están**

generando. Por ejemplo, si es por dolor nos vamos a basar en la percepción del paciente, pero no necesariamente va a estar la lesión resuelta pueda ser que el dolor haya disminuido, pero, la contractura permanece ahí no tenemos como medir si del todo mejoró a un 100%, mejoraron síntomas, pero la raíz de la lesión no tendríamos como verificarlo. Inclusive si el paciente ya ha cambiado su umbral del dolor entonces, puede que ahí se siente que haya disminuido el dolor, pero por percepción, porque ya ha pasado mucho tiempo con esa dolencia, pero no necesariamente se resolvió a un 100% eso si no tenemos como valorarlo muy asertivamente” (Zambrana, 2023)

Esta propuesta vendría a ser una ayuda más en el camino por mejorar los tratamientos fisioterapéuticos que se aplican hoy en día.

Si bien ya en el pasado se ha medido la impedancia del cuerpo humano para efectos de salud nutricional como, por ejemplo: determinar el agua corporal y la masa libre de grasa en personas sin alteraciones de líquidos corporales y electrolitos. Así como comprobación de conductividad nerviosa, (Electromiografía), también se han realizado experimentos de medición de impedancia, con el fin de saber si se puede establecer un modelo único para modelar eléctricamente la piel. Durante la investigación no se ha encontrado un equipo o un método que busque medir la impedancia del cuerpo humano con el fin de evaluar tratamientos fisioterapéuticos, por esa razón y para esta investigación su aplicación difiere de las utilidades planteadas en esas propuestas anteriormente mencionadas.

1.3.OBJETIVOS DE LA INVESTIGACIÓN

1.3.1. Objetivo general

Plantear el diseño de una interfaz electrónica que tenga la capacidad de medir el valor de impedancia bioeléctrica promedio (Z / cm^2) para detectar el grado de atrofia muscular en una zona del cuerpo humano.

1.3.2. Objetivos específicos

Modificar el circuito RLC en paralelo, por el circuito RC, tomado como base del diseño, reemplazando la componente R, por la parte del cuerpo que se va a medir, está en paralelo al componente C valor constante del circuito, finalmente todo en paralelo a una fuente de micro corrientes de frecuencia variable.

Estimar la impedancia del circuito RC en paralelo, sustituyendo el valor de la componente R; enlazando al circuito la parte del cuerpo a medir, por medio de electrodos de gel, colocados sobre piel y músculo, aplicando las reglas del circuito Paralelo.

Proponer valores constantes e ideales para el componente C del circuito RC, y medir los valores de corriente, para resolver la ecuación de impedancia.

1.4. ALCANCES Y LIMITACIONES

1.4.1. Alcances

En esta investigación se pretende plantear esquemáticamente, una (interfaz), de acuerdo a la definición (Interfaz es un dispositivo capaz de transformar las señales generadas por un aparato en señales comprensibles por otro) esta propuesta se encargara de extraer de una zona del cuerpo humano, el dato de la medida relativa de la impedancia en piel y músculo, que esta zona del cuerpo presenta en un momento específico y expresarlo por medio de la ayuda de un dispositivo de medición eléctrica como un multímetro o tester. El objetivo principal es proporcionar una herramienta de mucha utilidad en el ámbito profesional de la terapia física.

1.4.2. Limitaciones

Para realización de esta investigación se presentan las siguientes limitaciones.

La impedancia nunca se podrá plantear como un modelo electrónico de valores únicos para todas las personas, debido a que esta presenta muchas variables tales como temperatura, viento, humedad, tiempo y grosor de la piel, a pesar estudiarse en una misma persona.

Por esta razón el valor de impedancia que se obtendría es relativo, no así inexacto.

Los valores que se lleguen a obtener de la interface se deben interpretar con la ayuda de un dispositivo de medición como un tester o un multímetro.

CAPÍTULO II ANTECEDENTES Y MARCO TEÓRICO- CONCEPTUAL

2.1 ANTECEDENTES HISTÓRICOS

2.1.1 Historia de la terapia Física

La (OMS) Organización Mundial de la Salud en 1958 define la fisioterapia como "la ciencia del tratamiento a través de: medios físicos, ejercicio terapéutico, masoterapia y electroterapia. Además, la Fisioterapia incluye la ejecución de pruebas eléctricas y manuales para determinar el valor de la afectación y fuerza muscular, pruebas para determinar las capacidades funcionales, la amplitud del movimiento articular y medidas de la capacidad vital, así como ayudas diagnósticas para el control de la evolución". (Carla, Blog Fisioterapia, 2015)

La (WCPT) Confederación Mundial por la Fisioterapia en el año de 1967 define a la Fisioterapia desde dos puntos de vista:

Desde el aspecto relacional o externo, la define como "uno de los pilares básicos de la terapéutica de los que dispone la Medicina para curar, prevenir y readaptar a los pacientes; estos pilares están constituidos por la farmacología, la cirugía, la psicoterapia y la fisioterapia". (Carla, Blog Fisioterapia, 2015)

Desde el aspecto sustancial o interno, como "Arte y ciencia del tratamiento físico, es decir, el conjunto de técnicas que mediante la aplicación de agentes físicos curan, previenen, recuperan y readaptan a los pacientes susceptibles de recibir tratamiento físico". (Carla, Blog Fisioterapia, 2015)

Fisioterapia en la Prehistoria

En estos primeros pasos de la fisioterapia en la prehistoria, el hombre primitivo utilizó los medios de la naturaleza para aliviar las enfermedades que los aquejaban, utilizaban, variados métodos muy singulares para nuestra era moderna entre los más destacados fueron los exorcismos, ensalmos, ciertos masajes, uso del frío y del calor como se observa en la figura 1.

Figura 1 . Prácticas Terapéuticas en la Prehistoria

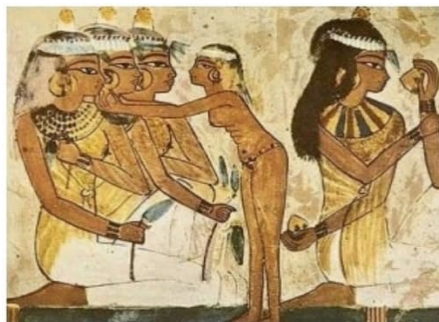


Nota: El uso del calor y el frío representaba una práctica común en este momento de la historia(<https://concept-of-physio.weebly.com/historia-de-la-fisioterapia,2015>).

Fisioterapia en el Antiguo Egipto

La terapia manual en esta etapa de la historia se hizo más notoria, esta práctica la realizaba un sanador suno o sinu, utilizaba el frío para la inflamación y el calor para algo más crónico y como su principal arma de curación, utilizaban la exposición al sol según se expone en la figura 2.

Figura 2. Prácticas Terapéuticas en el Antiguo Egipto

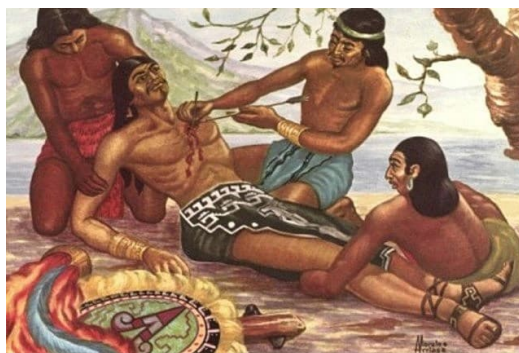


Nota: Los sanadores eran las figuras que practicaban las curaciones (<https://concept-of-physio.weebly.com/historia-de-la-fisioterapia,2015>).

Fisioterapia en la Antigua América

Las medicinas primitivas predominaban en las civilizaciones precolombinas, en la antigua América una enfermedad se consideraba un castigo divino, esto hacía pensar más en la influencia de métodos mágico-religioso también tenían procedimientos físicos para sanar, por ejemplo, en la civilización Azteca se descubrió la influencia de los vapores y el uso de agua fría y en sus tratamientos utilizaban las plantas medicinales ver figura 3.

Figura 3. Prácticas Terapéuticas en la Antigua América



Nota: Los aztecas utilizaban vapores, agua fría y plantas medicinales en sus tratamientos (<https://concept-of-physio.weebly.com/historia-de-la-fisioterapia,2015>).

Fisioterapia en la Antigua India

Estas civilizaciones presentaban textos muy arcaicos, verídicos y pragmáticos es decir que se refiere a la práctica, la ejecución y la realización de las acciones y no a la teoría o a la especulación. De estos se conoce lo que es la medicina ayurveda, un sistema médico originario de la India utilizado durante miles de años. Su principio o meta es limpiar el cuerpo y restaurar el equilibrio entre, la mente y el espíritu. Se utilizaban también regímenes de alimentación en los cuales se incluían hierbas medicinales, ejercicios, meditación, fisioterapia y otros métodos, utilizados actualmente. Más adelante aparece el yoga y las técnicas cinesiterápicas, que presenta a la cinesiterápica pasiva en la cual el paciente no realiza los movimientos terapéuticos y la cinesiterápica activa el paciente interviene activamente en los ejercicios. Cada uno de estos tipos tiene sus particularidades y ejercicios propios ver figura 4.

Figura 4. Prácticas Fisioterapéuticas en la Antigua India



Nota: En la antigua India se combinaban alimentación (vegetariana) y las posturas de yoga con técnicas de respiración y masaje (<https://concept-of-physio.weebly.com/historia-de-la-fisioterapia,2015>).

Fisioterapia en la China Antigua

En la China Antigua la salud y a la enfermedad se concebían como un equilibrio entre el Ying y el Yang, además contemplaban el masaje una propuesta terapéutica ver figura 5. "El tratamiento más adecuado para la parálisis, la fiebre y los escalofríos consiste en realizar ejercicios respiratorios y masajes de la piel y de los músculos, así como el ejercicio de manos y pies" Nei-Ching (1500 a.C.)

Figura 5. Prácticas en Antigua China



Nota: En la China Antigua el masaje se consideraba el tratamiento más adecuado (<https://concept-of-physio.weebly.com/historia-de-la-fisioterapia,2015>).

Grecia y Roma Clásica

Durante este periodo de la historia Hipócrates estructuró siete tratados en los que se refleja los agentes físicos como instrumento terapéutico ver figura 6. Hace su aparición la Helioterapia la cual dicta que "El sol saca del cuerpo del hombre lo que tiene de más ligero y sutil en sus humores" (Arnold Rikli n.1823). La hidroterapia hace también su aparición en la que se usaba agua fría en las enfermedades laxum y el agua caliente para las strictum, también ocupaban la hidroterapia como sedante, astringente en hemorragias e inflamación aguda, trastornos dolorosos de las articulaciones, y los ejercicios físicos junto al masaje.

Figura 6. Prácticas en la Antigua Grecia



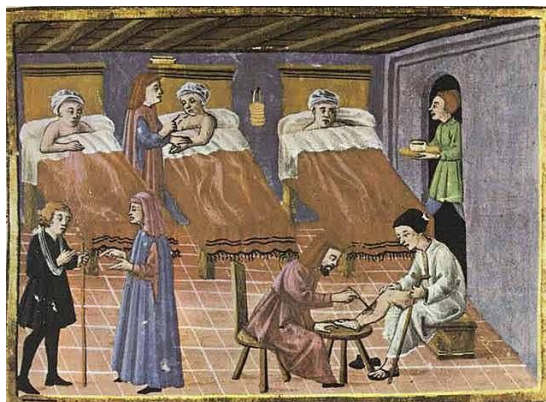
Nota: El masaje era una práctica terapéutica en la Antigua Grecia y Roma
(<https://www.timetoast.com/timelines/historia-de-la-fisioterapia-ecb53769-2346-4c90-b6ad-1dc58ca2d00b>,2023)

Fisioterapia en la Edad Media

Dentro de los principales hechos de la edad media, alrededor del siglo V al XII, lo que se llegaría a conocer como la alta Edad Media, religiosamente se produce una reacción restrictiva por parte del cristianismo, contra los espectáculos gimnásticos, llegando a suspenderlos prohibiendo las exhibiciones del cuerpo. Se produce la aparición de curanderos, amuletos, brebajes mágicos, plantas y encantamientos, hasta masajes con ungüentos. Los enfermos estaban asignados a los monjes ver figura 7.

Alrededor de los siglos XIII al XV aparece la baja Edad Media en la que destaca la farmacopea (plantas medicinales y estructuración de la naturaleza), se ha desarrollado una medicina europea gracias a la acción de las universidades; se prohibió la realización de ejercicio físico. Esta visión proviene del culto al alma que prevalece sobre el culto al cuerpo.

Figura 7. Prácticas en la Edad Media

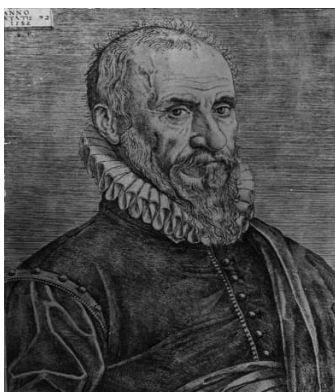


Nota: Los enfermos se dejaban al cargo de los monjes (<https://www.timetoast.com/timelines/historia-de-la-fisioterapia-ecb53769-2346-4c90-b6ad-1dc58ca2d00b>,2023).

Fisioterapia en el Renacimiento

Los avances de Andrés Vesalio figura 8 (fundador de la anatomía moderna) en el campo de la física experimental y aplicada, Ambroise Paré fue el primer cirujano que aplicó el masaje como remedio terapéutico del que se rescata esta frase "La cirugía tiene cinco cometidos: eliminar lo superfluo, restaurar lo que ha sido dislocado, separar lo unido, unir lo separado y modificar lo que la naturaleza a deformado" (Mundo, 2018) se escribe el libro del ejercicio y sus provechos (Cristóbal Méndez 1553), se desarrolló el remedio contra la gota y se difundió en un manual (Bernardino Gómez Miedes 1579) .

Figura 8. Andrés Vesalio



Nota: Fue el padre de la anatomía moderna (<https://animalpolitico.com/2018/03/ambroise-pare-el-barbero-convertido-en-medico-de-los-reyes-de-francia-que-cambio-la-cirugia-para-siempre,2018>)

Fisioterapia Siglo XVII y XVIII

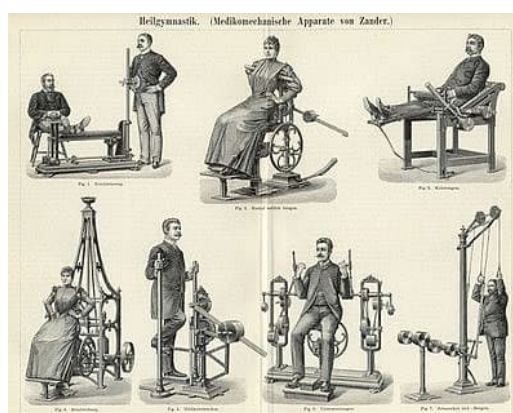
"Aparecen los precursores de la Hidroterapia, Richard Russell descubrió efectos beneficiosos del agua de mar, Vicente Pérez conocido como el médico del agua, Andry acuña la palabra de ortopedia, John Hunter comprobó la relación agonista/antagonista de los músculos, importancia a la movilización precoz, Joseph Clement Tissot recomendó la movilización en los pacientes quirúrgicos, insiste en que el cirujano debe considerar el ejercicio como una parte del tratamiento como cualquier otra prescripción. En 1744 la Real Academia de las ciencias comienza un informe anual sobre Electroterapia Médica, Pivati emplea la electro estimulación en las parálisis musculares, Luigi Galvani y Alessandro Volta descubren la excitación muscular mediante la electricidad". (Carla, Blog Fisioterapia, 2015)

Siglo XIX

"En este periodo la observación y la experiencia eran el fundamento del saber científico, Pierre Adolphe Piorry (1818) habla de la fisiología del masaje, Gustav Zander considerado el creador y

difusor de la mecanoterapia, John Shaw (1825) proporciona un programa de tratamiento para la escoliosis con ejercicios graduados, masaje y periodos alternativos de reposo, Johan Gerog Metzger complementa el masaje con electricidad y separa el masaje de la gimnasia, Faraday (1840) descubre el fenómeno de inducción, primer tipo de corrientes variables denominadas farádicas, Carlos Matteuci estudia el fenómeno de la electroterapia referido a la electrolisis, electropuntura y electrofisiología, Orsted (1820) descubre los fenómenos magnetoeléctricos". (Carla, Blog Fisioterapia, 2015)

Figura 9. Mecanoterapia de Gustav Zander



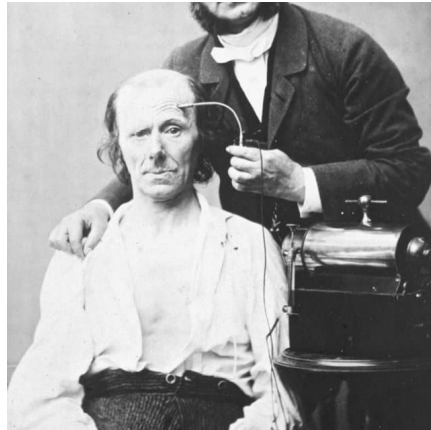
Nota: Las magníficas máquinas del doctor Zander para curar dolores que terminaron en los gimnasios modernos. (<https://www.bbc.com/mundo/noticias-40533531>,2017)

"Duchenne Boulogne (1833) considerado el padre de la electroterapia, utiliza las corrientes farádicas y establece el método de faradización localizada. Realiza estudios de parálisis traumática, atrofia muscular progresiva, excitación eléctrica de los nervios motores.

R. Remark demostró que ciertos puntos eran el lugar por donde los nervios motores entraban en los músculos y que estaban próximos a la piel; a partir de este descubrimiento comienza el uso de la electroterapia para enfermedades musculares, neuralgias y calambres. En 1958 publicó

Galvanoterapia de las Enfermedades de los Nervios y de los Músculos". (Carla, Blog Fisioterapia, 2015)

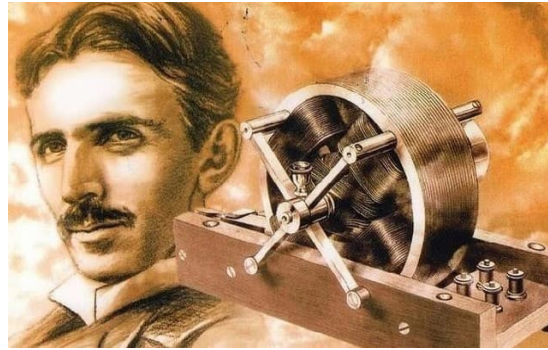
Figura 10. Dr. Guillaume Benjamín Amand Duchenne



Nota: Sus descubrimientos dieron lugar al inicio de la electroterapia para tratar enfermedades musculares, neuralgias y calambres. (<https://concept-of-physio.weebly.com/historia-de-la-fisioterapia,2015>).

"Nemec describió los fundamentos de la terapia interferencial, Tesla (1891) construyó un dispositivo formado por un condensador que se descargaba y cargaba con una bobina de inducción; D'Arsonval perfeccionó el aparato y lo introdujo en la terapéutica sentando las bases de la Diatermia, GILBERT Y CARNOT en la biblioteca terapéutica, definieron por primera vez el término de "Fisioterapia" como "la rama de la terapéutica que estudia y aplica los agentes físicos con fines exclusivamente terapéuticos", finalmente encontramos a Andrew Taylor Still padre de la osteopatía". (Carla, Blog Fisioterapia, 2015)

Figura 11. La bobina de inducción de Nicola Tesla



Nota: Esta invención basada en la rotación de campos magnéticos, supuso una enorme revolución en todos los sectores, desde el doméstico al industrial(<https://www.timetoast.com/timelines/inventos-de-nikola-tesla,2023>).

2.1.2 La terapia física en Costa Rica

"La rehabilitación en Costa Rica, nace después del 1899, cuando la Tuberculosis empieza a ocupar espacio dentro de la problemática del país. No es sino hasta los años de 1928 y 1929, cuando las cifras de personas con esta enfermedad discapacitante preocupa a las autoridades de salud y en 1937, El Doctor Raúl Blanco Cervantes, plantea al entonces Ministro de Salubridad la conveniencia de iniciar estudios para la construcción de un hospital en San José, que ofreciera mejores servicios para estas personas, donde se respetara la dignidad del paciente y mejoraran las condiciones para la recuperación". (Colegio, 2014)

Con la llegada al gobierno, del Dr. Rafael Ángel Calderón Guardia, en mayo de 1940 se dan a conocer una serie de políticas sociales y económicas que trajeron mucho más bienestar a los trabajadores de todos los ámbitos del país. Estos proyectos se convirtieron en ley que modificaron la estructura social y económica de la Costa Rica de los años 40.

"En lo que respecta a la rehabilitación, en este periodo aparecen personas pioneras, cuyas ideas y acciones promovieron e incentivaron la creación y funcionamiento de los primeros servicios que atendían necesidades derivadas de las crisis nacionales.

Para marzo de 1954 se dio en Costa Rica la epidemia más grande de poliomielitis que haya afectado al país. La padecieron alrededor de cincuenta mil niños, de los cuales, aproximadamente mil, tuvieron secuelas severas y otras ciento cincuenta y dos personas murieron. Estas graves consecuencias se dieron en tanto que no existía vacuna que combatiera esta enfermedad y la falta de especialistas en el área de la medicina física y rehabilitación necesarios para ayudar a estas personas". (Colegio, 2014)

"Al encontrarse, el país, desprovisto de capacidad para atender el problema, se ubicó a los afectados en el Hospital San Juan de Dios. El visionario de los procesos de rehabilitación el Dr. Humberto Araya, que se encontraba de pasantía en el Hospital, al toparse con este evento, colaboró en la atención de aquellos pequeños pacientes.

El Ministerio de Salubridad Pública, pidió ayuda a la Organización Mundial de la Salud (OMS), por medio de la cual se obtuvo ayuda de la Fisioterapeuta canadiense Jane Robinson y el Dr. Ernesto Saldívar. A ellos se unieron los ortopedistas costarricenses Doctor Jose Luis Orlish y Dr. Edgar Jiménez y posteriormente, el Dr. Alfonso Tohen, el mejor especialista en el área de la medicina física y rehabilitación de ese país ". (Colegio, 2014)

"La formación del recurso humano en rehabilitación, se inicia en el año 1973 dentro de la Sección de Tecnologías Médicas de la Facultad de Medicina en la Universidad de Costa Rica. Se recibía una capacitación de tres años con un enfoque pragmático, orientada a la solución de los problemas inmediatos, pero no se contaba con un plan curricular que brindara los conocimientos suficientes.

Estos terapeutas se apoyaron en las tendencias universales en el campo de la profesionalización y adquirieron conciencia social sobre la importancia de la verdadera formación de este recurso humano. El cambio en la formación de los profesionales en las diversas Terapias, se basa en ejes distintos que contemplan espacios para dar respuesta a la heterogeneidad de los problemas de la población, permiten una participación activa del paciente en las estrategias terapéuticas y enmarcan estas dentro de la red social personal, familia y comunidad". (Colegio, 2014)

"Con esta visión, en junio de 1994, nace en la Universidad Autónoma de Centroamérica, el Colegio Santa Paula, el cual profesionaliza la Terapia Física, Terapia Ocupacional, Terapia del Lenguaje y Terapia Respiratoria y Audiología. Asimismo, en el año 2001, la Universidad de Costa Rica abre la oferta de la carrera de Imagenología Diagnóstica y Terapéutica

Dado el crecimiento de profesionales en esta área, en el año 2004 surge la inquietud de formar un Colegio Profesional autónomo, el Colegio de Terapeutas de Costa Rica. Con este fin, se redactó un proyecto de Ley, que se tramitó bajo el expediente número 16775.

El 10 de octubre del año 2011, siete años después, se aprobó la Ley 8989 de Creación del Colegio de Terapeutas de Costa Rica, por parte de la Asamblea Legislativa". (Colegio, 2014)

2.2 MARCO TEÓRICO-CONCEPTUAL

2.2.1 ¿Qué es una terapia física o Fisioterapia?

La Fisioterapia o terapia física es una técnica muy particular, la cual ayuda a las personas a recuperar el movimiento muscular y esquelético, es por ello por lo que vale la pena el conocer las funciones de este tratamiento perteneciente a la medicina alternativa, puesto que de esa manera tendremos la posibilidad de recurrir a él cuando necesitemos de los beneficios de esta práctica.

En un espectro muy general, podemos decir que la Fisioterapia es una técnica que devine la medicina actual, la cual se ocupa de la rehabilitación física de la persona, la cual consiste en una serie de ejercicios localizados que ayudan a estimular ciertas partes del cuerpo que por una u otra razón se encuentran inhibidas o que simplemente no están completamente lúcidas para funcionar como corresponde.

Es muy común que se asocie la Fisioterapia como un tratamiento al que se recurre luego de una cirugía o de un periodo de recuperación muscular, aunque esta técnica también sirve para prevenir diferentes clases de lesiones como esguinces y otros tipos de problemas musculares.

La Fisioterapia tiene diversos fines, es por ello que esta técnica de rehabilitación se logra dividir en diferentes categorías según las técnicas que se utilicen, algo que, si bien es bastante interesante por la gran cantidad de usos que se le puede dar a esta terapia, no siempre todas las técnicas están disponibles, puesto que tan solo en las grandes clínicas fisioterapéuticas ubicadas en las ciudades más importantes pueden encontrarse la mayor parte de estas técnicas.

Hay que tener en cuenta que existen técnicas dentro de la Fisioterapia que ayudan a tratar determinadas lesiones o problemas posquirúrgicos, como así también el hecho de que existen

técnicas que ayudan a prevenir lesiones y futuros problemas, es por ello por lo que las técnicas existentes hacen una diferenciación de estos fines en particular.

Las técnicas más sobresalientes en la Fisioterapia son las siguientes:

Cinesiterapia

Existen muchas técnicas utilizadas por la Fisioterapia, entre ellas una de las más conocidas es la Cinesiterapia la cual consiste en un tratamiento basado en movilizaciones musculares o ejercicios pasivos que ayudan al paciente a recuperar la sensibilidad motora, ver figura 12 "La cinesiterapia también consiste en la reeducación a través del movimiento. Se emplea cuando existen problemas articulares o musculares, o como complemento de otras áreas de tratamiento. El movimiento puede ser pasivo (realizado por el terapeuta) o activo (realizado por la propia persona)". (Paco & Ursula, 2021)

Masoterapia

"La Masoterapia es una técnica previa a cualquier lesión, la cual ayuda a evitar cualquier clase de problema muscular, y simplemente consiste en el masaje de determinadas regiones para de esa manera prevenir cualquier lesión, algo muy recomendado para los que acostumbran a realizar deporte con frecuencia". (Centro, 2016) En masoterapia, un profesional médico capacitado y certificado (masajista) manipula los tejidos blandos del cuerpo (músculo, tejido conectivo, tendones, ligamentos y piel). El masajista utiliza diferentes grados de presión y movimiento. Por lo general, el masaje se considera parte de la medicina integral.

Figura 12. Aplicación de la Cinesiterapia



Nota: Cinesiterapia utilización del movimiento activo o pasivo para fines terapéuticos (<https://www.clinicamalai.es/cinesiterapia>).

Figura 13. Práctica de Masoterapia



Nota: La masoterapia es un conjunto de técnicas manuales que se emplean con el objetivo de rehabilitar lesiones corporales. (<https://www.webconsultas.com/ejercicio-y-deporte/medicina-deportiva/masoterapia-14136,2023>)

Mecanoterapia

"La Mecanoterapia es una técnica que utiliza medios mecánicos para lograr tratar determinadas regiones del cuerpo y de esa manera prevenir futuras lesiones". (Centro, 2016) También se puede definir la mecanoterapia como el empleo de aparatos especiales para producir movimientos activos o pasivos en el cuerpo humano, con el objetivo de curar o aliviar ciertas enfermedades.

Figura 14. Equipo de Mecanoterapia



Nota: La mecanoterapia emplea distintos aparatos mecánicos con el fin de producir movimiento en los pacientes (www.fisaude.it/posizionamento-in-piedi-p-9344.html, 2023).

Electroterapia

La Electroterapia nos permite prevenir, tratar futuras lesiones, con la ayuda de elementos eléctricos, como láser, corrientes eléctricas estimulantes e incluso también ultrasonidos. La electroterapia es un tratamiento fisioterapéutico que utiliza la corriente eléctrica para estimular zonas del organismo afectadas por el dolor nervioso, inflamaciones, músculos atrofiados y lesiones osteomusculares como se muestra en la figura 15.

Figura 15. Sesión de Electroterapia



Nota: La electroterapia es una técnica que se engloba dentro de la medicina física y rehabilitación para el tratamiento de lesiones y enfermedades por medio de la electricidad (www.akilesfisioterapeutas.com/es/servicios-de-fisioterapia/electroterapia).

2.2.2 ¿Que es la Electroterapia?

"La electroterapia, por definición, consiste en la aplicación de energía electromagnética (de diferentes formas) al organismo, con el fin de producir sobre el reacciones biológicas y fisiológicas, las cuales aprovecharemos para mejorar los distintos tejidos, cuando se encuentran sometidos a enfermedad o alteraciones metabólicas de las células que componen dichos tejidos, que a su vez forman el organismo vivo humano y animal en general". (José, 2000)

Figura 16. Aplicación de Electroterapia con electrodos de ventosa



Nota: La electroterapia es un tratamiento fisioterapéutico que utiliza la corriente eléctrica para estimular zonas del organismo afectadas por el dolor nervioso, inflamaciones, músculos atrofiados y lesiones osteomusculares (<https://fisiocasa.es/la-electroterapia-en-fisioterapia-y-sus-aplicaciones.2023>)

"El comportamiento eléctrico del organismo humano presenta una serie de características y propiedades que todo fisioterapeuta debe conocer para poder trabajar con algo de coherencia cuando aplica cualquiera de las corrientes que habitualmente ofrecen los distintos equipos y dispositivos destinados a tratamientos físicos.

El organismo es un conductor de segundo orden, es decir, los iones contenidos en las disoluciones y dispersiones coloidales, transmitirán la energía aplicada. Desde el punto de vista eléctrico y magnético, el organismo lo podemos dividir en cuatro tipos de tejidos los poco conductores, medianamente conductores, relativamente buenos conductores y los generadores de electricidad "

(José, 2000)

Figura 17. Experimento de conducción de electricidad del cuerpo

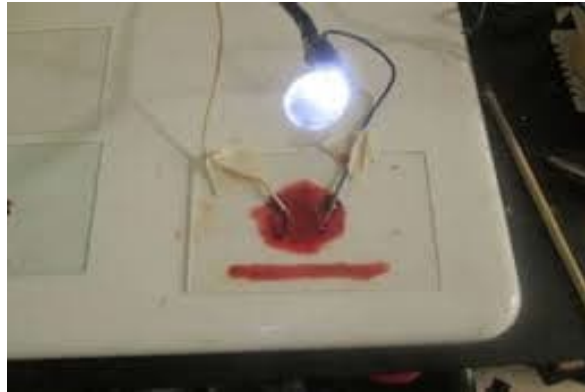


Nota: Una décima parte de un amperio es suficiente para matar a un ser humano común, pero el indio Raj Mohan Nair está fuera de esos parámetros (<https://www.sectorelectricidad.com/9749/el-hombre-electricidad-un-verdadero-super-humano,2014>)

"La mayor o menor conductividad, va a depender del mayor o menor contenido de agua como disolvente y sus solutos (disoluciones y dispersiones coloidales), los cuales van a ser conductores fundamentales de la energía eléctrica por el organismo. Es decir, el agua sola y por sí misma no es demasiado buena conductora, pero si los solutos en ella disueltos, ver figura 18.

Según lo antes expuesto: el hueso, la grasa, la piel callosa y gruesa, el pelo y las uñas, poseen la condición de ser poco conductores de electricidad. Por otro lado: la piel, tendones, fascias gruesas y cartílagos, poseen la condición de ser medianamente conductores. Finalmente: la sangre, la linfa, líquidos intra y extracelulares, tejidos musculares, vísceras, hormonas, tejido conjuntivo, líquidos orgánicos y tejido nervioso, poseen la condición de ser relativamente buenos conductores, debido a su proporción de agua y la cantidad de electrolitos que sustentan" (José, 2000)

Figura 18. Experimento de Conducción eléctrica de la sangre



Nota: La sangre debido a sus componentes se convierte en una solución muy conductiva
(<https://ri.ues.edu.sv/id/eprint/18727/1/Investigaci%C3%B3n%20sobre%20nano%20part%C3%ADculas.pdf>,2017,p5)

¿Qué es la Fascia?

"Hay diversas definiciones de la fascia; las tres nomenclaturas más comunes, incluida la del Comité Internacional Federativo de Terminología Anatómica de 1998, la definición incluida en la última edición británica de Gray's Anatomy de 2008 y la terminología más nueva y amplia sugerida en el último Congreso Internacional de Investigación de la Fascial en 2012 (Chaitow L., 2014a) (Schleip, Jager, & Klingler, What is 'fascia'? A review of different nomenclatures., 2012a), apuntan que la fascia es un tejido conjuntivo que forma una red tridimensional que rodea, sostiene, suspende, protege, conecta y divide los componentes musculares, esqueléticos y viscerales corporales; la cual se reorganiza a lo largo de las líneas de tensión impuestas en el cuerpo, lo cual puede generar estrés en cualquier estructura envuelta o relacionada con la fascia, con los consecuentes efectos mecánicos y fisiológicos ". (Iván, 2018)

Figura 19. Tejido como fascia



Nota: La fascia es un tejido que recubre todo el cuerpo humano, no solo es conductor eléctrico, sino que también puede transmitir sensaciones nerviosas.

(https://www.pinterest.com/pin/AUftm_aHDBdQYkpmLUis3uRAU54qDepCtkmhFIWGuN7ALt2GeN6R4E/,2023)

"La energía eléctrica se desplaza por el organismo en forma de electrones asociados a iones que se moverán por la fuerza electromotriz aplicada, ya sea por electrodos procedentes de una fuente de energía externa, o por cargas internas del organismo.

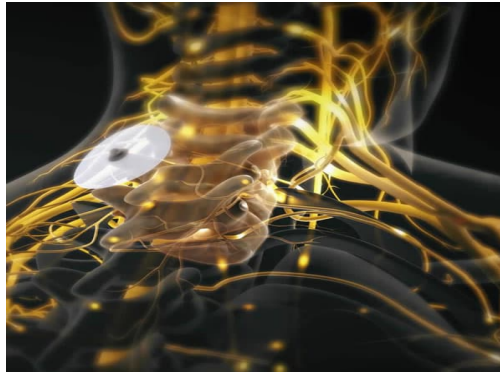
Del punto anterior deducimos que dentro del organismo se desplazan sustancias y elementos químicos que componen los tejidos, los cuales funcionan adecuadamente y están sujetos a, distintas proporciones de las sustancias mencionadas anteriormente, facilidad de desplazamiento y capacidad para producir reacciones bioquímicas que desencadenan el trabajo". (José M. R., 2000)

2.2.3 ¿Que son las microcorrientes?

"Las microcorrientes son una forma de corriente eléctrica que permite al fisioterapeuta brindar tratamiento en el rango de los microamperios (μA). Consiste en la introducción de corriente eléctrica a través de la piel, la cual es similar a la corriente generada por el organismo, se caracteriza por tener una intensidad muy baja y una carga insuficiente para excitar las fibras

nerviosas periféricas. Su aplicación es por lo tanto a nivel sub sensorial, el paciente generalmente no percibe el paso de la corriente". (Terapia, 2023)

Figura 20. Las microcorrientes



Nota: Las microcorrientes logran efectos terapéuticos en el cuerpo humano
(<https://nesa.world/microcorrientes>)

"Las microcorrientes están dosificadas en microamperios, de esta forma se entrega energía en la misma escala de valores que la corriente que produce el organismo a nivel de cada célula. Por este motivo se dice que el tratamiento con microcorrientes proporciona un aporte fisiológico a nivel celular. Se conoce también como bioestimulación o terapia bioeléctrica por su capacidad para estimular la fisiología celular y el crecimiento.

Las microcorrientes también se denominan con otros nombres como Estimulación pulsada en microamperios (μA), Corriente de Bajo Voltaje, MES (Micro Electro Estimulación), MENS (Micro Electro Neuro Estimulación, término mal empleado ya que esta forma de corriente no despolariza la célula nerviosa) ". (Terapia, 2023)

2.2.4 ¿Cómo trabajan las Microcorrientes?

"En el centro del átomo se encuentra el núcleo que está compuesto por protones y neutrones. La vieja teoría que imperaba en los años 60, era que los electrones giraban en órbitas alrededor del núcleo. La investigación moderna ha demostrado que los electrones vibran hacia delante y hacia atrás en órbitas alrededor del núcleo, en vez de girar en círculos continuos unidireccionales cada tejido fino en el organismo posee sus frecuencias específicas". (Terapia, 2023)

"La característica vibratoria individualizada y específica de cada átomo, es decir de cada tipo de tejido fino, varía específicamente en presencia de ciertas condiciones como pueden ser:

- Trauma.
- Inflamación.
- Tensión.
- Influencias ambientales, etc.

Cuando ocurre una lesión en el tejido fino, los electrones emiten una vibración anormal característica y única para cada tipo de lesión. Cuando aplicamos microcorrientes, se neutralizan estas vibraciones anormales, restableciéndose las vibraciones normales de los electrones. Mientras se neutralizan las frecuencias incorrectas del electrón hasta volver a sus vibraciones orbitales normales, la condición fisiológica de los tejidos finos comienza a normalizarse. La velocidad con que ocurren estos cambios varía de un paciente a otro". (Terapia, 2023)

"Algunos pacientes pueden experimentar un cambio notable inmediatamente después del tratamiento. En otros casos, los cambios se experimentan hasta pasadas 24 horas del tratamiento, los cambios ocurren siempre de forma progresiva. En pacientes con lesiones crónicas, los

resultados positivos generalmente, se inician a partir de la sexta sesión de tratamiento". (Terapia, 2023)

Características de las microcorrientes y sus efectos terapéuticos

Entre las características que presenta las microcorrientes y sus efectos terapéuticos, se pueden mencionar las siguientes:

- 1- Tipo de corriente: corriente constante para mantener un amperaje pequeño (en el orden de mA) fijo e independiente de los cambios de resistencia cutánea.
- 2- Forma del pulso: los pulsos pueden ser monofásicos o bifásicos rectangulares.

Ancho del pulso: 1 a 500 ms.

Amplitud de la corriente: 10 μ A – 1 mA. Se trabaja a nivel subsensorial.

Cada pulso de corriente tiene un tiempo de duración largo y amplitud baja, con mayor aprovechamiento de los efectos polares de la corriente y se disminuyen los riesgos de lesión.

Frecuencia del pulso: 0 – 1000 Hz. (rango de baja frecuencia), en la práctica se emplean frecuencias de estimulación muy bajas.

Tiempo de cada sesión de tratamiento: depende de la patología a tratar y de la técnica empleada. Oscila entre 10 a 20 minutos, aunque se reportan tiempos de tratamiento de hasta dos horas dos veces al día, en el caso de úlceras". (Terapia, 2023)

Reducción del dolor.

Incremento del índice reparativo del tejido y las heridas.

Aumento en la síntesis de proteínas.

Estimula la regeneración del tejido fino dañado.

Incrementa el ATP mitocondrial hasta en un 500%.

Estimula el SNA. Se emplea en el tratamiento del insomnio

Estimula el flujo linfático e inhibe puntos gatillo". (Terapia, 2023)

Corrientes más utilizadas en Electroterapia

"La electroterapia por definición trata del uso de la corriente eléctrica con fines terapéuticos. Esta modalidad terapéutica ha estado experimentando un nuevo auge en los últimos años. El desarrollo científico-técnico, el desarrollo de nuevas tecnologías, el desarrollo de microprocesadores, están marcando un salto evolutivo en las posibilidades terapéuticas, que sin dudas seguirán teniendo un impacto positivo en la recuperación de los pacientes". (Rodríguez, 2019)

"La corriente eléctrica posee capacidades terapéuticas por tanto es necesario conocer los fundamentos físicos que la sustentan como: la física de la electricidad, las propiedades del electromagnetismo y las leyes que rigen el comportamiento de las ondas electromagnéticas, asociando el conocimiento previo de las características y propiedades de los tejidos biológicos y finalmente para la electricidad, al igual que para el resto de nuestros agentes físico-terapéuticos,

se estudian los elementos biofísicos que se relacionan en la interacción del agente con el tejido" (Rodríguez, 2019)

Debido a la gran diversidad de formas, tiempos, nuevas corrientes, estas se agruparon en cuatro tipos.

Por su metodología o modo de aplicación

Las corrientes se aplican en general de acuerdo con cuatro métodos regulables; pulsos aislados, ráfagas o trenes, frecuencia fija, modulaciones o cambios constantes y repetitivos

Por los efectos generados

Al aplicar electroterapia en todo su campo de acción podemos encontrar, cambios bioquímicos estímulo sensitivo en fibra nerviosa, estímulo motor en fibra nerviosa o fibra muscular aporte energético una mejor adsorción de la energía en sus cambios metabólicos.

Por las frecuencias

Baja frecuencia de 0 a 1000 Hz, media frecuencia de 2.000 a 10.000 Hz, la banda de media frecuencia es muy amplia, pero en la actualidad únicamente se emplean desde los 2.000 hasta los 10.000 Hz, alta frecuencia en dos bandas; Radiofrecuencia de 500.000 hasta 2450 MHz (microondas), banda de la luz desde los infrarrojos medios y cercanos (IR-B e IR-A) hasta el límite de las radiaciones no ionizantes en los ultravioletas tipos (UV-A).

Por las formas de onda

Corriente galvánica tiene polaridad, es única en su grupo y se destina a provocar cambios electroquímicos en el organismo ver figura 20.

Interrumpidas galvánicas conformadas por pulsos positivos o negativos, pero todos en el mismo sentido, por lo tanto, poseen polaridad. Los pulsos pueden ser de diferentes formas y frecuencias, así como agrupados en trenes, impulsos aislados y, modulados o frecuencia fija, son las más características de la baja frecuencia.

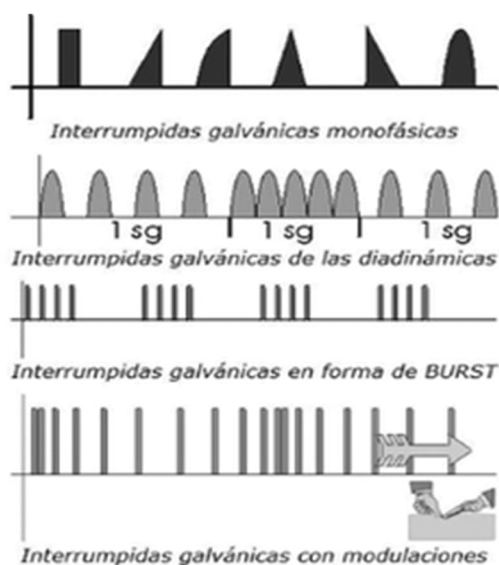
Alternas o Bifásicas reciben este nombre por su característica fundamental constante cambio de polaridad, en consecuencia, no poseen polaridad. La forma más característica es la sinusoidal perfecta de mayor o menor frecuencia, empleada en media y alta frecuencia.

Interrumpidas alternas y moduladas, normalmente consisten en aplicar interrupciones en forma alterna para formar pequeñas ráfagas o paquetes denominados pulsos o modulaciones. Se pueden observar en magnetoterapia y en algunos TENS.

Moduladas se caracterizan por ser corrientes que están sufriendo cambios constantes. Pueden pertenecer al grupo de las interrumpidas galvánicas o al de las alternas. Las modulaciones más habituales son las de amplitud, modulaciones en frecuencia y modulaciones en ancho del pulso.

Por lo que se refiere a la forma de la modulación, en media frecuencia las más habituales son la sinusoidal y la cuadrangular.

Figura 21. Formas de onda galvánicas



Nota: La galvánica tiene polaridad, es única en su grupo y se destina a provocar cambios electroquímicos en el organismo (<https://interferenciales.com.mx/blogs/noticias/los-lenguajes-de-la-electroterapia-y-la-clasificacion-de-sus-corrientes,2019>)

2.2.5 ¿Que es la Impedancia?

La impedancia de un componente o de un circuito, representa la cantidad de ohm Ω con los que se opone a la circulación de corriente. Es la suma vectorial de la resistencia más la reactancia. La parte real es la resistencia del circuito y la parte imaginaria la reactancia, matemáticamente, la unidad de la impedancia es el ohm Ω y la letra que la representa es la Z, se puede explicar y representar de la siguiente forma:

$$Z=R+Xj$$

De la anterior ecuación decimos que R es la Resistencia parte real y Xj es la reactancia, la parte imaginaria. Las reactancias tanto inductiva como capacitiva matemáticamente se pueden representar de esta forma:

$$X_c = -j1/\omega C$$

$$X_L = j \omega L$$

De la anterior ecuación decimos que X_c es la reactancia capacitiva y X_L es la reactancia inductiva, al estar las dos reactancias en el eje imaginario del plano complejo se llegan a sumar.

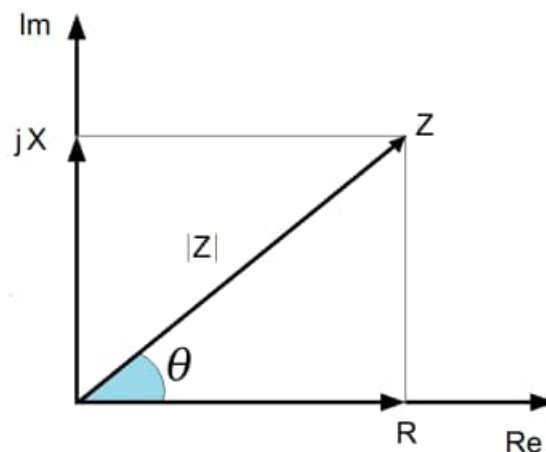
$$X = X_L - X_c$$

$$X = j (\omega L - 1/\omega C)$$

Cuando un circuito tiene resistencias y reactancias, la ley de Ohm se generaliza incluyendo la impedancia:

$$Z = V/I$$

Cuando se está representando a la tensión (v) y la corriente (i) en corriente alterna se usan minúsculas, en corriente continua o directa, se usan mayúsculas. La representación gráfica en el plano cartesiano complejo de una impedancia es la siguiente:



También se puede definir la impedancia como, la referencia a un conjunto de cualidades que presenta la materia cuando es sometida a la energía eléctrica, fundamentalmente si las corrientes presentan variaciones de polaridad, de intensidad o de voltaje.

Resulta un concepto complejo de asimilar, pero nos centraremos en la idea básica, resistencia Óhmica (R) o parte real su efecto es de detener al paso energía provocando una caída en la tensión y disminuyendo el paso de intensidad o corriente. Resistencia inductiva (XI) parte imaginaria resiste el cambio de corriente, cuando esta es variable (solamente variable). Características propias de las bobinas. Resistencia Capacitiva (XC) también parte imaginaria, resiste el cambio de voltaje o fuerza electromotriz (solamente variable), característica propia de los condensadores.

2.2.6 ¿Qué es la impedancia Corporal o impedancia bioeléctrica?

Basados en la capacidad que tiene el organismo para conducir una corriente eléctrica, se desprende el término de impedancia bioeléctrica la cual consiste en calcular la impedancia total del cuerpo humano.

Este término de impedancia, se puede definir como la oposición de un conductor en este caso el cuerpo, al flujo de una corriente alterna, dicha medida está compuesta por dos vectores, resistencia y reactancia.

"Los parámetros físicos de (resistencia y reactancia) dependen del contenido en agua y de la conducción iónica en el organismo. Son definidos de la siguiente forma: Resistencia (R), es la oposición del tejido al paso de la corriente (físicamente, la oposición de un conductor al paso de la corriente alterna) y Reactancia (Xc), es el otro efecto negativo sobre la conducción eléctrica y está descrito por el comportamiento como condensador de la membrana celular y depende de la frecuencia de la señal". (Universidad, 2023)

En el año de 1943, Nyober y colaboradores, demostraron que la Impedancia (Z) estaba relacionada a los volúmenes biológicos, la Impedancia se expresa matemáticamente con la fórmula $(Z = \sqrt{R^2 + Xc^2})^2$, donde Z= Impedancia; R= resistencia; Xc= reactancia. Está comprobado que la conductividad eléctrica es mayor en el tejido magro, respecto al tejido adiposo, debido a que el tejido magro contiene prácticamente casi todo el agua y los electrolitos del cuerpo. Por tanto, es sobre la masa magra que es posible medir la impedancia a partir del agua.

Por otro lado, la conductividad que presentan los componentes como la sangre o la orina es alta, la del músculo intermedia y la de huesos, grasa o aire es baja.

"Existe una menor resistencia al flujo de la corriente en regiones con una gran área transversal, como el tronco, mientras que la resistencia es mayor en zonas con menor área transversal, como los brazos. Por otra parte, la reactancia varía dependiendo de la frecuencia y en valores que se encuentran muy altos o muy bajos es prácticamente nula; con frecuencias intermedias la

transformación angular de la relación entre reactancia y resistencia se denomina ángulo de fase".
(Universidad, 2023)

"Cuando se produce un aumento en la señal de la frecuencia aplicada al cuerpo, la corriente penetra las membranas celulares produciendo un incremento de la reactancia, por tanto, se produce una disminución de la resistencia y un incremento del ángulo de fase" (Lukaski,1996). "El efecto condensador llega a su pico máximo, con el máximo valor de reactancia; pero a medida que la frecuencia continúa aumentando el efecto condensador se reduce y la reactancia disminuye".
(Universidad, 2023)

Investigadores reportan que, cuando la frecuencia es baja entre 1kHz y menor 10 kHz la corriente no atraviesa la membrana celular, por tanto, la resistencia obtenida es relativa sólo a la masa extracelular. Por el contrario, a frecuencias 50-100 kHz si atraviesa la membrana celular y se determinan los compartimientos extra e intra celular, equivalentes al agua corporal total, lo cual permite determinar la masa celular total y la masa intra celular, generalmente se utiliza una intensidad de corriente de 800 μ A. (Deurenberg, 1992)

Como premisa básica la impedancia de un sistema geométrico que depende de; la longitud y configuración del conductor, área transversal y de la frecuencia de la señal. Para ello se considera que el cuerpo humano es como un cilindro.

"La impedancia corporal Z será igual a $\rho L/A$, donde ρ es una constante que depende de la resistividad del conductor, L es la longitud y A el área. Por tanto, $Z = \rho L/A$ lo cual se transforma (multiplicando por L/L el lado derecho de la ecuación) en $Z = \rho L^2/V$, donde V es el volumen del conductor. Finalmente tenemos $V = \rho L^2/Z$ ". (Universidad, 2023)

"Como la magnitud de la reactancia es pequeña en relación con la resistencia y la resistencia es un mejor predictor de la impedancia que la reactancia, el volumen también puede ser expresado como $V = \rho L^2 / R$ ". (Universidad, 2023)

"Por otro lado, en la práctica se estima que el agua corporal total es $= a Ht^2 / Z + c$, donde a y c son dos constantes y Ht es la altura del individuo. El valor de las constantes se obtiene calibrando los valores de agua intra celular con los medidos por otra técnica (isótopos, densitometría, etc.).

Una vez que se conoce el Agua Corporal Total (ACT) se calcula la Masa Libre de Grasa (MLG), asumiendo que ésta tiene un grado de hidratación constante (73,2%) y que la hidratación del tejido adiposo es mínima, utilizando el modelo de dos compartimientos (Masa Libre de Grasa y Masa Grasa) restando la MLG (Masa Libre de Grasa) del peso corporal total se obtiene la MG (Masa Grasa)". (Universidad, 2023)

En la medición de impedancia bioeléctrica se pueden producir errores a la hora de estimar, el agua corporal total y la masa libre de grasa. Por lo que para mejorar la precisión es necesario medir la estatura y el peso del individuo bajo condiciones estandarizadas (normas internacionales), así como una serie de factores, como la ingesta de líquidos, alimentos o alcohol, realización de ejercicios físicos en horas previas al análisis, la presencia de procesos febriles, deshidratación o edema y los períodos menstruales. Igualmente, existen otros factores relacionados con la aplicación de la técnica, que también se deben considerar, como son la ubicación de los electrodos en el cuerpo a la hora de la medición, la posición del sujeto y la presencia de objetos metálicos, limpieza de la superficie o piel donde se colocaran los electrodos.

2.2.7 ¿Qué es el Capacitor?

Un condensador tiene la propiedad para almacenar la energía en un motor o una memoria, pero a diferencia de una batería que almacena energía en forma de potencial químico, los condensadores almacenan energía en forma de potencial eléctrico. Otra característica es que la corriente de fuga es mayor en los condensadores que en las pilas, lo que significa que los condensadores no pueden mantener la carga tanto tiempo como las pilas, una de sus principales características de este dispositivo es la capacitancia.

Figura 22. Distintos tipos de capacitores



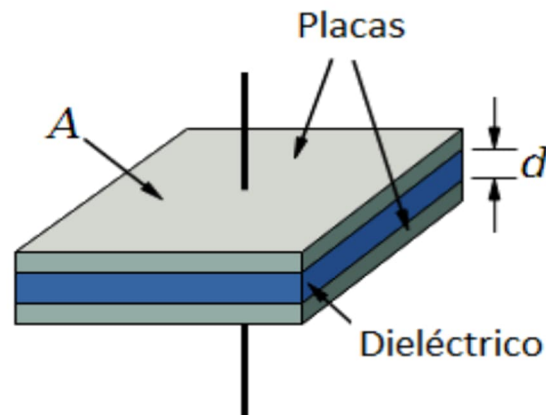
Nota: Los condensadores son dispositivos de filtrado que se utilizan abundantemente en circuitos electrónicos y aplicaciones. Hay muchos tipos diferentes de condensadores

(<https://electrotec.pe/blog/condensadoresNEW>).

Un condensador es un dispositivo que puede almacenar cargas eléctricas y también puede utilizarse para proteger los circuitos de picos eléctricos no deseados. En el interior de un condensador hay dos placas metálicas de un material conductor, como el aluminio, estas placas están separadas por un material aislante, también conocido como dieléctrico.

El rápido movimiento de electrones entre las dos placas de un condensador lo hace muy útil en aplicaciones electrónicas.

Figura 23. Estructura del capacitor



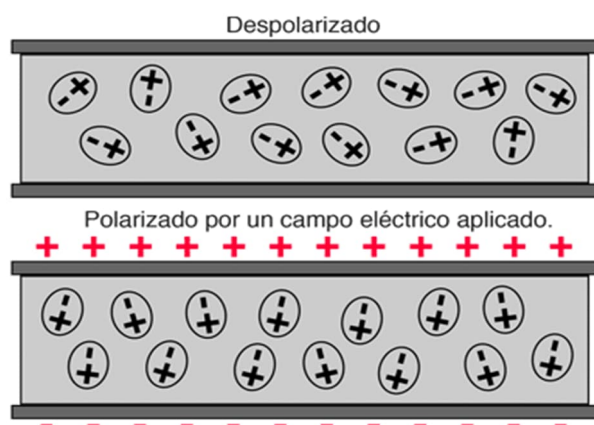
Nota: El funcionamiento de capacitores o condensadores elemental puede ser construido a partir de dos láminas o placas metálicas conductoras separadas por un Dieléctrico

(<https://todoelectronico.tech/2022/06/29/sobre-funcionamiento-de-capacitores-o-condensadores.2022>)

Los capacitores poseen una polarización la cual consiste en la orientación de las moléculas polares, dentro del dieléctrico, hacia los electrodos opuestos.

Un dieléctrico está formado por muchas moléculas polares, que tienen un extremo positivo y otro negativo. Cuando el condensador no almacena carga, no hay campo eléctrico, y estas moléculas apuntan aleatoriamente en diferentes direcciones.

Figura 24. Despolarización y polarización del capacitor



Nota: El dieléctrico debe ser un buen aislante eléctrico para reducir al mínimo las fugas de corriente DC a través del condensador (<http://hyperphysics.phy-astr.gsu.edu/hbasees/electric/dielec.html>).

Cuando se aplica un voltaje a un condensador, se genera un campo eléctrico, entonces los extremos positivos de las moléculas son atraídos por la placa cargada negativamente y viceversa. Como el dieléctrico es un aislante y las moléculas no pueden desplazarse las moléculas polarizadas se orientan de forma que las cargas opuestas de las moléculas y las placas se enfrentan.

Como el campo eléctrico de las moléculas polarizadas está en la dirección opuesta a las placas del condensador, la diferencia de potencial se reduce y la capacidad del condensador para almacenar carga por unidad de diferencia de potencial aumenta.

Tipos de Capacitor

Existen en el mercado varios tipos de capacitores, los cuales se diferencian por sus usos y características físicas y eléctricas.

Capacitor electrolítico

Tienen la capacidad de liberar grandes cantidades de energía en muy poco tiempo, cualidad que hace que sea utilizado como capacitor de arranque de motores eléctricos que requieren de una gran potencia inicial. Es importante tener en cuenta que no funcionan bien con una corriente alterna porque puede producir un cortocircuito ver figura 25.

Figura 25. Capacitor electrolítico

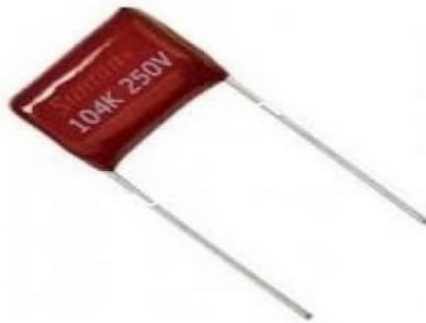


Nota: Este condensador usa un electrolito que actúa como primera armadura o cátodo (electrodo negativo), el cual, al recibir una tensión adecuada, deposita una capa aislante sobre ánodo (es decir, la cuba o segunda armadura). Suele usarse como oscilador, como generador de frecuencias o para modularla señal en fuentes de alimentación (<https://www.quartux.com>).

Capacitor de poliéster

Tienen una gran potencia y responden rápidamente. Sus usos más comunes se dan en aplicaciones de conexión y desconexión de corriente continua, para filtrar señales de baja tolerancia y sistemas de audio.

Figura 26. Capacitor de poliéster

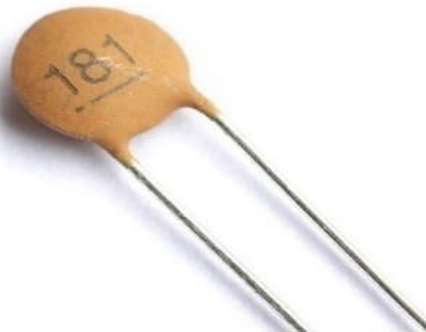


Nota: Tienen ventajas sobre los condensadores de papel por su capacidad para reducir su tamaño, además de tener un alto rendimiento y una escasa pérdida de potencia (<https://www.quartux.com>).

Capacitor Cerámico.

Por sus características, este capacitor puede funcionar a distintas frecuencias, incluso las microondas. Gracias a las propiedades de la cerámica, prácticamente no tienen pérdidas.

Figura 27. Capacitor Cerámico



Nota: Usan diversos tipos de cerámica como elemento dieléctrico y pueden estar formados por una sola lámina de dieléctrico o por láminas apiladas (<https://www.quartux.com>).

¿Qué es la Capacitancia?

La capacitancia es la capacidad de un componente o circuito para recoger y almacenar energía en forma de carga eléctrica. Los capacitores son componentes electrónicos que almacenan energía, se pueden encontrar en muchos tamaños y formas.

La unidad de capacitancia es el coulomb por volt o farad (F). Por tanto, si un capacitor tiene una capacitancia de un farad, una transferencia de carga de un coulomb al capacitor elevará su potencial en un volt. No se puede aumentar indefinidamente el valor de una tensión a un capacitor.

La capacitancia se expresa como la relación entre la carga eléctrica de cada conductor y la diferencia de potencial (es decir, tensión) entre ellos. El valor de la capacitancia de un capacitor se mide en faradios (F); denominados así en honor al físico inglés Michael Faraday (1791-1867).

Las capacitancias se utilizan en la sincronización, para la creación de formas de onda, el bloqueo de la corriente continua y el acoplamiento de señales de corriente alterna, el filtrado y el suavizado y, por supuesto, el almacenamiento de energía.

Con la ayuda de un multímetro, se puede determinar la capacitancia cargando un capacitor con una corriente conocida, luego se mide la tensión resultante y finalmente, calcula la capacitancia.

Un buen capacitor almacena una carga eléctrica y puede permanecer energizado después de que se desconecta la energía.

La capacitancia está relacionada estrechamente con un capacitor, no obstante, esta propiedad puede estar presente en muchos otros lugares y componente, es por esto, que siempre debemos tener cuidado con el efecto de capacitancia al momento de diseñar ciertos circuitos.

La configuración de placas y dieléctrico, de los condensadores le permiten almacenar energía en forma de carga eléctrica, de esta forma, está presente la capacitancia, el tipo de material dieléctrico y la distancia entre las placas determinan el valor de la capacitancia presente en el capacitor.

2.2.8 ¿Qué es la Resistencia Eléctrica?

La resistencia es la oposición al flujo de corriente en un circuito eléctrico como se observa en la figura 27, se mide en ohmios y está representado con el símbolo griego de Omega (Ω), también se puede representar con la letra (R). El nombre de ohmios es en honor a Georg Simón Ohm (1784-1854), un físico alemán que estudió la relación entre voltaje, corriente y resistencia. A él se le atribuye la formulación de la ley de Ohm.

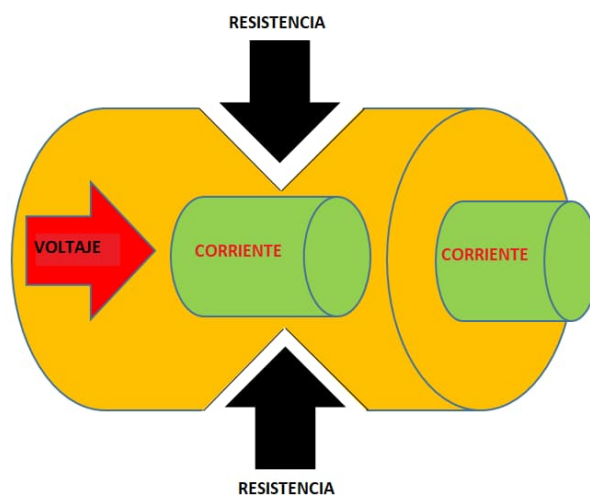
"El flujo de carga a través de cualquier material encuentra una fuerza opuesta que es similar en muchos aspectos a la fricción mecánica. A esta oposición, debida a las colisiones entre electrones y entre electrones y otros átomos en el material, que convierte la energía eléctrica en otra forma de energía como el calor, se le llama resistencia del material". (Boylestad, 2004)

Los materiales en cierta medida resisten al flujo de corriente. Se pueden clasificar en dos grandes categorías:

Conductores: materiales que muestran muy poca resistencia, donde los electrones pueden moverse fácilmente. Entre los cuales podemos encontrar: metales como plata, cobre, oro y aluminio.

Aislantes: materiales que presentan, resistencia muy elevada y restringen es decir se oponen a el flujo de electrones. Entre los cuales podemos encontrar: goma, papel, vidrio, madera y plástico.

Figura 28. Representación gráfica de la resistencia de un conductor



Nota: Demostración de la dirección del voltaje y la corriente en un punto de resistencia. Adaptada de Que es la Resistencia,2023, (<https://www.fluke.com/es-sv/informacion/blog/electrica/que-es-la-resistencia>)

En un circuito eléctrico se puede calcular la resistencia total del sistema, o la resistencia de cada receptor, dentro del circuito, a través de la ley de Ohm. Si bien en los circuitos pequeños la resistencia de los conductores se considera la mayor parte de las veces cero, cuando hablamos de circuitos donde los cables son muy largos, debemos calcular el valor de la resistencia del conductor entre un extremo y el otro es decir la resistencia del cable.

El Resistor

La resistencia o resistor es un componente electrónico, utilizado regularmente en todos los circuitos eléctricos. Su objetivo es alterar o modificar el paso de la corriente y en otros casos generar calor, es uno de los componentes más usados en la electrónica. El valor resistivo se mide en Ohms y se usa el símbolo Ω para denotar esta característica.

Los resistores, son componentes pasivos, así como los capacitores e inductores, el objetivo de un resistor es producir una caída de tensión, esta es proporcional a la corriente que la atraviesa; por la

ley de Ohm tenemos que $V = IR$. Idealmente, el valor del resistor debería ser constante, independientemente del tiempo, temperatura, corriente y tensión al que está siendo sometido y si bien los resistores actuales se aproximan mucho al ideal, estos sufren variaciones en su valor debido a las causas ya mencionadas.

Por sus componentes de construcción, podemos agrupar los resistores en distintos tipos:

- De hilo bobinado
- Carbón prensado
- Película de carbón
- Película óxido metálico
- Película metálica
- Metal vidriado

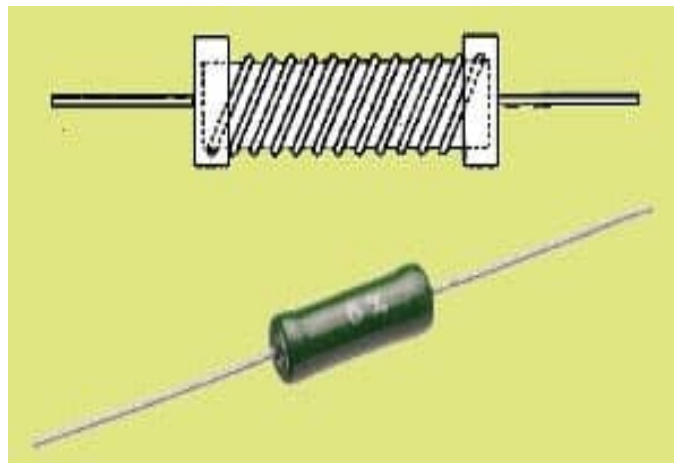
Por su modo de funcionamiento, los podemos separar en:

- Dependientes de la temperatura (PTC y NTC)
- Resistores variables, potenciómetros y reóstatos

Resistor de hilo Bobinado

Fueron de los primeros estilos en fabricarse, actualmente se utilizan para potencias elevadas de disipación. Constituidos por un hilo conductor bobinado en forma de hélice o espiral sobre un sustrato cerámico ver Figura 29.

Figura 29. Resistor de hilo bobinado



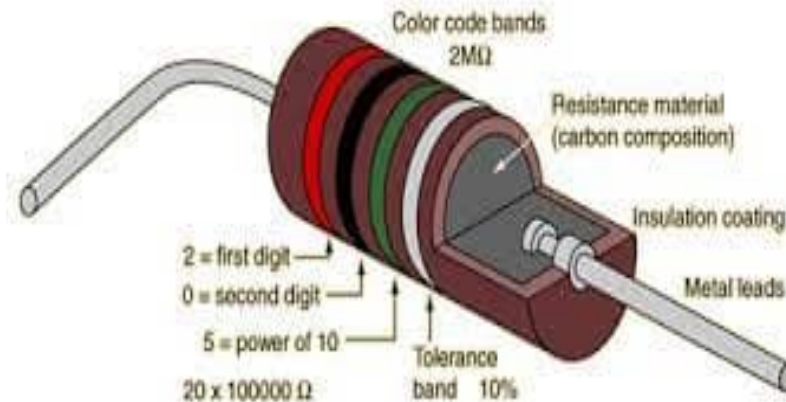
Nota: Composición Externa e Interna de un Resistor de Hilo Bobinado,

<https://catedra.ing.unlp.edu.ar/electrotecnia/electronicos2/download/Herramientas/Resistores.pdf>

Resistor de carbón prensado

Al igual que los resistores de hilo bobinado, estos fueron de los primeros en fabricarse, igualmente en los inicios de la electrónica. Construidos en su mayor parte por grafito en polvo, el cual se prensa hasta formar un cilindro. Las patas de conexión se implementaban con hilo enrollado en los extremos del cilindro de grafito, tiempo después se mejoró el sistema mediante un tubo hueco cerámico en el cual se prensaba el grafito en el interior y finalmente se colocaban unos bornes a presión con patillas de conexión ver Figura 30.

Figura 30. Resistor de carbón prensado



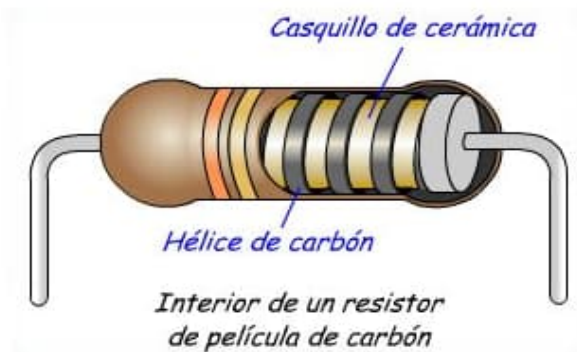
Nota: Composición Externa e Interna de un Resistor de Carbón Prensado,

<https://catedra.ing.unlp.edu.ar/electrotecnia/electronicos2/download/Herramientas/Resistores.pdf>

Resistores de película de carbón

Su construcción consta de un depósito fino de carbono a manera de película, sobre un sustrato aislado y luego se corta en un cuerpo en espiral. Su valor de resistencia se controla variando la proporción de carbono a aislante. Las conexiones externas se hacen mediante cazoletas metálicas a las que se une hilos de cobre bañados en estaño para facilitar la soldadura. Finalmente, se le baña de laca ignífuga y aislante o incluso vitrificada para mejorar el aislamiento eléctrico ver Figura 31.

Figura 31. Resistores de película de carbón



Nota: Composición Externa e Interna de un Resistor de Película de Carbón,

<https://catedra.ing.unlp.edu.ar/electrotecnia/electronicos2/download/Herramientas/Resistores.pdf>

Resistores de película metálica

Hoy en día, es uno de los más construidos con características de mejoradas en cuanto a ruido y estabilidad, Se fabrican con una fina capa de metal (cromo, níquel) que se enrolla sobre un soporte aislante y en los extremos se prensan dos capuchones, soportan mejor el paso del tiempo, permaneciendo su valor en ohmios durante un mayor período. Son muy parecidas a las de película de carbón ver Figura 32.

Figura 32. Resistores de película metálica



Nota: Imagen de una Resistencia de Película Metálica, 2023

(<https://www.viking.com.tw/es/category/Resistencia-de-pelcula-metlica-Serie-MFR/Resistor-MFR.html>).

Resistores de película de óxido metálico

Son similares a las resistencias de película de carbón de acuerdo a su fabricación, y eléctricamente hablando se parecen a las resistencias de película metálica. Construidos con una fina capa de óxido metálico (estaño o latón), son más costosos que y no son muy comunes, son muy resistentes a daños mecánicos y a la corrosión por la humedad ver Figura 33.

Figura 33. Resistores de película de óxido metálico



Nota: Este tipo de resistencia de película delgada posee diferentes formas y sus dimensiones son personalizables. Tienen una potencia nominal que oscila entre 10W y 20W. Una característica de tipo de resistencias es la capa protectora de la superficie de cerámica, Changzhou Southern Electronic Element Factory Co., Ltd, (<http://inductorscn.com/3-2-4-ryh-metal-oxide-film-resistor.html>).

Resistores de metal vidriado

Construida con una película de vidrio con polvo metálico, similares a las de película metálica, responden mejor ante sobrecargas de corriente, debido a la inercia térmica que le confiere el vidrio que contiene su composición. Su coeficiente térmico es del orden de 150 a 250 ppm/°C. Se encuentran en potencias de hasta 3 watts ver Figura 34.

Figura 34. Resistores de metal vidriado



Nota: Resistores de Metal Vidriado, Block de Electrónica Básica, 2016
(<http://electronicaentusmanos.blogspot.com>).

2.2.9 El Circuito RLC

"En electrodinámica, un circuito RLC es un circuito lineal que contiene una resistencia eléctrica, una bobina y un capacitor. Existen dos tipos de circuitos RLC, en serie o en paralelo, según la interconexión de los tres tipos de componentes. El comportamiento de un circuito RLC se describe

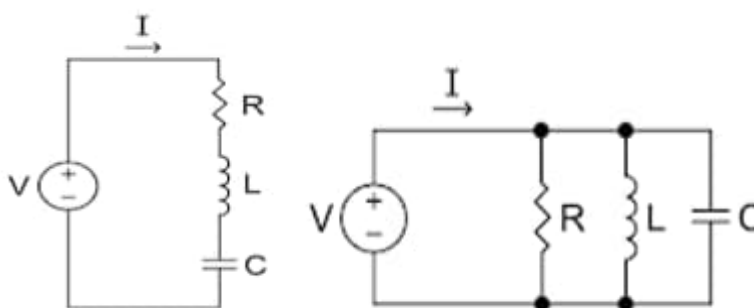
generalmente por una ecuación diferencial de segundo orden (en donde los circuitos RC o RL se comportan como circuitos de primer orden". (Wikipedia, 2023)

El circuito RLC, forma un oscilador armónico de corriente y resonando de la misma forma que un circuito LC. Al colocar un resistor cualquier oscilación inducida en el circuito disminuirá en el tiempo, de no conectarse a una fuente de energía, esto es llamado oscilación forzada. La resistencia es inevitable en los circuitos reales, aunque no se incluye como componente de un circuito.

"Los circuitos eléctricos RLC tienen una importancia fundamental en la Ingeniería Eléctrica debido a que muchos problemas se solucionan con este tipo de circuitos, conociendo las leyes y relaciones matemáticas que lo rigen. Existen muchas aplicaciones del circuito RLC tales como: circuitos osciladores variables de sintonización, filtros de audiofrecuencias (pasa baja, pasa alto y banda) " (Pazmiño, 2011)

Un circuito eléctrico RC de primer orden, son sistemas lineales e invariantes en el tiempo están compuesto por una resistencia y un condensador, en su forma más simple. Estos se pueden usar para filtra una señal alterna, al bloquear ciertas frecuencias y dejar pasar otras. Estos se conocen como filtro paso alto, filtro paso bajo, filtro paso banda, y el filtro de rechazo de banda.

Figura 35. Circuito RLC en serie y paralelo



Nota: Un circuito RLC es un circuito AC (Corriente Alterna) formado por una Resistencia (R), una bobina o inductancia (L) y un condensador (C). Este tipo de circuito puede ser RLC serie o RLC paralelo,

2016 (<http://biomuro.blogspot.com/2016/12/resonancia-en-circuitos-rlc.html>)

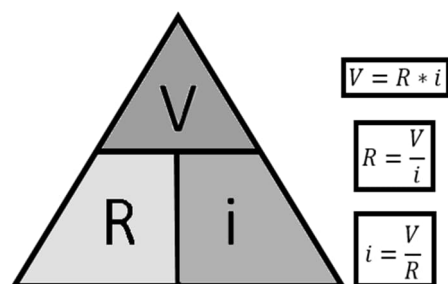
2.2.10 La Ley de Ohm

"La ley de Ohm se usa para determinar la relación entre tensión, corriente y resistencia en un circuito eléctrico. Para los estudiantes de electrónica, la ley de Ohm ($E = IR$) es tan fundamental como lo es la ecuación de la relatividad de Einstein ($E = mc^2$) para los físicos. Cuando se enuncia en forma explícita, significa que tensión = corriente x resistencia, o voltios = amperios x ohmios, o $V = A \times \Omega$. La ley de Ohm recibió su nombre en honor al físico alemán Georg Ohm (1789-1854)". (Mazur, 2023)

"Una excelente analogía para el más sencillo de los circuitos eléctricos es el agua que hay en una manguera conectada a una válvula de presión. Considere que los electrones en un alambre de cobre representan el agua en la manguera, la válvula de presión sería el voltaje aplicado, y el tamaño de la manguera constituiría el factor que determina la resistencia. Si la válvula de presión está cerrada, el agua simplemente permanece en la manguera sin moverse, tal como los electrones en un conductor sin un voltaje aplicado. Si abrimos la válvula de presión, el agua fluirá a través de la manguera tal como lo harán los electrones en un alambre de cobre cuando se le aplique un voltaje.

En otras palabras, la ausencia de la “presión” en un caso y del voltaje en el otro resultará simplemente en un sistema sin movimiento o reacción. La velocidad a la que el agua fluirá en la manguera es una función del tamaño de la manguera. Una manguera con un diámetro muy pequeño limitará la velocidad a la que el agua puede fluir por ella, de la misma forma que un alambre de cobre con diámetro pequeño presentará una resistencia alta y limitará la corriente” (Boylestad, Introducción al Análisis de Circuitos, 2004)

Figura 36. Pirámide de la Ley de Ohm para montar fórmulas



Nota: La unidad usada en la Ley de Ohm son: en la tensión o voltaje (V) es el Voltio «V», la unidad de la corriente (i) es el Amperio «A» y la unidad de la resistencia eléctrica Ω (<https://ecuacionde.com/ley-de-ohm>.)

2.2.11 Las Fuentes de Alimentación

Las fuentes de alimentación, o fuentes de poder suministran energía a una carga específica. Pero para diferenciarlo, podemos decir que las fuentes de poder o de alimentación se pueden comportar como fuentes de voltaje o como fuentes de corriente.

Todo aquello conectado a la fuente de voltaje que reciba energía, se denomina carga, algunos ejemplos de carga son, circuitos, una resistencia, un capacitor, un automóvil, un motor. Por ello, tenemos que recordar que existen leyes en la física y una muy importante es la ley de ohm con la fórmula para el voltaje:

$$V = R \cdot I$$

Podemos ver que, el voltaje es una variable que siempre depende de la corriente y de la resistencia. Esto causa algunas limitaciones físicas que se tienen que tomar en cuenta cuando se quiera operar una fuente de poder como fuente de voltaje o fuente de corriente.

"Una fuente ideal es aquella que suministra un voltaje constante sin importar cuál sea la carga. Es decir, el voltaje será el mismo no importando la cantidad de corriente que demande un circuito". (Gastellou, 2020)

Las fuentes de alimentación se pueden separar en fuentes de corriente alterna y en fuentes de corriente directa.

Las fuentes de energía de corriente directa convierten la corriente alterna (CA) de la red suministrada por las compañías eléctricas de cada país, en corriente directa (CD) para alimentar los distintos circuitos de los aparatos electrónicos como lo son computadoras, televisores, impresoras, equipo médico, entre muchos otros.

Una fuente de alimentación de corriente alterna es un dispositivo que a partir de la corriente alterna (CA) de la red suministrada por las compañías eléctricas de cada país, es capaz de proporcionarnos una señal igualmente alterna, pero, de tensión variable y, habitualmente, de frecuencia variable.

"La fuente de voltaje variable es aquella cuya salida de voltaje se puede ajustar, es decir, no es un valor fijo y puede cambiar dependiendo la aplicación. Regresando al ejemplo de nuestra fuente de 30Voltios, esa fuente puede dar cualquier valor de 0 voltios a 30 voltios. Es por ello que cuenta con perillas en la parte frontal". (Gastellou, 2020)

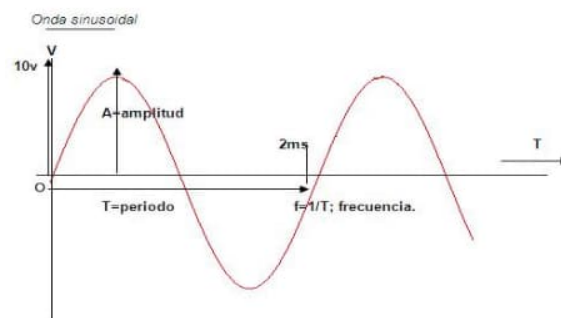
Los principales parámetros que caracterizan una señal alterna, de corriente o voltaje, son la amplitud, la frecuencia y la fase.

"La amplitud de una señal se define como el valor de tensión instantáneo o el valor de pico a pico. Es decir, la "altura" o distancia que tenga la forma de onda con respecto a la línea de cero voltios o bien entre pico positivo y negativo si la onda es de corriente alterna" (Universidad N. d., 2023)

"La frecuencia se define como el número de ciclos que tienen lugar en un tiempo dado, generalmente en un segundo. La unidad de frecuencia es el hertzio (Hz). Un hertzio (Hz) equivale a un ciclo en un segundo (1c/s). Hay una relación entre el periodo y la frecuencia, ya que la frecuencia (f) es inversa al tiempo que tarda un ciclo, es decir el periodo (p) ". (Universidad N. d., 2023)

"La fase es la fracción de ciclo transcurrido desde el inicio del mismo, su símbolo es la letra griega (θ). La fase indica la situación instantánea en el ciclo, de una magnitud que varía cíclicamente" (Pardo, 2012)

Figura 37. Amplitud fase y frecuencia en el plano cartesiano



Nota: Los parámetros o magnitud fundamentales de una señal analógica: Amplitud, Frecuencia, Fase (<https://www.monografias.com/trabajos105/principios-modulacion/principios-modulacion,2023>).

2.2.12 Los tipos de Electroodos

Los electroodos en todas sus gamas y materiales se utilizan en fisioterapia para aplicar tratamientos en lesiones y enfermedades, haciendo llegar a través de ellos la electricidad de bajas frecuencias y voltajes en micro y mili voltios, constituyendo parte de una técnica más usada dentro de la fisioterapia en procesos dolorosos, inflamatorios músculo-esqueléticos y nerviosos periféricos, así como en atrofas y lesiones musculares.

Dentro de los múltiples usos que tienen los electroodos, así como todas sus variantes en cuanto a materiales, estos también pueden llevar las señales eléctricas de los músculos, el cerebro, el corazón, la piel u otras partes del cuerpo hasta los aparatos de registro para ayudar a diagnosticar ciertas afecciones o viceversa.

Existen distintos tipos de electroodos por ejemplo los electroodos adhesivos con gel se pueden encontrar en varias formas:

1. Cuadrados para zonas pequeñas y delicadas del cuerpo (como cuello y pies).
2. Rectangulares para cubrir mejores áreas como la cintura y la espalda baja, de manera más uniforme.
3. Redondos para zonas más pequeñas y curvas del cuerpo, como rodillas y hombros.
4. De mariposa para cubrir áreas del cuerpo más grandes (como espalda y muslos) y así evitar usar varios electroodos al mismo tiempo.

Estos electroodos adhesivos se caracterizan por ser dispositivos con una superficie adherente, se colocan en áreas específicas del cuerpo, liberando pulsos eléctricos de diversa frecuencia y para diferentes fines. Dichos pulsos entran al cuerpo y son capaces de bloquear la señal del dolor, incluso

antes de que el mensaje llegue al cerebro. Los electrodos generan contracciones musculares profundas o difíciles de alcanzar con un entrenamiento tradicional.

Figura 38. Electrodo adhesivos de gel



Nota: Electrodo adhesivos con gel (<https://valdan.es>,2023)

Otro tipo de electrodo es el de carbono, es un tipo de electrodo conductor, que está hecho de material de carbono de grafito y coque de petróleo, como materias primas principales, alquitrán de hulla como aglutinante, se moldea, tuesta o (realiza una impresión) y mecaniza. Se utiliza como material conductor el silicio metálico, el carburo de calcio, ferroaleaciones, fósforo amarillo, corindón y otros hornos de arco sumergido.

Figura 39. Electrodo reutilizable en siliconas conductiva



Nota: Electrodo reutilizable de silicona. Alta calidad, no incorporan adhesivo ni gel. Indicado para tratamiento de electroterapia. (<https://grupomedicastore.mx/electrodos-para-fisioterapia/38-electrodos-de-carbono-reutilizables-cuadrados-de-5x5-cm-y-rectangulares-6x85-cm-de-entrada-universal-nutek.html>,2023)

Una tercera variedad de electrodos encontrados en el medio y que puede ser tomados en cuenta para esta investigación son los electrodos de vacío.

Los electrodos de vacío, permiten la aplicación más segura de corrientes estimuladoras, estos se fijan por aspiración a la piel del paciente con una suave aplicación de presión a la estructura del electrodo, proporcionan una adherencia rápida y constante sin cintas, placas ni electrodos desechables adhesivos. Gracias a su efecto y a la estimulación del riego sanguíneo asociado, se obtienen mejores resultados en cuanto a las propiedades de transmisión de la corriente. Mediante ondas de aspiración por impulsos, se puede activar más la terapia. Debido a su contorno suave, los electrodos de vacío de alta calidad se adaptan de manera óptima a los respectivos contornos del cuerpo.

Figura 40. Electrodo de vacío para electroterapia



Nota: Los electrodos de vacío proporcionan una mejor y más segura transmisión de la electricidad al cuerpo humano. (<https://tienda.helioselectromedicina.com/11-electroterapia,2023>).

2.3 HIPÓTESIS Y OPERACIONALIZACIÓN

2.3.1 ¿Qué es la Hipótesis?

"La hipótesis se puede definir como una predicción o explicación provisoria (mientras no sea contrastada) de la relación entre 2 o más variables. Así pues, el problema-pregunta precede a la hipótesis-respuesta que, a su vez, deriva del/los objetivo/s de la investigación.

La hipótesis, como formulación que plantea una presunta relación, se puede expresar en forma de proposición, conjetura, suposición, idea o argumento que se acepta temporalmente para explicar ciertos hechos". (Zurro, 2023)

2.3.2 Hipótesis del Proyecto

"La magnitud de la conductividad (impedancia) mide la condición de atrofia o no, en el tejido de piel y músculo. Por lo que se esperaría que: entre más bajo sea el valor de la impedancia medida mayor es la conductividad, lo que representa una mayor recuperación de las condiciones óptimas del tejido atrofiado".

2.3.3 Operacionalización de Hipótesis

Hipotesis	Definición Conceptual	Variables	Indicadores	Escalas	Instrumentos y técnicas
Modificar el circuito RLC en paralelo, por el circuito RC, tomado como base del diseño, reemplazando la componente R, por la parte del cuerpo que se va a medir, está en paralelo al componente C valor constante del circuito, finalmente todo en paralelo a una fuente de micro corrientes de frecuencia variable.	Un circuito RC es un circuito eléctrico compuesto de resistencias y condensadores. La forma más simple de circuito RC es el circuito RC de primer orden, compuesto por una resistencia y un condensador.	Resistencia, Capacitor, Fuente de Microcorrientes de Frecuencia Variable	Circuito RC	Ohmios, Pico Faradios (pF), Corriente (I),	Simulaciones
Estimar la impedancia del circuito RC en paralelo, sustituyendo el valor de la componente R; enlazando al circuito la parte del cuerpo a medir, por medio de electrodos de gel, colocados sobre piel y músculo, aplicando las reglas del circuito Paralelo.	La impedancia de un componente, o de un circuito representa la cantidad de ohm con los que se opone a la circulación de corriente	Tipos de Electrodo, Estado de la piel	Impedancia, Resistencia Electrica	Ohmios	Calculos Matematicos
Proponer valores constantes e ideales para el componente C del circuito RC, y medir los valores de corriente, para resolver la ecuación de impedancia.	La corriente eléctrica es el flujo de carga eléctrica que recorre un material. También se puede definir como un flujo de partículas cargadas, como electrones o iones, que se mueven a través de un conductor eléctrico o un espacio.	Valores de Capacitor, Valores de Corriente, Impedancia	Capacitancia, Corriente Electrica	Ohmios, Pico Faradios (pF), Corriente (I),	Calculos Matematicos

CAPÍTULO III PROCEDIMIENTO METODOLÓGICO

3.1 METODOLOGÍA

3.1.1 Tipo de investigación

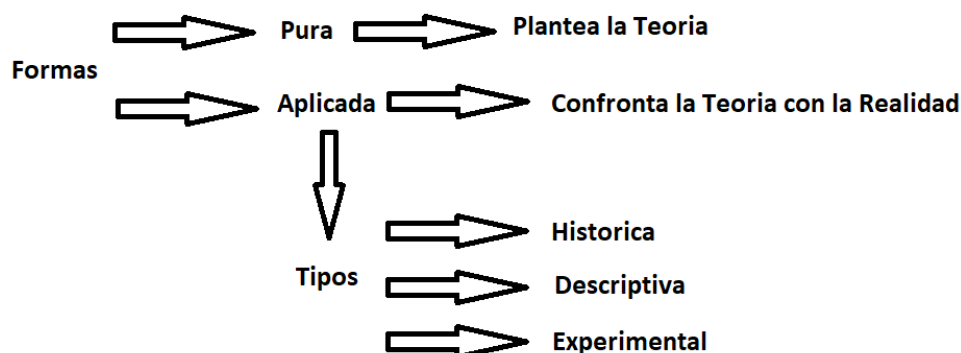
La definición del tipo de investigación es una de las partes más importantes de la metodología debido a que este ítem es el que sustenta la manera en que se llevará a cabo el estudio. En la literatura se encuentran varias definiciones una de ellas es la siguiente:

"La investigación recoge conocimientos o datos de fuentes primarias y los sistematiza para el logro de nuevos conocimientos. No es investigación confirmar o recopilar lo que ya es conocido, ha sido escrito o investigado por otros. La característica fundamental de la investigación es el descubrimiento de principios generales". (Tamayo, 2003)

La objetividad por parte del investigador debe prevalecer en el proceso de investigación, es decir, hacer a un lado las preferencias, sentimientos personales y concentrarse solamente en recopilar datos que le sustenten su hipótesis; mediante el empleo de todas las pruebas posibles para lograr el control total de la información recogida y los procedimientos empleados.

De acuerdo con los propósitos inmediatos que pretenda el autor, puede dividir la investigación en dos formas y en tres tipos, de los cuales se pueden incluir los diferentes estudios de la investigación tradicional ver figura 40.

Figura 41. Esquema de la división de la investigación



Nota: A la investigación pura se le da también el nombre de básica o fundamental (Tamayo y Tamayo Mario, El proceso de la Investigación Científica, 2003, p42).

Sin embargo, las investigaciones se pueden clasificar y calificar de formas diversas a las explicadas anteriormente.

"Existen diferentes tipos de investigación, por lo cual, muchos autores los han clasificado dependiendo de diversos factores, entre ellos: la etapa de estudios en la que te encuentras, el tema y su naturaleza, el propósito del trabajo, la metodología de investigación seleccionada, la manera de recolectar la información, el propósito, entre otras". (González, 1993)

Luego de analizar la información detalladamente se puede calificar esta investigación de tipo documental ya que se ajusta a las características de dicha categoría según se explica en el siguiente fragmento:

"La investigación documental es aquella que busca probar el argumento del estudio mediante un análisis de fuentes externas; especialmente emplea las bibliográficas, hemerográficas, documentos en general u otro tipo de registros archivados. Los resultados y las conclusiones de la tesis vendrían a profundizar el tema en cuestión, esto sumado al conocimiento nuevo". (Ramírez, 2021)

En este tipo de investigación documental, se pueden indicar como las fuentes más comunes consultadas, las publicaciones oficiales, materiales audiovisuales, certificados, libros académicos o enciclopédicos, revistas y periódicos, páginas de internet y muchos más. Se debe tomar en cuenta que es importante destacar que toda esta información recopilada se debe de analizar y filtrar bajo estrictos criterios de autenticidad y credibilidad adaptados al contexto de la investigación, ya que esta información en principio no fue obtenida ni publicada para comprobar la hipótesis de la tesis en la que se está trabajando.

3.1.2 Finalidad de la investigación

La finalidad en una investigación, refiere a la orientación del estudio, según el carácter del problema planteado, este carácter puede ser práctico o teórico. Dependiendo de la finalidad de la investigación, esta se puede clasificar en dos tipos finalidad teórica o finalidad práctica. Por otra parte, se puede explicar la finalidad de la investigación de la siguiente forma:

"La finalidad de un proyecto, en términos generales, conduce a un cambio que corresponde a una mejora, ya sea para una empresa, un producto o servicio en específico o, incluso, a nivel personal.

A su vez, la finalidad, durante la etapa de desarrollo, se logra a través de la definición de ciertos objetivos específicos relacionados a la finalización de cada actividad individual". (Escobar, 2023)

Esta investigación se clasifica con una finalidad teórica en cuanto viene a plantear una teoría en campo de la terapia física, la importancia y utilidad de la medición de la impedancia en zonas del cuerpo humano como una herramienta de información para mejorar los tratamientos a los pacientes, se sustenta en datos y análisis documentales, así como en comprobaciones matemáticas

y en la elaboración de entrevistas a profesionales en la materia. Sobre la finalidad teórica se puede decir:

"El objetivo principal o propósito de la investigación teórica es entender mejor los conceptos que conforman un campo de estudio o científico específico y aportar elementos teóricos para profundizar sobre el mismo. Se distingue de la investigación aplicada en tanto que no necesariamente busca la implementación de los hallazgos. Los resultados de este tipo normalmente se orientan a la formulación de teorías y suelen basarse en el análisis documental, el desarrollo de fórmulas matemáticas y la reflexión de investigadores de alto nivel". (Investigadores, 2020)

3.1.3 Dimensión de la Investigación

"En efecto, la delimitación debe establecerse los límites de la investigación en términos de espacio, tiempo, universo y del contenido. Según el detalle delimitación espacial está referido al área geográfica y/o espacial en dónde se va desarrollar la investigación, la delimitación temporal hace referencia al periodo o lapso de tiempo seleccionado para realizar la investigación". (Galindo, 2023)

Dimensión Espacial

Esta investigación se concentra en la población de pacientes del departamento de terapia física del Hospital San Rafael de Alajuela y no presenta visitas a campo.

Dimensión Temporal

La dimensión temporal de la investigación se lleva a cabo en tiempo actual. La duración de la investigación es de ocho meses según lo establecido por la Universidad Hispanoamericana. La recopilación de datos para la realización de esta investigación se inició en febrero del 2023.

3.1.4 Naturaleza de la investigación

"El propósito fundamental de toda investigación científica es generar conocimiento nuevo que sirva para la solución de problemas, sean estos teóricos, prácticos o una mezcla de ambos. Para dar cuenta de dicho propósito, cada enfoque de investigación responde a metas particulares.

De esta forma, mientras el enfoque cuantitativo tiene como metas describir, explicar y predecir fenómenos, así como generar y poner a prueba teorías; el enfoque cualitativo, por su parte, busca describir, comprender e interpretar los fenómenos". (Solís, 2019)

La presente investigación puede identificarse de naturaleza cualitativa ya que describe un problema y lo proyecta solo a un sector de la medicina, se recopilan datos de fuentes literarias, páginas de internet y entrevistas; pero no a un nivel en el que puedan cuantificar dichos datos.

3.1.5 Marco de la investigación

Se puede definir un marco metodológico como: "un proceso que, mediante el método científico, procura obtener información relevante para entender, verificar, corregir o aplicar el conocimiento". (Tamayo T. , 2003)

"El micro del problema en una tesis de grado se refiere a la delimitación específica del problema que se abordará en la investigación. Es decir, se trata de identificar y definir con precisión el problema específico que se va a analizar en la tesis". (Carrero, 2023)

El marco de esta investigación se desarrollará bajo una dimensión "micro", ya que la misma comprende básicamente un solo tipo de dispositivo electrónico (referido a los circuitos RLC modificado), y para una sola aplicación particular (la búsqueda de la impedancia en una zona del cuerpo humano).

3.2 FUENTES DE INFORMACIÓN

Al realizar revisión de la literatura a utilizar en la investigación, dicha información se debe de verificar de forma selectiva y dinámica, ya que continuamente están surgiendo publicaciones acerca de los avances en distintos campos del conocimiento humano alrededor de un tema determinado. Las fuentes de información es todo aquello que nos proporciona datos y así reconstruir hechos junto las bases del conocimiento. Las fuentes de información son un instrumento para el conocimiento, la búsqueda y el acceso de a la información. Encontraremos diferentes fuentes de información, dependiendo del nivel de búsqueda que hagamos, tales como fuentes de primera mano las cuales poseen la información original, Las fuentes de segunda mano son las que ya han procesado información de una fuente de primera mano y por ultimo las fuentes de tercera mano, este tipo de fuentes son las que recopilan fuentes de información primarias o secundarias.

Esta investigación cuenta con varios tipos de fuentes de información de primera mano, tales como consultas a profesionales y entrevistas, también se obtuvieron fuentes de segunda mano, tomadas de literatura, se mencionan, también, la utilización del internet como una herramienta muy compleja en la recopilación de información.

3.3 MÉTODOS, TÉCNICAS E INSTRUMENTOS PARA RECOLECCIÓN DE INFORMACIÓN

Para esta investigación se utilizaron los siguientes métodos y Técnicas:

Tabla 1 Métodos técnicas e instrumentos

Métodos	Técnicas	Instrumentos
Deducción	Análisis de Contenidos	Lógica
Dialectico	Entrevista	<u>Hojas de Control</u>

"Se presenta la técnica del análisis de contenidos, su concepto, definición y metodología, ventajas y limitaciones. El análisis de contenidos es una herramienta de gran utilidad basada en el análisis y la interpretación de fuentes documentales y en identificar los códigos utilizados por el emisor del discurso, su contenido manifiesto, el contexto en el que surge y se desarrolla el mensaje, para descubrir y evidenciar sus contenidos latentes.

El objetivo es conocer no sólo lo que se transmite literalmente, sino todo aquello que pueda influir o condicionar el mensaje implícitamente". (Oliver, 2007)

"La entrevista es una técnica de gran utilidad en la investigación cualitativa para recabar datos; se define como una conversación que se propone un fin determinado distinto al simple hecho de conversar. Es un instrumento técnico que adopta la forma de un diálogo coloquial". (Bravo, 2013)

3.4 PROCESAMIENTO DE LA INFORMACIÓN

La información fue procesada utilizando herramientas de computación, como los procesadores de texto Microsoft Word de Office versión 2016, Microsoft Excel versión 2016. También se utilizó un software de comunicación Zoom para las entrevistas remotas y para la simulación de los circuitos, se usó el software Electronics Workbench versión 5.12 del año 1996.

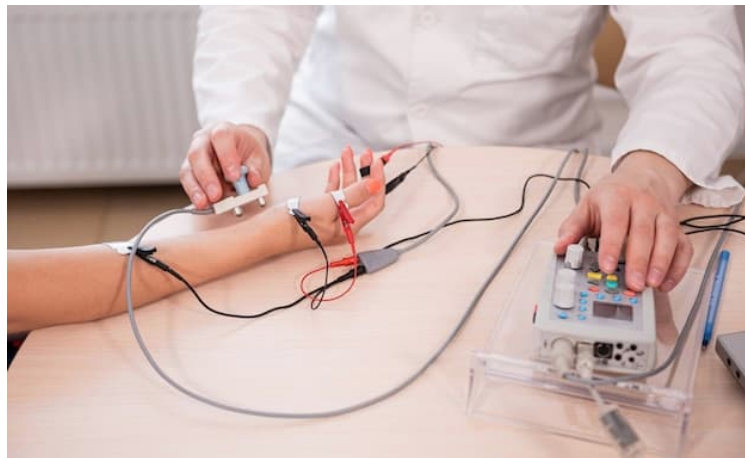
CAPÍTULO IV ANÁLISIS E INTERPRETACIÓN DE RESULTADOS

4.1 ANÁLISIS DE RESULTADOS

4.1.1 Equipos con funciones similares identificados en el mercado.

Durante la investigación se pudo comprobar que ya en el pasado se ha medido la impedancia del cuerpo humano para efectos de salud nutricional como, por ejemplo: determinar el agua corporal y la masa libre de grasa en personas sin alteraciones de líquidos corporales y electrolitos, también la medición del Índice de masa corporal (IMC). Otra variante de esta medición es la comprobación de conductividad nerviosa, (Electromiografía) La electromiografía (EMG) y los estudios de conducción nerviosa son pruebas que miden la actividad eléctrica de los músculos y nervios. Los nervios envían señales eléctricas para que los músculos reaccionen de ciertas maneras. Cuando reaccionan, emiten señales que pueden medirse ver figura 41.

Figura 42. Prueba de electromiografía



Nota: Las electromiografías son los estudios destinados a conocer el funcionamiento del sistema nervioso periférico (nervio y músculo). https://www.freepik.es/fotos-premium/prueba-nervios-paciente-electromiografia-centro-medico_18529708.htm?sign-up=google,2023.

A lo largo de esta investigación, no se encontró la existencia de un equipo que mida impedancia del cuerpo humano de zonas específicas y que este, aplicado a evaluar tratamientos terapéuticos, por esa razón y para esta investigación su aplicación difiere de las utilidades planteadas en esas propuestas anteriormente mencionadas, al respecto del tema se entrevistaron a dos profesionales en fisioterapia Licenciado en Terapia Física, Esteban Hernández, Fisioterapeuta del Hospital San Vicente de Paul y profesor de la Universidad de Iberoamérica (UNIBE) y la Licenciada en terapia física Liana Vanessa Marín Masis fisioterapeuta del Hospital Metropolitano especialista en suelo pélvico y en manejo de la fascia nivel uno y dos y se obtuvieron los siguientes resultados de sus entrevista resumizada, de acuerdo a la siguiente pregunta:

¿Tiene usted conocimiento de algún equipo que pueda medir la impedancia del cuerpo humano en una zona específica y que tenga como fin dar un aporte en el avance de tratamientos terapéuticos?

"Si existen equipos que logran cuantificación de la lesión, se basan principalmente en potenciales eléctricos de respuesta del nervio, entre los que se pueden citar principalmente las electromiografías de superficie, los campos electromagnéticos y el equipo Capenergy. Pero realmente, dirigidos a medición del daño y valoración puntual, sería la electromiografía que evalúa la velocidad de conducción que nos permite ver si el paciente tiene potenciales evocados y si hay elementos de ese tipo. Puntualmente en terapia no existe más que aplicaciones de las mismas corrientes como por ejemplo el método de zonas metaméricas las cuales se pueden establecer como zonas dañadas, así como centros de dolor, no siendo métodos específicos para estos fines. Finalmente, todo se reduce a técnicas que se utilizan para la búsqueda de estas zonas dañadas o de dolor "

En el caso de los tratamientos fisioterapéuticos, actualmente se programan sesiones con duración de semanas. En algunos pacientes no es posible saber en este periodo de tiempo, si realmente se está mejorando la condición del tejido muscular, al respecto de este punto se entrevistaron a dos profesionales en fisioterapia. Licenciado en Terapia Física, Esteban Hernández, Fisioterapeuta del Hospital San Vicente de Paul y profesor de la Universidad de Iberoamérica (UNIBE) y la Licenciada en terapia física Liana Vanessa Marín Masis fisioterapeuta del Hospital Metropolitano especialista en suelo pélvico y en manejo de la fascia nivel uno y dos y se obtuvieron los siguientes resultados de su entrevista sumariada, de acuerdo a las siguientes preguntas:

¿Actualmente en terapia física, cómo se evalúa que una lesión a nivel muscular está en buen proceso de recuperación?

"La exploración clínica es en la actualidad lo que usan los profesionales para valorar y revalorar el paciente, a través de elementos básicos como son la capacidad de movimiento, la presencia de lo que se conoce como los signos de Celso que son el calor, enrojecimiento, edema e impotencia funcional, dichos parámetros llevan a una evaluación básica para establecer si el paciente va mejorando o realmente no va mejorando, pero en muchas situaciones, eso depende claramente de la capacidad integradora del evaluador, de la experiencia. En muchos de los casos se basan en la experiencia propia del paciente y su sentir, por ejemplo, pueda realizar sus actividades de la vida diaria, esto va a depender en gran parte de las actividades de la vida diaria de cada paciente, si es un adulto mayor o si es un deportista de alto rendimiento. Encontrar un elemento específico, que se pueda utilizar para valorar la evolución de una lesión resulta muy relativo se coincide en que mediante la medición de presencia de calor corporal se puede, tratar de discernir si había inflamación o dolor, la textura del tejido, la calidad de contracción que hemos evaluado con los

manuales musculares, los rangos de movimiento y por qué el paciente refiriere molestia en el área que tenía la lesión, pero más allá de eso no se ha mejorado.

¿Qué métodos o equipos se usan para evaluar el nivel de daño en una lesión muscular o a nivel de fascia?

Por lo general los pacientes son valorados a nivel muscular por ultrasonido con el fin de encontrar lesiones a nivel de la fibra muscular, lo más común es buscar los desgarros, pero la impotencia funcional, la falta de movimiento, el edema o la equimosis que tiene el paciente no concuerda con la lesión y otras veces no son de una lesión muy básica, signos como la impotencia funcional y el dolor es diferente, es aquí donde el concepto de fascia y el concepto de músculo, se puede decir que se unifican, comunicándose por medio de una cadena miofascial explicando más el concepto se puede tener una lesión distal o proximal, dicho de otra forma una lesión puede estar referida por la fascia y tener su origen en un punto distal a la zona de dolor que el paciente refiere.

Este grado de lesiones se miden, por imágenes como el ultrasonido músculo esquelético el ultrasonido funcional que no solo se ve la estructura, sino el movimiento y la función desde la terapia física, no desde el radiólogo, otro método es el test muscular a nivel de fascia que se trabaja por las diferentes técnicas de acción como teco y técnicas del Instituto Barral o por las técnicas más antiguas, la electromiografía si la contracción es fuerte o a nivel de puntos gatillo.

La fascia como tal carece de un sistema que me mida su contracción pura y única, lo que medimos normalmente es función eléctrica a nivel de estas estructuras, pero no específicamente de la fascia".

La propuesta presentada en esta investigación vendría a convertirse en una ayuda más, en el camino por mejorar los tratamientos fisioterapéuticos que se aplican hoy en día.

4.2 COMPROBACIÓN DE LA HIPÓTESIS PLANTEADA

Retomando lo expuesto en la hipótesis de este trabajo, la cual afirma que:

“La magnitud de la conductividad (impedancia) mide la condición de atrofia o no, en el tejido de piel y músculo. Por lo que se esperaría que: entre más bajo sea el valor de la impedancia medida mayor es la conductividad, lo que representa una mayor recuperación de las condiciones óptimas del tejido atrofiado”. Con el propósito de validar la hipótesis planteada, se realizó la consulta a dos profesionales en fisioterapia. Licenciado en Terapia Física, Esteban Hernández, Fisioterapeuta del Hospital San Vicente de Paul y profesor de la Universidad de Iberoamérica (UNIBE) y la Licenciada en terapia física Liana Vanessa Marín Masis fisioterapeuta del Hospital Metropolitano especialista en suelo pélvico y en manejo de la fascia nivel uno y dos y se obtuvieron los siguientes resultados de su entrevista sumariada, de acuerdo a las siguientes preguntas:

¿Conoce usted el valor que aporta la medición de la Impedancia en el diagnóstico y tratamiento fisioterapéuticos?

“Este tipo de mediciones toman gran importancia, ya que, son muchos los tratamientos terapéuticos que se basan en impedancia, se saben que hay tipos de corriente que van a reaccionar mejor con una baja impedancia que con una alta impedancia de la piel. Las variaciones en la impedancia pueden repercutir en la evaluación de un paciente de igual forma en la prescripción de su lesión por ejemplo personas con una impedancia muy alta en la piel, no deben recibir corrientes de baja profundidad, como el láser.

La hidratación del cuerpo es otro factor que contribuye en la variación de las impedancias del cuerpo humano, la fascia depende de qué tan hidratado esté el paciente cuando se hacen tratamiento de esta. "

Dicho lo anterior, sustentado con la historia y lo expuesto en la investigación presentada en el marco teórico; en el cual se plantea, el diseño de una interfaz electrónica, que tenga la capacidad de medir el valor de impedancia bioeléctrica promedio (Z / cm^2) detectable en una zona del cuerpo humano, se puede afirmar que, matemáticamente está comprobada la hipótesis, utilizando como base el modelo de circuito RLC modificado al circuito RC y aplicando todas sus leyes matemáticas.

Con el fin de sustentar estas anteriores afirmaciones se realizó la consulta a dos profesionales en fisioterapia. Licenciado en Terapia Física, Esteban Hernández, Fisioterapeuta del Hospital San Vicente de Paul y profesor de la Universidad de Iberoamérica (UNIBE) y la Licenciada en terapia física Liana Vanessa Marín Masis fisioterapeuta del Hospital Metropolitano especialista en suelo pélvico y en manejo de la fascia nivel uno y dos y se obtuvieron los siguientes resultados de sus entrevistas sumariada, de acuerdo a las siguientes preguntas:

¿Cree usted posible medir la impedancia bioeléctrica (Z/cm^2) de una parte del cuerpo humano y utilizar estos datos para evaluar el avance positivo en el tratamiento de una lesión?

"El valor de la impedancia es un punto muy importante al realizar la medición de la impedancia se sabe que los pacientes que de una forma u otra están cursando por un proceso inflamatoria, o que están cursando un proceso doloroso presentan un aumentar la impedancia eventualmente, por la deshidratación de la piel o aumento de la elasticidad también pueden bajarla si hay aumento de temperatura o si hay aumento de la unidad circundante.

Una buena lista de marcadores que nos indiquen si existe una situación ideal de evaluación, y utilizar esos datos para poder guiarnos en una correcta cronicidad o mejora del paciente que está expuesto a un tratamiento, de esta forma resulta viable la mención de la impedancia"

¿Medir la impedancia a nivel de la fascia de la piel tiene importancia puede generar valor científico?

"La evaluación de este órgano bajo la piel resulta muy importante al ser la fascia un recubrimiento que está debajo inmediatamente de la piel, pues es menos sensible a las variantes externas; por lo que sería más relevante la medición desde el punto de vista clínico debido a que la fascia si tiene una característica importante, al ser un elemento que está rodeando todo el cuerpo tiende a manifestar todos los procesos patológicos del cuerpo en sí misma".

Por qué se utilizó como modelo electrónico y por consiguiente matemático el circuito RC en paralelo; es por su capacidad comparativa, así como su similitud con las propiedades de la piel de poseer reactancia capacitiva y resistividad óhmica, sumado a esto el modelo electrónico representativo de la piel humana es un circuito RC (resistencia, capacitor) en paralelo.

En cuanto a la importancia de medir este valor de impedancia como un dato que aporta valor en el diagnóstico fisioterapéutico a niveles de la piel de un paciente, se realizó la consulta a dos profesionales en fisioterapia. Licenciado en Terapia Física, Esteban Hernández, Fisioterapeuta del Hospital San Vicente de Paul y profesor de la Universidad de Iberoamérica (UNIBE) y la Licenciada en terapia física Liana Vanessa Marín Masis fisioterapeuta del Hospital Metropolitano especialista en suelo pélvico y en manejo de la fascia nivel uno y dos y se obtuvieron los siguientes resultados de sus entrevistas sumariada, de acuerdo a las siguientes preguntas:

¿Cree usted que sería de utilidad contar con un instrumento que le pueda dar la lectura a nivel de la piel en tiempo real?

" El síndrome miofascial combina lesiones a nivel del musculo, a nivel de fascia muchas veces a nivel de piel, esta exportación del dolor, puede provocar distintos diagnósticos por ejemplo el paciente siente dolor en el cuello y siente dolor hacia el brazo, pero es más por la fascia que por el músculo, porque no hay un músculo que vaya directamente del cuello hacia la mano. Si hay lesiones directamente en fascia de acuerdo al tratado que se llama inducción miofascial, que es toda una técnica que se basa en como la fascia va incidir en el tratamiento y en la valoración de todos los tejidos profundos, porque la fascia no solo es un recubrimiento, si no que recubre todo el cuerpo, recubre el músculo, recubre los órganos, recubre todo, o sea, todas las fascias están interconectadas.

4.3 COMPROBACIÓN MATEMÁTICA DE LA ECUACIÓN PARA CALCULAR LA IMPEDANCIA Z EN EL CIRCUITO RC EN PARALELO

Datos y fórmulas de la Ecuación:

$$V_T = V_R = V_C$$

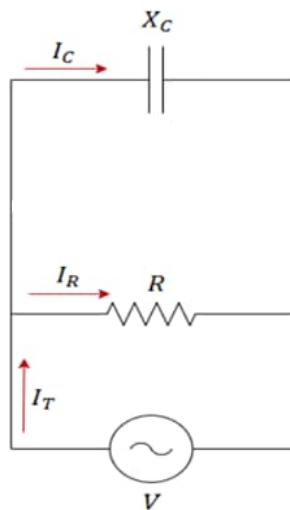
$$Z = V_T / I_T$$

$$X_C = 1 / \omega \cdot C = 1 / 2\pi f \cdot C$$

Rango de oscilación en bajas frecuencias de 5 a 1000 Hz y un voltaje de alrededor de 10 mV

$X_C = 100$ a 200 pF Valores establecidos como reactancia capacitiva del cuerpo humano este valor se toma como una constante.

$R =$ Valor aportado por los electrodos aplicados a la zona a tratar, en la comprobación matemática se utilizará un valor $R = 10$ K valores de resistividad encontrados en el cuerpo humano.



Paso 1 Calculo de Reactancia Capacitiva

Valores de prueba

$$V = 10\text{mV}$$

$$F = 1000 \text{ Hz}$$

$$C = 100\text{pF}$$

$$R = 10 \text{ K}\Omega$$

$$X_C = 1 / \omega \cdot C = 1 / 2\pi F \cdot C$$

$$X_C = 1 / 2\pi \cdot 1000\text{Hz} \cdot 100\text{pF}$$

$$X_C = 1 / 6.28318531 \times 10^{-7}$$

$$X_C = 1591549.4302 \Omega$$

Paso 2 Calculo de I_C

$$I_C = V / X_C$$

$$I_C = 10 \times 10^{-3} / 1591549.4302 \Omega$$

$$I_C = 6.28318531 \times 10^{-9} \text{ A}$$

Paso 3 Calculo de I_R

$$I_R = V / R$$

$$I_R = 10^{-3} / 10000 \Omega$$

$$I_R = 0.000001 \text{ A}$$

Paso 4 Calculo de I_T

$$I_T = \sqrt{(I_R)^2 + (I_C)^2}$$

$$I_T = \sqrt{(0.000001)^2 + (6.28318531 \times 10^{-9})^2}$$

$$I_T = \sqrt{1.0000395 \times 10^{-12}}$$

$$I_T = 0.00000100001 \text{ A}$$

Paso 5 Calculo de Z

$$Z = V_T / I_T$$

$$Z = 10 \times 10^{-3} / 0.00000100001$$

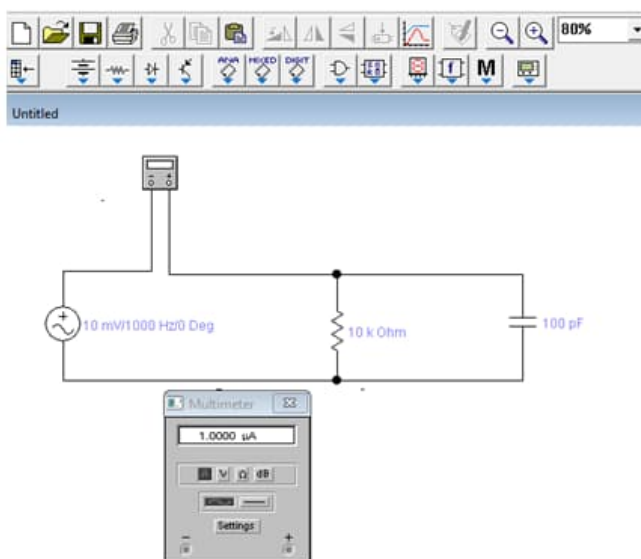
$$Z = 9999.9 \, \Omega$$

4.4 COMPROBACIÓN SIMULADA DE LOS CALCULOS MATEMÁTICOS

Se realizó una simulación por medio del software Electronics Workbench version 5.12 del año 1996. Se escogió este software pese a su antigüedad, debido a lo versátil y simple de expresar los datos y las herramientas en pantalla. Esta simulación consistió en comprobar los datos calculados manualmente, de I_T , I_R y I_C los cuales son vitales para realizar el cálculo de la impedancia Z .

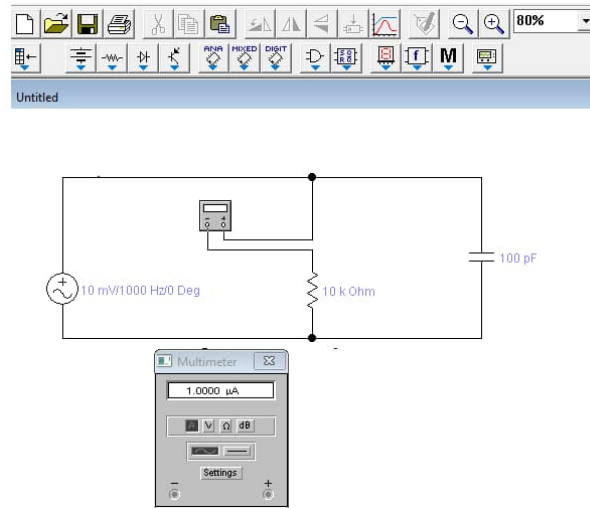
4.4.1 Medicion de la (I_T)

Figura 43. Medición de la I_T



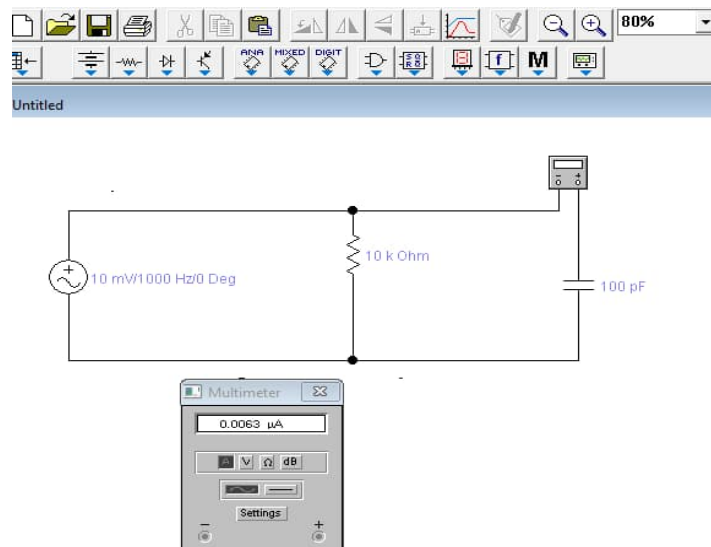
4.4.2 Medicion de la (IR)

Figura 44. Medición de la IR



4.4.3 Medicion de la (IC)

Figura 45. MEDición de la IC



4.5 EXPLICACION DEL SISTEMA PROPUESTO COMO INTERFACE DE MEDICION

El circuito RC consta de una fuente de alimentación que genera corriente alterna en valores de micro a mili amperios con una frecuencia de oscilación en los rangos de bajas frecuencias de 5 a 1000 Hz; conectado a esta fuente un capacitor en paralelo con valores entre 100 a 200 pF valores encontrados normalmente en el cuerpo humano, el cual genera una reactancia capacitiva con un valor constante y fijo. Al centro del circuito se encuentra la resistencia, generando el valor de reactancia ohmica, esta resistencia se va a sustituir por los electrodos adhesivos; estos se van a encargar de tomar el dato de resistividad que se genere entre uno y otro electrodo debido a la oposición que la piel va a generar al paso de la corriente de esta forma se va a poder obtener la (I_R) una vez obtenidas las corrientes (I_C, I_R) se podrá hacer el calculo manual de (I_T) y de esta forma obtener el valor de (Z) .

4.6 CARACTERÍSTICAS DEL CIRCUITO RC

El circuito RC resistencia capacitor en paralelo cumple con características que se acoplan a las ideas planteadas en esta investigación tales como :

El circuito equivalente al modelo eléctrico de la piel humana es un circuito RC.

El calculo de las corrientes (I) en el circuito RC permiten la obtención del valor de Z de una forma simple.

El Voltaje en el Circuito RC es un dato que no requiere mayor calculo debido a las leyes de circuitos en paralelo es decir tanto el capacitor como la resistencia poseen el mismo voltaje entregado por la fuente. "En un circuito en serie, el voltaje se divide entre los componentes, mientras que la

corriente es la misma en todos los componentes. En un circuito en paralelo, la corriente se divide entre los componentes, mientras que el voltaje es el mismo en todos los componentes". (Sala, 2001)

En el circuito RC la R se reemplaza por un juego de electrodos con características especiales con el fin de poder obtener una resistividad de la piel lo que permitiría el cálculo de (I_R).

El dato de Reactancia Capacitiva se obtiene del capacitor el cual es una constante, de esta forma podemos obtener la (I_C).

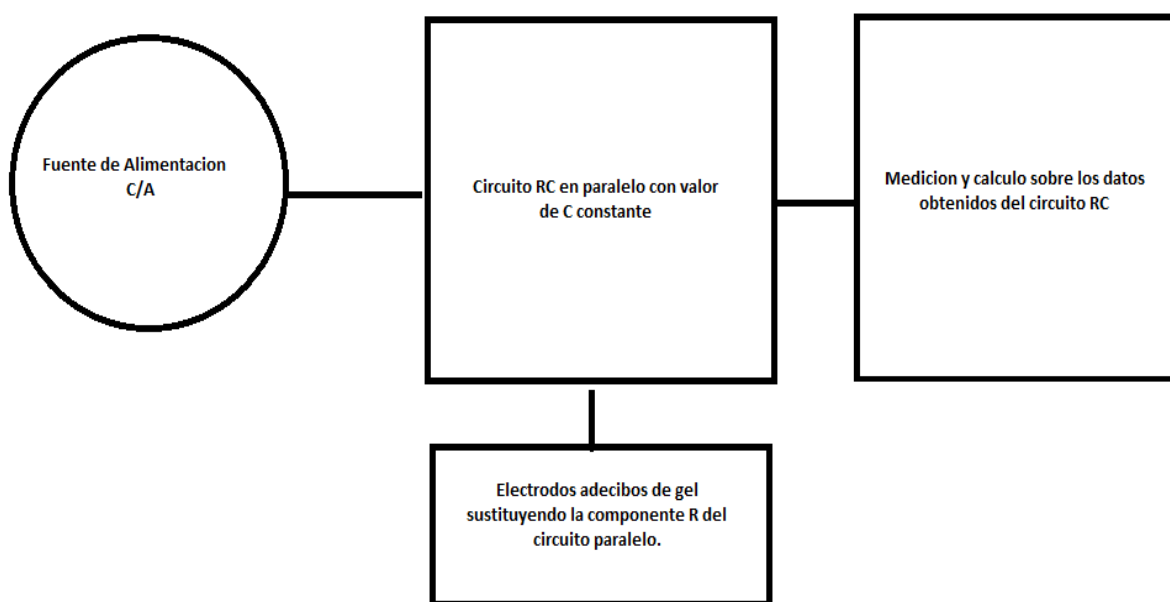
La fuente de alimentación consta de un generador de corriente a una frecuencia específica .

La corriente que se entrega en la entrada se reparte entre los dos componentes eléctricos.

La resistencia total (R) de un circuito en paralelo es menor que la resistencia de cualquiera de los componentes individuales.

4.7 DIAGRAMA DE BLOQUES DE LA INTERFACE PROPUESTA

Figura 46. Diagrama de bloques de la interface para medir impedancia



CAPÍTULO V CONCLUSIONES Y RECOMENDACIONES

5.1 CONCLUSIONES

1. La piel presenta características eléctricas semejantes a las de un circuito R-C, donde R y C se comportan como resistencia y capacitor variable.
2. La impedancia es un dato posible de medir ya que se puede, aplicar corriente alterna de bajo amperaje (en el orden de μ A), a los tejidos humanos esto sumado a las características resistivas de los músculos y la piel, permitirían el cálculo de (Z).
3. El circuito RLC se puede modificar a un Circuito RC el cual se puede comparar más con el modelo matemático de la piel y conservar las leyes del circuito RLC
4. La componente inductiva se puede eliminar de la propuesta de esta forma se simplifica más la búsqueda de la componente Z a la vez se estaría cumpliendo con lo indicado en los objetivos de la investigación que indican modificar el circuito RLC.
5. Las lesiones no solo se dan a nivel de los músculos muchas de ellas se producen a nivel de la fascia y algunos casos son de tipo referidas a través de la fascia provenientes de problemas viscerales.
6. Las mediciones de impedancia bajo condiciones de habiente controlado tendrán mayor efectividad.

5.2 RECOMENDACIONES

1. Como meta futura automatizar la interface por medio de Arduino o microcontroladores para que no sea un sistema en el cual se deban hacer cálculos matemáticos manualmente y mediciones con un dispositivo electrónico (tester o multímetro).
2. A la hora de llegar a realizar un trabajo de campo se recomienda el uso de electrodos a base de gel ya que son más conductivos.
3. De acuerdo a lo investigado no se recomienda realizar mediciones sobre heridas abiertas, piel dañada o quemada.
4. Las futuras mediciones en campo se deben de realizar en ambientes climáticamente estables para no afectar los datos extraídos.

5.3 BIBLIOGRAFÍA

- Boylestad, R. (2004). Introducción al Análisis de Circuitos. En R. Boylestad, *Introducción al Análisis de Circuitos* (pág. 59). Mexico: Pearson Educación.
- Boylestad, R. (2004). Introducción al Análisis de Circuitos. En R. Boylestad, *Introducción al Análisis de Circuitos* (pág. 97). México: Pearson Educación.
- Bravo, D. L. (13 de Mayo de 2013). *Sielo Analytics*. Obtenido de Sielo Analytics web site: https://www.scielo.org.mx/scielo.php?script=sci_arttext&pid=S2007-50572013000300009
- Carla. (25 de Mayo de 2015). *Blog Fisioterapia*. Obtenido de Blog Fisioterapia: <https://concept-of-physio.weebly.com/historia-de-lav-fisioterapia>
- Carla. (25 de Mayo de 2015). *Blog Fisioterapia*. Obtenido de Blog Fisioterapia: <https://concept-of-physio.weebly.com/historia-de-lav-fisioterapia>
- Carla. (25 de Mayo de 2015). *Blog Fisioterapia*. Obtenido de Blog Fisioterapia: <https://concept-of-physio.weebly.com/historia-de-lav-fisioterapia>
- Carla. (25 de Mayo de 2015). *Blog Fisioterapia*. Obtenido de Blog Fisioterapia: <https://concept-of-physio.weebly.com/historia-de-lav-fisioterapia>
- Carla. (25 de 05 de 2015). *Fisioterapia*. Obtenido de <https://concept-of-physio.weebly.com/historia-de-lav-fisioterapia>, 2015
- Carrero, E. (6 de Abril de 2023). *Blog Todo Sobre Tesis*. Obtenido de Blog Todo Sobre Tesis: <https://todosobretesis.com/categoria/marco-teorico/>
- Centro, M. (22 de Abril de 2016). *Arenal Centro Medico*. Obtenido de Arenal Centro Medico web site: <https://www.centromedicoarenal.es>
- Colegio, d. T. (1 de Octubre de 2014). *Colegio de Terapeutas de Costa Rica*. Obtenido de Colegio de Terapeutas de Costa Rica: <https://colegiodeterapeutas.cr/nosotros>
- Escobar, J. (12 de Enero de 2023). *Blog Exel para Todos*. Obtenido de Blog Exel para Todos: <https://excelparatodos.com/que-es-un-proyecto/>
- Fisioterapeuta, C. (25 de mayo de 2015). *Blog Fisioterapia*. Obtenido de Blog Fisioterapia: <https://concept-of-physio.weebly.com/historia-de-lav-fisioterapia>
- Galindo, M. E. (11 de Noviembre de 2023). *Blog Metodología de la Investigación pautas para Hacer Tesis*. Obtenido de Blog Metodología de la Investigación pautas para Hacer Tesis: <https://tesis-investigacion-cientifica.blogspot.com>
- Gastellou, E. (11 de Agosto de 2020). *AcMax de México*. Obtenido de AcMax de México: <https://acmax.mx/que-es-una-fuente-de-voltaje>

- González, J. (1993). *Tipos y Diseños De la Investigacion en los trabajos de Grado*. carabobo Valencia Venezuela: RevistasElectrónicas Universidad de Carabobo.
- Investigadores. (22 de Febrero de 2020). *Blog Técnicas de Investigación*. Obtenido de Blog Técnicas de Investigación: <https://tecnicasdeinvestigacion.com/tipos-de-investigacion/>
- Iván, D. P. (27 de Noviembre de 2018). Anatomía, biomecánica y su importancia en la Fisioterapia. *Sistema Fascial*, pág. 3.
- José, M. (2000). Electroterapia en Fisioterapia. En M. José, *Electroterapia en Fisioterapia* (pág. 17). Madrid: Médica Panamericana.
- José, M. R. (2000). Electroterapia en Fisioterapia. En M. R. José, *Electroterapia en Fisioterapia* (pág. 18). Madrid: Médica Panamericana.
- Martin, J. M. (2000). *Electroterapia en Fisioterapia*. Madrid: Médica Panamericana.
- Mazur, G. (2023). *Principios de los multímetros digitales*. Obtenido de Principios de los multímetros digitales: <https://www.fluke.com/es-cr/informacion/blog/electrica/que-es-la-ley-de-ohm>
- Mundo, B. N. (25 de Marzo de 2018). *Blog Animal Politico*. Obtenido de Blog Animal Politico: <https://animalpolitico.com/2018/03/ambroise-pare-el-barbero-convertido-en-medico-de-los-reyes-de-francia-que-cambio-la-cirugia-para-siempre>
- Oliver, G. J. (19 de Febrero de 2007). *Blog Elsevier*. Obtenido de Blog Elsevier: <https://www.elsevier.es/es-revista-revista-calidad-asistencial-256-pdf-S1134282X08704640>
- Paco, L., & Ursula, S. (23 de Septiembre de 2021). *Clinica Uner*. Obtenido de Clinica Uner: <https://clinicauner.es/cinesiterapia/>
- Pardo, E. A. (2012). *Blog Electronicasi.com*. Obtenido de Blog Electronicasi.com: <http://www.electronicasi.com/enseanzas/electronica-elemental/electronica-basica/corriente-alterna>
- Pazmiño, E. (2011). *El Electromagnetismo*. Cotopaxi: Repositorio UTC.
- Ramírez, J. (16 de Abril de 2021). *UVR correctores de textos*. Obtenido de UVR correctores de textos web site: <https://www.uvrcorrectoresdetextos.com/post/tips-para-identificar-el-tipo-de-investigacion>
- Rodríguez, M. (8 de Agosto de 2019). *Blog Equipos Interferenciales*. Obtenido de Blog Equipos Interferenciales web site: <https://interferenciales.com.mx/blogs/noticias/los-lenguajes-de-la-electroterapia-y-la-clasificacion-de-sus-corrientes>
- Sala, À. (29 de Junio de 2001). *Portal Ambientech*. Obtenido de Portal Ambientech: <https://ambientech.org/circuitos-en-serie-y-paralelo>

- Solís, M. L. (7 de Mayo de 2019). *Blog Investigalia*. Obtenido de Blog Investigalia: <https://investigaliacr.com/investigacion/el-enfoque-de-investigacion-la-naturaleza-del-estudio/>
- Tamayo, T. (2003). La Investigación Científica. En T. Tamayo, *El Proceso de la Investigación Científica* (pág. 37). México: Limusa Noriega Editores.
- Tamayo, T. M. (2003). El Proceso de la Investigación Científica. En T. M. Tamayo, *El Proceso de la Investigación Científica* (pág. 40). México: Limusa Noriega Editores.
- Terapia, F. (2023). *Blog Terapia Fisica*. Obtenido de Blog Terapia Fisica: <https://www.terapia-fisica.com/microcorrientes>
- Universidad, d. (2023). *Introducción a la Impedancia bioeléctrica*. Obtenido de Introducción a la Impedancia bioeléctrica web site: www.ugr.es/~jhuertas/EvaluacionFisiologica/Impedancia/impintro.htm
- Universidad, N. d. (2023). *Escuela Universitaria de Oficios*. Obtenido de Escuela Universitaria de Oficios: <https://unlp.edu.ar/wpcontent/uploads/33/33733/60cfb5a5b69660615b9f72a11e87e717.pdf>,
- Wikipedia. (19 de Mayo de 2023). *Wikipedia Enciclopedia Libre*. Obtenido de Wikipedia Enciclopedia Libre web site: https://es.wikipedia.org/wiki/Circuito_RLC
- Zambrana, L. E. (11 de Febrero de 2023). Periodo de Mejora de un paciente . (I. P. Muñoz, Entrevistador)
- Zurro, M. A. (2023). *Blog Elsevir*. Obtenido de Blog Elsevir: [www.elsevier.es/es-revista-atencion-primaria-27-articulo-el-uso-hipotesis-investigacion -cientifica](http://www.elsevier.es/es-revista-atencion-primaria-27-articulo-el-uso-hipotesis-investigacion-cientifica)

ANEXOS

Anexo 1

Susceptibilidad de Componentes Electrónicos a Descargas Electroestáticas en el Modelo del Cuerpo Humano

Jorge A.Olsson^{a*}, Lea V.Santiago^a, Leandro J.Corrado^a, Héctor R.Anocibar^a, Víctor H.Kurtz^a

^a GID-IE (Grupo de Investigación y Desarrollo en Ingeniería Electrónica), Facultad de Ingeniería (FI)
Universidad Nacional de Misiones (UNaM), Oberá, Misiones, Argentina
e-mails: *olsson@fio.unam.edu.ar, santiago@fio.unam.edu.ar, corrado@fio.unam.edu.ar,
anocibar@fio.unam.edu.ar, kurtzvh@fio.unam.edu.ar

Resumen

Este trabajo tuvo como objetivo presentar lineamientos generales para determinar la susceptibilidad a descargas electroestáticas de componentes de equipos eléctricos y electrónicos, en el modelo de cuerpo humano. Este procedimiento se realizó siguiendo la prueba de nivel de sistema, que simuló a una persona cargada electroestáticamente, que luego se descargó a un sistema en un entorno de usuario final. El propósito de la prueba a nivel de sistema, es asegurar que los productos terminados pueden sobrevivir a la operación normal, suponiendo que el usuario del producto no tomará ninguna precaución para reducir las posibles descargas electroestáticas y sus efectos. Se tomaron datos de las normas de prueba: IEC 61000-4-2 y ANSI/ESD STM5.1, sus niveles, métodos y formas de clasificación. Se concluyó que la determinación de la susceptibilidad a las descargas electroestáticas aportó datos para el proceso de fabricación y manipulación de componentes y equipos eléctricos y electrónicos; generando información útil para implementar protecciones adicionales a descargas electroestáticas.

Palabras Clave – Componentes electrónicos, Descargas electroestáticas, Modelo del cuerpo humano, Susceptibilidad

Abstract

This work aimed to present the general guidelines to determine the susceptibility to electrostatic discharges of components, electrical and electronic equipment, in the human body model. This procedure was performed following the system level test, which was replicated to an electrostatically charged person, who was downloaded to a system in an end user environment. The purpose of the system level test is to ensure that finished products can survive normal operation, from a user who did not take any precautions to reduce possible electrostatic discharge and its effects. Data has been taken from the test standards: IEC 61000-4-2 and ANSI / ESD STM5.1, their levels, methods and forms of classification. The determination of the susceptibility to electrostatic discharges provided significant information for the manufacturing and handling process of electrical and electronic components and equipment; and it was useful to implement additional protections against electrostatic discharge.

Keywords - Electronic components, Electrostatic discharge, Human body model, Susceptibility

Introducción

La carga electrostática se define como "carga eléctrica en reposo" [1] y la electricidad estática es un desequilibrio de las cargas eléctricas dentro o en la superficie de un material. Este fenómeno produce un campo eléctrico que puede influir en otros objetos. La descarga electrostática (ESD – *Electrostatic Discharge*) se puede experimentar tocando un metal después de caminar a través de un piso alfombrado cuando se produce frotación con los zapatos, lo que constituye un problema en los procesos industriales. Municiones y explosivos, petroquímicos, farmacéutica, agricultura, impresión y artes gráficas, textiles, pintura y plásticos son algunas de

las industrias donde el control de la electricidad estática tiene una importancia significativa y más recientemente los productos

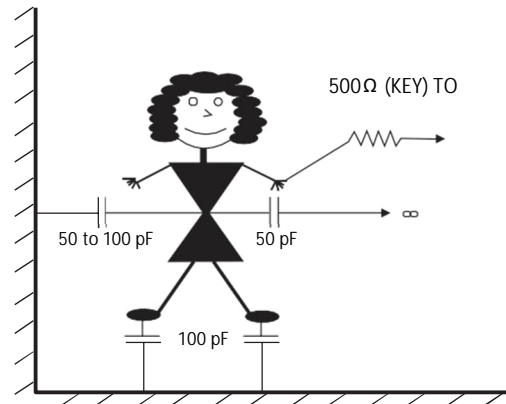
eléctricos y electrónicos. A medida que los dispositivos electrónicos se hacen más rápidos y los circuitos se hacen más pequeños, su sensibilidad a la ESD aumenta. Hoy en día, la ESD afecta la productividad y la fiabilidad del producto en prácticamente todos los aspectos del entorno electrónico mundial. La susceptibilidad a la ESD, afecta los rendimientos de la producción, el costo de fabricación, la calidad, confiabilidad y rentabilidad del producto. El costo de los dispositivos dañados en sí oscila entre unos cuantos centavos para un semiconductor simple y miles de dólares para circuitos integrados complejos.

La descarga electrostática se define como “la transferencia rápida y espontánea de la carga electrostática inducida por un campo electrostático elevado” [1]. Por su parte la norma IEC 61000- 4-2 [2] define a este fenómeno físico como la transferencia de carga eléctrica entre cuerpos de diferente potencial electrostático en proximidad o por contacto directo. La ESD puede cambiar las características eléctricas de un dispositivo semiconductor, degradándolo o destruyéndolo. También puede alterar el funcionamiento normal de un sistema electrónico, causando un mal funcionamiento del equipo [3]. Las superficies cargadas pueden atraer y retener contaminantes, dificultando su remoción. Todo esto motivó la realización del presente trabajo de revisión bibliográfica y de las normas, con el objetivo de describir los ensayos para determinar la susceptibilidad (o inmunidad) de componentes electrónicos ante la ESD en el modelo del cuerpo humano HBM (*Human Body Model*).

Materiales y Métodos

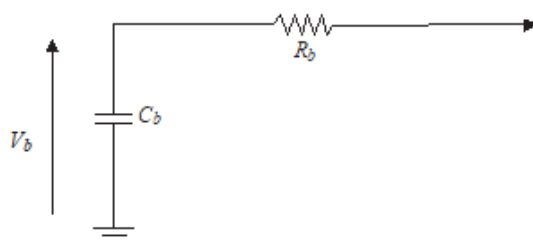
1.1. Susceptibilidad Modelo Humano HBM

Los seres humanos son una fuente principal de descarga electrostática, debido a que es fácil para una persona acumular carga estática. Los mecanismos de acumulación de carga estática básicamente son dos: por inducción electrostática y por triboelectricidad, ambos descritos en [4][7]. Esta carga puede entonces transferirse de la persona a una pieza de equipo electrónico sensible en forma de una descarga electrostática y para modelar esta descarga del cuerpo humano, se debe determinar su capacitancia. Esta última se encuentra compuesta por el paralelo de la capacidad debida a la superficie del cuerpo respecto a tierra, que es de aproximadamente 50 pF, y el contribuyente principal que proviene de la capacitancia entre las plantas de los pies y tierra, de aproximadamente 50 pF por pie. También puede existir adicionalmente otra capacidad debido a la proximidad a objetos y o estructuras, como se muestra en la Fig. 1 [6].



Por tanto, la capacitancia del cuerpo humano C_b varía entre 50 pF separada del suelo y 250 pF en la última circunstancia. La resistencia del cuerpo R_b puede variar de aproximadamente 500 Ω a 10000 Ω , dependiendo de cual parte del cuerpo produce la descarga [7].

El modelo del cuerpo humano para ESD se muestra en la Fig. 2, donde la capacitancia del cuerpo se carga hasta una tensión V_b que puede superar los 20 kV (carga triboeléctrica u otros medios) y la descarga se produce por la resistencia del cuerpo R_b . Cuando es a través del dedo, la resistencia será de unos 10000 Ω , de la palma de la mano de 1000 Ω , a partir de un pequeño objeto metálico en la mano, será aproximadamente 500 Ω , pero si la descarga se produce a partir de un objeto metálico grande en contacto con la persona como una silla, la resistencia puede ser de aproximadamente 50 Ω . El circuito de la Fig. 2 se utiliza en pruebas ESD para simular la descarga del cuerpo humano. La norma IEC 61000-4-2 [2] define cuatro niveles estándar de protección ESD, utilizando dos metodologías de prueba diferentes. La descarga por contacto implica descargar un pulso ESD directamente desde la pistola de prueba ESD, que está tocando el dispositivo bajo prueba. Este es el método preferido de prueba. Además, la norma prevé una metodología de prueba alternativa conocida como descarga de aire, cuando no es posible realizar pruebas de descarga por contacto. En esta, la pistola de ensayo ESD se aproxima al dispositivo bajo prueba hasta que se produce una descarga. Las normas se definen de manera que cada nivel se considera equivalente, por ejemplo una descarga de contacto de nivel 8 de 8 kV es equivalente a una descarga de aire de 15 kV [1].



RANGE OF VALUES

C_b	50 to 250 pF
R_b	500 to 10k Ω
V_b	0 to 20 KV

Las normas de prueba de ESD utilizan valores diferentes para los componentes del modelo y los más utilizados se describen en los estándares del anexo A.7 [2] y [8].

El modelo de la primera norma consiste en emplear los valores $C_b = 150 \text{ pF}$ y $R_b = 330 \Omega$. En la Fig. 3 se ilustra la forma de onda típica producida por una descarga a través del HBM para tales valores y consta de dos componentes.

El impulso estrecho de rápido aumento es la descarga de la capacitancia de espacio libre en la punta de la sonda del probador ESD y el pulso ancho más lento es la descarga del condensador de 150 pF en serie con la inductancia del conductor de tierra del probador.

El tiempo de subida es de $0,7$ a $1,0 \text{ ns}$ y la corriente de pico de 30 A para una tensión de 8 kV . Una descarga de tensión menor a 3500 V no es detectada por la persona involucrada.

Debido a que muchos dispositivos electrónicos son sensibles a los daños causados por descargas de sólo unos pocos cientos de voltios, el daño a los componentes puede ocurrir por una descarga que no percibe.

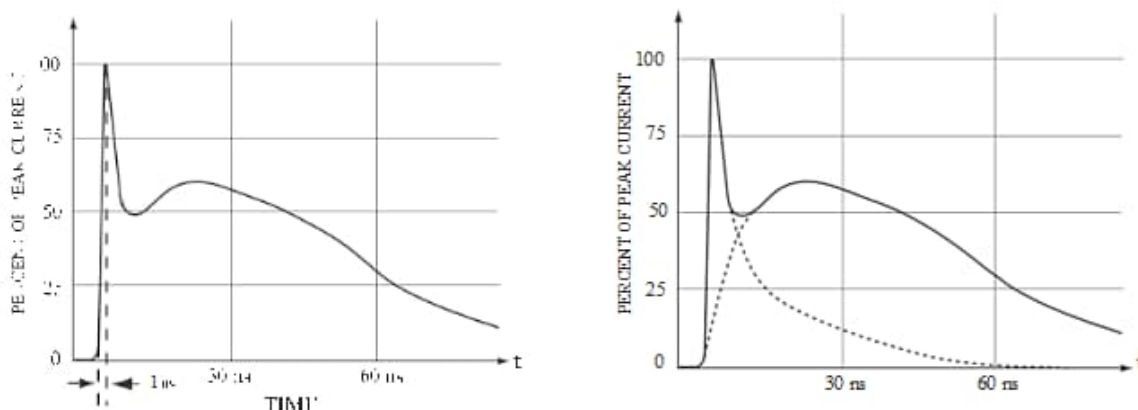


Figura 3. Forma de onda típica de descarga a través del HBM (izq) y Combinación de ondas (derecha). [2].

En el otro extremo, las descargas de potenciales mayores de 25 kV causan dolor a la persona involucrada. Los niveles de prueba recomendados por la norma [2] se presentan en la Tabla 1.

Los detalles relativos a los diversos parámetros que pueden influir en la tensión a la que se puede cargar el cuerpo humano se dan en la cláusula A.2. La cláusula A.4, también contiene ejemplos de la aplicación de los niveles de prueba relacionados con las clases ambientales (de instalación).

Tabla 1: Niveles de prueba [2]

Contact discharge		Air discharge	
Level	Test voltage kV	Level	Test voltage kV
1	2	1	2
2	4	2	4
3	6	3	8
4	8	4	15
x ^a	Special	x ^a	Special

^a "x" can be any level, above, below or in between the others. The level shall be specified in the dedicated equipment specification. If higher voltages than those shown are specified, special test equipment may be needed.

1.1. Generador de prueba ESD

En la Fig. 4, se muestra en el diagrama simplificado del generador de prueba ESD [2] y sus partes principales, donde C_d es una capacitancia distribuida que existe entre el generador y el medio. $C_s + C_d$ tiene un valor típico de 150 pF, R_d tiene un valor típico de 330Ω . Un modelo similar con algunas variantes se describe en la referencia [8] y en investigaciones más recientes, se han desarrollado métodos de simulación como los descritos en [9].

En [2] se especifican las principales características del generador ESD y en particular la determinación de las distintas constantes de tiempo τ_1 , τ_2 , τ_3 y τ_4 de la descomposición de la onda de descarga producida por el generador de prueba, según se muestra en la Fig. 5.

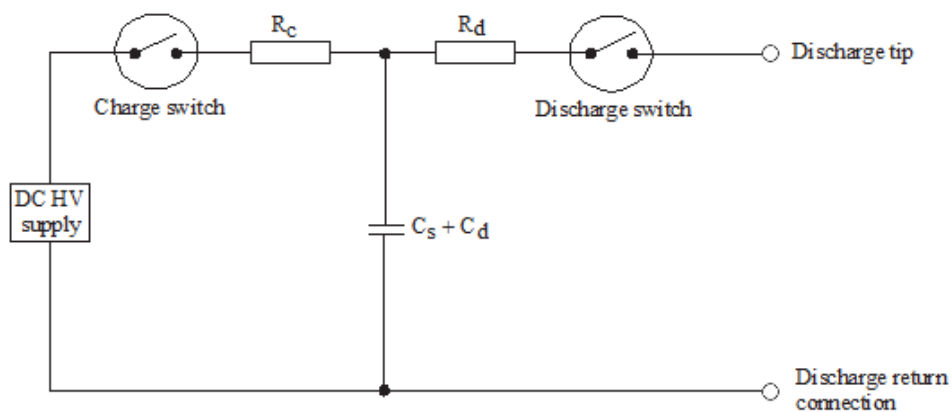


Figura 4. Circuito simplificado del generador de prueba [2].

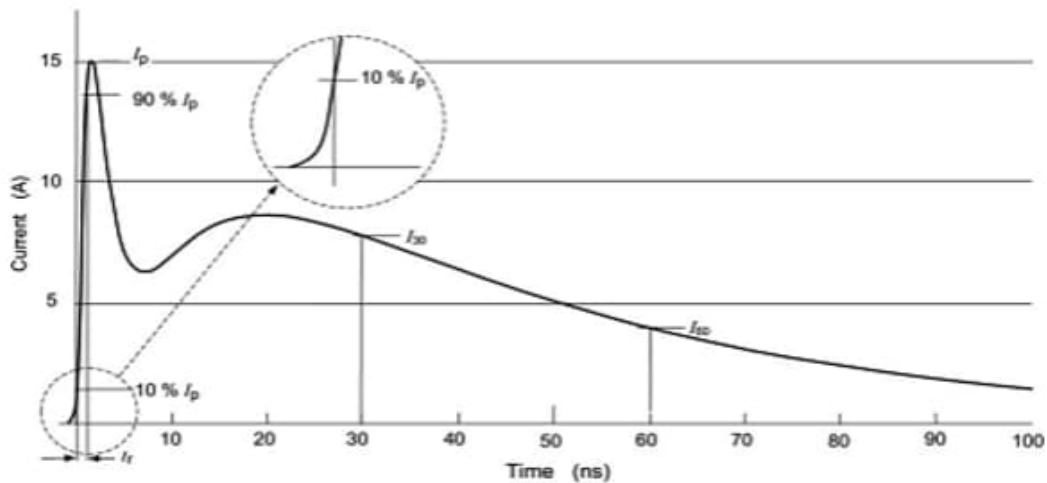


Figura 5. Forma de onda que produce el generador de prueba. [2].

La carga sobre un objeto ocurre durante un periodo de tiempo, donde un parámetro importante es el tiempo de decaimiento o de relajación τ , que es el tiempo que tarda la carga en reducirse al 37 % de su valor inicial. De acuerdo con [7], el valor de τ se puede calcular a través de la ecuación (1), donde ϵ es la constante dieléctrica para el material y σ es la conductividad. Como se aprecia en la misma ecuación, el tiempo de relajación puede escribirse en términos de la resistividad superficial del material (ρ).

$$\tau = \frac{\epsilon}{\sigma} = \epsilon\rho \quad (1)$$

Debido a que la electricidad estática es un fenómeno superficial, los materiales se pueden clasificar por su resistividad superficial, cuya unidad de medida es en Ohmios sobre sección cuadrada (Ω/S cuadrada), la cual es equivalente a la resistencia medida a través de una sección cuadrada del material. Los métodos de medición y de clasificación de los materiales se basan en [10], la cual clasifica los materiales en las cuatro categorías, las que se indican en la Tabla 2.

Tabla 2: Clasificación de materiales según su resistividad superficial [10]

Materiales	Resistencia superficial (Ω/S cuadrada)
Conductividad	0 a 10^3
Disipativa estática	10^3 a 10^9
Antiestática	10^9 a 10^{14}
Aislativa	10^{14}

Los materiales con resistividades superficiales de $10^9 \Omega/S$ cuadrada o menor, tienen conductividad y se pueden descargar rápidamente por puesta a tierra, pero entonces se debe limitar la corriente para evitar daños. Ni los materiales estáticos-disipativos, ni los antiestáticos, se cargan cuando se separan de ellos mismos o de cualquier otro material. Tienen aplicaciones similares y algunas veces se agrupan. Son los materiales preferidos para usar en un entorno sensible a ESD, tal como una línea de fabricación para equipos electrónicos. Los

aisladores no disipan la carga, pero conservan la que tienen, por ejemplo, una bolsa de polietileno y material de embalaje de espuma de poliestireno. Estos materiales no deben ser permitidos en un ambiente sensible a ESD.

Los efectos inducidos por ESD en sistemas electrónicos se pueden dividir en las siguientes categorías según [7]:

- Errores duros.
- Errores de software (o suaves).
- Trastorno transitorio.

Los errores duros causan daños reales al hardware del sistema, por ejemplo, la destrucción de un circuito integrado. Los errores suaves afectan el funcionamiento del sistema, como un bit de memoria cambiado o bloqueo de programa, pero no causan daño físico. El trastorno transitorio no causa un error, pero el efecto es perceptible, como la interferencia de una pantalla de tubos de rayos catódicos o el cambio momentáneo de una lectura. La Unión Europea [2] trata estos errores como un fracaso de la ESD, clasificándolos en Criterios de Desempeño B. Otra manera aun no estandarizada es el tratamiento que se planta en la referencia [11].

Simbología e Identificación

Para identificar los elementos sensibles a ESD es importante el uso de símbolos apropiados y productos especiales destinados a controlarla. Los dos símbolos más aceptados para identificar las piezas sensibles o los materiales de protección de control, se definen en la Norma de las referencias [12]-[13], y son ilustrados en la Fig. 6. Ambos constan de un triángulo y una mano de alcance para la Susceptibilidad. La barra diagonal indica que el manejo o uso de este producto puede resultar dañado por ESD si no se toman las precauciones apropiadas y el símbolo de protección ESD reemplaza la barra por un arco alrededor del triángulo que indica protección.



Figura 6. Susceptibilidad ESD - Protección ESD [13].

1.2. Método HBM- IEC 61000

La norma IEC 61000 hace referencia a los requisitos de inmunidad y métodos de prueba para equipos eléctricos y electrónicos sometidos a descargas de electricidad estática, directamente vinculados con los operadores y a los objetos adyacentes. Además, define los rangos de los niveles de prueba, que se relacionan con las diferentes condiciones ambientales y de instalación,

estableciendo los procedimientos de prueba.

Equipo en prueba EUT

Según [2] y [7] se designa con la sigla EUT (*Equipment Under Test*) al equipo bajo prueba y como alternativa la sigla DUT (*Device Under Test*), dispositivo bajo prueba [11].

Generador ESD: Debe cumplir las especificaciones de [2] descritas en la sección 2.2.

Accesorios. Los accesorios deben cumplir los requisitos indicados en el capítulo 6 de [2],

y son:

- El cable de retorno de descarga.
- Las resistencias de 470 k Ω de apagado.
- El plano de referencia de tierra (GRP), capítulo 7 de [2].
- Todas las conexiones que forman la trayectoria de descarga.

El propósito de la verificación es asegurar que la configuración de la prueba ESD esté en funcionamiento.

Toma de tierra

1.3. Configuración para pruebas realizadas en los laboratorios

El EUT estará dispuesto y conectado de acuerdo a sus requerimientos funcionales y según establece [2]. Se proporciona una distancia mínima de 0,8 m entre el EUT y las paredes del laboratorio y también de cualquier otra estructura metálica. El generador ESD y EUT deben estar conectados a tierra de acuerdo con sus especificaciones de la instalación. No se permiten conexiones adicionales a tierra. El cable de retorno de descarga del generador ESD debe conectarse al plano de referencia de tierra (GRP). Cuando se especifican los planos de acoplamiento para permitir la aplicación indirecta de la descarga, se conecta al GRP por medio de un cable con un resistor de 470 k Ω situado en el extremo. La instalación de ensayo se realiza sobre una mesa no conductora a una altura de $(0,8 \pm 0,08)$ m del GRP. Se coloca un plano de acoplamiento horizontal (HCP) y si el ensayo lo requiere, se instala un plano de acoplamiento vertical (VCP), según [2].

En [2] se describe la configuración de prueba para equipo de suelo y otras posibles configuraciones. La configuración general del ensayo es idéntica a la descrita para simular un solo evento ESD, la carga en el EUT se elimina antes de cada impulso ESD aplicado. La carga sobre el

punto o parte metálica a la que se va a aplicar el pulso ESD, (cables de conexión, clavijas, antenas) deben retirarse antes de cada impulso de prueba ESD aplicado, ya que no se puede garantizar la resistencia entre éste y otros puntos accesibles del producto. Un cable con resistores de 470 k Ω , similar al utilizado con el HCP y VCP es el dispositivo preferido para eliminar las cargas.

1.4. Procedimiento de

prueba Parámetros

ambientales

Con el fin de minimizar el impacto de los parámetros ambientales en los resultados de las pruebas, la calibración se lleva a cabo en las condiciones climáticas y electromagnéticas especificadas en [2]. El EUT debe funcionar dentro de las condiciones climáticas previstas. En el caso de pruebas de descarga de aire, las condiciones climáticas, deben estar en los siguientes rangos:

- Temperatura ambiente: 15 °C a 35 °C.
- Humedad relativa: 30 % a 60 %.
- Presión atmosférica: 86 kPa (860 mbar) a 106 kPa (1060 mbar).

Las condiciones electromagnéticas del laboratorio deben ser tales que garanticen el correctofuncionamiento del EUT, para no influir en los resultados del ensayo.

Modo de funcionamiento de la EUT

El funcionamiento de la EUT se elige de manera que se ejercen todos sus modos normales de funcionamiento [2]. Se recomienda el uso de software de ejercicios y sólo se permite cuando se puede demostrar que el EUT está ejerciendo de forma exhaustiva. Para las pruebas de conformidad, el EUT debe funcionar continuamente en su modo más sensible (ciclo de programa), que se determina mediante ensayos preliminares.

Condiciones de funcionamiento representativas del EUT

.Antes de comenzar con el ensayo debe determinarse:

- Si el EUT debe ser probado como de mesa o de suelo.
- Los puntos en los que se aplican las descargas.
- En cada punto, si se van a aplicar descargas de contacto o de aire.
- El nivel de prueba a aplicar.
- El número de descargas que deben aplicarse en cada punto para las pruebas de conformidad.
- Si también se deben aplicar pruebas posteriores a la instalación.

1.5. Aplicación directa e indirecta de ESD a la EUT

A menos que se indique lo contrario en las normas genéricas, relacionadas con el producto o de la familia del producto, las descargas electrostáticas se aplican sólo a aquellos puntos y superficies de la EUT que son accesibles a las personas durante su uso normal [2]. Se aplican las siguientes exclusiones: aquellos puntos y superficies que sólo son accesibles en mantenimiento, puntos y superficies que sólo son accesibles por el usuario en servicio, tales como los contactos de la batería; puntos y superficies que no son accesibles después de la

instalación fija o después de seguir las instrucciones de uso; los contactos de los conectores coaxiales y multipolo que están provistos de un conector metálico, en este caso las descargas de contacto sólo se aplican a la carcasa metálica de estos conectores; contactos dentro de un conector no conductor y que sólo se someten a prueba mediante la descarga de aire. Este ensayo se realiza utilizando la punta de prueba redondeada en el generador ESD. En aquellos contactos de conectores u otras partes accesibles que son sensibles a ESD por razones funcionales y están provistos de una etiqueta de advertencia ESD, RF entradas de medición, recepción u otras funciones de comunicación, el ensayo se realiza con descargas únicas. En cada punto preseleccionado se aplicarán al menos 10 descargas únicas (en la polaridad más sensible). El número mínimo de descargas aplicadas depende del EUT. El intervalo de tiempo entre sucesivas descargas individuales se recomienda un valor inicial de un segundo.

Para la aplicación indirecta de la descarga a la EUT se procede de manera similar siguiendo el estándar.

Resultados y Discusión

3.1. Norma IEC 61000-4-2

Los resultados de la prueba especificada se clasifican de acuerdo con la pérdida de función o degradación del rendimiento del equipo sometido a ensayo, en relación con un nivel de rendimiento definido por su fabricante o el solicitante del ensayo o acordado entre el fabricante y el comprador del producto. La clasificación recomendada es la siguiente:

- Rendimiento normal dentro de los límites especificados por el fabricante, solicitante o comprador.
- Pérdida temporal de la función o degradación del rendimiento que cesa después de la interrupción de la perturbación, y a partir de la cual el equipo bajo prueba recupera su rendimiento, sin intervención del operador.
- Pérdida temporal de la función o degradación del rendimiento, cuya corrección requiere la intervención del operador.
- Pérdida de función o degradación del rendimiento que no es recuperable, debido a daños en hardware o software, o pérdida de datos.

Esta clasificación puede servir de guía en la formulación de criterios de desempeño por parte de los comités encargados de las normas genéricas, de los productos y de las familias de productos, o como marco para el acuerdo sobre criterios de desempeño entre el fabricante y el comprador. Los niveles de la prueba son los mostrados en la Tabla 1.

3.2. Norma ANSI/ESD STM5.1-2001

Los componentes sensibles de la norma ANSI/ESD se clasifican de acuerdo con la tensión soportada por el HBM, independientemente de la polaridad, como se muestran en la Tabla 3

(a), y, la clasificación de los componentes de acuerdo con su tensión para el HBM y para los diferentes niveles de estrés ESD, en la Tabla 3 (b).

Tabla 3: Clasificación ANSI -rango de tensión y nivel de estrés [8]

Clase	Rango de tensión
0	< 250
1A	250 a < 500
1B	500 a < 1000
1C	1000 a < 2000
2	2000 a 4000
3A	4000 a 8000
3B	8000

(a)

Nivel de estrés	Carga equivalente (±) tensión Vp (Volt)
0	< 250
1A	250 a < 500
1B	500 a < 1000
1C	1000 a 2000
2	2000 a 4000
3A	4000 a 8000
3B	8000

(b)

3.3. Informe de ensayo

El informe de ensayo contiene toda la información necesaria para reproducirlo, en particular, se registra lo siguiente:

- Los elementos especificados en el plan de prueba requerido por la Cláusula 8 de esta norma.

Identificación del EUT y cualquier equipo asociado: marca, tipo de producto, número de serie.

- Identificación del equipo de prueba: marca, tipo de producto, número de serie.

Cualesquiera condiciones ambientales especiales en las que se realizó la prueba.

Recinto blindado.

- Las condiciones específicas necesarias para permitir la realización del ensayo.
- Nivel de rendimiento definido por el fabricante, solicitante o comprador.
- Criterios de rendimiento especificados en la norma genérica, producto o producto-familia.
- Cualquier efecto sobre el EUT observado durante o después de la aplicación de la perturbación del ensayo, y la duración durante la cual estos efectos persisten.
- La justificación de la decisión de aprobación/denegación (basada en el criterio de rendimiento especificado en la norma genérica, producto o producto-familia, o acordada entre el fabricante y el comprador).
- Cualquier condición específica de uso: longitud o tipo de cable, blindaje o puesta a tierra, las condiciones de funcionamiento de la EUT que son necesarias para lograr el cumplimiento del ensayo.

- Condiciones climáticas.
- Dibujo y/o imágenes de la configuración de prueba y la disposición de EUT.
-

Conclusiones

Se concluye que la determinación de la categoría de clasificación de componentes y equipos eléctricos-electrónicos a la susceptibilidad a las descargas electrostáticas permite aportar datos para un adecuado proceso de fabricación, manipulación y utilización de productos reduciendo los posibles inconvenientes ante descargas electrostáticas. Permite su correcta elección, de acuerdo a su destino, facilitando datos necesarios para la implementación de protecciones ante descargas electrostáticas cuando la susceptibilidad del componente lo requiere. También se observa que una clasificación con similar categoría de susceptibilidad en distinta norma no indica lo mismo. Las normas IEC clasifican en cuatro niveles de tensión de prueba, por su parte ANSI lo hace en siete y esto motiva un estudio de equivalencias y de compatibilización.

Referencias

- [1] ESD Fundamentals (2013)[Online 22/05/17]. Available: www.esda.org . 2013.
- [2] I. E. Commission, International standard (1999) IEC 61000-4-2: electromagnetic compatibility (EMC). Testing and measurement techniques – electros .1999.
- [3] Koki Narita; Mototsugu Okushima. “Low Clamping Voltage Protection for Improvements of Powered ESD Robustness”. 2018 40th Electrical Overstress/Electrostatic Discharge Symposium (EOS/ESD). IEEE Conferences, pp. 1-8. sept/oct 2018.
- [4] Fernández, J. C. (2016) Clase 2 interferencia conducida. Compatibilidad Electromagnética Universidad Nacional de Misiones – 2016.
- [5] Fernández, J. C. “Modelos estáticos y circuitales” en Ingeniería electromagnética. EUDEBA-2013- Biblioteca de Ingeniería. ISBN 9789502320946. 2013
- [6] ESDA. ESD fundamentals. (2013) [Online 13/8/16]. Available: <https://www.esda.org/about-esd/esd-fundamentals/> . 2013.
- [7] Ott, H. W. (2011) Electromagnetic Compatibility Engineering. Wiley, 2011.
- [8] E. E. A.(2001) Staff, Sensitivity Testing - Human Body Model (HBM) Component Level: Ansi/esd S8.1- 1998. . EOS/ESD Association, Incorporated, 2001.
- [9] Yang Xiao; Ann Concannon; Rajkumar Sankaralingam. “HBM failures induced by ESD cell turn-off and circuit interaction with ESD protection”. 2015 37th Electrical Overstress/Electrostatic Discharge Symposium (EOS/ESD). IEEE Conferences, pp. 1-7. sept/oct 2015.
- [10] N. S. S. C. (1994), W. DC. Military Handbook: Electrostatic Discharge Control Handbook for Protection of Electrical and Electronic Parts, Assemblies and Equipment (Excluding Electrically Initiated Explosive Devices (Metric). Defense Technical Information Center, 1994.
- [11] Junsik Park; Jongsung Lee; Cheolgu Jo; Byongsu Seol ; Jinguok Kim. “A Proto-type ESD Generator for System Immunity Test of Wearable Devices”. 2018 40th Electrical Overstress/Electrostatic Discharge Symposium (EOS/ESD). IEEE Conferences, pp. 1-6. sept/oct 2018.
- [12] EOS/ESD Association (2013) Incorporated, ANSI/ESD S8. 1-2012 ESD Association Standard for the Protection of Electrostatic Discharge Susceptible Items - Symbols - ESD Awareness. EOS/ESD Association, Incorporated, 2013.
- [13] EOS/ESD (2014). Association- Incorporated, ANSI/ESD S6. 1-2014 - ESD Association Draft Standard for the Protection of Electrostatic Discharge Susceptible Items - Grounding. EOS/ESD Association, Incorporated, 2014.

Anexo 2

**Entrevista a Licenciado en Terapia Física, Esteban Hernández Hernández,
Fisioterapeuta del Hospital San Vicente de Paul y profesor de la Universidad de
Iberoamérica (UNIBE),**

¿Tiene usted conocimiento de algún equipo que pueda medir la impedancia del cuerpo humano en una zona específica y que tenga como fin dar un aporte en el avance de tratamientos terapéuticos?

"Bueno realmente si hay equipos que logran algún tipo de cuantificación de la lesión, pero, principalmente se van basados en lo que son potenciales eléctricos de respuesta del nervio, como principalmente las electromiografías de superficie, los campos electromagnéticos que se han utilizado para esto. Pero realmente, por ejemplo, como medición del daño lo más cerca que se ha establecido como una máquina, un equipo o una tecnología que se ha específica para valoración seria, por ejemplo: un electromiógrafo que sería como esa valoración de velocidad de conducción, que nos permite ver si el paciente pues si tiene potenciales evocados y si hay elementos de ese tipo. Pero para terapia como tal, no existe más que aplicaciones de las mismas corrientes con las cuales uno puede inferir que haya un daño o haya un tipo de lesión, por ejemplo, hay un tipo de diagnóstico terapéutico que se hace por medio la utilización de la corriente desplazándola por la zona de lesión por medio de un electrodo móvil y esto lo que hace es que va dejando zonas enrojecidas que las conocemos como zonas metaméricas que son las zonas que uno infiere que pueden estar más dañadas verdad o centros de dolor pero no hay nada así como específico para esto. Todos son como técnicas que uno puede utilizar para ingeniárselas verdad, pero un equipo como tal no conozco".

¿Actualmente en terapia física, cómo se evalúa que una lesión a nivel muscular está en buen proceso de recuperación?

"Bueno en la actualidad eso es una situación que se plantea principalmente desde el punto de vista clínico verdad , o sea, se queda en el contexto operador dependiente verdad como se dice que es el terapeuta, el profesional es el que tiene que valorar, revalorar por medio de algunos elementos básicos como son la capacidad de movimiento, la presencia de lo que se conocen los signos de Celso que son el calor, enrojecimiento, edema, impotencia funcional y con eso pues hace una evaluación básica para establecer si el paciente va mejorando o realmente no va mejorando, pero muchas veces eso depende claramente de la capacidad integradora del evaluador, de la experiencia y alguna de los elementos que de repente no son tan cualitativos, sino, se vuelven más cuantitativas basados en la experiencia propia de la persona, entonces, como un elemento que uno pueda utilizar para valorar evolución del paciente, lo más cerca que se ha llegado es, a un elemento que lo que hacía era medir la presencia de calor corporal como para tratar de discernir si había inflamación o dolor, pero más allá de eso no hay más".

¿Conoce usted el valor que aporta la medición de la Impedancia en el diagnóstico y tratamiento fisioterapéuticos?

"Si claramente es muy importante, de hecho hay muchos de los elementos y tratamientos terapéuticos que se basan en impedancia, sabemos que hay tipos de corriente que van a reaccionar mejor con una baja impedancia que con una alta impedancia y de diagnóstico pues,

obviamente también es muy importante, es una forma digamos o sería una forma de cuantificar o de hacer una evaluación cualitativa de alguien que de momento es completamente cuantitativo, entonces, si sería muy, muy valioso verdad tanto desde el punto de vista de evaluación y tratamiento como también desde el punto de vista de prescripción, por que como te digo, por ejemplo, como una persona que tiene una piel o una zona con mucha impedancia sería por ejemplo, inútil o muy poco útil utilizar corrientes de muy baja profundidad verdad o por ejemplo, lo que son ahora las más famosas prestaciones de lo que es, el de las terapias por intercambio de energía, como el láser que como los potenciales electromagnéticos y demás que si tienen mucha relación con la impedancia y lo que es este tipo de evaluaciones entonces, definitivamente sería un aporte muy importante para poder como te digo, poder cuantificar, ir llevando una evaluación un punto de vista más tangible y no tan intangible como es ahora verdad tan dependiente de la experiencia, capacidad y del entrenamiento del usuario".

¿Cree usted posible medir la impedancia bioeléctrica (Z/cm^2) de una parte del cuerpo humano y utilizar estos datos para evaluar el avance positivo en el tratamiento de una lesión?

"Claro que sí, es de hecho pues un punto muy importante en lo que es el uso de la medición de la impedancia verdad, sabemos que los pacientes que de una forma u otra están cursando por un proceso inflamatoria, que están cursando una proceso doloroso tienden a aumentar la impedancia eventualmente, por ejemplo, si la piel se pone más turgente si hay más elasticidad en la piel e inclusive pueden bajarla si hay aumento de temperatura o si hay aumento de la unidad circundante, entonces, son datos importante. Habría que eso si, como estandarizar una regla o una base de datos para establecer cuáles son los marcadores principales de ese cambio en la impedancia verdad, que eventualmente por ejemplo, no haya un día que venga un paciente

con menos impedancia que el día anterior y tal vez es porque ha estado todo el día bien hidratado por que ha estado expuesto a la temperatura adecuada e inclusive el otro día no se hidrató, el otro día estuvo todo el día con la piel reseca, estuvo todo el día expuesto al sol y eso cambia la impedancia. Entonces, sí habría que tabular bien y hacer bien una buena lista de marcadores que nos indiquen en una situación ideal de evaluación, bueno, como podemos utilizar esos datos para poder guiarnos en una correcta pues cronicidad o mejora del paciente que está expuesto a un tratamiento verdad, creo que si es viable la mención y si es viable utilizable como medio de valoración siempre y cuando cómo te digo se establezcan muy bien esos marcadores, esos elementos que nos van a dar las guías para poder establecerlo. De hecho, por ejemplo, no solamente sería la generación de una tecnología, si no generar también ese enlace como vos decís con la parte médica, con la parte terapéutica, en la cual podamos distinguir cuales van hacer esos marcadores que nos van ayudar a interpretar estos datos de la medición de la impedancia”.

¿Medir la impedancia a nivel de la fascia de la piel tiene importancia puede generar valor científico?

“Si de hecho sí, sería importante al ser la fascia un recubrimiento que está debajo inmediatamente de la piel, pues es menos sensible a las variantes externas; las variantes propiamente del ambiente, si sería más relevante la medición desde el punto de vista clínico por que la fascia si tiene una característica importante, al ser un elemento que está rodeando todo el cuerpo tiende a manifestar todos los procesos patológicos del cuerpo en sí mismo. Entonces, por ejemplo, hay gente que llega y te dice tengo dolor del hombro izquierdo y resulta que el hombro izquierdo tenía dolor, pero a la hora de llegar de tocar el hombro y moverlo no le duele, es un dolor que no responde al movimiento; resulta que al final de cuentas era un dolor referido

visceral que se transmitió por la fascia, entonces esa discriminación de la piel con la fascia nos va a permitir poder llevar a un muy buen término la parte propiamente de la medición y la discriminación de dolores propiamente regionales a dolores un poquito más generalizados, entonces si me parece que es muy muy importante y que nos podría dar esa luz para poder discriminar cuando un dolor es local y cuando un dolor es regional por ejemplo".

¿Cree usted que sería de utilidad contar con un instrumento que le pueda dar la lectura a nivel de la piel en tiempo real?

"No de hecho no siempre es a nivel del musculo, mucha veces es a nivel de fascia muchas veces a nivel de piel, de hecho hay todo una descripción de un síndrome que se llama el síndrome miofascial, que es una lesión que conjuga tanto la lesión muscular como la lesión de fascia y que se traduce en esa exportación del dolor, ese hecho por ejemplo, que talvez la zona lesionada por ejemplo es en el trapecio y el paciente siente dolor en el cuello y siente dolor hacia el brazo pero es más por la fascia que por el músculo, porque no hay un músculo que vaya directamente del cuello hacia la mano, es la fascia. Entonces, si hay lesiones directamente en fascia y de esto hay todo un tratado que se llama inducción miofascial, que es toda una técnica que se basa en como la fascia va incidir en el tratamiento y en la valoración de todos los tejidos profundos, porque la fascia no solo es un recubrimiento, si no que recubre todo el cuerpo, recubre el músculo, recubre los órganos, recubre todo, o sea, todas las fascias están interconectadas; es muy bonito porque realmente el uso que esto puede generar, es un uso pues, bastante grande, bastante importante podría trascender un poquito más allá de lo que se conoce en actualidad.

No, más que nada felicitarlo por la idea, realmente es muy interesante todo esto de la tecnología en el uso biomédico, es apasionante es muy bonito y definitivamente nos toca pues,

a todos los que trabajamos con nuestras manos y a veces tenemos carencia de estos elementos tecnológicos que lo tienen en otras partes de la medicina, nos toca tratar de que se desarrolle más sobre nuestro campo, que realmente a veces se queda meramente en tratamiento lo que se vende el marketing, al final de cuentas el equipo que se va a vender es el equipo que te ayuda a tratar un lesión y para un buen tratamiento tenemos que tener una buena evaluación y eso es lo que realmente la terapia física obedece en la mayoría de los campos, no solo la terapia física sino en muchos campos de la medicina queremos tratar sin saber que tiene el paciente, tratar empíricamente eso es algo que poco a poco tiene que ir desapareciendo con el tiempo con la entrada de nuevas tecnologías y la apertura hacia nuevos elementos, que dejen un poquito de lado más la parte circunstancial y vayan más a la parte pues más tangible, más cuantificable”.

Anexo 3

Entrevista a la Licenciada en terapia física Liana Vanessa Marín Masis fisioterapeuta del Hospital Metropolitano especialista en suelo pélvico y en manejo de la fascia nivel uno y dos.

¿Tiene usted conocimiento de algún equipo que pueda medir la impedancia del cuerpo humano en una zona específica y que tenga como fin dar un aporte en el avance de tratamientos terapéuticos?

"En sana teoría que yo sepa, solo ese equipo de esta gente Capenergy o como impedancia no, lo que podríamos medir es la movilidad del tejido, pero la resistencia no que yo sepa".

¿Actualmente en terapia física, cómo se evalúa que una lesión a nivel muscular está en buen proceso de recuperación?

"Bien hay que empezar porque tenemos que definir qué tipo de lesión muscular tuvimos verdad, entonces, sí es una lesión de falta de fuerzas, si es un desgarro, si es una distensión o si es por ejemplo un edema, una equimosis o si lo que tenemos es algún tipo de cicatriz por una cirugía, entonces, las bases siempre van a ser que no haya impotencia funcional, que el tejido tenga rango de movimiento correcto, que tenga fuerza y que la persona pueda realizar sus actividades de la vida diaria, esto va a depender muchísimo de las actividades de la vida diaria de cada paciente verdad, si es un adulto mayor o si es un deportista de alto rendimiento cómo sabemos que va evolucionando, por eso, primero por la textura del tejido, segundo por la calidad de contracción que hemos evaluado con los manuales musculares, por los rangos de movimiento y por qué el paciente es de referir molestia en el área que tenía la lesión".

¿Qué métodos o equipos se usan para evaluar el nivel de daño en una lesión muscular o a nivel de fascia?

"Es interesante porque debería uno valorarse a nivel muscular por ultrasonido, en sana teoría, sin embargo, muchas veces el ultrasonido nos dice por ejemplo que hay una lesión a nivel de la fibra muscular que hay un desgarro grado 2° ó 3°, pero la impotencia funcional, la falta de movimiento, el edema o la equimosis que tiene el paciente no concuerda con la lesión y otras veces no son de una lesión muy básica, pero la impotencia funcional y el dolor es diferente, entonces, aquí es donde el concepto de fascia y el concepto de músculo por decirlo así, es fibra muscular, se ve ya como en problema, porque entonces, si el músculo está bien, si el desgarro no está bien porque hay falta de función y en este caso es probablemente porque el tejido conectivo, el tejido de fascia, el tejido de tensión está generando lesión y en este caso no por fuerza, tiene que ser que en la zona de la lesión puede ser proximal o distal, por esta cadena miofascial, entonces, ¿cómo se mide este grado de lesión?, bueno esa es la teoría, por imágenes lo podríamos hacer con ultrasonido músculo esquelético y ahora actualmente hay función o ultrasonido funcional que no solo vemos la estructura, sino el movimiento y la función desde la terapia física, no desde el radiólogo. Luego otra opción sería, test musculares a nivel de fascia que es diferente y que vamos a trabajar por las diferentes técnicas de acción digamos, en mi caso, es teco pero puede trabajarse por las técnicas del Instituto Barral o por las técnicas más antiguas de qué puede ser browsing, otras técnicas de movimiento de la fascia, ahí es diferente también, se podría evaluar a nivel de electromiografía si la contracción es fuerte o no, eso lo daría un médico o lo podemos evaluar a nivel de puntos gatillo. Ahora hay equipos de electroterapia que puedes colocar en puntos de tensión y en puntos musculares y te puede dar esto, entonces, el nivel de terapia física podríamos tirar curvas para ver el nervio y el músculo y pensar que hay una buena función, digamos motora por medio de la

electricidad, pero la fascia como tal hasta donde yo sé, no existe un sistema que me mida la contracción pura y única de la fascia como tal, lo que medimos normalmente es función eléctrica a nivel de estas estructuras que sería el nivel del punto motor o el punto neuro- motor o axonal verdad, a nivel del nervio, pero no específicamente de la fascia. Ahora podría ser con un biofeedback de electricidad que sería externo que utilizamos los fisios y en este caso es pedir ver el movimiento del músculo, pedir una contracción y ver hasta dónde llega, ver ahí si se contrae o no se contrae y esto unido a una curva podría darnos potenciales, pero así como específico para la fascia no".

¿Conoce usted el valor que aporta la medición de la Impedancia en el diagnóstico y tratamiento fisioterapéuticos?

"Bien esto es muy interesante porque se supone que la impedancia es la resistencia que me genera un tejido al paso de una corriente o una onda entonces entre más baja sea la corriente mayor impedancia en sana teoría me genera la piel como primera resistencia y luego los otros tejidos, entonces entre más alta frecuencia sea se supone que hay menos impedancia el nivel de todos los tejidos. Actualmente se están usando el sistema súper inductivo, por ejemplo, que es de la marca BTL que lo que hace es una mezcla entre ondas del electromagnetismo y ondas de electricidad entonces el magneto va a penetrar más profundo y se supone que por ahí es donde la eléctrica puede ingresar más profundo, hacer una mayor contracción y una unión de los dos. Equipos como el Deep Oscillation en sana teoría penetran hasta 8 o 12 cm dependiendo la zona del tejido y el tipo de frecuencia que coloquemos. Entonces, la medición de la impedancia es lo que nos podría decir, si estamos logrando la profundidad y el lugar que queremos llegar y cuál es el tejido que nos está generando resistencia, pero que en terapia física como tal, se mida la impedancia hasta donde sé, no, solo hay un equipo, bueno en sana teoría hay 2 ó 3 que miden y que te dicen que si estás

metiendo por ejemplo un 40% de calor de tecarterapia al cuerpo y el equipo dice que está en 40% este equipo te va a decir si el cuerpo está recibiendo este 40% o 30% o 20%, es el calor supuestamente que el cuerpo genera o está produciendo o recibiendo es lo ellos dicen, pero muchos pacientes refieren que le bajen aunque el equipo diga que está a esa altura. Ahora bien aquí hay otro juego muy interesante, porque se supone que la tecarterapia es un calor inductivo, o sea, que mi cuerpo por la onda de radiofrecuencia que el equipo genera, mi cuerpo genera un calor de adentro hacia afuera, entonces, realmente que estoy midiendo el calor que el equipo está generando el cuerpo o el calor que esa onda está provocando que el cuerpo genere y porque entonces, el paciente siente que se está quemando si se supone que el equipo no está generando el calor sin ese cuerpo, entonces, yo no estoy así como al 100% segura. En mi poco conocimiento en ese sentido de que realmente se esté logrando una medición correcta de la impedancia del tejido.

Otra cosa importante que se me acaba de ocurrir, bueno, recordar la fascia depende de qué tan hidratado esté el paciente cuando hacemos tratamiento de la fascia, nosotros le pedimos al paciente que esté muy hidratado sobre todo en terapia manual o en otras cosas, entonces, hasta qué punto la impedancia va a cambiar, que tan hidratados este el paciente y con qué se hidrató y qué pasaría en pacientes la fascia es dependiente de magnesio, entonces qué pasa si una persona tiene deficiencias de magnesio, va a generar la misma impedancia o no, va a generar la misma movilidad de las sondas en el tejido o no, porque la fascia estaría deshidratado, no tendría la misma calidad de contracción y movimiento, por ejemplo el nivel de fascia".

Dicho lo anterior, sustentado con la historia y lo expuesto en la investigación presentada en el marco teórico; en el cual se plantea, el diseño de una interfaz electrónica, que tenga la capacidad de medir el valor de impedancia bioeléctrica promedio (Z / cm^2) detectable en una zona del cuerpo

humano, se puede afirmar que, matemáticamente está comprobada la hipótesis, utilizando como base el modelo de circuito RLC modificado al circuito RC y aplicando todas sus leyes matemáticas.

¿Cree usted posible medir la impedancia bioeléctrica (Z/cm^2) de una parte del cuerpo humano y utilizar estos datos para evaluar el avance positivo en el tratamiento de una lesión?

"A ver no digo que no se pueda hacer, creo que se debería poder, la cosa es que los parámetros y los valores, ¿cómo hacemos para que todas estas variables unificarlas o estandarizarlas?, tendríamos que estandarizar valores como de hidratación, calidad de tejido o parámetros eléctricos. Otro detalle es, ¿va a tener la misma impedancia un adulto mayor que un deportista?

Entonces, creo que sí se podría, para músculo creo que sería más fácil porque ya conocemos los parámetros eléctricos que hay en una contracción muscular buena y para que se vea una fibra gruesa y bonita entonces creo que por ahí sería más fácil y para la fascia creo que sería súper interesante, porque al ser un tejido que se contrae solo, pero en conjunto al resto de los sistemas, ¿cómo nos aseguramos que estamos viendo específicamente la fascia?, creo que sí se podría".

¿Medir la impedancia a nivel de la fascia de la piel tiene importancia puede generar valor científico?

"Sí, tendría que tener un valor científico, porque entonces me podría decir, si dependiendo del grosor de la piel o dependiendo del grosor de la fascia o la calidad de la fascia, porque la fascia es 70% colágeno, por tanto el 70% tejido de regeneración y de protección. Entonces yo lo pienso así, "si yo logro medir la fascia y el colágeno de la fascia de la piel por ejemplo, imagínate a nivel por ejemplo de cicatrices, de quemaduras lo que podríamos hacer para saber si estamos llegando o no al tratamiento, si estamos activando las fibras correctas o no, yo creo que podríamos saber si

nuestros tipos de electrodos o si realmente este paciente requiere que le introduzca agujas o mejor con un electrodo superficial, porque ¿cómo estoy yo segura a veces cuando hago electro punción si requiere ir más profundo o más superficial. Yo creo que a nivel científico obviamente tendría que generar algún tipo de valor y si pudiera generar una impedancia que pasa si yo estudio un montón de pacientes con fibromialgia para ver si estos pacientes tienen más engrosada la fascia tienen más dolor y puedo generar en técnicas o terapias que me hagan más delgada la fascia, me hagan más móvil y generen menos dolor.

A nivel de ligamentos que son zonas que duelen mucho, por ejemplo la sacroileitis, muchas veces es dolor en el ligamento sacro ilíaco, esto me habla que es más resistencia, yo normalmente para trabajar un sacroileaco tengo que trabajarlo con técnicas profundas como la tecar, depp oscillation o electro punción, porque si pongo la electro superficial normalmente no me llega, esto digamos se vincula con lo que me estás diciendo, la fascia en zonas engrosadas debería tener más impedancia, pero qué pasa a nivel de piel por ejemplo ¿tendrá más o menos impedancia?''.

¿Cree usted que sería de utilidad contar con un instrumento que le pueda dar la lectura de impedancia a nivel de la piel en tiempo real?

A mí me encantaría tener un equipo que yo pueda conectar a mi paciente y al ponerle la electricidad, la TECAR o la Deep Oscillation que me diga si este tejido conectivo en el caso del suelo pélvico que es 70% tejido conectivo, saber cuánto de esta lesión yo pude medir y tener no sé, una contracción o una resistencia del 50% y que el equipo me diga, sesión a sesión si esta resistencia está mejorando o no, y yo pensaría que si la resistencia está mejorando por decirlo así, mi paciente estaría mejorando la calidad de su tejido. Ahora otra cosa, yo quiero un tejido más contráctil, más firme, más fuerte, más de sostén; por ejemplo, en suelo pélvico me encantaría saber si la calidad de este tejido y si la impedancia me dice me puede medir esto sería muy bueno, por

lo menos me encantaría poderlo ver a nivel de cada sesión, esto me podría decir si los parámetros que estoy utilizando me están funcionando en este paciente o si debo modificar los parámetros. Otra cosa nosotros asumimos que tenemos que trabajar fibras de fuerza o fibras de lo otro, por ejemplo, imagínate las miles de pacientes con vaginismo, que se supone que es porque la fascia esta dura, cortada, tensa, entonces que chiva sería poder saber cuánto es la resistencia de este tejido, porque me podría decir cuánta fuerza debería utilizar, qué tipo de corrientes debería utilizar o qué tipo de vibración por ejemplo debería utilizar, sería mucho menos prueba - error verdad o decir bueno este tejido tiene un 3, lo que está recomendado para un 3 es A, B, C, D, H, D entonces, podríamos empezar por esos protocolos por decirlo así y generar en teoría un protocolo, lo cual no me gusta, pero te puedo dar un parámetro más exacto.

Creo que por ejemplo, este equipo que mide y que no tiene resistencia, que los equipos ayuden; yo creo que es brutalmente importante, pero creo que absolutamente, yo Liana Marín que no hay nada como una evaluación o sentir el movimiento de la fascia, entonces creo que si bien es cierto esto nos daría muchas herramientas, sobre todo por ejemplo en pacientes que no estás seguro en la sensibilidad o es saber qué está pasando en este tejido puedes evitar quemaduras y otras cosas, pero asumo que debería ser un equipo muy caro, entonces yo siempre he pensado que si los signos y síntomas mejoran, el tratamiento funcionó. Si creo que, a nivel o inclusive, por ejemplo a nivel de deportistas de alto rendimiento esto sería chivísima, porque podrías acelerar un montón los procesos de rehabilitación o quemaduras muy graves o por ejemplo, que chiva en un paciente con ELA (Esclerosis Lateral Amiotrófica), artritis, artrosis o con una esclerosis múltiple, qué el paciente ni siquiera te puede referir que está pasando porque no percibe bien su cuerpo, entonces tengo un instrumento que me puede decir que está diciendo a nivel de tejidos y tal vez esto me ayuda a generar una mejor movilidad o algo, creo que suena interesa. El poder generar valores

numéricos a lo que nosotros percibimos manualmente o por las reacciones del paciente verdad, creo que sería muy chiva a nivel como de evidencia científica y de ciencia que comprobaría o aumentaría lo que ya los fisios hacemos, pero tendríamos estos números que dirían si nuestro brealmente logra eso, entonces creo que sería muy chiva poder medir eso que nosotros solo vemos cada día en el trabajo creo que sería muy chiva cómo evidencia científica

Anexo 4



Tipos de Resistores:

Convencionalmente, se han dividido los componentes electrónicos en dos grandes grupos: componentes activos y componentes pasivos. Componentes pasivos son los resistores, capacitores, inductores, y activos son los transistores, válvulas termoiónicas, diodos, etc.

El objetivo de un resistor es producir una caída de tensión, esta es proporcional a la corriente que la atraviesa; por la ley de Ohm tenemos que $V = IR$. Idealmente, el valor del resistor debería ser constante, independientemente del tiempo, temperatura, corriente y tensión al que está siendo sometido y si bien los resistores actuales se aproximan mucho al ideal, estos sufren variaciones en su valor debido a las causas ya mencionadas.

Por su composición, podemos distinguir varios tipos de resistores:

- De hilo bobinado (wirewound)
- Carbón prensado (carbon composition)
- Película de carbón (carbon film)
- Película óxido metálico (metal oxide film)
- Película metálica (metal film)
- Metal vidriado (metal glaze)

Por su modo de funcionamiento, podemos distinguir:

- Dependientes de la temperatura (PTC y NTC)
- Resistores variables, potenciómetros y reóstatos
-

Resistor de hilo Bobinado

Fueron de los primeros tipos en fabricarse, y aún se utilizan cuando se requieren potencias algo elevadas de disipación. Están constituidos por un hilo conductor bobinado en forma de hélice o espiral (a modo de rosca de tornillo) sobre un sustrato cerámico.





Las aleaciones empleadas son las que se dan en la tabla, y se procura la mayor independencia posible de la temperatura, es decir, que se mantenga el valor en ohmios independientemente de la temperatura.

metal	resistividad relativa (Cu = 1)	Coef. Temperatura a (20° C)
Aluminio	1.63	+ 0.004
Cobre	1.00	+ 0.0039
Constantan	28.45	± 0.0000022
Karma	77.10	± 0.0000002
Manganina	26.20	± 0.0000002
Cromo-Níquel	65.00	± 0.0004
Plata	0.94	+ 0.0038

La resistencia de un conductor es proporcional a su longitud, a su resistividad específica (ρ) e inversamente proporcional a la sección recta del mismo. Su expresión es:

$$R = \frac{\rho L}{A}$$

En el sistema internacional (SI) ρ viene en ohms·metro, L en metros y el área de la sección recta en metros cuadrados. Dado que el cobre, aluminio y la plata tienen unas resistividades muy bajas, o lo que es lo mismo, son buenos conductores, no se emplearán estos metales a no ser que se requieran unas resistencias de valores muy bajos. La dependencia del valor de resistencia que ofrece un metal con respecto a la temperatura a la que está sometido, lo indica el coeficiente de temperatura, y viene expresado en grado centígrado elevado a la menos uno. Podemos calcular la resistencia de un material a una temperatura dada si conocemos la resistencia que tiene a otra temperatura de referencia con la expresión:

$$R = R_0(1 + \alpha \Delta T)$$

Los coeficientes de temperatura de los resistores bobinados son extremadamente pequeños. Los resistores típicos de carbón tienen un coeficiente de temperatura del orden de decenas de veces mayor, lo que ocasiona que los resistores bobinados sean empleados cuando se requiere estabilidad térmica.

Un inconveniente de este tipo de resistor es que al estar constituido de un arrollamiento de hilo conductor, forma una bobina, y por tanto tiene cierta inducción, aunque su valor puede ser muy pequeño, pero hay que tenerlo en cuenta si se trabaja con frecuencias elevadas de señal.

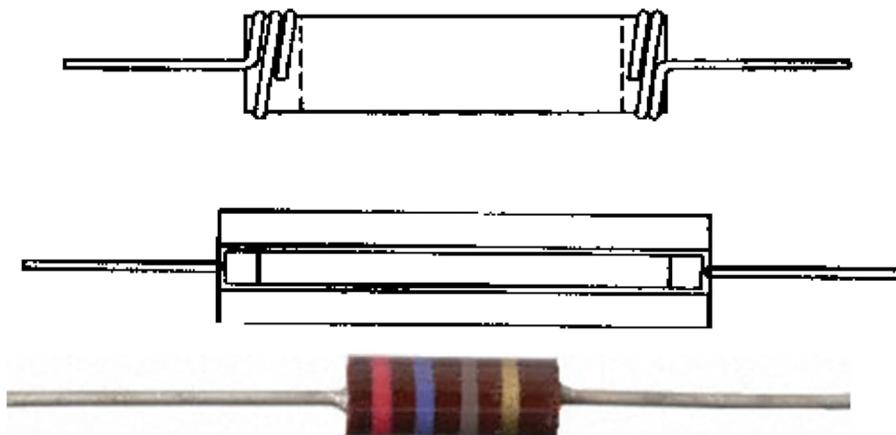
Por tanto, elegiremos este tipo de resistor cuando:

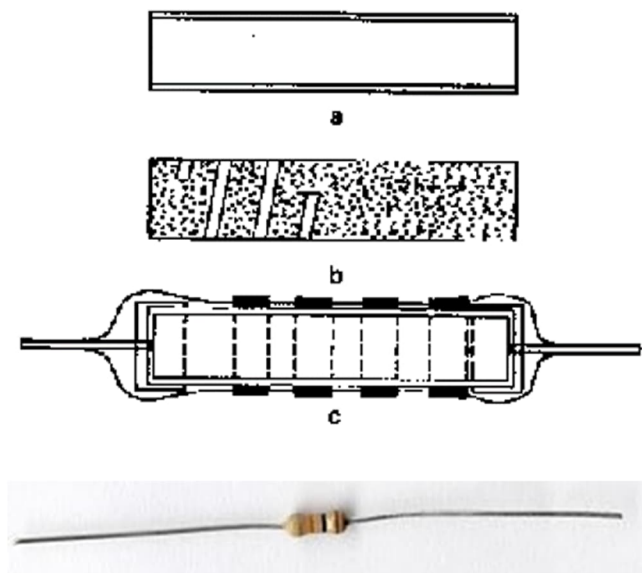
- 1) Necesitemos potencias de algunos watts y resistencias no muy elevadas.
- 2) Necesitemos gran estabilidad térmica.
- 3) Necesitemos gran estabilidad del valor de la resistencia a lo largo del tiempo, pues prácticamente permanece inalterado su valor durante mucho tiempo.

Resistor de carbón prensado

Estos fueron también de los primeros en fabricarse en los inicios de la electrónica. Están constituidos en su mayor parte por grafito en polvo, el cual se prensa hasta formar un tubo como el de la figura.

Las patas de conexión se implementaban con hilo enrollado en los extremos del tubo de grafito, y posteriormente se mejoró el sistema mediante un tubo hueco cerámico (figura inferior) en el que se prensaba el grafito en el interior y finalmente se disponían unos bornes a presión con patillas de conexión.





Los resistores de este tipo son muy inestables con la temperatura, tienen unas tolerancias de fabricación muy elevadas, en el mejor de los casos se consigue un 10% de tolerancia, incluso su valor óhmico puede variar por el mero hecho de la soldadura, en el que se somete a elevadas temperaturas al componente. Además tienen ruido térmico también elevado, lo que las hace poco apropiadas para aplicaciones donde el ruido es un factor crítico, tales como amplificadores de micrófono, fono o donde exista mucha ganancia. Estos resistores son también muy sensibles al paso del tiempo, y variarán ostensiblemente su valor con el transcurso del mismo.

Resistores de película de carbón

Este tipo es muy habitual hoy día, y es utilizado para valores de hasta 2 watts. Se utiliza un tubo cerámico como sustrato sobre el que se deposita una película de carbón tal como se aprecia en la figura.

Para obtener una resistencia más elevada se practica una hendidura hasta el sustrato en forma de espiral, tal como muestra (b) con lo que se logra aumentar la longitud del camino eléctrico, lo que equivale a aumentar la longitud del elemento resistivo.

Las conexiones externas se hacen mediante cazoletas metálicas a las que se une hilos de cobre

bañados en estaño para facilitar la soldadura. Al conjunto completo se le baña de laca ignífuga y aislante o incluso vitrificada para mejorar el aislamiento eléctrico. Se consiguen así resistores con una tolerancia del 5% o mejores, además tienen un ruido térmico inferior a las de carbón prensado, ofreciendo también mayor estabilidad térmica y temporal que éstas.

Resistores de película metálica

Este tipo de resistor es el que mayoritariamente se fabrica hoy día, con unas características de ruido y estabilidad mejoradas con respecto a todas las anteriores. Tienen un coeficiente de temperatura muy pequeño, del orden de 50 ppm/°C (partes por millón y grado Centígrado). También soportan mejor el paso del tiempo, permaneciendo su valor en ohmios durante un mayor período de tiempo. Se fabrican este tipo de resistores de hasta 2 watts de potencia, y con tolerancias del 1% como tipo estándar.



Resistores de película de óxido metálico

Son muy similares a las de película de carbón en cuanto a su modo de fabricación, pero son más parecidas, eléctricamente hablando a las de película metálica. Se hacen igual que las de película de carbón, pero sustituyendo el carbón por una fina capa de óxido metálico (estaño o latón).

Estos resistores son más costosos que los de película metálica, y no son muy habituales. Se utilizan en aplicaciones militares (muy exigentes) o donde se requiera gran fiabilidad, porque la capa de óxido es muy resistente a daños mecánicos y a la corrosión en ambientes húmedos.

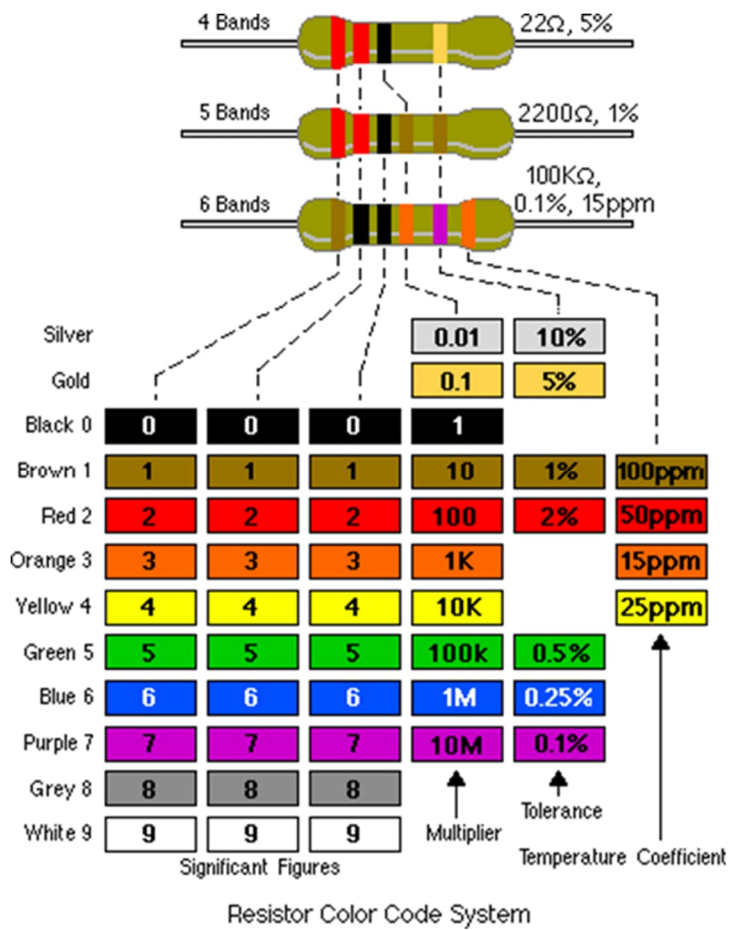


Resistores de metal vidriado

Son similares a las de película metálica, pero sustituyendo la película metálica por otra compuesta por vidrio con polvo metálico. Como principal característica cabe destacar su mejor comportamiento ante sobrecargas de corriente, que puede soportar mejor por su inercia térmica que le confiere el vidrio que contiene su composición. Como contrapartida, tiene un coeficiente térmico peor, del orden de 150 a 250 ppm/°C. Se dispone de potencias de hasta 3 watts.



Código de colores para Resistores



Valores estándar de Resistores

	Ohms (Ω)					Kilohms ($k\Omega$)		Megaoohms ($M\Omega$)	
10%	0,10	1,0	10	100	1000	10	100	1,0	10
5%	0,11	1,1	11	110	1100	11	110	1,1	11
10%	0,12	1,2	12	120	1200	12	120	1,2	12
5%	0,13	1,3	13	130	1300	13	130	1,3	13
10%	0,15	1,5	15	150	1500	15	150	1,5	15
5%	0,16	1,6	16	160	1600	16	160	1,6	16
10%	0,18	1,8	18	180	1800	18	180	1,8	18
5%	0,20	2,0	20	200	2000	20	200	2,0	20
10%	0,22	2,2	22	220	2200	22	220	2,2	22
5%	0,24	2,4	24	240	2400	24	240	2,4	
10%	0,27	2,7	27	270	2700	27	270	2,7	
5%	0,30	3,0	30	300	3000	30	300	3,0	
10%	0,33	3,3	33	330	3300	33	330	3,3	
5%	0,36	3,6	36	360	3600	36	360	3,6	
10%	0,39	3,9	39	390	3900	39	390	3,9	
5%	0,43	4,3	43	430	4300	43	430	4,3	
10%	0,47	4,7	47	470	4700	47	470	4,7	
5%	0,51	5,1	51	510	5100	51	510	5,1	
10%	0,56	5,6	56	560	5600	56	560	5,6	
5%	0,62	6,2	62	620	6200	62	620	6,2	
10%	0,68	6,8	68	680	6800	68	680	6,8	
5%	0,75	7,5	75	750	7500	75	750	7,5	
10%	0,82	8,2	82	820	8200	82	820	8,2	
5%	0,91	9,1	91	910	9100	91	910	9,1	

Resistores dependientes de la temperatura

Aunque todos los resistores, en mayor o menor grado, dependen de la temperatura, existen unos dispositivos específicos que se fabrican expresamente para ello, de modo que su valor en ohms dependa "fuertemente" de la temperatura. Se les denomina termistores y como cabía esperar, poseen unos coeficientes de temperatura muy elevados, ya sean positivos o negativos. Coeficientes negativos implican que la resistencia del elemento disminuye según sube la temperatura, y coeficientes positivos al contrario, aumentan su resistencia con el aumento de la temperatura. El silicio, un material semiconductor, posee un coeficiente de temperatura negativo. A mayor temperatura, menor resistencia. Esto ocasiona problemas, como el conocido efecto de "avalancha térmica" que sufren algunos dispositivos semiconductores cuando se eleva su temperatura lo suficiente, y que puede destruir el componente al aumentar su corriente hasta sobrepasar la corriente máxima que puede soportar.

A los dispositivos con coeficiente de temperatura negativo se les denomina NTC (negative temperature coefficient).

A los dispositivos con coeficiente de temperatura positivo se les denomina PTC (positive temperature coefficient).

Una aplicación típica de un NTC es la protección de los filamentos de válvula, que son muy sensibles al "golpe" de encendido o turn-on. Conectando un NTC en serie protege del golpe de encendido, puesto que cuando el NTC está a temperatura ambiente (frío, mayor resistencia) limita la corriente máxima y va aumentando la misma según aumenta la temperatura del NTC, que a su vez disminuye su resistencia hasta la resistencia de régimen a la que haya sido diseñado. Hay que elegir correctamente la corriente del dispositivo y la resistencia de régimen, así como la tensión que caerá en sus bornes para que el diseño funcione correctamente.



Anexo 5

Rev Andal Med Deporte. 2011;4(4):167-174


 Revista Andaluza de
Medicina del Deporte

Rev Andal Med Deporte. 2010;3(3):00-00

www.elsevier.es/ramd



Artículo especial

La bioimpedancia eléctrica como método de estimación de la composición corporal: normas prácticas de utilización

J.R. Alvero-Cruz^a, L. Correas Gómez^b, M. Ronconi^a, R. Fernández Vázquez^a y J. Porta i Manzanido^c

^a Laboratorio de Composición Corporal, Escuela de Medicina de la Educación Física y el Deporte, Departamento de Fisiología Humana y Educación Física y Deportiva, Facultad de Medicina, Universidad de Málaga, España.

^b Laboratorio de Biodinámica y Composición Corporal, Facultad de Ciencias de la Educación, Universidad de Málaga, Málaga, España.

^c INEF Catalunya, Barcelona, España.

Historia del artículo:

Recibido el 5 de junio de 2011
 Aceptado el 21 de septiembre de 2011

Palabras clave:

Bioimpedancia eléctrica.
 Normas de utilización.
 Metodología.
 Composición corporal.

Key words:

Bioelectrical impedance analysis.
 Standards.
 Methodology.
 Body composition.

RESUMEN

La bioimpedancia eléctrica (BIA) es un método no invasivo y de fácil aplicación en todo tipo de poblaciones. Conocer su funcionamiento, así como sus bases físicas, permite comprender mejor su utilización y, por tanto, la aplicación estricta de las condiciones de medida, para asegurar la fiabilidad de los resultados obtenidos. La BIA es un buen método para determinar el agua corporal y la masa libre de grasa en personas sin alteraciones de líquidos corporales y electrolitos. Se deben utilizar ecuaciones de predicción ajustadas a la edad y al sexo, adecuadas a la población y deben haber sido validadas frente a métodos de referencia. El objetivo de esta revisión es analizar de forma crítica y exponer la importancia de la aplicación de una serie de normas muy bien definidas, para asegurar la mayor precisión en la estimación de la composición corporal.

© 2011 Revista Andaluza de Medicina del Deporte.

ABSTRACT
Bioelectrical impedance analysis as a method of body composition estimation: a practical approach

Bioelectrical impedance analysis (BIA) is an easy non-invasive technique which can be used in both healthy and patient populations. To guarantee reliability and accuracy it is necessary to understand the basic principles of its use and to control the strict application protocol of the measurement conditions. BIA can determine total body water and fat-free mass in subjects without body fluid and electrolyte alterations. When selecting a predictive equation, issues such as validation against a reference method and adjustment for population age and gender must be taken into account. The purpose of this review is to provide a critical analysis about the use of BIA and to explain the importance of carrying out well defined application standards to ensure accuracy in body composition estimation.

© 2011 Revista Andaluza de Medicina del Deporte.

Correspondencia:

J.R. Alvero Cruz,
 Escuela de Medicina de la Educación Física y el Deporte,
 Edificio López de Peñalver s/n,
 Campus de Teatinos, Universidad de Málaga,
 29071 Málaga, España.
 Correo electrónico: alvero@uma.es

Introducción

Los estudios de bioimpedancia eléctrica (BIA) se basan en la estrecha relación que hay entre las propiedades eléctricas del cuerpo humano, la composición corporal de los diferentes tejidos y del contenido total de agua en el cuerpo. Como todos los métodos indirectos de estimación de la composición corporal, la BIA depende de algunas premisas relativas a las propiedades eléctricas del cuerpo¹, de su composición y estado de maduración, su nivel de hidratación^{2,3}, la edad, el sexo, la raza y la condición física¹⁻³.

La BIA es una técnica simple, rápida y no invasiva que permite la estimación del agua corporal total (ACT) y, por asunciones basadas en las constantes de hidratación de los tejidos, se obtiene la masa libre de grasa (MLG) y por derivación, la masa grasa (MG), mediante la simple ecuación basada en dos componentes (MLG kg = peso total kg - MG kg). En el área de las ciencias del deporte es posible medir el ACT en diferentes situaciones, tanto en estados de hidratación normal como de deshidratación, así como para evaluar la composición corporal en diversos estados clínicos y nutricionales relacionados con la actividad física y el entrenamiento.

Por lo anteriormente expuesto, el objetivo general de este trabajo de revisión es conocer diferentes aspectos tanto técnicos, como prácticos, sobre la utilización de la BIA y que el cuidado de estos aspectos influirá en la calidad y la reproducibilidad de los datos obtenidos, así como su validez y precisión.

Principios y propiedades bioeléctricas del cuerpo humano

La impedancia corporal (Z) está en función de 2 componentes o vectores: resistencia (R) y reactancia (Xc) (fig. 1). Estos 2 vectores estarían de acuerdo a la ecuación $Z^2 = R^2 + Xc^2$. La R representa la resistencia de los tejidos al paso de una corriente eléctrica y Xc es la oposición adicional debida a la capacitancia de esos tejidos y las membranas celulares (es el llamado componente dieléctrico), y estos valores dependen de la frecuencia de la corriente eléctrica. La reactancia se debe al efecto eléctrico de la carga ofrecida durante períodos cortos, por el componente lipídico de las membranas de la masa celular.

La resistencia es proporcional a la longitud del cuerpo (generalmente se considera su longitud o altura) e inversamente proporcional al área de sección (generalmente las medidas que representan los perímetros de los segmentos del tronco y de las extremidades). Por ello, un cuerpo largo tendrá una gran resistencia en relación con uno más corto, y un cuerpo con un área de sección pequeña tendrá una resistencia menor (fig. 1).

Matemáticamente, el volumen del conductor puede estimarse con la ecuación:

$$\text{volumen del conductor (V)} = \text{longitud (L)} \times \text{área (A)}$$

$$A = V/L$$

$$R = \rho (L/A)$$

$$R = \rho L (L/V)$$

$$V = \rho L^2/R$$

siendo ρ una constante de resistividad del cuerpo.

Esta relación volumétrica asume que el conductor tiene una forma uniforme y que la corriente también se distribuye uniformemente. La

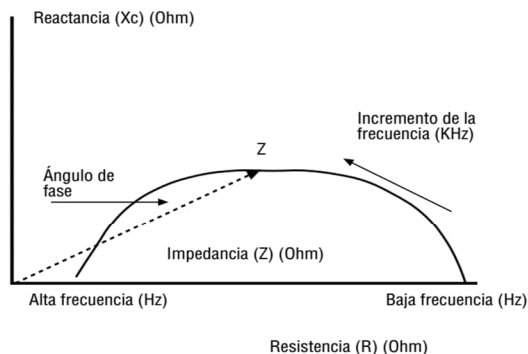


Fig. 1. Derivación gráfica del ángulo de fase y su relación con la resistencia (R), la reactancia (Xc) y la impedancia (Z).

constante de resistividad del cuerpo (ρ) en ohms/cm es independiente del tamaño y la forma, y es similar a la gravedad específica. Si se sustituye la longitud por la estatura, obtenemos el cociente del cuadrado de la estatura por la resistencia (estatura²/R), en cm²/Ω, y este es el conocido índice de impedancia, que es proporcional al volumen corporal¹. Este índice es de gran importancia, ya que se presenta en la mayoría de las ecuaciones de predicción, como la mayor y más importante variable predictora del ACT.

Los aparatos de impedancia eléctrica introducen generalmente en el cuerpo una corriente alterna de amperaje muy bajo (imperceptible), que discurre por el cuerpo, actuando el agua corporal como elemento conductor y la resistencia que ofrece el fluido al paso de esa corriente es medida por el impedanciómetro¹⁴.

La resistencia en el cuerpo no es la misma que la de los conductores no biológicos. La reactancia está causada por la resistencia ofrecida por las membranas celulares, los tejidos de sostén y los tejidos no iónicos que retardan el paso de la corriente. Los flujos eléctricos de corriente atraviesan de forma diferente tanto los líquidos extracelulares, como los intracelulares, y son dependientes de la frecuencia de la corriente. En frecuencias de 5 Hz o menores, esta corriente fluye muy bien por el agua extracelular (AEC) con una reactancia muy baja. Con frecuencias por encima de 100 Hz, la corriente penetra en los tejidos corporales también con una reactancia mínima (fig. 2).

La reactancia y el ángulo de fase describen la relación entre la bioimpedancia y el cuerpo⁵. Algunos estudios han mostrado la relación entre la reactancia (Xc) y el ángulo de fase con variables fisiológicas, nutricionales y de esperanza de vida^{6,7}.

La constante de resistividad (ρ) no es igual en todos los segmentos del cuerpo humano y esto se debe a las variaciones intraindividuales e interindividuales de la composición de los diferentes tejidos, que en suma son parte de las diferencias interindividuales y de la existencia de errores de predicción en la estimación de la composición corporal mediante BIA.

Aspectos metodológicos sobre la bioimpedancia eléctrica

La metodología más utilizada para realizar una BIA de cuerpo entero es la tetrapolar, que consiste en la colocación de 4 electrodos: dos a través

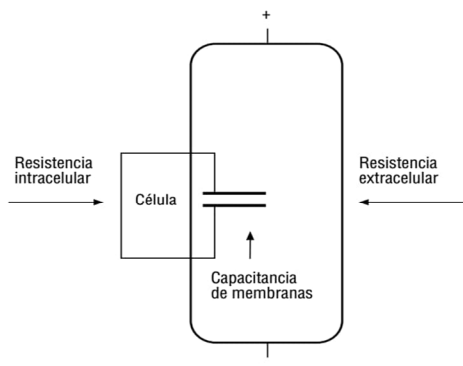


Fig. 2. Conexiones en paralelo de los sistemas de resistencia y reactancia en el cuerpo humano.

de los cuales se introduce una corriente alterna (generada por el impedanciómetro) y otros dos que recogen esta corriente midiéndose, entre estos, los valores de impedancia, resistencia y reactancia corporal. Estos electrodos deben hallarse a una distancia mayor de 4-5 cm, ya que, si no, puede haber interferencias y, por tanto, valores erróneos de la resistencia y la reactancia. Las medidas de impedancia deben tomarse en posición de decúbito supino y los electrodos deben disponerse en la mano muñeca y el pie-tobillo. La posición de decúbito supino es para disminuir los efectos de la gravedad en la tendencia de remansar el agua en las extremidades inferiores después de la bipedestación^{5,8}.

Actualmente, los impedanciómetros segmentales realizan mediciones con electrodos mano-mano o pie-pie, normalmente con el individuo en posición de bipedestación, y todo ello siempre sujeto a las instrucciones de cada modelo de bioimpedanciómetro y del fabricante.

Los primeros estudios provienen del inicio de la década de 1960, los cuales se centran en la relación de las medidas de impedancia corporal, como el índice del ACT¹⁻³, y variables fisiológicas, como la función tiroidea, la tasa metabólica basal, la actividad estrogénica y el flujo de sangre^{5,9}.

Thomasset³ fue el primero en hablar de las medidas de impedancia de los tejidos corporales, como índice de ACT. Unos años más tarde, Hoffer et al¹ relacionan la impedancia corporal total con ACT, mediante el paso de corriente a 50 KHz y utilizando el índice de impedancia (H^2/R en m^2/Ω) en esta estrecha relación. Algunos investigadores, como Bolot et al¹⁰ y Jenin et al¹¹, fueron de los primeros en describir las proporciones de AEC en relación con el ACT, a partir de las relaciones de la BIA, medidas a diferentes frecuencias.

A mediados de la década de 1980, se empiezan a comercializar los instrumentos de análisis de bioimpedancia eléctrica para la estimación de la composición corporal. El método del criterio de validación para estos instrumentos fue la densidad corporal y el ACT basado en el modelo de 2 componentes (masa grasa y masa libre de grasa). Estos estudios comprobaron la relación de la impedancia con ACT y MLG y grasa corporal en adultos y niños¹²⁻¹⁴.

Autores como Baumgartner et al¹⁵ también han descrito ampliamente estudios de resistividad específica, la asociación del ángulo de fase y la reactancia en relación con la composición corporal (CC), así como medidas segmentarias de CC.

Desde la década de 1990 han proliferado gran cantidad de sistemas de BIA de diferentes fabricantes, con gran difusión, y en 1994 el *National Institute of Health Technology* de Estados Unidos realizó una reunión clave para valorar la realidad de la BIA en torno a aspectos importantes, como la seguridad, la estandarización, la medida de parámetros bioeléctricos, la validez, su uso clínico y sus limitaciones¹⁶. Estos hacen referencia a aspectos como:

- Seguridad. En cuanto a la seguridad no se conocen actualmente efectos adversos, aunque se debe tener en cuenta que podrían afectar a la actividad eléctrica de marcapasos y desfibriladores, por lo cual en estas circunstancias se desaconseja su uso o bien se debería realizar con control electrocardiográfico.
- Estandarización. Si la realización de una BIA se realiza fuera de las normas de estandarización aceptadas, puede haber estimaciones erróneas. Son muy bien conocidas las condiciones que pueden afectar a la precisión de las medidas, como son: la posición corporal, la hidratación, el reciente consumo de comidas y/o bebidas, la temperatura ambiente y de la piel, la actividad física reciente y el estado de repleción de la vejiga urinaria (estas condiciones se exponen en la tabla 1). Estudios recientes analizan el efectos del ejercicio físico, la pérdida de líquidos por la sudoración y la toma de líquidos¹⁷ o comida¹⁸.
- Propiedades bioeléctricas. No se conoce de forma exacta por dónde discurre la corriente eléctrica, si es a través del agua extracelular o intracelular. Ésta varía según la composición de cada individuo, su tamaño, la composición de sus electrolitos y estas circunstancias conforman, en realidad, la esencia de la BIA. El índice de impedancia es la variable independiente que más se utiliza en las ecuaciones de regresión y no se pueden aplicar a poblaciones en las que no se hayan derivado, ya que una ecuación de BIA responde a las relaciones estadísticas encontradas con una población de referencia, de la cual fue derivada. Las ecuaciones suelen combinar variables de impedancia y antropométricas y son una norma común en todas ellas¹⁹⁻²². La mayoría de aparatos de BIA comerciales no suelen informar de las ecuaciones de cálculo (de la MLG y MG) que utilizan ni del error de estimación de esta predicción.
- Validez. Este es un asunto que aún permanece en discusión en cuanto a la validez y a las estimaciones de la composición corporal²³. La capacidad para predecir la masa grasa en grandes obesos es importante debido a la gran proporción de masa corporal y de agua corporal que reside en el tronco, además de que la hidratación de la MLG es mayor en el sujeto obeso y la relación ECW/ICW está aumentada²⁴. Recientemente, se han validado ecuaciones de BIA con un método multicomponente²¹, para un amplio rango de edad (12-90 años) y con estas ecuaciones se han publicado valores de R, Xc e índice de impedancia¹⁹.
- Uso clínico. El uso clínico de la BIA frecuentemente se relaciona a alteraciones de la distribución acuosa, como ocurre en las enfermedades graves; en este caso las asunciones de la BIA son inválidas²⁵, así como en otras situaciones, como la hemodiálisis, la prescripción y el seguimiento de la diálisis basado en el modelo cinético de la urea²⁶. También la utilización de la BIA está en constante investigación en los pacientes terminales con enfermedad renal crónica²⁷.
- Limitaciones. Las alteraciones del agua intracelular son frecuentes en la desnutrición proteico-calórica y, por ello, las medidas de la MLG no reflejan exactamente la cantidad de MLG real²⁸, ni los cambios de la MLG que se producirían con la alimentación parenteral. Ellis et al²⁹ han descrito una serie de recomendaciones generales para el uso de

Tabla 1
Diferentes situaciones que pueden dar cambios en los valores de bioimpedancia eléctrica

Circunstancia	Variaciones de la resistencia	Efectos	Referencia
Cambio de bioimpedanciómetro	21 Ω Variaciones en la MLG y la MG No siempre es conocida la ecuación de estimación de la MG Calibrar antes de cada medición	Variaciones en R y XC Lukaski et al ⁵⁸ Deurenberg et al ⁵⁹	Kushner et al ⁵³ Kyle et al ²⁰ Gudivaka et al ⁵⁷
Abducción de las extremidades de 30-90° Cambio de electrodos de lado derecho a izquierdo Ingesta de fluidos (= 700 ml)	\downarrow 12 Ω 7-18 Ω 8 \pm 9 Ω	Reducción de la grasa en torno al 1,5% Variaciones en R y XC Variaciones en la MLG y la MG Errores de hasta el 3%	Kushner et al ⁵³ Heitmann ⁶⁰ Kushner et al ⁵³ Heitmann ⁶⁰
Ingesta de sólidos (desayuno, comida)	-4 \pm 14 Ω	Errores de hasta el 3%	Kushner et al ⁵³ Heitmann ⁶⁰
Ingesta de fluidos durante la primera hora	No Δ	Parece que hay un efecto "silente". No hay efectos al parecer por la gran área de sección del tronco	Jebb et al ⁶¹ Evans et al ⁶²
Ingesta alimentaria después de 2-4 h	\uparrow Z \downarrow 13-17 Ω \downarrow Z total	Reducción de la grasa en torno a valores del 2% Cambios de 8-10% de la grasa corporal Efectos acumulativos a lo largo del día	Kushner et al ⁵³ Heitmann ⁶⁰ Gudivaka et al ⁵⁷ Fogelholm et al ⁶³ Deurenberg et al ⁶⁴ Gudivaka et al ⁵⁷
Ejercicio moderado	\downarrow Z total \downarrow R 3% \downarrow Xc 8% No Δ	No se normaliza hasta en una hora	Jebb et al ⁶¹ Roos et al ⁶⁵
Inmediatamente postejercicio	\downarrow R y Z \downarrow 17 Ω	Reducción de la grasa en torno al 2% No se normaliza hasta 60 min	Kushner et al ⁵³ Heitmann ⁶⁰ Garby et al ⁶⁶ Roos et al ⁶⁵
Tras 60 min en decúbito supino	\uparrow 17 Ω	\uparrow R Aumento de la grasa en torno a 2%	Kyle et al ²⁰
Incorrecta utilización de ecuaciones		Errores en predicción de componentes como el ACT, AEC, AIC, MG y MLG	
Flujo sanguíneo y temperatura de la piel Hidratación	Sin alteraciones \uparrow R	No afecta a la medición Disminución de la estimación de MLG y aumento de la MG	Liang y Norris ⁶⁷
Deshidratación	\downarrow R	Aumento de la estimación de MLG y disminución de la MG	Roos et al ⁶⁵
Disminución de la temperatura ambiente de 35 a 14 °C Aumento de la temperatura de 15 a 35 °C	\downarrow Xc \uparrow R \downarrow R	Disminución de la estimación de MLG y aumento de la MG Aumento de la estimación de la MLG y disminución de la MG	Liang y Norris ⁶⁷ Garby et al ⁶⁶ Buono et al ⁶⁸
Cambios de 5 °C de temperatura ambiental Utilización de ACO	No Δ	No hay diferencias entre diferentes composiciones de ACO	Buono et al ⁶⁸ Machado et al ⁶⁹

Ω : ohmios; ACO: anticonceptivos orales; ACT: agua corporal total; AEC: agua extracelular; BIA: bioimpedancia eléctrica; MG: masa grasa; MLG: masa libre de grasa.

la impedancia después de que su implantación ha sido muy extendida por parte de gran número de investigadores, y no siempre se ha utilizado bien. En general, la impedancia de piernas y brazos es menos predictiva de la MLG que la BIA de cuerpo entero.

Instrumentos de análisis por bioimpedancia eléctrica

Bioimpedancia eléctrica monofrecuencia

Todos los aparatos de monofrecuencia normalmente operan a una frecuencia de 50 Khz, con electrodos dispuestos en la mano y en el pie o bien dispositivos pie-pie o mano-mano. Este método permite calcular la resistividad corporal y estimar el ACT y MLG. La cuantificación del ACT con un sistema de BIA monofrecuencia es bastante preciso¹⁹⁻²¹.

Los resultados de la impedancia se basan en modelos matemáticos teóricos y ecuaciones empíricas. En esta frecuencia (50 Khz), el índice de impedancia es directamente proporcional al ACT y permite el cálculo de

la MLG, pero no permite determinar, ni diferenciar, el agua intracelular o extracelular. La BIA monofrecuencia no debe utilizarse cuando hay alteraciones de la hidratación, y de ninguna forma deducir si son por parte del componente acuoso intracelular o extracelular²⁰.

Bioimpedancia eléctrica multifrecuencia

Los instrumentos BIA multifrecuencia utilizan modelos empíricos de regresión lineal a diferentes frecuencias, como 0, 1, 5, 50, 100, 200 y 500 Khz, para estimar el ACT, el AEC y el agua intracelular (AIC), y por derivación, la MLG. Los aparatos multifrecuencia son precisos para diferenciar variaciones en los niveles de hidratación. A frecuencias por debajo de 5 Khz y por encima de 200 Khz, se ha comprobado una baja reproducibilidad especialmente para la reactancia a bajas frecuencias. Igualmente se ha descrito una mejor precisión y un sesgo menor de los aparatos multifrecuencia para las estimaciones de AEC respecto a los aparatos monofrecuencia, y una mejor predicción del ACT que los de espectroscopia bioeléctrica (BIS)³⁰⁻³². Hay que destacar que las medidas de resistencia

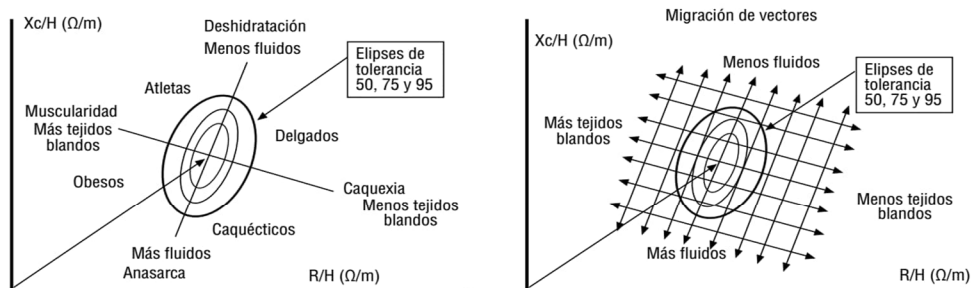


Fig. 3. Vectores de impedancia y elipses de tolerancia. Análisis de la migración de los vectores de impedancia. Adaptado de Piccoli et al.⁴⁸.

no difieren entre los aparatos de monofrecuencia y los de multifrecuencia.

Espectroscopia bioeléctrica

En contraste con los aparatos multifrecuencia, los aparatos de espectroscopia bioeléctrica (BIS) utilizan un modelo matemático y ecuaciones mixtas (Cole-Cole plot y fórmula de Hanai)^{33,34} para generar relaciones entre la R y los diferentes compartimentos de fluidos desde valores de R_0 y R_∞ y entonces derivar de forma empírica ecuaciones de predicción³⁵.

Bioimpedancia eléctrica segmental

Esta técnica necesita de dos electrodos adicionales en la muñeca y el tobillo de las extremidades opuestas³⁶, o bien sobre la muñeca, el hombro (acromion), espina ilíaca superior y tobillo³⁷. El tronco que tiene una gran sección transversal sólo contribuye en un 10% de la impedancia corporal total (Z) y paradójicamente puede representar hasta el 50% del peso corporal. Esto puede implicar aspectos de importancia en la estimación y el análisis de la composición corporal del cuerpo entero. Esto implica 3 aspectos en el análisis de la composición corporal (CC):

1. Los cambios de la Z están estrechamente relacionados a los cambios en la MLG y la masa celular corporal (MCC) de las piernas y brazos.
2. Los cambios en la MLG del tronco no se describen de forma correcta por las medidas de impedancia corporal total.
3. Los cambios en los volúmenes de fluido dentro de la cavidad abdominal tienen poca influencia en las medidas de MLG.

La BIA segmental se ha utilizado para conocer la distribución de fluidos en diversas enfermedades (ascitis, fallo renal, cirugía) y puede ser útil para el conocimiento de la acumulación de fluidos en la cavidad torácica o abdominal^{38,39}, encontrándose grandes errores para la BIA segmental al medir la MLG en brazos (de un 13 a un 17% de error) y en piernas (10-13%). Actualmente, ya hay trabajos que validan la BIA segmental frente a modelos de 4 componentes⁴⁰⁻⁴³.

Análisis del vector de bioimpedancia eléctrica

Este es un nuevo método que desarrollaron Piccoli et al⁴⁴, el cual no depende de modelos, estimaciones o ecuaciones, y que sólo se afecta por las medidas de Z o bien de la variabilidad individual. Se trata de la construc-

ción de un gráfico R/H (abscisas) y Xc/H (ordenadas), estandarizado por edades. Cada vector individual puede ser comparado con las referencias de unas elipses que representan el 50, el 75 y el 95% de tolerancia para cada edad y tamaño corporal. El movimiento del vector de impedancia puede variar (emigrar) a diferentes zonas que se interpretan como estados de deshidratación con largos vectores, hiperhidratación con vectores cortos y cambios a izquierda o derecha según cambios producidos en la MLG (fig. 3).

Como todos los métodos de estimación de la CC, la BIA depende de una serie de premisas estáticas y relaciones dinámicas, como son las propiedades eléctricas del cuerpo humano, conformadas por su composición molecular, su hidratación, la densidad de los tejidos, así como la edad, la raza, el sexo y el grado de condición física⁴⁵. Distintas alteraciones de la composición corporal se detectan mediante el análisis de los vectores de impedancia⁴⁶⁻⁴⁸, y es un buen método para detectar cambios en la MLG con la edad, en personas mayores⁴⁹.

Validez de las mediciones de bioimpedancia eléctrica

El cuerpo humano no es un elemento uniforme, ni en longitud, ni en sus áreas transversales de sección, ni en su composición iónica, y estas circunstancias afectan a la precisión de las medidas⁵⁰. Además, la impedancia corporal es diferente entre etnias, lo cual tiene influencias en la precisión de la BIA⁵¹. En general, los instrumentos de BIA mano-mano, pie-pie y mano-pie (diferentes tipos de analizadores) se validaron en individuos japoneses de 18-27 años, en comparación con la hidrodensitometría como método de referencia. Demura et al⁵² demostraron una sobreestimación del 2,2-3,3% de grasa corporal cuando utilizaron las ecuaciones de predicción del fabricante, no validadas. La BIA puede afectarse por múltiples y diferentes situaciones que se deberán tener muy en cuenta, como son: la posición del cuerpo, la hidratación, la ingestión de comida y bebida, el aire ambiente y la temperatura de la piel, la actividad física reciente y la conductancia del lugar donde se realiza (la superficie de la camilla).

La actividad física aumenta el gasto cardíaco y la perfusión vascular, con el subsiguiente aumento del flujo sanguíneo al músculo, así como un aumento de la temperatura muscular y de la piel, con lo que se produce una disminución de la resistencia muscular y una disminución general de la impedancia corporal^{53,54}.

La estandarización del método es fundamental para la estimación de componentes como el ACT, la MLG y la MG. La precisión de los cálculos

Tabla 2
Recomendaciones de uso de la bioimpedancia eléctrica

Instrumentos/material	Comentarios	Recomendaciones
Generador	Funcionamiento con baterías del aparato	Cuidar el momento de recarga. No medir BIA con aparato conectado a la red. Asegurar la carga diariamente
Analizador Cables Electrodos	Obtener medidas de Z, R, Xc y ángulo de fase Longitud y diámetros Superficie	Calibrar con resistencias externas conocidas Cables aislados. Mayor a 2 m de longitud Mayores a 4 cm ² . Gelificados. Sin presencia de irregularidades. Guardar en sitio seco y preservado
Lugar de medición	Interferencias eléctricas	No estar en contacto con metales. Camilla no metálica. Evitar campos magnéticos cercanos
Medición de la talla	No preguntar talla. Anotar hora del día	Calibración a 0,1 cm. Medir la altura antes de cada una de las exploraciones. No todos los impedanciómetros permiten introducir la talla con precisión de 0,1 cm
Medición del peso	No preguntar peso. Anotar hora del día	Calibración a 0,1 kg. Medir el peso antes de la exploración

BIA: bioimpedancia eléctrica.

Tabla 3
Recomendaciones de uso de la bioimpedancia eléctrica en diferentes situaciones y circunstancias

Individuos	Comentarios	Recomendaciones
Comida, bebidas, alcohol	En ayunas o tras 4 h de ayuno Interferencias	No tomar alcohol en las 8 h anteriores a la BIA
Ejercicio físico	No en 8 h anteriores	Para seguimiento durante periodos de entrenamiento, realizar siempre a la misma hora
Momento del día	Anotar hora de la BIA	Por la mañana en ayunas. Tras 4 h de ayuno
Temperatura ambiente		Anotar temperatura ambiente
Piel	Sin lesiones	Pegar bien los electrodos en toda su superficie. No pegar en zonas lesionadas. Limpieza previa con alcohol de 70°
Posición de las extremidades	En abducción	Brazos a 30°; Piernas a 45°
Posición	Supino. Excepción para las BIA pie-pie, mano-mano	Entre 8 y 10 min de posición en decúbito supino. Protocolizar siempre el mismo tiempo para estudios de investigación. Seguir instrucciones del fabricante. En pacientes encamados (decúbito supino) anotar esta circunstancia
Alteraciones de la forma corporal	Anotar anomalías corporales	Amputaciones, atrofas, escoliosis, distrofias, obesidad
Grupo étnico	Anotar	Grandes diferencias según la raza y la ecuación utilizada debe ajustarse a esa circunstancia
Control de ejercicio físico/entrenamiento	Anotar hora del día. Tener en cuenta circunstancias de control de entrenamiento en deportistas	Respetar en lo posible normas de ayuno y ejercicio. Realizar BIA tras día/s de compensación de sesiones de entrenamiento

BIA: bioimpedancia eléctrica.

también puede verse afectada incluso por variaciones en la posición de los electrodos, las especificaciones de la máquina y de los diferentes algoritmos o ecuaciones de cálculo suministrados por cada fabricante (tabla 1).

Una serie de circunstancias y situaciones, que afectan al material utilizado, pueden influir en los datos obtenidos en la medición y en la estimación. Estos aspectos son importantes de cara a la correcta ejecución de la BIA (tabla 2). Otras recomendaciones tienen relación con los cuidados respecto a la ingesta de alimentos, la posición del cuerpo o el ejercicio físico (tabla 3), así como el efecto de ciertas enfermedades (tabla 4) o diferentes situaciones clínicas (tabla 5).

La adecuada selección de ecuaciones para estudios de bioimpedancia eléctrica

La selección de una ecuación de estimación de composición corporal, para lograr la mejor precisión requiere que el error estándar de estimación (EEE) sea lo más bajo posible. Lohman⁵⁵ indica y recomienda que este EEE no supere el valor de 2-2,5 kg en varones y de 1,5-1,8 kg en mujeres, considerándose éstos como aceptables e ideales, para no incurrir en errores inaceptables⁵⁵.

Las ecuaciones de BIA no deben escogerse sin conocer en qué población se han derivado, qué método de referencia se ha utilizado y luego si se han validado de forma tanto interna como externa, es decir comprobando que no hay diferencias medias sistemáticas entre el método de referencia y los valores estimados con la ecuación de predicción, y también que no existe sesgo significativo, o sea que no hay un cambio que tenga que ver fundamentalmente con la magnitud de la medida. Esta valoración se realiza mediante los gráficos y procedimientos de Bland y Altman⁵⁶, y por fin se debe valorar el grado de heterocedasticidad para comprobar la diferencia absoluta intermétodos y si ésta se asocia con la magnitud de la medida.

El cuerpo humano está compuesto de varios segmentos con diferentes geometrías y con un nivel variable de hidratación, de masa grasa, confiriendo diferentes cualidades conductivas, lo cual explicaría de forma lógica que las ecuaciones de regresión para cada población no pueden transgredirse y aplicarse a otras poblaciones sin una validación previa. Esta es la principal limitación de la BIA. El uso de la BIA para la medición de cambios en la grasa corporal no se aconseja para valorar cambios agudos, y por ello es más adecuado para valoraciones más a largo plazo.

La utilidad de la BIA en estudios de estimación de la composición corporal para la salud cumple un papel destacado, ya que es más precisa

Tabla 4
Recomendaciones de uso de la bioimpedancia eléctrica en diversas enfermedades

Enfermedades	Comentarios	Recomendaciones
Insuficiencia cardíaca	Existencia de edemas. Alteración de las medidas de BIA	Realizar en condiciones estables
Enfermedad hepática	Ascitis/edemas. Alteración de las medidas de BIA	Recomendar BIA segmental
Enfermedad renal	Edemas/alteraciones iónicas. Alteración de las medidas de BIA	Cautelas con las interpretaciones
Alteraciones electrolíticas en suero	Alteración de las medidas de BIA	Realizar en condiciones de normalidad y comparar
Hipotiroidismo	Paquidermia	Alteraciones de la piel pueden determinar una gran resistencia de la piel y puede alterar o invalidar las medidas

BIA: bioimpedancia eléctrica.

Tabla 5
Recomendaciones de uso de la bioimpedancia eléctrica en tratamientos/ situaciones clínicas

Tratamientos	Comentarios	Recomendaciones
Intravenosos con aporte de electrolitos		Medidas erróneas con paciente anormalmente hidratado
Fármacos que alteran el equilibrio hídrico	Esteroides, hGH, diuréticos	Realizar con paciente estable y a la misma hora tras administración del medicamento
Diálisis	Hemo y peritoneal	Realizar 30 min posdiálisis
Punción de ascitis		Protocolizar el procedimiento de medida
Prótesis/implantes		Medidas del cuerpo no afectado por la prótesis
Desfibriladores/marcapasos	No hay evidencias bibliográficas de interferencias con marcapasos ni desfibriladores	Controlar la actividad cardíaca

BIA: bioimpedancia eléctrica.

que los cambios de peso, talla o el índice de masa corporal y tiene una fiabilidad mayor que la toma de pliegues cutáneos, ya que no depende del explorador, porque es más fácil su estandarización, no necesita entrenamiento, pero sí necesita del cumplimiento de toda una serie de normas de obligado rigor metodológico.

Recomendaciones finales y conclusiones

Estas recomendaciones de carácter general para un uso correcto de los análisis de BIA se basan en el presente trabajo de revisión.

- Una metodología estricta y estandarizada mejora las medidas obtenidas y la estimación de la composición corporal, respetando las situaciones siguientes:
 - No haber realizado ejercicio físico intenso 24 horas antes.
 - Orinar antes de las mediciones.
 - Medir el peso y la talla en cada evaluación.

- Instauración previa de un tiempo de 8-10 minutos en posición de decúbito supino.
 - Correcta posición de los electrodos.
 - Los brazos y las piernas deben estar separados del tronco.
 - Retirar elementos metálicos.
 - Consignar situaciones como obesidad abdominal marcada, masa muscular, pérdidas de peso, ciclo menstrual y menopausia.
- Las relaciones de la BIA y los cambios de agua corporal están en general bien correlacionados, pero los gradientes de esas relaciones no siempre se cumplen y hay variaciones importantes entre individuos.
 - La BIA es un buen método para el control longitudinal de la MLG y de la MG, pero hay que ser cuidadoso en circunstancias de alteraciones de la hidratación (ejercicio, ingesta de líquidos y alimentos y/o padecimiento de enfermedades del equilibrio hidrosalino).
 - Ser cautos con la utilización de ecuaciones de predicción que no se hayan derivado en la población de estudio, y en su caso conocer la falta de concordancia.
 - Hay una gran difusión de trabajos realizados con BIA para estimar la CC en diferentes poblaciones, así como diferentes grados de concordancia con métodos de referencia, desde los validados a los no validados.

Como conclusión final, se considera que la BIA es un método aceptado para la estimación de la composición corporal y el agua corporal, para personas sanas, siempre y cuando se apliquen las correspondientes ecuaciones específicas de estimación y no sean generalizadas en todos los casos. Por ello es necesario el desarrollo constante de nuevas ecuaciones de predicción y de validación cruzada de las existentes y de las futuras.

Bibliografía

- Hoffer E, Meador C, Simpson D. Correlation of whole-body impedance with total body water volume. *J Appl Physiol*. 1969;27:531-4.
- Nyboer E. Electrorheometric properties of tissues and fluids. *Ann NY Acad Sci*. 1970;170:410-20.
- Thomasset A. Bioelectrical properties of tissue impedance measurements. *Lyon Medical*. 1962;207:107-18.
- Kushner R, Schoeller D. Estimation of total body water by bioelectrical impedance analysis. *Am J Clin Nutr*. 1986;44:417-24.
- Lukaski HC, Bolonchuk WW. Theory and validation of tetrapolar bioelectrical impedance method to assess human body composition. En: *In vivo body composition Studies*. London: The Institute of Physical Sciences in Medicine; 1987.
- Kyle UG, Genton L, Slosman DO, Richard C. Fat free and fat mass percentiles in 5225 healthy subjects aged 15 to 98 years. *Nutrition*. 2001;17:534-41.
- Van der Jagt DJ, Huang YS, Chuang LT, Bonnett C, Glew RH. Phase angle and n-3 polyunsaturated fatty acids in sickle cell disease. *Arch Dis Child*. 2002;87:252-4.
- Slinde F, Bark A, Jansson J, Rossander-Hulthen L. Bioelectrical impedance variation in healthy subjects during 12 in the supine position. *Clin Nutr*. 2003;22:153-7.
- Spence J, Baliga R, Nyboer J, Seftik J, Fleischmann L. Changes during hemodialysis in total body water cardiac output and chest fluids as detected by bioelectrical impedance analysis. *Transactions Am Society Artif Inter Organs*. 1979;25:51-5.
- Bolot JF, Fournier G, Bertoye A, Lenior J, Jenin P, Thomasset A. Determination of lean body mass by the electrical impedance analysis. *Nouvelle Press Medicale*. 1977;6:2249-51.
- Jenin P, Lenoir J, Rouillet C, Thomasset AL, Ducrot H. Determination of body fluid compartments by electrical impedance measurements. *Aviat Space Environ Med*. 1975;46:152-5.
- Lukaski HC, Johnson PE, Bolonchuk WW, Lykken GI. Assessment of fat-free mass using bioelectrical impedance measurements of the human body. *Am J Clin Nutr*. 1985;41:810-7.
- Deurenberg P, Smit HE, Kusters CS. Is the bioelectrical impedance method suitable for epidemiological field studies? *Eur J Clin Nutr*. 1989;43:647-54.

14. Deurenberg P, Van der Kooy K, Paling A, Withagen P. Assessment of body composition in 8-11 year old children by bioelectrical impedance. *Eur J Clin Nutr.* 1989;43:623-9.
15. Baumgartner RN, Chumlea WC, Roche AF. Bioelectric impedance phase angle and body composition. *Am J Clin Nutr.* 1988;48:16-23.
16. Bioelectrical impedance analysis in body composition measurement: National Institutes of Health Technology Assessment Conference Statement. *Am J Clin Nutr.* 1996;64:524S-32S.
17. Berneis K, Keller U. Bioelectrical impedance analysis during acute changes of extracellular osmolality in man. *Clin Nutr.* 2000;19:361-6.
18. Slinde F, Rossander-Hulthén L. Bioelectrical impedance: effect of 3 identical meals on diurnal impedance variation and calculation of body composition. *Am J Clin Nutr.* 2001;74:474-8.
19. Chumlea WC, Guo SS, Kuczmarski RJ, Flegal KM, Johnson CL, Heymsfield SB, et al. Body composition estimates from NHANES III bioelectrical impedance data. *Int J Obes Relat Metab Disord.* 2002;26:1596-609.
20. Kyle UG, Genton L, Karsegard L, Slosman DO, Pichard C. Single prediction equation for bioelectrical impedance analysis in adults aged 20-94 years. *Nutrition.* 2001;17:248-53.
21. Sun SS, Chumlea WC, Heymsfield SB, Lukaski HC, Schoeller D, Friedl K, et al. Development of bioelectrical impedance analysis prediction equations for body composition with the use of a multicomponent model for use in epidemiologic surveys. *Am J Clin Nutr.* 2003;77:331-40.
22. Alvero-Cruz JR, Carnero EA, Fernández García, Barrera Expósito J, Sardinha LB. A prediction equation of fat mass in Spanish Adolescents. *Obesity Reviews.* 2010;11(Suppl 1):216.
23. Lukaski HC, Bolonchuk WW, Hall CB, Siders WA. Validation of tetrapolar bioelectrical impedance method to assess human body composition. *J Appl Physiol.* 1986;60:1327-32.
24. Tagliabue A, Andreoli A, Comelli M, Bertoli S, Testolin G, Oriani G, et al. Prediction of lean body mass from multifrequency segmental impedance: influence of adiposity. *Acta Diabetol.* 2001;38:93-7.
25. O'Brien C, Young AJ, Sawka MN. Bioelectrical impedance to estimate changes in hydration status. *Int J Sports Med.* 2002;23:361-6.
26. Chertow GM, Lazarus JM, Lew NL, Ma L, Lowrie EG. Bioimpedance norms for the hemodialysis population. *Kidney Int.* 1997;52:1617-21.
27. Dumler F, Kilates C. Use of bioelectrical impedance techniques for monitoring nutritional status in patients on maintenance dialysis. *J Ren Nutr.* 2000;10:116-24.
28. Barbosa-Silva MC, Barros AJ, Post CL, Waitzberg DL, Heymsfield SB. Can bioelectrical impedance analysis identify malnutrition in preoperative nutrition assessment? *Nutrition.* 2003;19:422-6.
29. Ellis KJ, Bell SJ, Chertow GM, Chumlea WC, Knox TA, Kotler DP, et al. Bioelectrical impedance methods in clinical research: a follow-up to the NIH Technology Assessment Conference. *Nutrition.* 1999;15:874-80.
30. Hannan WJ, Cowen SJ, Fearon KC, Plester CE, Falconer JS, Richardson RA. Evaluation of multi-frequency bio-impedance analysis for the assessment of extracellular and total body water in surgical patients. *Clin Sci (Lond).* 1994;86:479-85.
31. Patel RV, Peterson EL, Silverman N, Zarowitz BJ. Estimation of total body and extracellular water in post-coronary artery bypass graft surgical patients using single and multiple frequency bioimpedance. *Crit Care Med.* 1996;24:1824-8.
32. Hannan WJ, Cowen SJ, Plester CE, Fearon KC, De Beau A. Comparison of bioimpedance spectroscopy and multi-frequency bio-impedance analysis for the assessment of extracellular and total body water in surgical patients. *Clin Sci (Lond).* 1995;89:651-8.
33. Cole KS. Dispersion and absorption in dielectrics. I. Alternating current characteristics. *J Chem Phys.* 1941;9:341-51.
34. Hanai T. Electrical properties of the emulsions. En: Sherman PH, editor. *Emulsion Science.* UK: Academic; 1968. p. 354-477.
35. Scharfetter H, Monif M, László Z, Lambauer T, Hutten H, Hinghofer-Szalkay H. Effect of postural changes on the reliability of volume estimations from bioimpedance spectroscopy data. *Kidney Int.* 1997;51:1078-87.
36. Organ LW, Bradham GB, Gore DT, Lozier SL. Segmental bioelectrical impedance analysis: theory and application of a new technique. *J Appl Physiol.* 1994;77:98-112.
37. Zhu F, Schneditz D, Levin NW. Sum of segmental bioimpedance analysis during ultrafiltration and hemodialysis reduces sensitivity to changes in body position. *Kidney Int.* 1999;56:692-9.
38. Bracco D, Thiébaud D, Chioléro RL, Landry M, Burckhardt P, Schutz Y. Segmental body composition assessed by bioelectrical impedance analysis and DEXA in humans. *J Appl Physiol.* 1996;81:2580-7.
39. Tagliabue A, Andreoli A, Comelli M, Bertoli S, Testolin G, Oriani G, et al. Prediction of lean body mass from multifrequency segmental impedance: influence of adiposity. *Acta Diabetol.* 2001;38:93-7.
40. LaForgia J, Gunn S, Withers RT. Body composition: validity of segmental bioelectrical impedance analysis. *Asia Pac J Clin Nutr.* 2008;17:586-91.
41. Shafer KJ, Siders WA, Johnson LK, Lukaski HC. Validity of segmental multiple-frequency bioelectrical impedance analysis to estimate body composition of adults across a range of body mass indexes. *Nutrition.* 2009;25:25-32.
42. Ishiguro N, Kanehisa H, Miyatani M, Masuo Y, Fukunaga T. Applicability of segmental bioelectrical impedance analysis for predicting trunk skeletal muscle volume. *J Appl Physiol.* 2006;100:572-8.
43. Lorenzo AD, Andreoli A. Segmental bioelectrical impedance analysis. *Curr Opin Clin Nutr Metab Care.* 2003;6:551-5.
44. Piccoli A, Pillon L, Dumler F. Impedance vector distribution by sex, race, body mass index, and age in the United States: standard reference intervals as bivariate Z scores. *Nutrition.* 2002;18:153-67.
45. Kushner RF. Bioelectrical impedance analysis: a review of principles and applications. *J Am Coll Nutr.* 1992;112:199-209.
46. Piccoli A, Rossi B, Pillon L, Bucciantie G. Body fluid overload and bioelectrical impedance analysis in renal patients. *Miner Electrolyte Metab.* 1996;22:76-8.
47. Piccoli A, Nigrelli S, Caberlotto A, Bottazzo S, Rossi B, Pillon L, et al. Bivariate normal values of the bioelectrical impedance vector in adult and elderly populations. *Am J Clin Nutr.* 1995;61:269-70.
48. Piccoli A, Rossi B, Pillon L, Bucciantie G. A new method for monitoring body fluid variation by bioimpedance analysis: the RxC graph. *Kidney Int.* 1994;46:534-9.
49. Buffa R, Floris G, Marini E. Migration of the bioelectrical impedance vector in healthy elderly subjects. *Nutrition.* 2003;19:917-21.
50. Piombelli A, Heymsfield SB. Establishing body composition in obesity. *J Endocrinol Invest.* 2002;25:884-92.
51. Ward LC, Heitmann BL, Craig P, Stroud D, Azing EC, Jebb S, et al. Association between ethnicity, body mass index, and bioelectrical impedance. Implications for the population specificity of prediction equations. *Ann N Y Acad Sci.* 2000;904:199-202.
52. Demura S, Yamaji S, Goshi F, Kobayashi H, Sato S, Nagasawa Y. The validity and reliability of relative body fat estimates and the construction of new prediction equations for young Japanese adult males. *J Sports Sci.* 2002;20:153-64.
53. Kushner RF, Gudivaka R, Schoeller DA. Clinical characteristics influencing bioelectrical impedance analysis measurements. *Am J Clin Nutr.* 1996;64:423S-27S.
54. Caton JR, Mole PA, Adams WC, Heustis DS. Body composition analysis by bioelectrical impedance: effect of skin temperature. *Med Sci Sports Exerc.* 1988;20:489-91.
55. Lohman TG. Advances in body composition assessment. *Current Issues in Exercise Science Series. Monograph N.º 3.* Champaign, IL: Human Kinetics; 1992. p. 3-4.
56. Bland JM, Altman DG. Statistical methods for assessing agreement between two methods of clinical measurement. *Lancet.* 1986;1:307-10.
57. Gudivaka R, Schoeller D, Kushner RF. Effect of skin temperature on multifrequency bioelectrical impedance analysis. *J Appl Physiol.* 1996;81:838-45.
58. Lukaski HC, Johnson PE, Bolonchuk WW, Lykken GI. Assessment of fat-free mass using bioelectrical impedance measurements of the human body. *Am J Clin Nutr.* 1985;41:810-7.
59. Deurenberg P, Van der Kooy K, Leenen R. Differences in body impedance when measured with different instruments. *Eur J Clin Nutr.* 1989;43:885-6.
60. Heitmann B. Impedance: a valid method in assessment of body composition. *Eur J Clin Nutr.* 1994;48:228-40.
61. Jebb SA, Cole TJ, Doman D, Murgatroyd PR, Prentice AM. Evaluation of the novel Tanita body-fat analyser to measure body composition by comparison with a four-compartment model. *Br J Nutr.* 2000;83:115-22.
62. Evans WD, McLaughlin H, Trudgett C. Factors affecting the in vivo precision of bioelectrical impedance analysis. *Appl Radiat Isot.* 1998;49:485-7.
63. Fogelholm M, Sievanen H, Kukkonen-Harjula K, Oja P, Vuori I. Effects of meal and its electrolytes on bioelectrical impedance. En: Ellis KJ, Eastman JD, editors. *Human body composition: in vivo methods, models and assessment.* New York: Plenum Press; 1993. p. 331-2.
64. Deurenberg P, Weststrate JA, Paymans I, Van der Kooy K. Factors affecting bioelectrical impedance measurements in humans. *Eur J Clin Nutr.* 1988;42:1017-22.
65. Roos AN, Westendorp RG, Frölich M, Meinders AE. Tetrapolar body impedance is influenced by body posture and plasma sodium concentration. *Eur J Clin Nutr.* 1992;46:53-60.
66. Garby L, Lammert O, Nielsen E. Negligible effects of previous moderate physical activity and changes in environmental temperature on whole body electrical impedance. *Eur J Clin Nutr.* 1990;44:545-6.
67. Liang MT, Norris S. Effects of skin blood flow and temperature on bioelectrical impedance after exercise. *Med Sci Sports Exerc.* 1993;25:1231-9.
68. Buono MJ, Burke S, Endemann S, Graham H, Gressard C, Griswold L, et al. The effect of ambient air temperature on whole-body bioelectrical impedance. *Physiol Meas.* 2004;25:119-23.
69. Machado RB, Tachotti F, Cavenague G, Maia E. Effects of two different oral contraceptives on total body water: a randomized study. *Contraception.* 2006;73:344-7.

Anexo 6

ARTÍCULO DE INVESTIGACIÓN ORIGINAL

REVISTA MEXICANA DE
INGENIERÍA BIOMÉDICAVol. XXVIII, Núm. 2
Diciembre 2007
pp 77 - 82

Medición de impedancia eléctrica de la piel en el rango de frecuencia de 5 a 1,000 Hz

Araiza Lizarde H,*
Muñoz Guerrero R** Departamento de Ingeniería
Eléctrica, Sección Bioelectrónica,
CINVESTAV IPN, México.Correspondencia:
Herlinda Araiza Lizarde
Av. IPN Núm. 2508
Col. San Pedro Zacatenco,
Del. Gustavo A. Madero,
México D. F., 07360
haraiza@cinvestav.mxArtículo recibido: 13/julio/2007
Artículo aceptado: 29/octubre/2007**RESUMEN**

La piel posee características eléctricas que deben considerarse en el registro de señales bioeléctricas con electrodos de superficie, debido a que un mal acoplamiento electrodo-piel ocasiona una medición de poca calidad. La impedancia eléctrica de la piel se debe a las características propias de ella. En este artículo se presentan los resultados de impedancia obtenidos en tres sujetos A, B, C, en diferentes intervalos de tiempo y en gráficas de Cole-Cole. La técnica utilizada para la medición de impedancia es de 3 electrodos con inyección de corriente constante en el espectro de frecuencias de 5 a 1,000 Hz. La impedancia de la piel varía de sujeto a sujeto (A, B, C), en los resultados la impedancia varió desde 406.7 KOhms para 5 Hz hasta 23.5 KOhms para 1,000 Hz. Los electrodos usados son de Ag/AgCl en forma de copa de 9 mm de diámetro. La tarjeta de adquisición fue programada en Labview 6.1.

Palabras clave: Impedancia, Cole-Cole, piel.**ABSTRACT**

The skin has electrical properties that affect the bioelectrical signals quality when they are recorded by surface electrodes. The skin has electrical impedance due its physical and physiological characteristics. In this paper the results of skin impedance are represented in Cole-Cole graphics for A, B, C at different time. The technique used to impedance measurement was the three electrodes applying a constant current in the frequency spectrum 5 to 1,000 Hz. The skin impedance was different of person to person (A, B, C). The skin impedance results were since 406.7K Ohms for 5 Hz to 23 K Ohms for 1,000 Hz. The electrodes were Ag/AgCl cup 9 mm diameter. The acquisition board was programmed in LabView 6.1.

Key Words: Impedance, Cole-Cole, Skin.**I. INTRODUCCIÓN**

La piel es la barrera protectora contra el medio ambiente y constituye el órgano más grande del cuerpo humano. La piel tiene características físicas y fisiológicas que presentan una impedancia eléctrica, Z , que afecta la calidad de señales bioeléctricas registradas con electrodos de superficie. Los

valores reportados de impedancia de piel, Z_s , varían desde 100Ω hasta $1 M\Omega$ de acuerdo a la frecuencia usada y el tipo de piel¹. Para la medición de impedancia existen diferentes técnicas². De las cuales, se utilizó la de tres electrodos para la medición de impedancia en la piel³, inyectando una corriente alterna controlada de $5.3 \mu A$ pico, a 5, 40, 80, 120, 160, 200, 400, 600 y 1,000 Hz. Debido

a que a frecuencias bajas la densidad de corriente es uniforme⁴. La impedancia de la piel en el área bajo un electrodo de 9 mm de diámetro varió de acuerdo a la frecuencia y al sujeto, desde 406.7 K Ω para 5 Hz hasta 23.5 K Ω para 1,000 Hz. La generación y adquisición de señales se realizó con la tarjeta Daqboard1000 programada en LabView 6.1, con la modificación de algunos controladores del fabricante.

II. METODOLOGÍA

Las mediciones de impedancia se realizaron en la piel sobre el músculo primer dorsal interóseo por medio de 3 electrodos en forma de copa de Ag/AgCl con un diámetro de 9 mm. El área de la piel fue lavada con jabón de tocador y secada completamente, los electrodos Ea, Eb y Ec fueron colocados de la siguiente forma: Ea se colocó sobre la piel del músculo primer dorsal interóseo, Ec a 5 cm de Ea sobre la palma de la mano y Eb a 1.5 cm de radio a radio de Ea, se utilizó pasta conductiva para EEG de la marca Ten20 en cada electrodo, en los electrodos Ea y Ec se inyectó la corriente de 5.3 μ Ap y la diferencia de voltaje se midió en Ea con respecto a Eb (Figura 1). La medición de Zs fue a

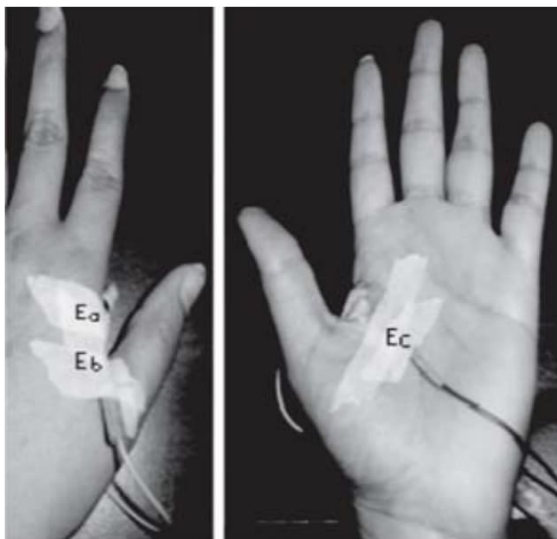


Figura 1. Colocación de los electrodos para la medición de impedancia.

tres diferentes tiempos desde la colocación de los electrodos, T_{inicio} , T_{medio} , T_{final} , a 10 minutos de diferencia con respecto al anterior. Esto es $T_{inicial} = 0$, $T_{medio} = 10$ min. Y $T_{final} = 20$ min.

En la Figura 2, se muestra el diagrama a bloques del dispositivo medidor de impedancia, el cual se dividió en 4 etapas: 1) La generación del espectro en frecuencia a utilizarse, 2) La conversión de voltaje a corriente de amplitud constante, 3) La medición de la diferencia de potencial generada por la corriente inyectada sobre la piel y 4) La adquisición y procesamiento de los datos.

- 1) *Generación del espectro en frecuencia:* Las frecuencias utilizadas fueron 5, 40, 80, 120, 160, 200, 400, 600 y 1,000 Hz, todas ellas generadas en LabView en un solo barrido con una duración de 2.87 segundos, con amplitud de 5 Vpp. La frecuencia de 5 Hz se aplicó durante un segundo y del resto 30 periodos por frecuencia. Las frecuencias y amplitudes fueron validadas con un osciloscopio digital de la marca Tektronix de dos canales. Una vez generado el espectro de frecuencias, se rechazó la frecuencia de 60 Hz con un filtro notch y fueron aislados de tierra física por el ISO124 de Texas Instruments.
- 2) *Conversión de voltaje a corriente:* Las señales generadas fueron convertidas de voltaje a corriente por una fuente Howland⁵. La corriente constante a diferentes frecuencias fue inyectada en los sujetos con su previo consentimiento por medio de los electrodos Ea y Ec. Posteriormente se detectó el voltaje generado por dicha corriente.
- 3) *Medición de la diferencia de potencial generado por el paso de la corriente inyectada sobre la piel:* En los electrodos Ea y Eb se detectó la diferencia de voltaje con un amplificador de instrumentación, IA, de alta impedancia de entrada con acoplamiento en ac, INA118 y OPA602. La alta impedancia de entrada evita el paso de corrientes no deseadas por el amplificador, dando como resultado la medición de la diferencia de potencial bajo el área del electrodo Ea.
- 4) *Adquisición y procesamiento de los datos:* Una vez medida la diferencia de voltaje, ésta es transferida de la etapa aislada a la etapa física con otro ISO 124, los datos son adquiridos y almacenados en un archivo texto, para su posterior análisis. La generación y adquisición de los datos se realiza en la misma ejecución del programa, el cual se detiene automáticamente, evitando almacenar datos sin información. Los datos adquiridos son procesados en tablas de Excel para ser

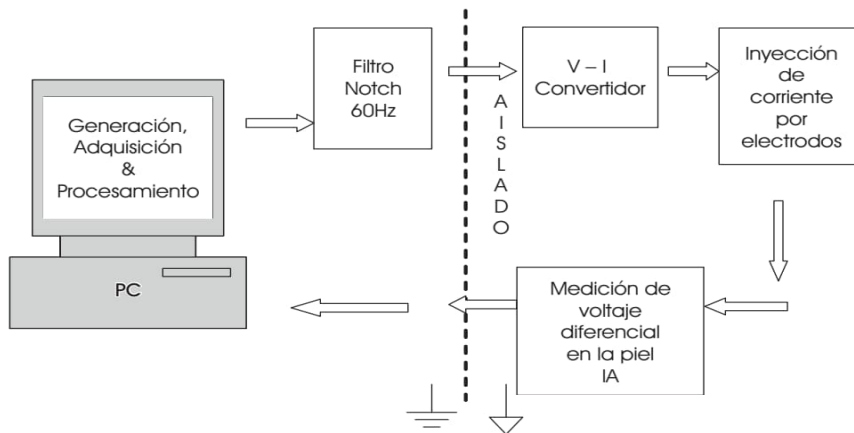


Figura 2. Diagrama a bloques del sistema medidor de impedancia.

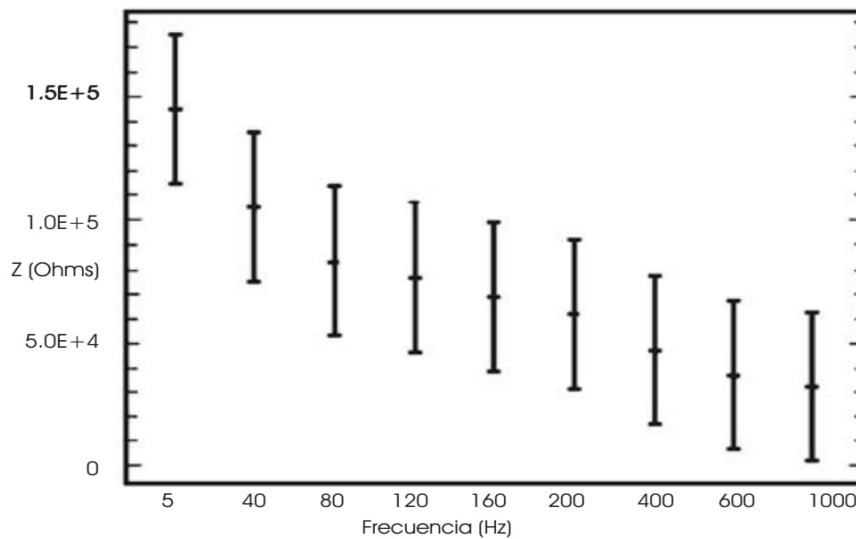


Figura 3. Variaciones de impedancia en A, B, C en el rango de 5 a 1,000 Hz, con un total de 9 valores por frecuencia.

representados en gráficas de Cole-Cole, como circuitos R-C de tres elementos⁶. Las gráficas se representan en sus valores Real (Re), e Imaginario (Im).

III. RESULTADOS

A. Modelos eléctricos

Los electrodos fueron colocados sobre la mano (Figura 1), y se realizaron las mediciones de impe-

dancia. En este trabajo se presentan las mediciones de tres sujetos, dos hombres (A, C) y una mujer (B), ($28,3 \pm 3,5$).

En la Figura 3 se observa la gráfica del comportamiento de la impedancia de los 3 sujetos A, B, C, en el espectro de frecuencias y a los 3 intervalos de tiempo que se realizaron las mediciones.

En la Figura 4, se muestra el comportamiento de la impedancia con respecto a la frecuencia en el

sujeto C a los intervalos de tiempo, T inicial, T medio y T final.

En la Figura 5, se representan los diagramas eléctricos de los sujetos A, B y C, en el T inicial. Donde el capacitor, C, y la resistencia en paralelo, Rp, están en serie con la resistencia Rs. Los valores del modelo eléctrico para cada sujeto en los tres intervalos de tiempo, se muestran en el Cuadro I.

B. Gráficas Cole-Cole

La gráfica de Cole-Cole, es la representación de los valores reales e imaginarios de impedancia, modelando tejidos biológicos con circuitos R-C, en este caso el modelo que usamos para modelar la piel fue el de 3 elementos (Figura 5). Las ecuaciones utilizadas son las siguientes:

$$Re = R_{\infty} + \frac{R_0 - R_{\infty}}{1 + (\omega\tau)^2} \tag{1}$$

$$Im = \frac{(R_0 - R_{\infty})\omega\tau}{1 + (\omega\tau)^2} \tag{2}$$

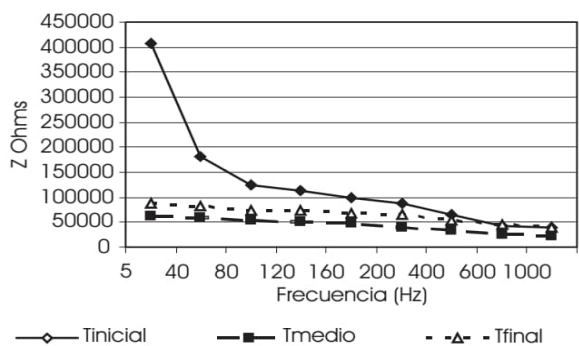


Figura 4. Impedancia en el sujeto C en T inicial, T medio y T final.

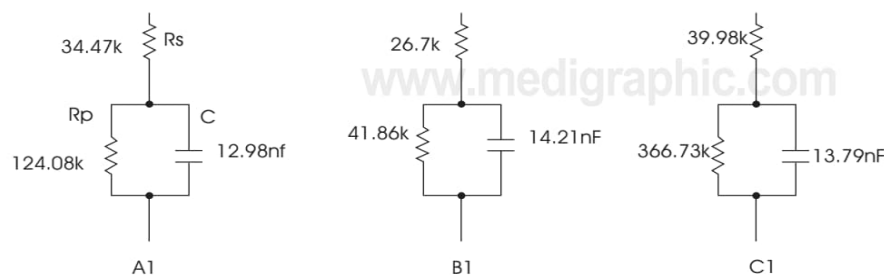


Figura 5. Diagramas eléctricos de la impedancia de la piel, en los sujetos A, B y C, en T inicial.

Donde ω es igual a $2\pi f$, f es la frecuencia de la corriente aplicada, τ es igual a $R_p \cdot C$. R_{∞} , es la Resistencia a $f = \infty$, en este caso 1,000 Hz. R_0 , es la Resistencia a $f = 0$, en este caso 5 Hz. Algunos autores aplican un factor de corrección de los valores de impedancia, ya que los tejidos biológicos no se comportan como un circuito RC ideal⁷. En los resultados presentados no se realizó el factor de corrección.

La resistencia en el plano real, Re , se calculó usando (1) y la resistencia en el plano imaginario, Im , se calculó usando (2).

En la Figura 6, se presenta la impedancia del sujeto C, en gráficas de Cole-Cole.

En las Figuras 7 y 8 se grafican los valores de impedancia en T inicial y T final de los sujetos A, B, C.

En la Figura 9 se grafican los valores de impedancia para los tres sujetos en los tres intervalos de tiempo.

IV. DISCUSIÓN

Los resultados muestran que la impedancia varía de persona a persona (Figura 7), los valores de impedancia inicial para el sujeto C fue de 406,706 Ohms, obteniendo el valor Im mayor en 40 Hz (180,225, 178,220). A diferencia del sujeto B el cual presentó una impedancia inicial de 68,557 Ohms, obteniendo el valor Im más alto a 200 Hz (53,548, 20,075). En el sujeto A su impedancia inicial fue de 158,546 Ohms, obteniendo el valor Im más alto a 120 Hz (84,610, 60,888). A medida que transcurre el tiempo los valores de impedancia varían, disminuyendo a veces considerablemente como se observa en la Figura 6, esto puede ser el resultado de diferentes factores, el intercambio iónico entre el electrolito y la piel, el sudor, la humedad en el ambiente, etc., que hacen más conductiva la piel, disminuyendo así su impedancia. En las mediciones en T final para los tres sujetos, los valores de

Cuadro I. Valores para el modelo eléctrico de la piel, de A, B, C.

Sujeto	Valores del modelo eléctrico para cada sujeto		
	Rs (Ω)	Rp (Ω)	C (nF)
A1 T inicial	34466	124080	12.98
A2 T medio	38728	145637	13.60
A3 T final	42613	182986	15.00
B1 T inicial	26696	41861	14.20
B2 T medio	24440	29077	16.00
B3 T final	23562	35469	15.60
C1 T inicial	39981	366725	13.78
C2 T medio	21933	32229	14.50
C3 T final	39229	48002	13.60

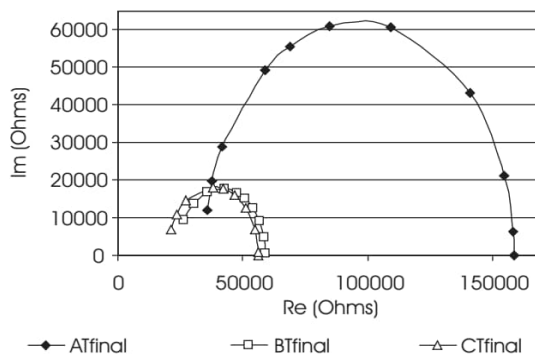


Figura 8. Gráfica de Cole-Cole para los tres sujetos en Tfinal.

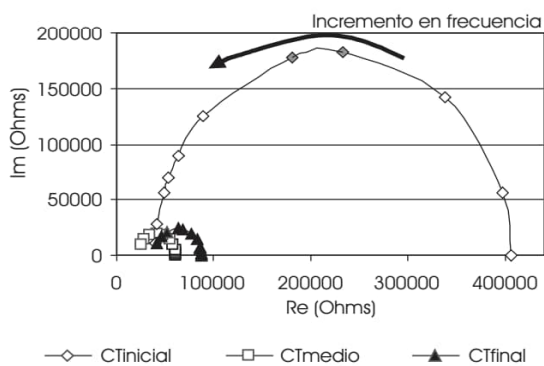


Figura 6. Gráficas de Cole-Cole para el sujeto C.

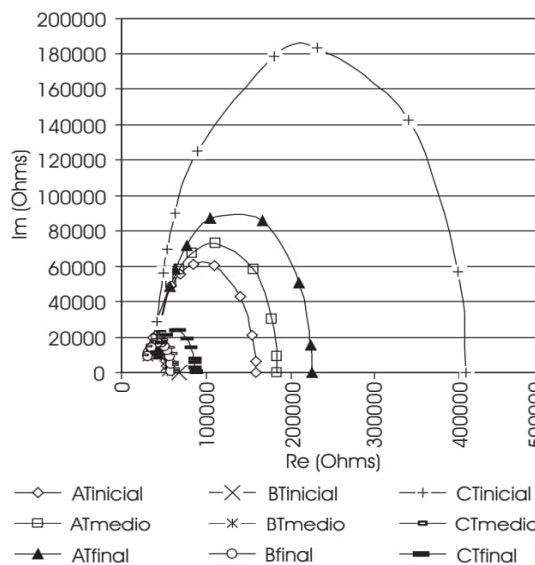


Figura 9. Gráficas de Cole-Cole para los sujetos A, B, C, en Tinitial, Tmedio y Tfinal.

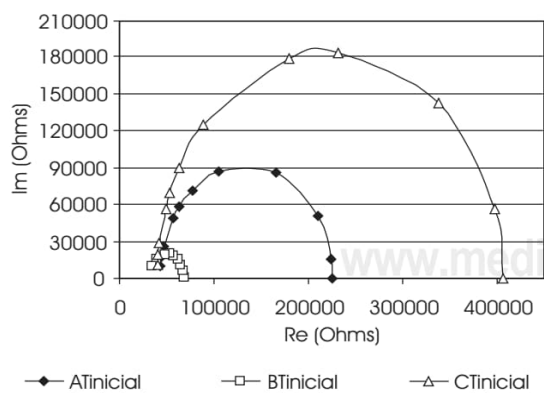


Figura 7. Gráfica de Cole-Cole para los tres sujetos en Tinitial.

impedancia disminuyeron. El sujeto C tanto en Tinitial como en Tfinal tuvo la mayor impedancia con respecto a A y B.

V. CONCLUSIÓN

La impedancia de la piel aun en un mismo sujeto varía con el tiempo. Entre sujetos existen grandes variaciones de impedancia, ya sea por el grosor de la piel, o por otras condiciones fisiológicas. Debido

a estas variaciones es difícil presentar un modelo único para representar eléctricamente la piel, ya que al realizarse mediciones de impedancia a diferentes intervalos de tiempo sobre el mismo sujeto, se obtuvo un modelo eléctrico diferente para cada medición. Aun así la piel presenta características eléctricas semejantes a las de un circuito R-C, donde R_p y C se comportan como resistencia y capacitor variable. La medición de la impedancia de la piel permite realizar registros cuando su valor es mínimo, permitiendo un mejor acoplamiento de los electrodos con la piel, para una mejor calidad del registro bioeléctrico.

BIBLIOGRAFÍA

1. Rosell J, Colominas J, Pere R, Pallas-Areny R, Webster JG. Skin Impedance from 1 Hz to 1MHz, IEEE Trans. Biomed Eng 1988; 35(8): 649-651.
2. Valentinuzzi ME. Bioelectrical Impedance Techniques in Medicine. Critical Reviews in Biomedical Engineering 1996; 24(4-6): 223-255, 416-418, 505-538.
3. Lackermeir AH, McAdams ET, Moss G, Woolfson AD. *In vivo* ac Impedance Spectroscopy of Human Skin, in electrical Bioimpedance Methods: Applications to Medicine and Biotechnology, NJ: Annals of the New York Academy of Sciences, 1999; 873: 197-213.
4. Webster JG. Impedance versus Frequency, in Electrical impedance Tomography, J. G. Webster, Ed. Adam Hilger, NJ: Bristol and New York, 1990, ch. 3, pp. 23-24.
5. Implementation and Applications of Current sources and current receivers Application, Bulletin, SBOA046, Burr-Brown, Texas Instruments, 2000: 20-22. <http://www.ti.com>.
6. Ackmann JJ, Seitz MA. Methods of Complex Impedance Measurements in Biologic Tissue, in CRC, Critical Reviews in Biomedical Engineering 1984-1986; 11(4): 281-310.
7. Casas PJO. Contribución a la obtención de imágenes paramétricas en tomografía de impedancia eléctrica para la caracterización de tejido biológicos, Tesis de Doctorado. Universidad Politécnica de Cataluña, 1998. <http://petrus.upc.es/~wwwdib/tesis/Oscar/resumen.html>

Anexo 7



ID: 2011-7191.mct.12201

Investigación | **ĪbērAM** Research

Sistema Fascial

Anatomía, biomecánica y su importancia en la Fisioterapia

Fascial system: Anatomy, biomechanics and its importance in physical therapy



Iván Dario **Pinzón Ríos**



MCT Volumen 12 #2 Julio - Diciembre

Movimiento Científico

ISSN-l: 2011-7197 | e-ISSN: 2463-2236
Publicación Semestral

Foto by / Foto Valery Sidalnykov

Movimiento Científico

ISSN-L: 2011-7197 | e-ISSN: 2463-2236
Publicación Semestral

ID: 2011-7191.mct.12201

Title: Fascial system

Subtitle: Anatomy, biomechanics and its importance in physical therapy

Título: Sistema Fascial

Subtítulo: Anatomía, biomecánica y su importancia en la fisioterapia

Alt Title / Título alternativo:

[en]: Fascial system: anatomy, biomechanics and its importance in physical therapy

[es]: Sistema Fascial: anatomía, biomecánica y su importancia en la Fisioterapia

Author (s) / Autor (es):

Pinzón Ríos

Keywords / Palabras Clave:

[en]: fascia, physical therapy, biomechanics

[es]: fascia, terapia física, biomecánica

Submitted: 2017-09-28

Accepted: 2018-11-27

Resumen

La fascia constituye un tejido conectivo con gran importancia en el movimiento corporal humano.

Esta revisión de literatura tiene como objetivo determinar las bases anatómicas y biomecánicas de la fascia, para comprender la intervención del fisioterapeuta sobre la disfunción orgánica que causa alteraciones del Sistema Fascial. Los resultados incluyeron la descripción anatómica y biomecánica del Sistema Fascial; la función y disfunción de la fascia, así como la importancia del sistema fascial en Fisioterapia. Se pudo concluir que basado en un análisis anatómico y biomecánico del sistema fascial, la Fisioterapia aplica la terapia manual en la disminución del desempeño funcional, mejorando y optimizando la calidad del movimiento del sujeto.

Abstract

Fascia is a connective tissue of great importance in human body movement. This review of the literature aims to determine the anatomical and biomechanical bases of the fascia, to understand the intervention of the physiotherapist on the organic dysfunction that causes alterations of the functions of the fascial system. The results included the anatomical and biomechanical description of the Fascial System; the function and dysfunction of the fascia as well as the importance of the Fascial System in Physical Therapy. It can be concluded that it is based on an anatomical and biomechanical analysis of the fascial system, Physiotherapy applies manual therapy in the reduction of functional performance, in cases where the entrapment restricts movement, improving and optimizing the quality of the subject's movement.

Citar como:

Pinzón Ríos, I. D. (2018). Sistema Fascial: Anatomía, biomecánica y su importancia en la fisioterapia. Revista Movimiento Científico ISSN-L:2011-7191, 12 (2), 1-12.

Iván Dario **Pinzón Ríos**, Ft.

Source | Filiación:
Universidad Santo Tomás

BIO:
Fisioterapeuta, Especialista en Pedagogía Universitaria, Magister en Ciencias de la Actividad Física y Deporte.

City | Ciudad:
Bogotá [Co]

e-mail:
ivandpr@hotmail.com





Sistema Fascial

Anatomía, biomecánica y su importancia en la Fisioterapia

Fascial system: Anatomy, biomechanics and its importance in physical therapy

Iván Dario **Pinzón Ríos**

Introducción

El estudio del Sistema Fascial (SF) no es nuevo; Hipócrates en el siglo V a.C. se interesó por la necrosis de este tejido; en el siglo I d.C. Celso utilizó el término “fascia” para referirse a la “venda o al acto de vendar” y Galeno en el siglo II d.C. promulgó acercamientos de lo que hoy se entiende como fascia superficial. En el siglo XVII, Speiggel y Winslow relacionaron la fascia con el tejido que envuelve los músculos; a finales del siglo XX y XXI el estudio de este tejido adquirió importancia por su implicación clínica y funcional, y ha sido investigada desde varias ópticas como el dolor miofascial, en la acupuntura o de las terapias manuales (Torres, Pérez, Blasi, & Miguel, 2014).

Hay diversas definiciones de la fascia; las tres nomenclaturas más comunes, incluida la del Comité Internacional Federativo de Terminología Anatómica de 1998, la definición incluida en la última edición británica de Gray's Anatomy de 2008 y la terminología más nueva y amplia sugerida en el último Congreso Internacional de Investigación de la Fascial en 2012 (Chaitow L. , 2014a) (Schleip, Jager, & Klingler, What is 'fascia'? A review of different nomenclatures., 2012a), apuntan que la fascia es un tejido conjuntivo que forma una red tridimensional que rodea, sostiene, suspende, protege, conecta y divide los componentes musculares, esqueléticos y viscerales corporales; la cual se reorganiza a lo largo de las líneas de tensión impuestas en el cuerpo, lo cual puede generar estrés en cualquier estructura envuelta o relacionada con la fascia, con los consecuentes efectos mecánicos y fisiológicos (zügel, y otros, 2018), (Tozzi P. , 2012).

Sistema Fascial

Anatomía, biomecánica y su importancia en la Fisioterapia

El modelo biomecánico tridimensional del SF humano y la técnica de Manipulación Fascial fueron propuestos por el fisioterapeuta italiano Luigi Stecco (Stecco & Day, The fascial manipulation technique and its biomechanical model: a guide to the human fascial system., 2010) y los estudios sobre anatomía, histología y fisiología de este sistema están cambiando la comprensión del papel de la fascia en muchas funciones corporales, presentando nuevas perspectivas para los clínicos e investigadores con respecto a su integración funcional dentro del sistema músculo-esquelético (Day, Copetti, & Rucli, 2012).

Por su parte, el concepto de disfunción somática se contempla a la luz de las diversas influencias fasciales que pueden entrar en juego en su génesis y mantenimiento (Tozzi P., 2015a). Se propone así un cambio de perspectiva: a partir de un modelo nociceptivo que durante décadas ha considerado la disfunción somática que pasa de un fenómeno neurológicamente mediado, a un modelo unificador neuro-fascial que integra las influencias neurales en una interpretación multifactorial y multidimensional de los efectos mediados por la fascia. Tomando en consideración un amplio espectro de factores relacionados con la fascia, desde mecanismos basados en células hasta influencias cognitivas y conductuales, surge un modelo que sugiere, entre otros resultados, un enfoque multidisciplinario de la intervención de la disfunción somática (Zügel, y otros, 2018) (Tozzi, P., 2015b).

Tener una clara comprensión de los mecanismos involucrados en el funcionamiento del SF y su disfunción, permiten realizar una intervención fisioterapéutica integral en los casos de compromiso del movimiento corporal humano (MCH); en este sentido, la Fisioterapia tiene un papel relevante en su tratamiento, empleando modalidades físicas para lograr modular la intensidad de los cambios biomecánicos en este tejido (Pinzón, 2014). Por tal motivo, este artículo busca determinar las bases teóricas de la anatomía, biomecánica, función, disfunción e importancia del SF según la mejor evidencia, sirviendo como cimiento para la comprensión y las intervenciones realizadas por el fisioterapeuta.

Metodología

Para determinar la anatomía y biomecánica del sistema fascial desde la Fisioterapia, se utilizaron los términos MESH (Medical Subject Headings) fascia, biomechanics y physical therapy; combinados con el operador booleano AND en las bases de datos PEDro y Pubmed y tras combinarse con el operador booleano OR para omitir duplicidad en la búsqueda; del total de publicaciones elegibles (Pubmed: 44 y PEDro:8), se seleccionaron 41 artículos que cumplieran con los siguientes criterios: artículos originales en inglés, portugués y español disponible 2000-2016 sin restricción de edad o género, que mencionen las características anatómicas y biomecánicas del SF y las repercusiones de la disfunción miofascial sobre el MCH. También se adicionaron libros impresos y publicaciones on-line que permitieron ampliar el marco conceptual del SF.

Resultados

Anatomía y Biomecánica del SF

El SF lo constituye una serie ininterrumpida de tejido conjuntivo fibroso de origen embrionario mesodérmico, formando por capas en dirección oblicua, transversal o circular dándole aspecto en espiral (Pinzón, 2014). Los enfoques topográficos y comparativos permiten distinguir tres tipos diferentes de fascias: la superficial, la profunda y la visceral. El primero está más conectado a la piel, el segundo a los músculos y el tercero a las vísceras (Natale, y otros, 2015). Según (Ferrer, 2011) y (Rubio & Paredes, 2004), la microestructura del SF está comprendida por fibras, tejido de cohesión, células libres y sustancia fundamental:

Fibras: principalmente formadas por colágeno (hasta 12 tipos diferentes en función la densidad y necesidades del tejido, que representan del 60-70% de la masa del SF), que le dan solidez y estructura; elastina (que son fibras largas y delgadas interconectadas entre sí) y reticulina (que son fibras de colágeno inmaduro que no están inmersas en la sustancia fundamental) que le dan elasticidad y ayuda a crear la base del tejido conjuntivo.

Tejido de cohesión: formado por heparina, fibronectina y ácido hialurónico que ofrecen un sustrato a las células del sistema nervioso, vascular y al epitelio.

Células libres: como los fibroblastos, que serían los obreros del tejido conjuntivo, que segregan el colágeno necesario para renovar y reestructurar la red fascial, así como cerrar las heridas. También hay Glóbulos blancos encargados de la defensa del cuerpo.

Sustancia Fundamental: sustancia viscosa formada por agua y glucosaminoglicanos que permiten el intercambio celular dando diferentes propiedades al tejido.

Su microestructura coloide posee propiedades derivadas de la mecanorregulación dada por las características de la tensegridad (propiedad del tejido que le da soporte y rigidez en los elementos estructurales, capaces de actuar conjuntamente bajo esfuerzos intrínsecos -tracción y compresión- propiciando resistencia y estabilidad), donde existen células musculares lisas propias y receptores de Golgi, corpúsculos de Paccini (atribuyendo sensibilidad a la vibración), órganos de Ruffini (siendo capaz de responder a impulsos lentos y presiones sostenidas) y terminaciones nerviosas libres de fibras sensitivas tipo III y tipo IV así como receptores del dolor. También existen mecanorreceptores de bajo umbral que responden a un estímulo mecánico extremadamente suave que puede generar una respuesta autónoma (Pinzón, 2014).

Las moléculas, las células, los tejidos, los órganos y nuestros cuerpos enteros usan la arquitectura de la "tensegridad" para estabilizar mecánicamente su forma e integrar perfectamente la estructura y la función en todas las escalas de tamaño. Mediante el uso de este sistema de construcción dependiente de la tensión, las fuerzas mecánicas aplicadas en la macroescala producen cambios en la bioquímica y la expresión génica dentro de las células vivas individuales (Ingber, 2008).

La presencia de células contráctiles (miofibroblastos) dentro del tejido fascial tienen un papel en la creación de contracciones tónicas que influyen en el tono muscular pasivo, dándole propiedades biomecánicas como: fluencia, relajación, histéresis,

efecto de la flexión espinal sostenida en tejidos lumbares, cambios de hidratación inducidos por deformaciones, manipulación miofascial y deformación viscoelástica fascial (Kwong & Findley, 2014). Todas las capas fasciales contienen una cantidad variable de miofibroblastos con la capacidad de contraerse, poseen un tipo de actina similar al que puede rastrear en los músculos del sistema digestivo; es decir, la actina α del músculo liso el cual es innervado por el sistema simpático autónomo (Bordoni & Zanier, 2014).

Génesis y desarrollo de la fascia

Bai y colaboradores mencionaron que las principales composiciones histológicas de la fascia son el tejido conjuntivo suelto y el tejido adiposo; los cuales proporcionan un entorno interno estable para las células del sistema funcional; dando origen a la base teórica de la microestructura de la anatomía fascial. Durante la evolución, los elementos constitutivos de cada organismo se pueden dividir en dos sistemas principales, el sistema de almacenamiento de soporte compuesto de células indiferenciadas de la red de tejidos conectivos no especializados, incluyendo tejido adiposo y tejido conectivo suelto y los sistemas funcionales compuestos de células especializadas (Bai, y otros, 2010).

El límite de los dos sistemas principales es la membrana basal que se origina en el mesodermo. Las células madre indiferenciadas en el sistema de almacenamiento de soporte, migran incesantemente sobre las membranas, se diferencian en células madre comprometidas y adicionalmente en células funcionales. Las estructuras y funciones de un organismo se mantienen por la suplementación incesante desde el sistema de soporte-almacenamiento al sistema funcional (Bai, y otros, 2010).

Bajo la regulación de los sistemas nervioso e inmunológico, el SF en todo el cuerpo regula el estado funcional y vivo de las células y proporciona un entorno estable para la supervivencia de las células funcionales. El sistema funcional no se refiere a los nueve sistemas tradicionales principales de anatomía sistémica (sistemas musculoesquelético, nervioso, endocrino, cardiovascular, inmunológico, respiratorio, urinario, digestivo y reproductivo) sino a todas las células, tejidos y órganos que son envueltos y segmentados por el sistema de almacenamiento de soporte. El sistema funcional está compuesto de varias células madre comprometidas y células funcionales que trabajan juntas para cumplir con las actividades de la vida. Las células madre en el sistema de almacenamiento de soporte son células indiferenciadas, capaces de diferenciarse en células madre especializadas con cierta capacidad de proliferación. Las células funcionales son aquellas que poseen fuertes funciones fisiológicas especializadas en el cuerpo humano, sin embargo, ya han perdido la capacidad de proliferación. Todas las células funcionales tienen una vida útil corta porque el mantenimiento de la morfología normal y las funciones fisiológicas de un organismo requiere una renovación constante de las células funcionales (Bai, y otros, 2010).

También se conocen la función del SF gracias a investigaciones en cadáveres que han permitido determinar los valores de grosor de la fascia. Las disecciones de miembros inferiores y estudios histológicos para describir la conformación estructural de la fascia muscular de la pierna (fascia crural) mostraron que esta tenía un grosor medio de 924 μm y estaba compuesta de tres capas (espesor medio 277,6 μm) de haces paralelos de fibras de colágeno separados por una delgada capa de tejido conjuntivo suelto (grosor medio 43 μm). Sólo unas pocas fibras elásticas fueron destacadas. La disposición de las fibras de colágeno da las características anisotrópicas de la fascia crural;

además, su conformación rizada es la causa del comportamiento elástico no lineal del tejido (Stecco, y otros, 2009).

Entendiendo estos preceptos, se concibe que la fascia es prácticamente inseparable de todas las estructuras del cuerpo y actúa para crear continuidad entre los tejidos para mejorar la función y el apoyo (Kumka & Bonar, 2012). El tejido fascial ha sido desconocido en comparación con el tejido muscular y una de las razones de esto es la propia definición que tradicionalmente se dio a la fascia como un tejido pasivo de tejido conjuntivo fibroso que cubre los músculos. Por el contrario, la microestructura del SF muestra que existe una abundante red nerviosa y células musculares lisas propias, los cuales son responsables de varios tipos de sensaciones y respuestas (Rubio & Paredes, 2004) (Pilát, 2003).

Una amplia concepción de las fascias permite el apoyo de una la visión holística del cuerpo y los conceptos de tensegridad, pero evita una comprensión más profunda de este tejido. Por ejemplo, no podemos incluir en la misma definición el tejido conectivo, rico en células de grasa que encontramos la piel y las fascias de los miembros. Ellos tienen diferentes propiedades macroscópicas, histológicas y mecánicas, y esto sugiere también funciones completamente diferentes (Stecco C., 2014).

Función y Disfunción de la Fascia

Dentro de las funciones del SF, Andrzej Pilát en 2003, las resume en cuatro principalmente:

Función de protección: Permite mantener la integridad anatómica y conservar su forma más conveniente, dando protección contra traumatismos (amortigua y dispersa los impactos gracias a su capacidad deformante), aunque si el traumatismo es severo puede sobrepasar el límite elástico de la misma.

Función de formación de compartimentos corporales: La fascia compartimenta, pero también supone un elemento de integración de todos los elementos corporales puesto que cada capa está unida a otra formando así una red continua.

Función de revestimiento: Constituye una especie de red continua que conecta todos los elementos del cuerpo, pero a la vez también une los grupos funcionales con otros anatómicamente muy separados entre sí. Adicional es un elemento "elástico" que reviste todas las estructuras del cuerpo y siendo el soporte del equilibrio postural.

Función de coordinación hemodinámica: El sistema venoso y linfático son estructuralmente inestables puesto que no disponen de elementos estructurales propios de suficiente rigidez. La fascia proporciona consistencia y elasticidad y trabajando como una bomba auxiliar para colaborar en el envío sangre y linfa desde la periferia hacia el corazón y los ganglios linfáticos (Pilát, 2003).

Por su parte, para comprender la disfunción fascial, es preciso comprender las diferentes respuestas de los músculos ante cambios mecánicos que se ven afectados directamente por el SF. Según Janda, por criterios histológico-funcionales, los músculos pueden ser posturales o hiperactivos y fásicos o inhibidos (Tabla 1). Los músculos posturales responden al prolongado estrés mecánico con tensión y progresiva retracción, mientras que los músculos fásicos responden con un progresivo debilitamiento creando compensaciones funcionales y por tanto una alteración de la postura (Rubio & Paredes, 2004).

Sistema Fascial

Anatomía, biomecánica y su importancia en la Fisioterapia

Tabla 1. Clasificación histológico-funcional de Janda

Tipo de Músculo	Respuesta Al Estrés	Ejemplos
Posturales (hiperactivos)	Tensión + Progresiva retracción	Angular de la Escapula Isquiotibiales
Fásicos (inhibidos)	Debilitamiento	Dorsal Ancho Abdominales

Fuente: Rubio J, Paredes JA (2004). Una aproximación fascial a la Fibromialgia. Capítulo II En: FIBROMIALGIA Propuesta de modelo fisiopatológico fascial. Pág. 48.

Se ha mostrado que el SF posee propiedades mecánicas de transmisión de energía como lo comprobó el estudio de Carvalhais y colaboradores en 2013, que evidenció una transmisión de tensión entre el músculo Latísimo del Dorso que modificó las variables pasivas del glúteo mayor en la cadera, proporcionando evidencia de transmisión de fuerza miofascial in vivo (Carvalhais, y otros, 2013).

El mecanismo de disfunción fascial con la alteración postural donde el trabajo muscular sufre una alteración en la biomecánica instaurando una zona de atrapamiento fascial, se debe a un proceso de estrés mecánico debido a las restricciones de la miofascia. Estos músculos responden al estrés según se lo permitan sus condiciones histológicas (músculos posturales o fásicos) bien con retracción, bien con debilitamiento. Estas respuestas tónicas o fásicas establecen la nueva "postura" del individuo. Los siguientes puntos de disfunción fascial primaria mencionados por (Rubio & Paredes, 2004):

- 1- Suboccipital: Fascia cervical posterior.
- 2- Trapecio: Fascia de las fibras superiores del trapecio.
- 3- ECM: Fascia del Esternocleidomastoideo (miofascia).
- 4- Interescapular: Atrapamiento entre las capas fasciales del músculo angular del omóplato y el trapecio.
- 5- 1ª y 2ª costillas: Restricción en el sistema fascial de escalenos y pectorales.
- 6- Bajo ap. Xifoides: Fascia del diafragma.
- 7- Charnela dorsolumbar: Alteración en el sistema posterior oblicuo de estabilidad funcional (SPOEF) por atrapamiento entre planos de trapecio y dorsal ancho.
- 8- Lumbar baja: Fascia toracolumbar por engrosamiento adiposo de la fascia del músculo dorsal ancho. Influencia en el SPOEF.
- 9- Inf. cresta ilíaca: SPOEF.
- 10- Trocantérea: SPOEF a través de disfunción a nivel de la fascia superficial de la región trocantérea.
- 11- Cara lateral rodilla: Atrapamiento banda iliotibial a nivel de la rodilla.
- 12- Maléolo externo: Atrapamiento de la fascia superficial a nivel de los maléolos.
- 13- Aquilea: Atrapamiento entre planos fasciales del tríceps sural.
- 14- Maléolo interno: Atrapamiento de la fascia superficial a nivel de los maléolos.

15- Cara medial rodilla: Fascia del compartimento medial de los isquiotibiales.

16- Borde ext. Triángulo de scarpa: Planos fasciales de recto anterior, sartorio y aductores.

17- Epicondilea: Restricción fascial entre planos de los extensores de muñeca y dedos.

18- EpitrocLEAR: Restricción fascial entre planos de los flexores de muñeca y dedos.

Para un apropiado intercambio de los líquidos corporales debe haber una correcta movilidad de los tejidos para que no se altere la microcirculación y por tanto el equilibrio de Starling (equilibrio en la dinámica capilar, cuando las fuerzas que intercambian los fluidos entre los espacios intravasales e intersticiales -hidrostática y colodotomica- son iguales). Se producen reacciones con endurecimiento de la sustancia fundamental y acumulación de toxinas al tiempo que no se garantiza una adecuada nutrición de los tejidos; provocando producción excesiva de colágeno que fibrosa el tejido y da lugar a la formación de áreas de atrapamiento y compromiso vascular de las estructuras contráctiles (contracción isquémica dolorosa debido a la estimulación de receptores vaniloideos). En este mecanismo las terminaciones sensitivas libres son atrapadas causando hipersensibilidad local; llevando a un fenómeno de "sensibilización central" que facilita las reacciones referidas al segmento espinal, dando como respuesta una hipertonia en los músculos paravertebrales en el mismo nivel. La instauración de varios puntos de atrapamiento miofascial provoca daño celular, liberación de ATP y manifestación dolorosa por estimulación de receptores purinérgicos (Tabla 2) (Rubio & Paredes, 2004).

Tabla 2. Neuroquímica del dolor

Tipo de Músculo	Respuesta Al Estrés	Ejemplos
Posturales (hiperactivos)	Tensión + Progresiva retracción	Angular de la Escapula Isquiotibiales
Fásicos (inhibidos)	Debilitamiento	Dorsal Ancho Abdominales

Fuente: Rubio J, Paredes JA (2004). Una aproximación fascial a la Fibromialgia. Capítulo II En: FIBROMIALGIA Propuesta de modelo fisiopatológico fascial. Pág. 36.

Cuando un segmento corporal deja de recibir un estímulo adecuado logra patrones de atrapamiento fascial que produce una deficiente circulación que limita el suministro de nutrientes hacia la sustancia fundamental del tejido conectivo, con su consiguiente desidentificación y alteración en la cantidad de movimiento. Estos patrones de atrapamientos se encuentran cerca de las superficies óseas, en inserciones musculares en los huesos y se forman durante el proceso de transmisión de impulsos mecánicos compensadores y los atrapamientos profundos que implican entrecruzamientos fasciales de grandes masas musculares. Las zonas de atrapamiento miofascial son muy sensibles y dolorosas a todo tipo de estímulo (Simons, Travell, & Simons, 2007).

Es imposible explicar una lesión del sistema fascial y sus consecuencias basándose solamente en el aspecto estructural de la lesión. En condiciones normales, para realizar un determinado movimiento, se utilizan grupos musculares específicos, según patrones de movimiento preestablecidos para cada persona y cada condición. Como consecuencia de los atrapamientos fasciales, se acelera el proceso de formación de entrecruzamientos patológicos entre moléculas de colágeno de distintas láminas fasciales lo que provoca una restricción en el deslizamiento relativo de las mismas. Las restricciones en una región determinada pueden causar una

reducción de la amplitud del movimiento en otras zonas de forma que se alteran los patrones de movimiento. Así los movimientos de otras zonas serán también menos efectivos, menos precisos y supondrán mayor gasto energético. Esto provoca una progresiva sobrecarga en diferentes segmentos del aparato locomotor (Simons, Travell, & Simons, 2007) (Rubio & Paredes, 2004).

Las áreas de fijación superficial fascial actúan como focos desde los que se generan bandas de tensión que se extienden hacia otras estructuras, por ello se produce una excesiva sollicitación en las regiones del cuerpo que se extienden desde el foco de la disfunción. Un mismo paciente en el que concurren varios puntos de atrapamiento fascial, tiene varios focos desde los que se generan bandas de tensión las cuales pueden cruzarse. Físicamente, estas bandas de tensión se representan mediante vectores fuerza. Cuando en un mismo campo se manifiestan varios vectores fuerza como los descritos, los puntos de aplicación en los que coinciden dos o más de ellos sufren una tracción mantenida en varias direcciones lo cual puede dañar el tejido si se supera su límite elástico. Hay que tener en cuenta que los paquetes de fibras se orientan paralelos a la línea de acción de las fuerzas mecánicas. Esto les permite trabajar correctamente a tracción, pero las hace muy vulnerables a fuerzas que no sean paralelas a su orientación, así como a fuerzas de cizalla como las que se producen al someter a las fibras a un campo de fuerzas multidireccional (Rubio & Paredes, 2004).

Importancia del SF en Fisioterapia

El fisioterapeuta debe conocer la anatomía, fisiología y biomecánica del SF. Las fascias están inervadas y pueden recubrir estructuras no distensibles y fibras musculares esqueléticas. Por ello tienen un rol importante en la regulación de la postura, la coordinación motora periférica y la propiocepción; además, se ha descrito la presencia de inflamación y microcalcificaciones en la fascia de los pacientes con dolor muscular localizado, lo que sugiere un rol patogénico en la producción del dolor (Rodríguez, y otros, 2011).

La investigación etiológica de la disfunción somática realizada por el fisioterapeuta, debe incluir un diagnóstico basado en: anamnesis, inspección visual estática y dinámica, palpación, test ortopédicos, test funcionales, test de movilidad global y analítica y apoyo de pruebas complementarias. Dentro de la evaluación del tejido miofascial, como causa disfunción somática, debe incluir necesariamente los test de extensibilidad muscular, balance y control motor de los grupos musculares asociados a la disfunción fascial, sensaciones finales o end feel. Actualmente muchos fisioterapeutas incorporan en consulta la ecografía musculoesquelética, para evaluar a tiempo real el deslizamiento entre planos mioaponeuróticos y fasciales durante el movimiento activo y cambios de densidad por colorimetría. El deslizamiento limitado entre las capas del tejido fascial, neural, vascular visceral y muscular ha sido reconocido como una forma potencialmente importante de disfunción somática que puede ser intervenida desde la Fisioterapia (Bautista, 2015).

La transmisión de la fuerza de los músculos a otras estructuras adyacentes no musculares se ha denominado "transmisión de fuerza miofascial extramuscular" y la transmisión de la fuerza de los músculos a los músculos se ha denominado "transmisión de la fuerza miofascial intermuscular". Es decir, que los músculos están dispuestos en serie (o parte en serie y paralelo) y que sus pares de una articulación suman no linealmente. Una visión sostiene que la transmisión de la fuerza intermuscular es omnipresente y

significativa. Si es cierto, esto tendría implicaciones para la fisiología muscular en la regulación neural de la fuerza más compleja y que los mecanismos previamente ignorados de adaptación y fisiopatología muscular necesitan ser revisados (Herbert, Hoang, & Gandevia, 2008).

El tejido conectivo suelto (también conocido como fascia areolar o superficial) es relativamente menos organizado estructuralmente en comparación con capas densas de tejido conectivo profundas. Los procesos implicados en el engrosamiento y densificación de los tejidos conectivos sueltos y su matriz extracelular parecen corresponder a la pérdida o reducción del potencial de deslizamiento entre las capas fasciales densas y las estructuras adyacentes (Chaitow L., 2014b). Esto es relevante para el fisioterapeuta pues mediante intervenciones, puede influir positivamente sobre el TF modificando su estructura y liberando los atrapamientos en ciertas zonas corporales.

Existen varios ejemplos de limitación fascial manejadas por el fisioterapeuta. Cho y colaboradores en 2017, realizaron un estudio para el manejo del dolor miofascial en el músculo trapecio. A las 4 y 8 semanas después de la intervención, la puntuación en la escala numérica del dolor fue significativamente menor en el grupo que recibió radiofrecuencia pulsada interfascial guiada por ultrasonido que el grupo que recibió bloqueo interfascial guiado por ultrasonido, lo cual tuvo un mejor efecto a largo plazo en la reducción del dolor y la calidad de vida. (Cho, Cho, Kwak, & Chang, 2017).

Un aspecto relevante es la relación entre la lesión y el SF. En el deporte se enfatiza el entrenamiento de las fibras musculares, el acondicionamiento cardiovascular y/o la coordinación neuromuscular; sin embargo, la mayoría de las lesiones por sobrecarga ocurren dentro de los elementos de la amplia red fascial del cuerpo, que luego se cargan más allá de su capacidad preparada. Esta red de tensión de tejidos fibrosos incluye láminas densas como envolturas musculares, aponeurosis, así como adaptaciones locales específicas, como ligamentos o tendones. Los fibroblastos adaptan la morfología de estos tejidos de forma continua pero lenta para responder a estímulos de carga desafiantes y repetidos. Por ello, el fisioterapeuta debe incluir los principios de entrenamiento orientado también hacia la fascia, los cuales incluyen la utilización de retroceso elástico contra movimiento de preparación, estiramiento lento y dinámico, así como prácticas de rehidratación y refinamiento propioceptivo. Dicha capacitación debe practicarse una o dos veces por semana para obtener un SF más resistente (Schleip, R.; Gitta, D, 2013).

Intervenciones Fisioterapéuticas

El fisioterapeuta puede realizar intervenciones que promuevan la interacción molecular entre la matriz extracelular (MEC) y los componentes celulares del SF. Las interacciones moleculares bidireccionales, conectan al citoesqueleto celular a la MEC y dan como resultado una compleja adaptación celular, cambios en la función y estructura celular, conduciendo a la adaptación y homeostasis del SF (Zügel, y otros, 2018).

Calixtre en 2016, realizó un estudio para investigar el efecto de un programa de rehabilitación basado en la movilización cervical y el ejercicio sobre los signos clínicos y la función mandibular en sujetos con trastorno temporomandibular miofascial. El protocolo causó cambios significativos en la apertura máxima de la boca sin dolor autoinformado y funcionalidad del sistema estomatognático, independientemente de la afectación de las articulaciones (Calixtre,

Sistema Fascial

Anatomía, biomecánica y su importancia en la Fisioterapia

Grüninger, Haik, F., & A., 2016). El tratamiento de esta disfunción debe incluir una explicación actualizada del problema al paciente, un adecuado manejo del dolor, la enseñanza de ejercicios de autotratamiento, terapia manual, ejercicios terapéuticos, acupuntura-punción seca y, cuando sea necesario, la utilización de ortesis intraorales (Mesa, Torres, & Fernández, 2014).

Pan y colaboradores en 2016, compararon los resultados a corto plazo entre dos tratamientos diferentes para el dolor crónico unilateral de hombro de origen miofascial. El tratamiento del meridiano colateral (CMT) puede ser más eficaz en la reducción del dolor crónico del hombro de origen miofascial que el tratamiento con el tratamiento de los meridianos relacionados con áreas blandas de los tercios (LTARM), en el que el tratamiento con el primero resultó en mejor recuperación funcional después de 4 semanas que el último (Pan, y otros, 2016).

En 2015, Aranha, Müller, Gavião, evaluaron el efecto de la electroacupuntura (EAC) y la acupuntura (AC) para el dolor miofascial del trapecio superior y el rango de movimiento cervical, utilizando la acupuntura SHAM como control. Hubo una reducción del dolor general en los grupos después de ocho sesiones ($p < 0,001$). Hubo disminución significativa de la intensidad del dolor en el trapecio derecho en todos los grupos y en el trapecio izquierdo en los grupos EAC y AC. Las comparaciones intergrupales mostraron mejoría en el dolor general en los grupos EAC y AC y en la intensidad del dolor local en el grupo EAC ($p < 0,05$), que mostró un aumento en la rotación a la izquierda ($p = 0,049$). El grupo AC mostró aumentos en la inclinación ($p = 0,005$) sostenido hasta el seguimiento y rotación a la derecha ($p = 0,032$) (Aranha, Müller, & Gavião, 2015).

En un estudio realizado por Ajimsha en pacientes con epicondilitis en 2012, el análisis mostró que el masaje miofascial tuvo mejores resultados en las semanas 4 y 12 ($p < 0,005$), con una reducción del 78,7% del dolor y la discapacidad funcional en la semana 4 comparado con el de la semana 1, que persistió como 63,1% en el seguimiento en la semana 12 (Ajimsha, Chithra, & Thulasyammal, 2012).

En 2012 Rocha y Sánchez, investigaron la eficacia de la desactivación miofascial del punto de activación para el alivio del tinnitus. El tratamiento del grupo experimental fue eficaz para el alivio del tinnitus ($p < 0,001$) y se asociaron dolor y alivio del tinnitus ($p = 0,013$), al igual que el oído con peor tinnitus y el lado del cuerpo con más dolor ($p < 0,001$). La modulación temporal del tinnitus (aumento o disminución) en la palpación inicial del músculo fue frecuente en ambos grupos, pero su disminución temporal se relacionó con el alivio persistente al final del tratamiento ($p = 0,002$) (Rocha & Sanchez, 2012).

En el caso del dolor lumbar, la limitación de la movilidad de la fascia toracolombar (20% menor en sujetos con dolor lumbar crónico) es debida a patrones anormales del movimiento del tronco y/o conexiones patológicas intrínsecas del tejido (Langevin, Fox, Koptiuch, Badger, & Greenan, 2011). Los descriptores de dolor después de la inyección de la fascia (ardor, palpitaciones y escozor) sugirieron inervación por nociceptores de fibra A y C (Schilder, y otros, 2014). Se conoce también que la tensión manual de la aponeurosis vertebral tenía una fuerza de tracción necesaria para de 38,7 N (Loukas, y otros, 2008), situación que puede ser aplicada para su tratamiento.

Este estudio examinó una posible base celular para el endurecimiento por tensión de los tejidos fasciales: un aumento de la rigidez inducida por el estiramiento y el descanso posterior. La fascia lumbodorsal de los ratones se estiró isométricamente

durante 15 minutos, seguido de un descanso de 30 minutos ($n = 16$). Se observó un aumento de la rigidez en la mayoría de las muestras, incluidas las muestras de control no viables. Las investigaciones con la fascia lumbar porcina exploraron los cambios en la hidratación como una explicación ($n = 24$). Sujeto a procedimientos de carga similares, los tejidos mostraron una disminución en el contenido de líquido inmediatamente después del estiramiento y aumentos durante las fases de descanso. Cuando se permitió un tiempo de reposo suficiente, se observó un fenómeno de supercompensación, caracterizado por una hidratación de la matriz superior a los niveles iniciales y aumentos en la rigidez del tejido. Por lo tanto, el endurecimiento de la tensión fascial no parece depender de la contracción celular, sino de esta supercompensación. Dada una aparición comparable de este comportamiento in vivo, la aplicación clínica de rutinas para la prevención de lesiones merece una exploración (Schleip, y otros, 2012b).

En un modelo animal en ratas, sobre la base del inmunomarcaje con péptido relacionado con el gen de la calcitonina y el tamaño aproximado de las fibras nerviosas ($\leq 2 \mu\text{m}$), se corroboró la hipótesis que las fibras A δ o C pueden desempeñar un papel en el desarrollo de dolor crónico (Corey, Vizzard, Badger, & Langevin, 2011). La fascia toracolumbar es un tejido densamente inervado con marcadas diferencias en la distribución de las terminaciones nerviosas sobre las capas fasciales. En la rata hay tres capas: una capa externa (fibras de colágeno orientadas transversalmente adyacentes al tejido subcutáneo), una capa media (haces de fibras de colágeno masivo orientadas oblicuamente al eje largo del animal), y tejido conectivo suelto que cubre los músculos paraspinales. Sin embargo, el tejido subcutáneo y la capa externa mostraron una inervación particularmente densa con fibras sensoriales. Las terminaciones nerviosas libres SP-positivas -que se supone son nociceptivas- se encuentran exclusivamente en estas capas (Tesarz, Hoheisel, Wiedenhofer, & Mense, 2011).

El deslizamiento intertisular es una función poco explorada de muchos tejidos blandos, consiste en la capacidad de moverse unas capas de tejido respecto a otras, y la capacidad de acomodarse a los movimientos de las estructuras adyacentes. Esto hizo cambiar en neurodinámica el concepto de test de tensión neural al de test neurodinámico, donde también se explora la capacidad de deslizamiento del tejido conectivo del nervio y no solo la capacidad de soportar tensión, pues la pérdida de deslizamiento en los diferentes planos y de soportar tensión determina el tipo de disfunción neural (Bautista, 2015). El nervio periférico se compone de varias capas de tejido fascial, que puede volverse doloroso si la forma en que se desliza es impedida. La aproximación osteopática al SF del nervio periférico no tiene un fundamento en la investigación científica, basándose en la experiencia clínica de los operadores individuales, a pesar de que la palpación periférica del nervio se utiliza como un método para evaluar y probar su función. (Bordoni, B. & Bordoni, G., 2015).

Para intervenir los atrapamientos fasciales, el fisioterapeuta estimula los mecanorreceptores en la fascia aplicando tacto suave y estiramiento. El tacto y el estiramiento inducen la relajación y activan el sistema nervioso parasimpático; también activan el sistema nervioso central, implicado en la modulación del tono muscular, así como el movimiento. Como resultado, el sistema nervioso central se excita y por lo tanto responde alentando a los músculos a encontrar una posición más relajada e introduciendo la acción ideomotora. En consecuencia, la relajación fascial puede considerarse como un proceso neurobiológico que emplea la teoría del sistema dinámico de autorregulación (Minasny, 2009).

Las técnicas fasciales apuntan a liberar las tensiones fasciales, disminuir el dolor y restaurar la función. La movilización profunda de los tejidos, incluyendo el SF, revisten de gran importancia para el fisioterapeuta, pues esta técnica comparada con otras de tratamiento, mostro ser superior en comparación con la fonoforesis y el ejercicio (Nagrale, Herd, Ganvir, & Ramteke, 2009) y en algunos casos el manejo farmacológico (Majchrzycki, Kocur, & Kotwicki, 2014).

El mecanismo propuesto para las técnicas fasciales se basa en varios estudios que han examinado las propiedades plásticas, viscoelásticas y piezoeléctricas del tejido conectivo. Esta revisión explora algunas de las características descritas anteriormente, junto con evidencias que apoyan la eficacia terapéutica de la manipulación fascial (Tozzi P. , 2012). Basados en un modelo matemático, se determinó la inclusión de la vibración perpendicular y la oscilación tangencial pueden incrementar la acción del tratamiento en la matriz extracelular, proporcionando beneficios adicionales en terapias manuales que actualmente sólo utilizan movimientos deslizantes constantes (Roman, Chaudhry, Bukiet, Stecco, & Findley, 2013). Se pueden observar diferencias significativas en la estructura de la matriz de colágeno en la dermis antes y después del tratamiento. Estos cambios reflejan las diferencias de tensión, suavidad y regularidad, que pueden palpase antes y después del tratamiento y se cree que son causadas por cambios en las fuerzas mecánicas de los fibroblastos y el aumento de la microcirculación (Pohl, 2010).

La terapia Manual en Fisioterapia está organizada a nivel mundial, con la existencia de la IFOMT (Federación Internacional de Terapia Manipulativa Ortopédica), organización no gubernamental internacional, representante en materia de Terapia Manipulativa de Fisioterapia y está reconocida como subgrupo de la WCPT (Confederación Mundial de Terapia Física). La terapia Manipulativa Ortopédica es una especialización dentro de la fisioterapia que ofrece técnicas conservadoras para el dolor y otros síntomas de disfunción neuro-músculo-articular de la columna y extremidades. La IFOMT, como corriente de trabajo en Fisioterapia, acepta y avala los siguientes:

Métodos:

- Cyriax, Kaltenborn, Mackenzie, Maitland, Miofascial, Movilización del Sistema Nervioso según el concepto D.Butler, Osteopatía, Quiropraxia, Masaje del Tejido conjuntivo, Masofilaxia entre otros.

Técnicas:

- Neuromusculares:Estiramientostenomúsculo-aponeuróticos, Contracción-relajación, Inhibición recíproca, funcionales, corrección por posicionamiento, inhibición de puntos gatillo.

- Articulares: movilización rítmica articular de baja velocidad, deslizamientos, oscilaciones, tracciones, técnicas combinadas, técnicas con impulso de alta velocidad, directas, indirectas y combinadas. (Colegio Oficial de Fisioterapeutas de La Rioja,).

Desde los años 80´s se conocen los efectos positivos de la movilización de los tejidos blandos puede ayudar a explicar por qué estas técnicas han tenido éxito clínicamente en el tratamiento del dolor miofascial y otras disfunciones musculoesqueléticas

caracterizadas por una pérdida del tono parasimpático y actividad simpática excesiva (Cottingham, Porges, & Lyon, 1988). Las técnicas de tejidos blandos, incluyendo la liberación miofascial pueden ser más eficaces si el área de tratamiento puede determinarse mediante pruebas funcionales. La fuente de dolor del paciente no necesariamente se localiza en el área de la queja y las pruebas funcionales ayudan a localizar la fuente. Las pruebas funcionales posteriores al tratamiento proporcionarán retroalimentación tanto al paciente como al médico en cuanto a si la técnica fue eficaz (Hammer, 2000). También el ejercicio ha mostrado efectos positivos en el manejo del dolor miofascial caracterizados por puntos gatillo en varias zonas del cuerpo que limitan el movimiento (Kelley, Kelley, & Jones, 2011).

Los mecanismos fisiológicos influenciados o activados por las terapias manuales aún son poco conocidos y, en consecuencia, la mayoría de los enfoques carecen de objetividad tanto en el diagnóstico como en el tratamiento. Sin embargo, una técnica de liberación miofascial llamada reposicionamiento muscular parece evocar reacciones mecánicas y neurales específicas y detectables, demostrando aumento en la actividad tónica de los erectores cervicales durante las maniobras de RM en la región occipital (Bertolucci & Kozasa, 2010). Por tal motivo este campo de acción del fisioterapeuta debe estar en contante investigación para mejorar cada día el cuerpo del conocimiento de esta profesión y así promover la construcción de saberes basados en evidencias clínicas demostrables y aplicables.

Conclusiones

La revisión de la literatura, acerca de la anatomía y biomecánica del SF, así como su función y disfunción, permiten al fisioterapeuta el planteamiento de intervenciones basadas en evidencias científicas sólidas, en pro de la mejoría equilibrio y el entrenamiento eficaz para las mejoras de control postural y neuromuscular de los pacientes (Zech, y otros, 2010).

La terapia manual dirigida a la movilización del SF, juega un papel predominante en el tratamiento de estos tipos de lesiones y es clave en el proceso de obtener una cicatriz capaz de transmitir información mecánica adecuada. A través de la sonoelastografía en tiempo real se obtiene información precisa sobre la etapa actual del proceso de reparación y guía el tratamiento en todo momento. (Martínez & Galán, 2013). Lograr la mejoría del tono postural y el reequilibrio de las tensiones de las cadenas miofasciales, se consigue un mejor posicionamiento articular que el paciente integra progresivamente en su esquema corporal (Deulofeu, 2011).

Por tal razón, es importante seguir adelantando investigaciones con alto nivel de evidencia científica, que permitan comprender, evaluar e intervenir los diferentes mecanismos implicados en la disfunción del SF para implementar acciones acordes a cada individuo según sus necesidades, mejorando así su funcionalidad, como objetivos del actuar del fisioterapeuta; fortaleciendo así una profesión que refleja compromiso social con la comunidad donde se desarrolla.

Sistema Fascial

Anatomía, biomecánica y su importancia en la Fisioterapia

Referencias

- Ajimsha, M., Chithra, S., & Thulasymmal, R. (2012). Effectiveness of myofascial release in the management of lateral epicondylitis in computer professionals. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, 93(4):604-609.
- Aranha, M., Müller, C., & Gavião, M. (2015). Pain intensity and cervical range of motion in women with myofascial pain treated with acupuncture and electroacupuncture: a double-blinded, randomized clinical trial. *Brazilian Journal of Physical Therapy*, 19(1), 34-43.
- Bai, Y., Yuan, L., Soh, K., Lee, B., Huang, Y., & Wang, C. (2010). Possible applications for fascial anatomy and fasciaology in traditional Chinese medicine. *Journal of Acupuncture and Meridian Studies*, 3(2), 125-132.
- Bautista, P. (2015). Fascia, Nervio y Disfunción Somática Osteopática. [en línea] [citado 2017 Sep 20].
- Bertolucci, L., & Kozasa, E. (2010). Sustained manual loading of the fascial system can evoke tonic reactions: preliminary results. *International Journal of Therapy Massage Bodywork*, 3(1), 12-14.
- Bordoni, B., & Bordoni, G. (2015). Reflections on osteopathic fascia treatment in the peripheral nervous system. *Journal of Pain Research*, 8, 735-740.
- Bordoni, B., & Zanier, E. (2014). Clinical and symptomatological reflections: the fascial system. *Journal of Multidisciplinary Healthcare*, 4(7), 401-411.
- Calixtre, L., Grüniger, B., Haik, M., F., A., & A., O. (2016). Effects of cervical mobilization and exercise on pain, movement and function in subjects with temporomandibular disorders: a single group pre-post test. *Journal of Applied Oral Science*, 24(3), 188-197.
- Carvalho, V., Ocarino, J., Araújo, V., Souza, T., Silva, P., & Fonseca, S. (2013). Myofascial force transmission between the latissimus dorsi and gluteus maximus muscles: an in vivo experiment. *Journal of Biomechanics*, 46(5), 1003-1007.
- Chaitow, L. (2014a). The fascia debate. *Journal of Bodywork and Movement Therapies*, 18(3), 443.
- Chaitow, L. (2014b). Somatic dysfunction and fascia's gliding potential. *Journal of Bodywork & Movement Therapies*, 18(1), 1-3.
- Cho, I., Cho, Y., Kwak, S., & Chang, M. (2017). Comparison between ultrasound-guided interfascial pulsed radiofrequency and ultrasound-guided interfascial block with local anesthetic in myofascial pain syndrome of trapezius muscle. *Medicine (Baltimore)*, 96(5), 1-6.
- Colegio Oficial de Fisioterapeutas de La Rioja. (s.f.). Definición de Terapia Manual. [en línea] [citado 2017 Sep 28].
- Corey, S., Vizzard, M., Badger, G., & Langevin, H. (2011). Sensory innervation of thenonspecialized connective tissues in the low back of the rat. *Cells Tissues Organs*, 194, 521-530.
- Cottingham, J., Porges, S., & Lyon, T. (1988). Effects of Soft Tissue Mobilization (Rolfing Pelvic Lift) on Parasympathetic Tone in Two Age Groups (1988). *Physical Therapy*, 68, 352-356.
- Day, J., Copetti, L., & Rucll, G. (2012). From clinical experience to a model for the human fascial system. *Journal of Bodywork and Movement Therapies*, 16(3), 372-380.
- Deulofeu, T. (2011). Enfoque terapéutico en las alteraciones posturales del adolescente. *Revista Científica Iberoamericana Fisioglobal*, 5, 20-24.
- Ferrer, J. (2011). Masaje avanzado: valoración y abordaje de las disfunciones del tejido blando. Editorial Elsevier/Masson. España, S.A.
- Hammer, W. (2000). Integrative fascial release and functional testing. *Australasian Chiropractic & Osteopathy*, 9(1), 13-16.
- Herbert, R., Hoang, P., & Gandevia, S. (2008). Are muscles mechanically independent?. *Journal of Applied Physiology*, 104(6), 1549-1550.
- Ingber, D. (2008). Tensegrity and mechanotransduction. *Journal of Bodywork & Movement Therapies*, 12(3), 198-200.
- Kelley, G., Kelley, K., & Jones, D. (2011). Efficacy and Effectiveness of Exercise on Tender Points in Adults with Fibromyalgia: A Meta-Analysis of Randomized Controlled Trials. *Arthritis*, 1-10.
- Kumka, M., & Bonar, J. (2012). Fascia: a morphological description and classification system based on a literature review. *Journal of the Canadian Chiropractic Association*, 56(3), 179-191.
- Kwong, E., & Findley, T. (2014). Fascia-Current knowledge and future directions in physiatry: narrative review. *Journal of Rehabilitation Research & Development*, 51(6), 875-884.
- Langevin, H., Fox, J., Koptiuch, C., Badger, G., & Greenan, C. (2011). Reduced Thoracolumbar Fascia Shear Strain in Human Chronic Low Back Pain. *BMC Musculoskeletal Disorders*, 12, 203-214.
- Loukas, M., Shoja, M., Thurston, T., Jones, V., Linganna, S., & Tubbs, R. (2008). Anatomy and biomechanics of the vertebral aponeurosis part of the posterior layer of the thoracolumbar fascia. *Surgical and Radiologic Anatomy*, 30(2), 125-129.
- Majchrzycki, M., Kocur, P., & Kotwicki, T. (2014). Deep tissue massage and nonsteroidal anti-inflammatory drugs for low back pain: a prospective randomized trial. *Scientific World Journal*, 2014, 1-7.
- Martínez, R., & Galán, F. (2013). Mechanistic basis of manual therapy in myofascial injuries. Sonoelastographic evolution control. *Journal of Bodywork and Movement Therapies*, 17(2), 221-234.
- Mesa, J., Torres, R., & Fernández, C. (2014). Fisioterapia en el tratamiento de la disfunción temporomandibular: una aproximación desde la patología a la guía clínica. *Revista de la Sociedad Española del Dolor*, 21(Supl. II), 14-27.
- Minasny, B. (2009). Understanding the process of fascial unwinding. *International Journal of Therapeutic Massage & Bodywork*, 2(3):10-17.
- Nagrale, A., Herd, C., Ganvir, S., & Ramteke, G. (2009). Cyriax physiotherapy versus phonophoresis with supervised exercise in subjects with lateral epicondylalgia: a randomized clinical trial. *Journal of Manual & Manipulative Therapy*, 17(3), 171-178.
- Natale, G., Condino, S., Stecco, A., Soldani, P., M., M., & Gesi, M. (2015). Is the cervical fascia an anatomical proteus?. *Surgical and Radiologic Anatomy*, 1-10.
- Pan, R., Hsu, Y., Wong, C., Lin, S., Li, T., & Cherng, C. (2016). Comparing complementary alternative treatment for chronic shoulder pain of myofascial origin: Collateral meridian therapy versus local tender area-related meridians therapy. *Medicine (Baltimore)*, 95(35), 1-8.
- Pilat, A. (2003). Terapias Miofasciales: Inducción Miofascial. Editorial McGraw-Hill / Interamericana de España, S.A.
- Pinzón, I. (2014). Actualización en Fibromialgia: implicaciones neurofisiológicas y biomecánicas útiles para el abordaje fisioterapéutico. *Revista Colombiana de Rehabilitación*, 13, 96-102.
- Pohl, H. (2010). Changes in the structure of collagen distribution in the skin caused by a manual technique. *Journal of Bodywork & Movement Therapies*, 14(1), 27-34.
- Rocha, C., & Sanchez, T. (2012). Efficacy of myofascial trigger point deactivation for tinnitus control. *Brazilian Journal of Otorhinolaryngology*, 78(6):21-26.
- Rodríguez, H., Espinoza, O., Silva, I., Quiroz, P., Arriaza, C., S. C., & al, e. (2011). Descripción histológica de la interacción entre las fibras musculares y tejido conectivo de la fascia del músculo trapecio humano. *International Journal of Morphology*, 29(1) 299-303.
- Roman, M., Chaudhry, H., Bukiet, B., Stecco, A., & Findley, T. (2013). Mathematical analysis of the flow of hyaluronic acid around fascia during manual therapy motions. *Journal of the American Osteopathic Association*, 113(8), 600-610.
- Rubio, J., & Paredes, J. (2004). Una aproximación fascial a la Fibromialgia. *Capítulo II En: FIBROMIALGIA Propuesta de modelo fisiopatológico fascial*.
- Schilder, A., Hoheisel, U., Mageri, W., Benrath, J., Klein, T., & Treede, R. (2014). Sensory findings after stimulation of the thoracolumbar fascia with hypertonic saline suggest its contribution to low back pain. *Pain*, 155: 222-231.
- Schleip, R., Duerksen, L., Vleeming, A., Naylor, I., Lehmann, F., & Zorn, A. (2012b). Strain hardening of fascia: static stretching of dense fibrous connective tissues can induce a temporary stiffness increase accompanied by enhanced matrix hydration. *Journal of Bodywork and Movement Therapies*, 16(1), 94-100.
- Schleip, R., Jager, H., & Klingler, W. (2012a). What is 'fascia'? A review of different nomenclatures. *Journal of Bodywork and Movement Therapies*, 16(4), 496-502.
- Schleip, R.; Gitta, D. (2013). Training principles for fascial connective tissues: Scientific foundation and suggested practical applications. *Journal of Bodywork and Movement Therapies*, 11(1), 103-115.
- Simons, D., Travell, J., & Simons, L. (2007). Dolor y disfunción miofascial: el manual de los puntos gatillo. Segunda Edición; Editorial Panamericana.
- Stecco, C. (2014). Why are there so many discussions about the nomenclature of fasciae? *Journal of Bodywork & Movement Therapies*, 18(3), 441-442.
- Stecco, C., & Day, J. (2010). The fascial manipulation technique and its biomechanical model: a guide to the human fascia system. *International*

- Journal of Therapy Massage Bodywork, , 3(1), 38-40.
- Stecco, C., Pavan, P., Porzionato, A., Macchi, V., Lancerotto, L., Carniel, E., & al, e. (2009). Mechanics of crural fascia: from anatomy to constitutive modelling. *Surgical and Radiologic Anatomy*, 31(7), 523-529.
- Tesarz, J., Hoheisel, U., Wiedenhofer, B., & Mense, S. (2011). Sensory innervation of the thoracolumbar fascia in rats and humans. . *Neuroscience*, 194, 302-308.
- Torres, C., Pérez, A., Blasi, M., & Miguel, M. (2014). Investigaciones de anatomía e histología sobre la fascia: visión bibliométrica. España; 2do Congreso Virtual de Ciencias Morfológicas.
- Tozzi, P. (2012). Selected fascial aspects of osteopathic practice. . *Journal of Bodywork and Movement Therapies*, , 16(4), 503-519.
- Tozzi, P. (2015a). A unifying neuro-fasciagenic model of somatic dysfunction - Underlying mechanisms and treatment - Part I. *Journal of Bodywork and Movement Therapies*, 19(2), 310-326.
- Tozzi, P. (2015b). A unifying neuro-fasciagenic model of somatic dysfunction - Underlying mechanisms and treatment - Part II. *Journal of Bodywork and Movement Therapies*, 19(3), 526-543.
- Zech, A., Hübscher, M., Vogt, L., Banzer, W., H nsel, F., & Pfeifer, K. (2010). Balance Training for Neuromuscular Control and Performance Enhancement: A Systematic Review. . *Journal of Athletic Training*, 45(4), 392-403.
- zügel, M., Maganaris, C., Wilke, J., Jurkat, K., Klingler, W., & Wearing, S. (2018). Fascial tissue research in sports medicine: from molecules to tissue adaptation, injury and diagnostics: consensus statement. . *British Journal of Sport Medicine*, 52(23), 1-9.