

UNIVERSIDAD DE GUANAJUATO



DIVISIÓN DE CIENCIAS E INGENIERÍAS CAMPUS LEÓN

**“Uso de la espectroscopía de impedancia
bioeléctrica para la caracterización tisular de la
rodilla sometida a tracción”**

Tesis que presenta:

Marysol García Pérez

Para obtener el grado de:

Maestría en Ciencias Aplicadas

Asesor:

Dr. José Marco Balleza Ordaz

Agosto, 2018

Agradecimientos

El amanecer es la parte más bella del día, porque es cuando Dios nos dice: "Levántate te regalo una nueva oportunidad de vivir y de caminar de nuevo a mi lado".

Este logro es gracias a Él, que me regala todos los días una nueva oportunidad, me bendice, guía y forja mi camino.

Gracias a mis padres, Pablo y Aurora, por impulsarme en cada etapa de mi vida profesional y hacerlo incondicionalmente cada día de mi vida desde que llegué a este mundo. Gracias a mi hermana Pau, por los momentos que podemos compartir juntas y por ser mi compañera de vida.

Gracias a mis tíos, mis abuelos, primos y familia que colaboró y me brindó todo su apoyo durante esta etapa, en México y España. Gracias infinitas por tener una familia tan diversa de la que puedo aprender mucho cada día y compartir nuevas experiencias.

Gracias a mis incondicionales, esos amigos que siempre están presentes y con los que con los ojos cerrados podría decir que estarán para apoyarme siempre: Raúl, Adri, Dianita, Alejandra, Elisa, Ituriel y Diana.

Gracias a mis dos ángeles de cuatro patas, Winnie y Gorda, porque siguen a mi lado e hicieron más feliz mi vida en el tiempo que pude compartir con ellas, y a Nina mi angelito que sigue en la tierra conmigo dándome muchas alegrías y buenos momentos.

Gracias a Luckasz, Agnieska y Gabriela, mi familia polaca, con quién compartí medio año en Barcelona, con quién me encariñé y me permitieron estar con ellos en el periodo de mi estancia, porque fueron mi familia en el tiempo en el que estuve allá.

Gracias a todos mis profesores, doctores y compañeros del laboratorio, gracias por todo lo que compartimos estos dos años.

Sin duda, el desarrollo de esta tesis no hubiera sido posible sin el apoyo de mi asesor el Dr. José Marco Balleza Ordaz por todo su apoyo incondicional para superarme día a día como profesionista. Gracias al Dr. Pere Riu y al Dr. Ramón Bragos, quienes dirigieron mi estancia en la ciudad de Barcelona, gracias por compartir conmigo sus conocimientos y sus enseñanzas.

A mi alma mater la Universidad de Guanajuato, especialmente a la División de Ciencias e Ingenierías, por brindarme el apoyo para la realización de este proyecto y por todas las facilidades brindadas para utilizar los laboratorios para realizar la investigación del presente trabajo.

Índice

Resumen	i
Abstract	ii

Capítulo 1

Introducción

1.1 Motivación	1
1.2 Objetivos	3
1.3 Estructura del trabajo	3

Capítulo 2

Anatomía, fisiología y lesiones de rodilla

2.1 Introducción	8
2.2 Histología y características del tejido.....	9
2.2.1 Tejido Cartilaginoso.....	9
2.2.2 Tejido Óseo.....	9
2.2.3 Tejido Muscular.....	11
2.3 Anatomía de la rodilla	12
2.3.1 Generalidades	12
2.3.2 Meniscos y Ligamentos.....	13
2.3.3 Membrana sinovial y bursas	17
2.3.4 Rótula	17
2.3.5 Músculos.....	18
2.4 Biomecánica de la rodilla	19
2.5 Lesiones de rodilla	21
2.5.1 Lesiones deportivas de rodilla.....	22
2.5.2 Tratamiento y rehabilitación.....	33
2.5.3 Técnicas de diagnóstico.....	33

Capítulo 3

Técnica de Impedancia Bioeléctrica

3.1 Introducción.....	39
3.1.1 Antecedentes de las medidas de impedancia bioeléctrica	40
3.1.2 Concepto de impedancia bioeléctrica	41
3.1.3 Estructura celular básica	42
3.2 Propiedades eléctricas de los tejidos.....	43
3.2.1 Tejidos y órganos.....	43
3.2.2 Zonas de dispersión.....	45

3.3 Tipos de medida de impedancia bioeléctrica.....	46
3.4 Electrodos en las medidas de impedancia bioeléctrica.....	47
3.5 Espectroscopía por impedancia bioeléctrica (BIS).....	48
3.5.1 Sistemas de espectroscopía de impedancia bioeléctrica.....	50
3.6 Tomografía por impedancia bioeléctrica (TIE).....	51
3.6.1 Sistema de tomografía por impedancia bioeléctrica basado en el AFE4300....	55
3.7 Modelos de parámetros concentrados.....	58

Capítulo 4

Metodología

4.1 Introducción	65
4.1.1 Límites de espacio-tiempo	66
4.2 Aprobación de protocolo y procedimiento ético	66
4.3 Material y métodos	67
4.3.1 Población de estudio	67
4.3.2 Cálculo del tamaño de muestra y muestreo	67
4.3.3 Instrumentos de recolección de los datos	67
4.4 Procedimientos	70
4.4.1 Evaluación antropométrica.....	70
4.4.2 Sistema de espectroscopía de impedancia bioeléctrica SOLARTRON.....	70
4.4.3 Sistema de tomografía por impedancia bioeléctrica basado en el AFE4300.....	71
4.4.4 Procedimientos para las medidas con la técnica de espectroscopía de impedancia bioeléctrica	72
4.4.5 Procedimientos para las medidas con la TIE	74
4.4.6 Análisis de los datos.....	75

Capítulo 5

Resultados obtenidos mediante el uso de espectroscopía por impedancia bioeléctrica (BIS)

5.1 Introducción.....	79
5.2 Características generales de los voluntarios.....	79
5.3 Resultados de impedancia obtenidos a 50 kHz.....	82
5.3.1 Configuración Vertical a 4 hilos.....	82
5.3.2 Configuración Horizontal a 4 hilos.....	88

Capítulo 6

Modelo eléctrico por ajuste de impedancia mediante BIS

6.1 Introducción.....	96
6.2 Elemento resistivo Rs.....	98
6.2.1 Grupo Hombres.....	98

6.2.2 Grupo Mujeres.....	100
6.3 Elemento capacitivo C.....	102
6.3.1 Grupo Hombres.....	102
6.3.2 Grupo Mujeres.....	104
6.4 Elemento resistivo Rp.....	106
6.4.1 Grupo Hombres.....	106
6.4.2 Grupo Mujeres.....	108

Capítulo 7

Resultados obtenidos mediante el uso de la tomografía por impedancia eléctrica (TIE)

7.1 Introducción.....	112
7.2 Resultados obtenidos mediante TIE.....	113

Capítulo 8

Discusión y Conclusiones

8.1 Introducción.....	118
8.2 Respecto al uso de la espectroscopía por impedancia eléctrica.....	119
8.3 Respecto al uso de la tomografía por impedancia eléctrica.....	121
8.4 Conclusiones.....	121
8.5 Perspectivas del estudio.....	122

Anexos.....	123
--------------------	------------

Referencias	126
--------------------------	------------

Índice de tablas

Tabla 3-1. Conductividad eléctrica de tejidos biológicos.....	44
Tabla 4-1. Se muestran los criterios de elegibilidad de los voluntarios que participaron en el estudio.....	67
Tabla 5-1. Valores medios ± D.E. de los parámetros antropométricos obtenidos en el grupo de hombres y mujeres.....	81
Tabla 5-2. Valores medios ± D.E. de las medidas de impedancia al someter la rodilla en tracción con la configuración vertical a 4 hilos.....	82
Tabla 5-3. Resultados en la MAGNITUD de la impedancia, prueba ANOVA con corrección Bonferroni de todos los estados en los que la rodilla se sometió a tracción (comparaciones por pares).....	84
Tabla 5-4. Resultados en la FASE de la impedancia, prueba ANOVA con corrección Bonferroni de todos los estados en los que la rodilla se sometió a tracción (comparaciones por pares).....	84
Tabla 5-5. Valores medios ± D.E. de las medidas de impedancia al someter la rodilla en tracción con la configuración vertical a 4 hilos.....	86
Tabla 5-6. Resultados en la MAGNITUD de la impedancia, prueba ANOVA con corrección Bonferroni de todos los estados en los que la rodilla se sometió a tracción (comparaciones por pares).....	87
Tabla 5-7. Resultados en la FASE de la impedancia, prueba ANOVA con corrección Bonferroni de todos los estados en los que la rodilla se sometió a tracción (comparaciones por pares).....	87
Tabla 5-8. Valores medios ± D.E. de las medidas de impedancia al someter la rodilla en tracción con la configuración horizontal a 4 hilos.....	89
Tabla 5-9. Resultados en la MAGNITUD de la impedancia, prueba ANOVA con corrección Bonferroni de todos los estados en los que la rodilla se sometió a tracción (comparaciones por pares).....	90
Tabla 5-10. Resultados en la FASE de la impedancia, prueba ANOVA con corrección Bonferroni de todos los estados en los que la rodilla se sometió a tracción (comparaciones por pares).....	91
Tabla 5-11. Valores medios ± D.E. de las medidas de impedancia al someter la rodilla en tracción con la configuración horizontal a 4 hilos.....	92
Tabla 5-12. Resultados en la MAGNITUD de la impedancia, prueba ANOVA con corrección Bonferroni de todos los estados en los que la rodilla se sometió a tracción (comparaciones por pares).....	93
Tabla 5-13. Resultados en la FASE de la impedancia, prueba ANOVA con corrección Bonferroni de todos los estados en los que la rodilla se sometió a tracción (comparaciones por pares).....	94
Tabla 6-1. Valores medios ± D.E. de la resistencia Rs al someter la rodilla en tracción con ambas configuraciones.....	98
Tabla 6-2. Valores medios ± D.E. de la resistencia Rs al someter la rodilla en tracción con ambas configuraciones.....	101
Tabla 6-3. Valores medios ± D.E. del capacitor C al someter la rodilla en tracción con ambas configuraciones.....	103

Tabla 6-4. Valores medios \pm D.E. del capacitor C al someter la rodilla en tracción con ambas configuraciones.....	105
Tabla 6-5. Valores medios \pm D.E. de la resistencia Rp al someter la rodilla en tracción con ambas configuraciones.....	107
Tabla 6-6. Valores medios \pm D.E. de la resistencia Rp al someter la rodilla en tracción con ambas configuraciones.....	109
Tabla 7-1. Valores del pixel y de la región de interés (ROI) en cada estado en el que la articulación de sometió a tracción.....	113

Índice de figuras

Figura 2-1. Microscopia óptica de la unión osteo-cartilaginosa.....	10
Figura 2-2. Fibras musculares y sarcómera.....	11
Figura 2-3. Anatomía de la rodilla.....	12
Figura 2-4. Vista superior de un corte transversal de la rodilla en donde se pueden observar la estructura de los meniscos.....	13
Figura 2-5. Sinovial de la articulación de la rodilla, visión lateral.....	14
Figura 2-6. Articulación de la rodilla, visión posterior.....	15
Figura 2-7. Articulación de la rodilla abierta, para mostrar la disposición de los ligamentos cruzados y de los meniscos.....	16
Figura 2-8. Rótula.....	18
Figura 2-9. Musculatura de la rodilla desde una vista anterior, haciendo referencia a los músculos más importantes involucrados en la articulación.....	18
Figura 2-10. Articulación femororrotuliana (morado) y articulación femerotibial (rosa), en conjunto forman la articulación de la rodilla.....	20
Figura 2-11. Lesión de esguince del ligamento colateral medial.....	22
Figura 2-12. Lesión de esguince del ligamento cruzado anterior, parcial o completa.	23
Figura 2-13. Lesión de esguince del ligamento cruzado anterior, parcial o completa.	24
Figura 2-14. Lesión de bursitis, comparando una bursa normal vs. una bursa inflamada.....	25
Figura 2-15. A) Resonancia Magnética coronal y B) axial de rodilla que corresponde a la lesión de la plica lateral.....	26
Figura 2-16. En la presente imagen se observa, a qué nivel se produce una lesión de Osgood-Schlatter.....	27
Figura 2-17. Articulación de la rodilla con el fragmento del hueso adyacente a la superficie.....	28
Figura 2-18. Inflamación en la rótula en el síndrome femoro-rotuliano.....	29
Figura 2-19. Inflamación en el tendón rotuliano, lo cual da como resultado una tendinitis.....	30
Figura 2-20. Inflamación de la rótula en una condromalacia y sus diferentes grados de lesión.....	31
Figura 2-21. Subluxación de la rótula.....	32
Figura 2-22. Maniobras realizadas durante la valoración clínica en un paciente con lesión leve de rodilla, realizada por un especialista.....	34
Figura 2-23. Equipos con los que se realiza un diagnóstico de lesión de rodilla (ultrasonido (a), resonancia magnética (b), rayos-X (c)) y equipo de espectroscopía de impedancia (d).	35

Figura 3-1. Estructura celular básica.....	43
Figura 3-2. Corriente a través del tejido a bajas frecuencias (LF) y altas frecuencias (HF).....	44
Figura 3-3. Comportamiento de la conductividad y de la permitividad en los tejidos biológicos.....	45
Figura 3-4. Tipos de medida de impedancia eléctrica: a) medida de tipo 2M, b) medida de tipo 4M, y c) medida de tipo 3M.....	47
Figura 3-5. Equipo de espectroscopía de impedancia, SOLARTRON SI1260.....	51
Figura 3-6. Imagen que describe el proceso de medidas TIE creadas a partir de las propiedades eléctricas de los tejidos.....	52
Figura 3-7. Principales estrategias de inyección/detección para la obtención de medidas de impedancia mediante TIE: a) adyacente, b) polar y c) trigonométrica....	54
Figura 3-8. Diagrama del bloque generador de corriente.....	56
Figura 3-9. Diagrama del rectificador de onda completa.....	57
Figura 3-10. Modelos eléctricos propuestos por Fricke y Morse en 1925. a) Modelo general basado en un corpúsculo sumergido en un líquido intercelular; b) modelo para caracterizar varios corpúsculos de la sangre y caracterizar sus valores de resistencia y capacitancia; c) modelo eléctrico de 4 elementos asumiendo que el comportamiento eléctrico de la sangre depende de la capacitancia de la membrana que rodea a los corpúsculos. En donde Rc: resistencia del corpúsculo; Ri: resistencia del medio intercelular; Cc: capacitancia de la membrana del corpúsculo; Rm: resistencia de la membrana del corpúsculo.....	59
Figura 3-11. Circuitos equivalentes para una sola dispersión: a) Circuito de Debye con componentes ideales; b) modelo eléctrico de Cole con el capacitor ideal reemplazado por el.....	60
Figura 3-12. Representación del plano complejo de impedancia para un modelo de Cole.....	61
Figura 4-1. Báscula OMRON®.....	68
Figura 4-2. Estadiómetro marca Seca®.....	68
Figura 4-3. Cinta Métrica marca Seca®.....	69
Figura 4-4. Antropómetro Corto.....	69
Figura 4-5. Espectrómetro de impedancias SOLARTRON SI 1260.....	70
Figura 4-6. Software Z View con la medida de un voluntario en el primer estadio de la rodilla.....	71
Figura 4-7. Sistema TIE, construido con el circuito integrado AFE4300, un microcontrolador PIC16F886 y el bluetooth HC-06.....	72
Figura 4-8. Arreglo de los electrodos durante las medidas realizadas en el estudio. Se colocaron dos configuraciones de electrodos, una vertical (a lo largo del ligamento rotuliano) y otra horizontal (medial y lateral a la rótula).....	73
Figura 4-9. Rodilla suspendida a 90°, sin carga y al colocar un peso de 4.532 kg.....	74

Figura 4-10. Colocación de los electrodos de manera transversal alrededor de la rodilla.....	75
Figura 4-11. Software Zview con la opción de realizar el ajuste de los datos con 4 distintos modelos de un circuito RC.....	76
Figura 5-1. Gráfico de cajas de los valores medios ($\pm D.E.$) de los valores de impedancia (magnitud y fase) al someter la articulación en tracción en el grupo de hombres, configuración vertical.....	83
Figura 5-2. Gráfico los valores medios de las determinaciones de impedancia (magnitud y fase) al someter la articulación en tracción en el grupo de hombres, configuración vertical.....	85
Figura 5-3. Gráfico de cajas de los valores medios ($\pm D.E.$) de los valores de impedancia (magnitud y fase) al someter la articulación en tracción en el grupo de mujeres, configuración vertical.....	86
Figura 5-4. Gráfico los valores medios de las determinaciones de impedancia (magnitud y fase) al someter la articulación en tracción en el grupo de mujeres, configuración vertical.....	88
Figura 5-5. Gráfico de cajas de los valores medios ($\pm D.E.$) de los valores de impedancia (magnitud y fase) al someter la articulación en tracción en el grupo de hombres, configuración horizontal.....	89
Figura 5-6. Gráfico los valores medios de las determinaciones de impedancia (magnitud y fase) al someter la articulación en tracción en el grupo de hombres, configuración horizontal.....	91
Figura 5-7. Gráfico de cajas de los valores medios ($\pm D.E.$) de los valores de impedancia (magnitud y fase) al someter la articulación en tracción en el grupo de mujeres, configuración horizontal.....	92
Figura 5-8. Gráfico los valores medios de las determinaciones de impedancia (magnitud y fase) al someter la articulación en tracción en el grupo de mujeres, configuración horizontal.....	94
Figura 6-1. Modelo de dos resistencias y un capacitor (a) versión paralela y (b) versión en serie.....	97
Figura 6-2. Modelo de circuito eléctrico con el que se realizó el ajuste de los datos del vector de impedancia.....	97
Figura 6-3. Gráfico de cajas de los valores medios ($\pm D.E.$) de la resistencia R_s en el grupo de voluntarios hombres, configuración vertical (izquierda) y configuración horizontal (derecha).....	99
Figura 6-4. Gráfico de los valores medios de la resistencia R_s en el grupo de voluntarios hombres, configuración vertical (izquierda) y configuración horizontal (derecha).....	100

Figura 6-5. Gráfico de cajas de los valores medios (\pm D.E.) de la resistencia Rs en el grupo de mujeres, configuración vertical (izquierda) y configuración horizontal (derecha).....	101
Figura 6-6. Gráfico de los valores medios de la resistencia Rs en el grupo de mujeres voluntarias, configuración vertical (izquierda) y configuración horizontal (derecha).....	102
Figura 6-7. Gráfico de cajas de los valores medios (\pm D.E.) del capacitor C en el grupo de hombres, configuración vertical (izquierda) y configuración horizontal (derecha).....	103
Figura 6-8. Gráfico de los valores medios del capacitor C en el grupo de hombres, configuración vertical (izquierda) y configuración horizontal (derecha).....	104
Figura 6-9. Gráfico de cajas de los valores medios (\pm D.E.) del capacitor C en el grupo de mujeres, configuración vertical (izquierda) y configuración horizontal (derecha).....	105
Figura 6-10. Gráfico de los valores medios del capacitor C en el grupo de mujeres, configuración vertical (izquierda) y configuración horizontal (derecha).....	106
Figura 6-11. Gráfico de cajas de los valores medios (\pm D.E.) de la resistencia Rp en el grupo de hombres, configuración vertical (izquierda) y configuración horizontal (derecha).....	107
Figura 6-12. Gráfico de los valores medios de la resistencia Rp en el grupo de hombres, configuración vertical (izquierda) y configuración horizontal (derecha).....	108
Figura 6-13. Gráfico de cajas de los valores medios (\pm D.E.) de la resistencia Rp en el grupo de mujeres, configuración vertical (izquierda) y configuración horizontal (derecha).....	109
Figura 6-14. Gráfico de los valores medios de la resistencia Rp en el grupo de mujeres, configuración vertical (izquierda) y configuración horizontal (derecha).....	110
Figura 7-1. Resultados del voluntario #1 a la izquierda la imagen TIE (no. 30) reconstruida por el software y a la izquierda la evolución del pixel (24,19) (arriba), así como la evolución de la región (x:22-27, y:16-21) (abajo).....	114
Figura 7-2. Resultados del voluntario #2 a la izquierda la imagen TIE (no. 30) reconstruida por el software y a la izquierda la evolución del pixel (24,20) (arriba), así como la evolución de la región (x:20-29, y:16-25) (abajo).....	114
Figura 7-3. Resultados del voluntario #3 a la izquierda la imagen TIE (no. 30) reconstruida por el software y a la izquierda la evolución del pixel (14,16) (arriba), así como la evolución de la región (x:12-18, y:13-19) (abajo).....	115
Figura 7-4. Resultados del voluntario #4 a la izquierda la imagen TIE (no. 30) reconstruida por el software y a la izquierda la evolución del pixel (13,8) (arriba), así como la evolución de la región (x:10-19, y:4-12) (abajo).....	115

Figura 7-5. Resultados del voluntario #5 a la izquierda la imagen TIE (no. 30) reconstruida por el software y a la izquierda la evolución del pixel (17,8) (arriba), así como la evolución de la región (x:15-20, y:5-10) (abajo).....	116
Figura 7-6. Resultados del voluntario #6 a la izquierda la imagen TIE (no. 30) reconstruida por el software y a la izquierda la evolución del pixel (13,8) (arriba), así como la evolución de la región (x:11-16, y:5-10) (abajo).....	116
Figura 7-7. Resultados del voluntario #7 a la izquierda la imagen TIE (no. 30) reconstruida por el software y a la izquierda la evolución del pixel (8,17) (arriba), así como la evolución de la región (x:6-11, y:14-19) (abajo).....	117
Figura 7-8. Resultados del voluntario #8 a la izquierda la imagen TIE (no. 30) reconstruida por el software y a la izquierda la evolución del pixel (8,17) (arriba), así como la evolución de la región (x:6-11, y:16-21) (abajo).....	117

Resumen

En el ámbito de la traumatología no existen técnicas no invasivas y libre de radiaciones para el diagnóstico de las distintas patologías de rodilla. Por ello, se propone el uso de la bioimpedancia eléctrica (IBE) como método alternativo en la caracterización de los tejidos blandos de la rodilla. El objetivo del presente trabajo es analizar las determinaciones de IBE de los tejidos blandos de la rodilla mediante la técnica de espectroscopía de impedancia bioeléctrica (BIS) al someter la articulación a una fuerza de tracción. Las determinaciones de IBE se realizaron con un sistema de espectroscopía de IBE (BIS, SOLARTRON® SI1260). Se analizaron dos grupos de voluntarios (32 hombres y 29 mujeres). La rodilla se sometió en tracción con 4 poleas de 1.133 kg cada una. Se colocaron dos configuraciones de electrodos: 1) Dos electrodos colocados a lo largo del ligamento rotuliano, 2) Dos electrodos, cada uno colocado a cada lado de la rótula. Se realizaron 4 adquisiciones por cada configuración: 1) con la rodilla suspendida a 90° sin carga (SC), 2) con la rodilla soportando un peso de 2.226 kg (2C), 3) soportando un peso de 4.532 kg (4C), y 4) retirando el peso (RC). El mismo procedimiento se utilizó para la obtención de imágenes en rodilla mediante la técnica de tomografía por impedancia eléctrica (TIE), la cual es un método de obtención de imágenes relacionadas con la distribución de conductividades en el interior de un objeto. El prototipo utilizado fue diseñado por el Grupo de Investigación de Instrumentación Electrónica de la UPC, Barcelona, España. Se usaron 8 electrodos RED DOT® 2560 Ag/AgCl, y 2 poleas DOMYOS de 2 kg cada una, con las que se sometió a tracción la articulación. Se realizaron 10 adquisiciones en los 3 estados a los que fue sometida la articulación: 1) rodilla suspendida, 2) rodilla con ambas poleas y 3) rodilla sin peso. Se seleccionó un pixel y una región de interés (ROI) sobre la imagen TIE en función de la mayor variación de intensidad de los pixeles. Los cambios temporales a cada estado se analizaron mediante una gráfica de intensidad versus imágenes obtenidas.

Los resultados analizaron las variaciones de impedancia a 50 kHz mediante una prueba t para muestras relacionadas. Posteriormente, se realizó un ajuste de las medidas obtenidas por BIS a un modelo eléctrico RC de tres elementos. De la comparación estadística de las determinaciones de impedancia obtenidas a 50kHz, se evidenció que en la configuración vertical (en ambos grupos de voluntarios), existen diferencias estadísticamente significativas, en los parámetros tanto de magnitud como de fase. Mientras que, en la configuración horizontal, en hombres y mujeres, sólo se evidenciaron diferencias estadísticamente significativas en el parámetro de magnitud de impedancia. Esto nos indica que al someter la articulación a una fuerza de tracción existe una elongación en la estructura de la rodilla y se obtienen cambios en los valores de impedancia. De los resultados obtenidos en el modelo eléctrico RC, no se evidenciaron en ambos grupos cambios en los parámetros C y Rp a cada estado de rodilla. Sin embargo, el parámetro Rs mostró un decremento entre cada condición de rodilla tanto en el grupo de hombres como de mujeres. Al analizar las imágenes TIE de rodilla, se evidenció un cambio en todos los voluntarios en dos momentos importantes, alrededor de la imagen 10, el momento donde se colocaron los pesos, y alrededor de la imagen 35, donde se retiró el peso de la extremidad.

Se concluyó que los cambios estructurales de los tejidos blandos de la rodilla debidos a una fuerza de tracción fueron detectados de manera no invasiva mediante la técnica BIS usando dos diferentes configuraciones de electrodos (vertical y horizontal) en un grupo de hombres y mujeres sanos. Así mismo, fueron visibles y cuantificables (en términos de impedancia) a través de las imágenes TIE.

Abstract

In the field of traumatology there are not non-invasive and radiation-free techniques for the diagnosis of knee pathologies. For this reason, the use of bioelectric impedance (BIE) is proposed as an alternative method in the characterization of soft tissues of the knee. The aim of the present work is to analyze the IBE determinations in the soft tissues of the knee by means of the bioelectrical impedance spectroscopy technique (BIS), when it is subjected to traction. The IBE determinations were carried out with an IBE spectroscopy system (BIS, SOLARTRON® SI1260). Two groups of volunteers (32 men and 29 women) were analyzed. The knee was subjected to traction with 4 pulleys of 1.133 kg each. Two electrode configurations were placed: 1) Two electrodes placed along the patellar ligament, 2) Two electrodes, each placed on each side of the patella. Four acquisitions were made for each configuration: 1) with the knee suspended at 90° without load (SC), 2) with the knee supporting a weight of 2.226 kg (2C), 3) supporting a weight of 4.532 kg (4C), and 4) removing the weight (RC). The same procedure was used to obtain images in the knee using the technique of electrical impedance tomography (EIT), which is a method of obtaining images related to the distribution of conductivities inside an object. The prototype used was designed by the Electronic Instrumentation Research Group of the UPC, Barcelona, Spain. There were used 8 RED DOT® 2560 Ag / AgCl electrodes, and 2 DOMYOS pulleys of 2 kg each. Ten acquisitions were made in the 3 states to which the joint was subjected: 1) suspended knee, 2) knee with both pulleys and 3) knee without weight. A pixel and a region of interest (ROI) were selected on the EIT image as a function of the greater intensity variation of the pixels. The temporal changes to each state were analyzed by means of a graph of intensity versus obtained images.

The results analyzed the impedance variations at 50 kHz by means of a t-test for related samples. Subsequently, an adjustment of the measurements obtained by BIS was made to an electric RC model with three elements. From the statistical comparison of the impedance determinations obtained at 50kHz, it was evidenced that in the vertical configuration (in both groups of volunteers), there are statistically significant differences in the parameters of magnitude and phase. While, in the horizontal configuration, in men and women, only statistically significant differences were found in the impedance magnitude parameter. This indicates that there is an elongation in the knee structure, and changes in the impedance values are obtained. Of the results obtained in the RC electric model, changes in the C and Rp parameters were not evident in each group in each knee state. However, the Rs parameter showed a decrease between each knee condition in both groups. When analyzing the TIE images of the knee, it was evidenced a change in all the volunteers in two important moments, around the image 10, the moment where the weights were placed, and around the image 35, where the weight of the limb was removed .

It was concluded that structural changes of the soft tissues of the knee due to a tensile force were detected non-invasively using the BIS technique using two different electrode configurations (vertical and horizontal) in a group of healthy men and women. Likewise, they were visible and quantifiable (in terms of impedance) through the TIE images.

Capítulo 1

Introducción

1.1 Motivación

La rodilla es una de las articulaciones más complejas y más importantes en el cuerpo humano. Permite que la parte inferior de la pierna se mueva en relación con el muslo mientras soporta el peso del cuerpo. La capa externa de la cápsula está hecha de fibrocartílago continuo con los ligamentos de la rodilla para mantener la articulación en su lugar.

La congruencia y estabilidad en la rodilla la proporcionan diversas componentes como los meniscos, los cartílagos articulares, los ligamentos y los músculos, que permiten una respuesta mecánica compleja de la articulación sometida a diferentes tipos de cargas fisiológicas. En particular, y debido a la relativa incongruencia de las superficies articulares, los ligamentos juegan un papel importante en la estabilidad de la rodilla a lo largo de todo el rango de movimiento. Cada ligamento juega un papel distinto en dicha estabilidad restringiendo el movimiento de la rodilla en más de un grado de flexión ante las cargas externas. Un mejor conocimiento de las fuerzas, que actúan sobre los ligamentos durante la función normal de la rodilla, contribuye a un mejor conocimiento de los mecanismos de la lesión [1].

Una correcta comprensión de la biomecánica de la articulación es esencial para la prevención y el tratamiento de diferentes patologías y lesiones asociadas a la misma. Existen algunas limitaciones en la obtención de una distribución de tensiones y deformaciones realistas de los componentes de la articulación, así como la gran dificultad en reproducir en laboratorio las condiciones naturales de funcionamiento de la articulación.

Es importante tener en cuenta, que el desarrollo de modelos realistas depende de una apropiada reconstrucción de la geometría y del uso de modelos matemáticos que describen con suficiente aproximación el comportamiento de los tejidos biológicos y su interacción con el entorno de la articulación.

La mayoría de los estudios previos emplean modelos unidimensionales de los ligamentos de la rodilla [2-5]. Estos modelos fueron empleados para predecir satisfactoriamente la cinemática de la articulación, pero no son capaces de predecir la distribución no uniforme de tensiones y deformaciones que tiene lugar en los ligamentos [6].

La impedancia bioeléctrica ha sido utilizada por investigadores y médicos para estimar la composición corporal [7]. Bioimpedancia se refiere a las propiedades eléctricas pasivas de los tejidos, que es la capacidad de resistir una corriente eléctrica. La impedancia

es la relación entre el voltaje y la corriente. Esta técnica se ha utilizado anteriormente para analizar el estado de la rodilla y compararla con otras rodillas que tienen alguna patología, como la osteoartritis (OA) [8-9], la tendinitis rotuliana y la enfermedad de Osgood-Schlatter [10], entre otras.

La tomografía de impedancia eléctrica (TIE) es un método de obtención de imágenes relacionadas con la distribución de impedancias en el interior de un objeto. Para realizar la medida de impedancia eléctrica es necesario inyectar al cuerpo en estudio una corriente eléctrica, la frecuencia y amplitud de la cual, en aplicaciones médicas, son seleccionadas para mantenerse debajo de los criterios de seguridad establecidos por normas internacionales.

La medición rápida y precisa de la impedancia eléctrica compleja de los biomateriales en un amplio rango de frecuencias se denomina espectroscopia de bioimpedancia (BIS). Tiene una importancia considerable para el diagnóstico clínico, así como para la investigación fundamental, particularmente en fisiología y patología [11]. Los resultados de la técnica de espectroscopia de impedancia pueden demostrar información sobre el estado fisiológico de los tejidos como isquemia [12], edema pulmonar [13], cáncer de piel [14] y tumor intramuscular [15].

Como ya se mencionó, la espectroscopia de impedancia eléctrica se ha utilizado ampliamente para evaluar el estado de los diferentes tejidos. Este método es útil para caracterizar cuantitativamente los cambios celulares, ya que la impedancia eléctrica de volumen de tejido en una serie de frecuencias proporciona información sobre la población celular [16]. Si un tejido que se extirpa de un cuerpo es homogéneo y tiene un área transversal casi uniforme, debería ser posible medir la deformación del tejido utilizando la impedancia eléctrica [7].

En medicina ortopédica, la tracción se refiere a la aplicación de una fuerza a un parte del cuerpo para estirar los tejidos, para separar las superficies articulares o los fragmentos óseos. En el presente estudio la articulación de la rodilla estará sometida a tracción, con el objetivo principal de caracterizar la mecánica de la rodilla en estado estático a través de la fuerza de tracción, lo que producirá un efecto de cambio en los tejidos blandos de la rodilla, permitiendo así su análisis.

En un estudio previo, Suganuma J, et al. [7] examinó si la tensión del tejido del tendón es posible medirla mediante impedancia eléctrica. Ellos evaluaron el complejo patelar tendón-tibia de 35 cerdos disecados. Todas las mediciones se realizaron con dos electrodos, utilizando corrientes alternas de 1 Hz, 10 Hz, 30 Hz, 100 Hz, 1 kHz y 10 kHz. Observaron una fuerte correlación entre la tensión inicial y la carga aplicada al ligamento reconstruido. Con una repetibilidad del 9.1% concluyeron que la impedancia eléctrica permite medir la tensión de todo ligamento reconstruido, pero no puede usarse bajo cirugía artroscópica.

Es bien sabido que la resistencia o impedancia de un conductor cambia cuando se deforma por una carga, por lo que los tejidos vivos no son una excepción. Sin embargo, solo hay unos pocos estudios sobre la influencia de la fuerza de tensión en la impedancia de tejido vivo.

1.2 Objetivos

El objetivo principal del presente trabajo de investigación es analizar las determinaciones de impedancia bioeléctrica (IBE) de los tejidos blandos de la rodilla mediante BIS, al ser sometida la articulación en tracción.

Para ello se definieron los siguientes objetivos específicos:

- Seleccionar dos grupos de voluntarios que cumplieran con los criterios de inclusión establecidos previamente. (Ver capítulo 4).
- Medir y describir estadísticamente las características generales de cada uno de los voluntarios: la antropometría (el peso, la talla, el IMC, la edad, la circunferencia de las extremidades inferiores y los diámetros epicondilares femorales de las rodillas).
- Analizar los cambios en las determinaciones de impedancia entre cada uno de los estados, al someter la rodilla en tracción, utilizando la técnica de espectroscopía de impedancia eléctrica.
- Realizar el mismo protocolo con la técnica de tomografía por impedancia bioeléctrica (TIE) y analizar los cambios entre cada estado de la articulación.
- Definir si la técnica BIS, puede ser útil para caracterizar el tejido blando de la articulación de la rodilla.

La aportación principal del presente trabajo de investigación es que, mediante el uso de la IBE, la cual es una técnica no invasiva y libre de radiaciones se pueda establecer a largo plazo un nuevo método de diagnóstico de lesión de rodilla y pueda ser utilizada no sólo en atletas de alto rendimiento sino también en pacientes que no tengan recursos suficientes para tener acceso a la tecnología médica correspondiente.

1.3 Estructura del trabajo

El presente trabajo ha sido estructurado en 8 capítulos. El primero trata los conceptos básicos sobre la anatomía de la rodilla y menciona las lesiones más frecuentes que puede sufrir la articulación, así como las principales técnicas de diagnóstico que se utilizan en la actualidad para lesión en rodilla. En el siguiente capítulo se describe la técnica de impedancia bioeléctrica, la espectroscopía por impedancia eléctrica, la tomografía por impedancia eléctrica y las principales propiedades eléctricas de los tejidos biológicos. En los siguientes tres capítulos se desarrolla la metodología y los resultados que se obtuvieron en el estudio. Y finalmente en el último capítulo se recopila las conclusiones del estudio y se mencionan las perspectivas y líneas a futuro de la presente investigación.

Una descripción más detallada sobre el contenido de cada capítulo es la siguiente:

Capítulo 2: Anatomía, fisiología y lesiones de rodilla. Este capítulo trata los conceptos básicos de la anatomía de la rodilla y se describe cada estructura que conforma la articulación; posteriormente se menciona la dinámica funcional y se analiza un poco el movimiento que tiene la rodilla, se hace una breve introducción a las lesiones deportivas y se explican las lesiones más frecuentes. Todas ellas clasificadas en lesiones agudas y lesiones crónicas, mencionando causas de la lesión, signos y síntomas, tratamiento inmediato, rehabilitación y prevención. Por último, se describen brevemente las técnicas actuales utilizadas para el diagnóstico de lesión en rodilla, sus principales ventajas y desventajas.

Capítulo 3: Técnica de Impedancia Bioeléctrica. En este capítulo se menciona la técnica utilizada en el estudio. En él se hace una descripción de la historia de la impedancia, se definen las propiedades eléctricas tisulares y los diferentes procedimientos de obtención de medida, así como la descripción de los modelos de parámetros concentrados. Por último, se definen las técnicas utilizadas en el estudio: Espectroscopia de Impedancia Bioeléctrica y Tomografía por Impedancia Eléctrica, así como los equipos que se utilizan para cada una.

Capítulo 4: Metodología. Este capítulo describe los materiales utilizados y los procedimientos que se llevaron a cabo para la realización del presente estudio. Se hace una descripción de los criterios de inclusión, exclusión y eliminación que se consideraron para seleccionar a la muestra de voluntarios, así como también se mencionan todos los materiales utilizados para obtener las medidas tanto de Espectroscopía de Impedancia Bioeléctrica (BIS) como las medidas de Tomografía por Impedancia Eléctrica (TIE), finalmente se explican los procedimientos que se siguieron a lo largo de las evaluaciones.

Capítulo 5: Resultados obtenidos mediante el uso de espectroscopía de impedancia bioeléctrica. En este capítulo se presentan los resultados obtenidos a lo largo de la investigación, describiendo las características generales de los voluntarios. Se muestran los resultados de los valores de impedancia a 50 kHz en los dos grupos de voluntarios (hombres y mujeres) para la configuración vertical de electrodos y la configuración horizontal. Dentro de los resultados se presentan las medias de cada población y el análisis estadístico realizado con los datos obtenidos.

Capítulo 6: Modelo eléctrico por ajuste de impedancia mediante BIS. En este capítulo se presentan los resultados obtenidos al plantear la aproximación del modelo eléctrico de Debye a las medidas de impedancia obtenidas a lo largo de la evaluación en ambas configuraciones.

Capítulo 7: Resultados obtenidos mediante el uso de tomografía por impedancia eléctrica. En este capítulo se presentan los resultados obtenidos en la Universitat Politècnica de

Catalunya, realizando el mismo procedimiento que la técnica BIS, pero utilizando la técnica de Tomografía por Impedancia Eléctrica. Se analizaron las imágenes obtenidas en cada voluntario en el transcurso de la medición que se realizó, sometiendo la articulación a una fuerza de tracción.

Capítulo 8: Discusión y conclusiones. En este capítulo se discuten los resultados obtenidos en el presente estudio y se recopila las principales conclusiones del trabajo de investigación. De igual manera, se mencionan las líneas futuras a desarrollar con base al presente estudio, los aspectos que se deben mejorar, así como los planes y acciones a seguir para continuar con la investigación y lograr la obtención de mejores resultados.

Referencias

- [1] S.L.Y. Woo, R.E. Dedski, J. Zeminski, S.D. Abramowitch, S.S. Chan y J. Fenwick, "Injury and repair of ligaments and tendons", Annu Rev. Biomed. Engng., Vol 2, pp. 83-118, (2000).
- [2] M. Z. Bendjaballah, A. Shirazi-adl y D.J. Zukor, "Biomechanics of the human knee joint in compression: reconstruction, mesh generation and finite element analysis", Knee, Vol. 2, pp. 69-79, (1995).
- [3] B. Beynnon, J. Yu, D. Huston, B. Fleming, R. Johnson, L. Haugh y M. Pope, "A sagittal plane model of the knee and cruciate ligaments with application of a sensitivity analysis", ASME J. Biomech. Engng., Vol. 118, pp. 227-239, (1996).
- [4] G. Li, J. Gil, A. Kanamori y S.L. Woo, "A validated three-dimensional computational model of a human joint", ASME J. Biomech. Engng., Vol. 121, pp. 657-662, (1999).
- [5] T.L.H. Donahue, M.L. Hull, M.M. Rashid y R.C. Jacobs, "A finite element model of the human knee joint for the study of tibio-femoral contact", ASME J. Biomech. Engng., Vol. 124, pp. 273-280, (2002).
- [6] Peña, Estefanía; Calvo, Begoña; Doblaré, Manuel. "Biomecánica de la articulación de la rodilla tras lesiones ligamentosas". Revista internacional de métodos numéricos para cálculo y diseño en ingeniería, 2006, Vol. 22, núm. 1
- [7] Suganuma J, Nakamura S. (2004). Measurement of tensión of tendón tissue base don electrical impedance. Journal or Orthopaedic Science. 9 302-309.
- [8] Gajre S, Singh U, Saxena R, Anand S. (2007). Electrical impedance signal analysis in assessing the possibility of non-invasive diagnosis of knee osteoarthritis. Journal of Medical Engineering & Technology. 31 (4) 288-299.
- [9] Neves EB, Pino AV, de Almeida RMVR, de Souza MN. (2009) Knee bioelectric impedance assessment in healthy/with osteoarthritis subjects. Physiological measurement. 31(2) 207-219.
- [10] Kinoshita H, Miyakawa S, Mukai N, Kono I. (2006). Measurement of Tissue Hardness for Evaluating Flexibility of the Knee Extensor Mechanism. Sports Medicine and Rehabilitation. Football Science. 3 15-20.
- [11] Yang Y, Wang J, Gang Y, Niu F, Ping H. (2006). Design and preliminary evaluation of a portable device for the measurement of bioimpedance spectroscopy. Physiological Measurement. 27 1293-1310.
- [12] Kun S, Ristic B, Peura R A and Dunn R M (2003). Algorithm for tissue ischemia estimation based on electrical impedance spectroscopy IEEE Trans. Biomed. Eng. 50 1352–9

- [13] Mayer M, Brunner P, Merwa R and Scharfetter H (2005). Monitoring of lung edema using focused impedance spectroscopy: a feasibility study *Physiol. Meas.* 26 185–92
- [14] A° berg P, Nicander I, Hansson J, Geladi P, Holmgren U and Ollmar S (2004). Skin cancer identification using multifrequency electrical impedance—a potential screening tool *IEEE Trans. Biomed. Eng.* 51 2097–102
- [15] Skourou C, Hoopes P J, StrawbridgeRRand PaulsenKD (2004). Feasibility studies of electrical impedance spectroscopy for early tumor detection in rats *Physiol. Meas.* 25 335–46
- [16] Dean DA, Ramanathan T, Machado D, Sundararajan R. (2008). Electrical impedance spectroscopy study of biological tissues. *Journal of Electrostatics.* 66 165-177.

Capítulo 2

Anatomía, fisiología y lesiones de rodilla

2.1 Introducción

Las articulaciones son estructuras que nos permiten unir y movilizar dos segmentos óseos. Se distinguen tres tipos de articulaciones: *a) sinartrosis, b) diartroanfíartrosis y c) diartrosis*. Esta última, grupo al cual pertenece la rodilla, son las más importantes por su movilidad. Las características más relevantes son:

- a) Tienen diferentes grados de movilidad,
- b) Tienen cápsula articular,
- c) Se distinguen dos tipos de complejos articulares, en los cuales los elementos que los componen pueden quedar sistematizados en estas dos estructuras, es el tipo de articulación más común.

Una articulación se compone de 6 elementos básicos, los cuáles se enumeran a continuación:

- 1) **Superficies articulares.** Son las dos caras de los huesos que se encuentran frente a frente. Aquí es necesario especificar los detalles anatómicos concretos de cada hueso que interviene en la articulación.
- 2) **Cartílago hialino.** Es una membrana, una capa protectora de 6 a 8 μm de espesor, que recubre las superficies articulares para protegerlas del desgaste. Se denomina complejo degenerativo porque, de no existir o lesionarse el cartílago, se produciría una degeneración articular desencadenando una artrosis.
- 3) **Cápsula articular.** Es una bolsa que envuelve, que recubre la articulación. Su misión es proteger y aislar la articulación.
- 4) **Membrana sinovial.** Es el reverso (interno) de la cápsula articular, muy rico en vasos sanguíneos y responsable de segregar el líquido sinovial que lubrica la articulación.
- 5) **Ligamentos.** Son estructuras que mantienen a los huesos unidos y las articulaciones estables. Pueden ser intrínsecos (dentro de la cápsula) o extrínsecos (a distancia). Si son intrínsecos pueden ser intraarticulares (ligamentos cruzados) o extraarticulares (ligamentos colaterales).
- 6) **Fibrocartílagos.** Son estructuras fibrosas y cartilaginosas que intentan hacer congruentes dos superficies incongruentes. Los *meniscos* (que almohadillan los

huesos y los amortiguan). Los *rodetes* (son como anillos resistentes, pero algo deformables. Aumentan el ajuste o encaje entre las superficies).

Las articulaciones en todo momento están sometidas a estrés mecánico, hasta que llega el momento que sufren un proceso denominado complejo inflamatorio. A este hecho se le conoce como artritis (inflación articular), definida como una patología recuperable. Una articulación se inflama debido a que segregá más líquido como defensa, en el caso de que se produzca una infección.

La función de los meniscos es servir de amortiguamiento, en caso de que se extirpen los cartílagos entrarán en contacto, con lo cual pueden degenerarse. En menos de 15 años puede desaparecer el cartílago y aparecer la artrosis. Si desaparece todo, puede osificarse la zona donde entran en contacto los dos huesos, provocando que los movimientos se reduzcan mucho, apareciendo rigidez en la extremidad afectada. Normalmente, al aparecer un caso como éste, es conveniente cambiar la actividad deportiva realizada por otra que no erosione o lesione tanto la articulación. Los músculos son la unidad funcional del aparato locomotor. El músculo está compuesto por fascículos musculares éstos por fibras musculares y éstas, a su vez, por miofibrillas [17].

2.2 Histología y características del tejido

2.2.1 Tejido Cartilaginoso

Este tejido, de sostén semirrígido, obtiene su especial consistencia de una agregación de proteoglicanos que se mezclan con proporciones variables de colágeno (predominante tipo 2) y fibras elásticas para dar los tres tipos de cartílago:

- a) **Cartílago hialino:** en tabique nasal, laringe y articulaciones.
- b) **Cartílago elástico:** en pabellón auditivo, epiglotis y trompas de Eustaquio.
- c) **Fibrocartílago:** más denso, en discos invertebrales, cápsulas articulares y tendones.

En cuanto a la nutrición del cartílago, por ser este uno de los pocos tejidos conectivos avasculares, es por difusión a través de la sustancia intercelular. Entre esta matriz encontramos a las células especializadas: los condrocitos que en una forma precoz inmadura se denominan condroblastos.

2.2.2 Tejido Óseo

El hueso está formado, al igual que el resto de tejidos conjuntivos, por una matriz (predominante colágeno tipo 1) formada por los osteocitos que se mineraliza gracias al depósito de hidroxiapatita cárquica. Este proceso de mineralización puede tener lugar a partir de un molde de cartílago (osificación endocranal) o a partir de un molde mesenquimatoso (osificación intramembranosa).

En la figura 2-1 se aprecia cómo, desde la parte superior donde se encuentra cartílago normal, va tomando forma y calcificándose hasta convertirse en hueso tabecular. Entre esta matriz calcificada se encuentran osteocitos y sus precursores los osteoblastos. Y además células fagocitarias denominadas osteoclastos, ya que el hueso está en continua remodelación, pasando por una parte inmadura (no laminar, donde las fibras están desordenadas) a una fase laminar madura.

Además, se distingue según la presión a la que está sometida el hueso, una densidad mayor o menor de trabéculas en la parte interna (hueso trabecular), que se encuentra revestida por un hueso de mayor densidad, el hueso cortical.

Mientras que los osteocitos formadores de hueso serán positivos a la fosfatasa alcalina, los osteoclastos lo serán a la fosfatasa ácida, de la que se valen para la resorción ósea. Estas últimas células las cuales son multinucleadas, estarán repletas de lisosomas donde se acumulará la enzima antes comentada. En el hueso hay una estructura envolvente de función fundamental para la nutrición del hueso, y ese es el periostio, a partir del cual se van disponiendo las unidades funcionales del hueso, llamadas osteón o sistema de Havers, en la cual las láminas óseas se disponen alrededor de un vaso sanguíneo.

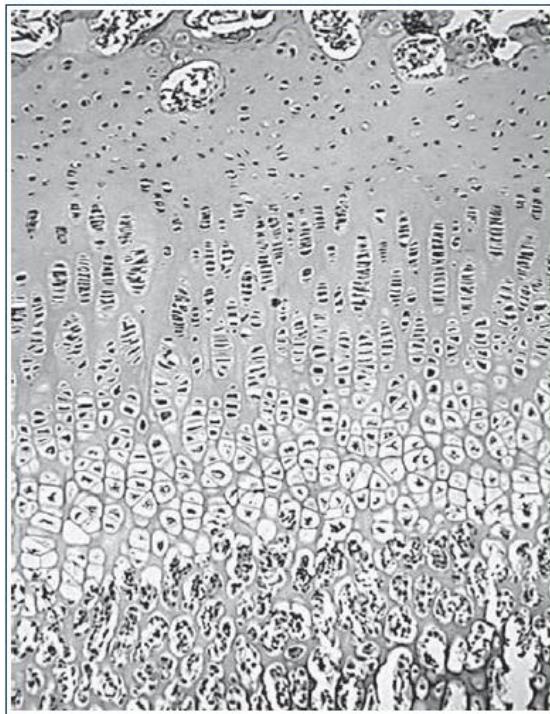


Figura 2-1. Microscopia óptica de la unión osteo-cartilaginosa.

2.2.3 Tejido Muscular

Las células motrices por definición son las musculares. Eso lo logran gracias al desplazamiento de los miofilamentos. Estas células (alargadas y multinucleadas) se agrupan en fascículos rodeadas de células de sostén (endomisio) que a su vez se envuelven de un epimisio formando una fibra muscular que está cubierta de un epimisio.

Dentro de la célula muscular encontramos el aparato responsable de que tenga lugar la contracción: la sarcómera.

La sarcómera está formada por filamentos gruesos de miosina que se unen paralelamente entre sí a nivel de la línea “M”, entre los cuales se deslizan los filamentos finos formados por actina que se unen de igual modo en la línea “Z” produciendo un acortamiento de las fibras dependiente de ATP que se traduce en la contracción (Figura 2-2).

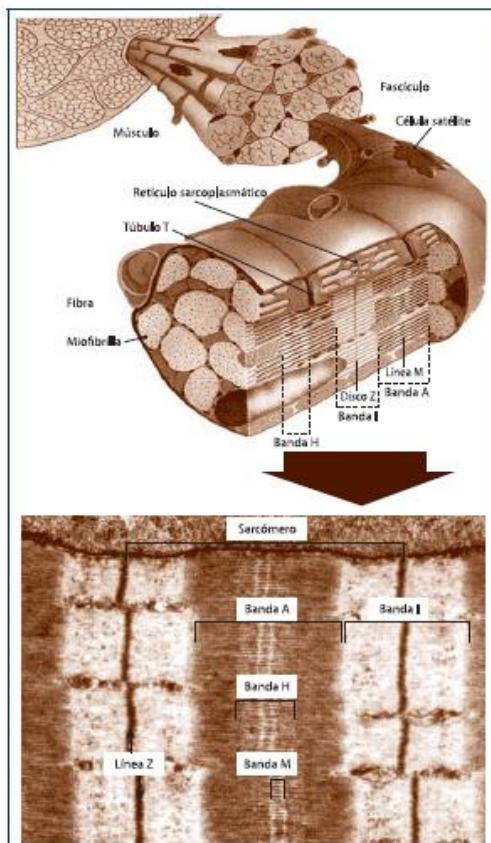


Figura 2-2. Fibras musculares y sarcómera [18].

El músculo tiene una gran capacidad de hipertrofia que histológicamente es un aumento en el número de fibras. Por último, es importante diferenciar los principales tipos de músculos;

- a) **Músculo estriado:** voluntario, se conoce así por la disposición de sus fibras.
- b) **Músculo cardiaco:** entre medio de los anteriores es el responsable de la contracción rítmica del corazón.
- c) **Músculo liso:** es el músculo visceral que encontramos en vasos sanguíneos bajo el control autonómico y hormonal [18].

2.3 Anatomía de la Rodilla

2.3.1 Generalidades

La rodilla como se muestra en la figura 2-3, es considerada una de las articulaciones más complejas en el cuerpo humano. Debido al estrés que pasa en muchos deportes extremos, presenta con frecuencia lesiones por traumatismo.

La rodilla realiza dos acciones principales: flexión y extensión. Las rotaciones mediales y laterales de la tibia son posibles, pero sólo en un grado limitado. La compensación de la rodilla se proporciona a través del firme apoyo de los ligamentos y los músculos. La articulación está diseñada principalmente para la estabilidad en la carga del peso y la movilidad en la locomoción, sin embargo, es especialmente inestable en el plano medial y lateral.

El extremo distal del fémur se expande y forma los cóndilos lateral y medial, que están diseñados para articularse con la tibia y la rótula. Los dos cóndilos forman un área ahuecada para recibir a la rótula. El extremo superior de la tibia, diseñado para recibir los cóndilos del fémur, se compone de dos tuberosidades, que se dividen posteriormente por una ranura llamada muesca poplítea.

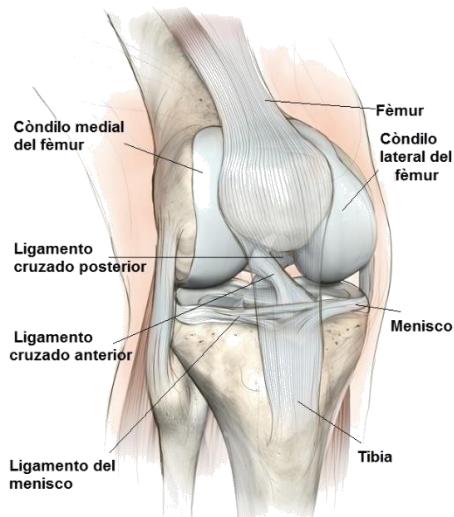


Figura 2-3. Anatomía de la rodilla [19].

La rótula es el hueso sesamoideo más grande en el cuerpo y se encuentra dentro del tendón de los cuádriceps. Su función es dar protección en la parte anterior de la articulación de la rodilla y una mayor influencia para la rodilla en extensión. Todas las superficies articulares del fémur, la tibia y la rótula están cubiertos por cartílago hialino.

La unión de la rodilla se compone de varias articulaciones: las que existen entre los dos cóndilos femorales y los meniscos, entre la tibia y los meniscos, y entre la rótula y el fémur (ver Figura 2-3).

2.3.2 Meniscos y Ligamentos

Meniscos. Los meniscos (ver figura 2-4), son dos fibrocartílagos de forma ovalada que profundizan las facetas articulares de la tibia y amortiguan los esfuerzos ejercidos sobre la articulación de la rodilla. Según su posición anatómica, estos se dividen en: a) menisco medial y b) menisco lateral. El menisco medial, es un fibrocartílago en forma de C, cuya circunferencia está sujeta a la faceta articular medial de la tibia y en la cápsula de la articulación por el ligamento coronario. El menisco lateral forma una O casi completa y se une a la faceta articular lateral en la cara superior de la tibia. El menisco lateral también une débilmente a la cápsula articular lateral y al tendón poplíteo.

La consistencia de los meniscos es muy similar a la de los discos intervertebrales. La sangre se suministra a cada menisco por la arteria articular de la rodilla medial [20].

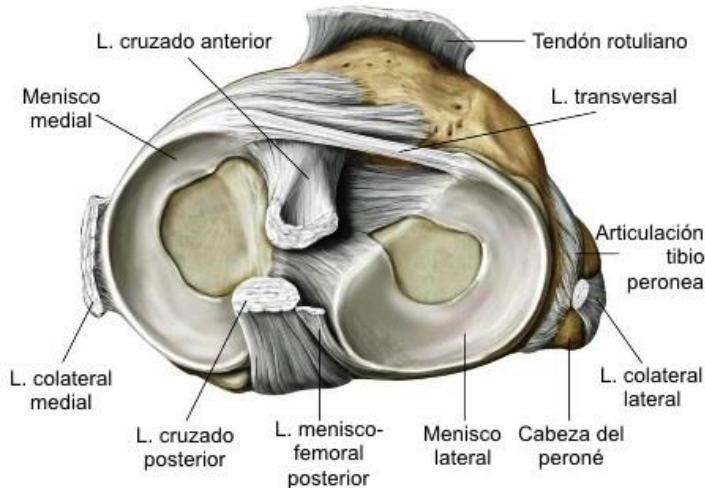


Figura 2-4. Vista superior de un corte transversal de la rodilla en donde se pueden observar la estructura de los meniscos [21].

Ligamentos. Los refuerzos ligamentosos de la articulación de la rodilla desempeñan un papel fundamental en la estabilidad limitando los movimientos de la articulación. Dentro de estos refuerzos se incluyen tendones y expansiones de tendones de los músculos vecinos; refuerzos intrínsecos de la cápsula fibrosa; refuerzos extracapsulares; y refuerzos intracapsulares.

Anteriores. Los refuerzos anteriores de la articulación incluyen engrosamientos de la propia cápsula fibrosa, refuerzos ligamentosos dependientes del tendón del músculo cuádriceps, y refuerzos muy superficiales procedentes de la fascia femoral.

En la cápsula fibrosa se describen unos ligeros engrosamientos que del margen lateral de la rótula van unos a la cara lateral de los cóndilos femorales (aletas rotulianas) y otros a la zona de unión de los meniscos a la cápsula fibrosa (ligamentos menisco-rotuliano).

Por encima de la rótula se disponen las fibras del tendón del cuádriceps que, procedentes del recto femoral y de los músculos vastos, se insertan en el borde superior de la rótula (ver figura 2-5). Por debajo de la rótula se dispone el ligamento rotuliano, formado por las fibras distales del tendón del cuádriceps que se extienden desde el vértice de la rótula a la tuberosidad de la tibia. A los lados de la rótula se disponen los retináculos rotulianos medial y lateral, que son, igualmente, fibras tendinosas procedentes de los músculos vastos que se insertan en el cóndilo tibial.

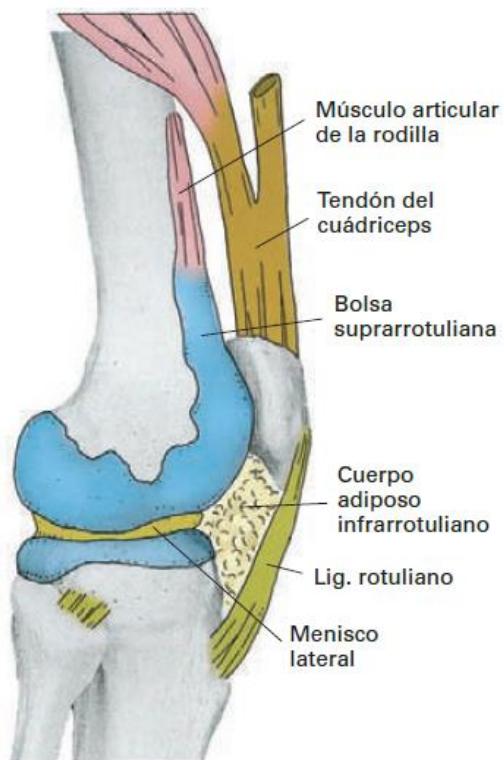


Figura 2-5. Sinovial de la articulación de la rodilla, visión lateral.

En la parte externa de la articulación la fascia lata emite una expansión hacia la rótula que contribuye al refuerzo del plano anterior de la articulación (retináculo rotuliano superior).

Laterales. A ambos lados de la rodilla se disponen los ligamentos colaterales que se tensan en los movimientos de extensión impidiendo que en esta posición se realicen rotaciones. El ligamento colateral peroneo (lateral) es un cordón fibroso que discurre separado de la cápsula fibrosa entre el epicóndilo lateral y el vértice de la extremidad superior del peroné. El ligamento colateral tibial (medial) es una potente banda fibrosa adosada a la cápsula que se extiende oblicuo hacia abajo y delante desde el epicóndilo medial a la cara medial de la extremidad superior de la tibia. Además, sus fibras más profundas se disponen en forma de abanico y se agotan en la zona de implantación del menisco interno en la cápsula fibrosa, lo que confiere un aspecto triangular al ligamento.

Posteriores. En el plano posterior se disponen los ligamentos poplíteos oblicuo y arqueado y los ligamentos cruzados. (ver figura 2-6)

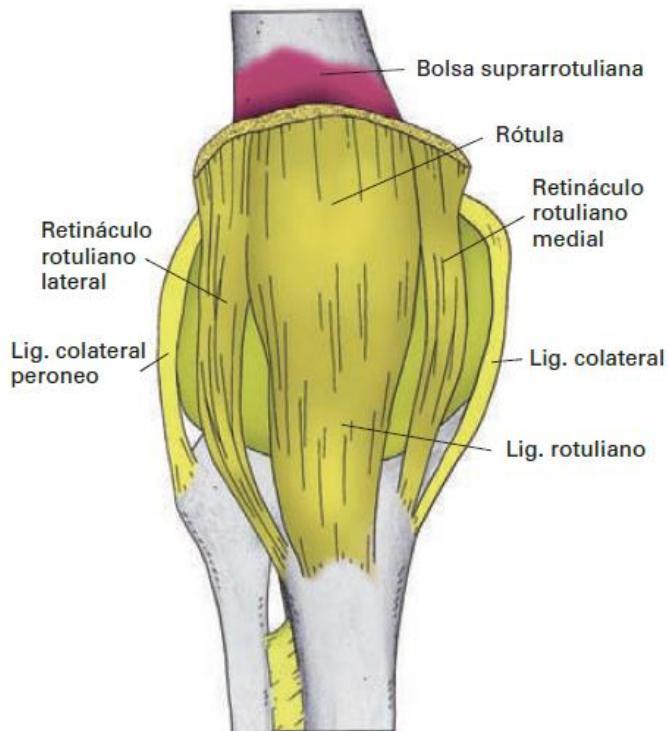


Figura 2-6. Articulación de la rodilla, visión posterior.

El ligamento poplítico oblicuo es realmente una expansión del tendón del músculo semimembranoso cuando éste cruza la rodilla por detrás del cóndilo interno. El ligamento surge del tendón del semimembranoso y se dirige hacia arriba y afuera hacia la escotadura intercondílea. El ligamento poplítico arqueado forma una arcada fibrosa por detrás del cóndilo externo del fémur. Se origina de la cabeza del peroné y se dirige hacia el plano posterior de

la cápsula fibrosa. Sus fibras más internas forman un arco sobre el músculo poplíteo antes de expandirse por la hoja posterior de la cápsula fibrosa.

Los ligamentos cruzados, como se observa en la figura 2-7, son dos potentes refuerzos que se sitúan muy profundamente en la articulación, asociados al pliegue que forma la cápsula fibrosa a nivel de la escotadura intercondílea del fémur. Se extienden entre la escotadura intercondílea del fémur y el espacio intercondíleo de la tibia y reciben el nombre de anterior y posterior en función de su inserción en la tibia.

El ligamento cruzado anterior se inserta en la parte posterior de la cara medial (axial) del cóndilo externo del fémur. Discurre oblicuo hacia abajo, adelante y ligeramente hacia dentro para terminar en la zona anterior del espacio intercondíleo de la tibia, inmediatamente por delante de la eminencia intercondílea. Esta inserción queda prácticamente alineada con la inserción del cuerno anterior del menisco lateral y es posterior a la inserción del cuerno anterior del menisco medial.

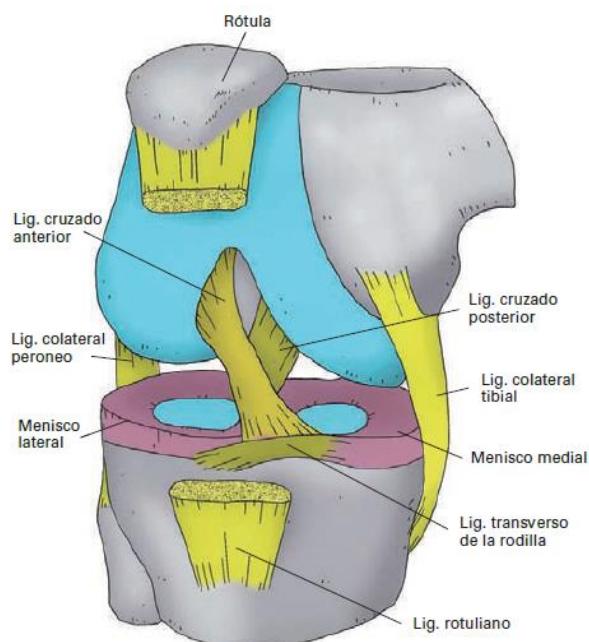


Figura 2-7. Articulación de la rodilla abierta, para mostrar la disposición de los ligamentos cruzados y de los meniscos.

El ligamento cruzado posterior, es más potente que el anterior y se inserta en la parte anterior de la cara lateral del cóndilo interno del fémur. Discurre oblicuo hacia abajo y atrás y ligeramente hacia afuera para terminar en la zona posterior del espacio intercondíleo de la tibia, por detrás de la eminencia intercondílea y de las inserciones de los cuernos posteriores de los dos meniscos.

Desde el punto de vista de la biomecánica articular, los ligamentos se tensan en extensión y durante la rotación interna de la tibia. Además, un aspecto funcional de importancia en medicina clínica es que los ligamentos cruzados son prácticamente las únicas estructuras que evitan el desplazamiento hacia adelante y hacia atrás de la tibia respecto al fémur [22].

2.3.3 Membrana sinovial y bursas

La membrana sinovial alinea todas las superficies articulares y es interna a los ligamentos cruzados. Se trata de un tejido en forma de tubo, altamente vascularizado, que se extiende hacia arriba a lo largo de la cara anterior del fémur formando la bursasuprarotuliana.

Las bursas son sacos sinoviales de protección localizadas en sitios tisulares, sin ellas la articulación sufriría una irritación debido a la fricción. La rodilla tiene al menos once Bursas situadas en puntos donde la fricción es altamente probable:

- a) Suprarotuliana
- b) Poplítea
- c) Gastrocnemio medial
- d) Prerotuliana
- e) Infragartuliana superficial
- f) Intrarotuliana
- g) Entre el músculo semimembranoso y el gastrocnemio
- h) Entre el músculo semimembranoso y el cóndilo tibial
- i) Entre el ligamento colateral lateral y el bíceps
- j) Entre el ligamento colateral medial y el bíceps
- k) Entre el ligamento colateral medial y los músculos que forman la pata de ganso [Arnheim]

2.3.4 Rótula

La rótula, como se observa en la figura 2-8, es un hueso sesamoideo situado en el plano anterior de la articulación de la rodilla, engastada en el tendón del cuádriceps, que puede estar ausente en algunos individuos. Es aplanada, de forma triangular con vértice inferior y su eje mayor mide unos 5 cm. El borde superior (base) y la cara anterior reciben las fibras del tendón del cuádriceps, y de su vértice parte del ligamento rotuliano que continúa al tendón del cuádriceps. La cara posterior (cara articular) posee la superficie articular para el fémur y, por debajo, una zona rugosa relacionada con formaciones adiposas de la articulación de la rodilla. La superficie articular consta de dos vertientes laterales separadas por una cresta roma central que se adaptan a la superficie rotuliana del fémur [22].

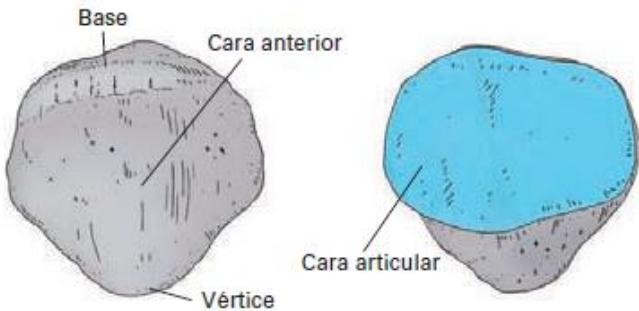


Figura 2-8. Rótula.

2.3.5 Músculos

Una serie de músculos, como se muestra en la figura 2-9, deben trabajar juntos de una manera muy compleja. A continuación, se enlistan las principales acciones de la rodilla y los músculos que las iniciaran:

- 1) La flexión de la rodilla se lleva a cabo gracias al bíceps, semitendinoso, semimembranoso, gracilis, gastrocnemio, poplíteo y músculos plantares.
- 2) La extensión de la rodilla se lleva a cabo gracias a los músculos cuádriceps formados por tres vastos – el vasto medial, el vasto lateral, y el vasto intermedio- y el recto femoral.
- 3) La rotación externa de la tibia está controlada por el bíceps, el ligamento cruzado anterior y los cuádriceps también están involucrados en este movimiento.

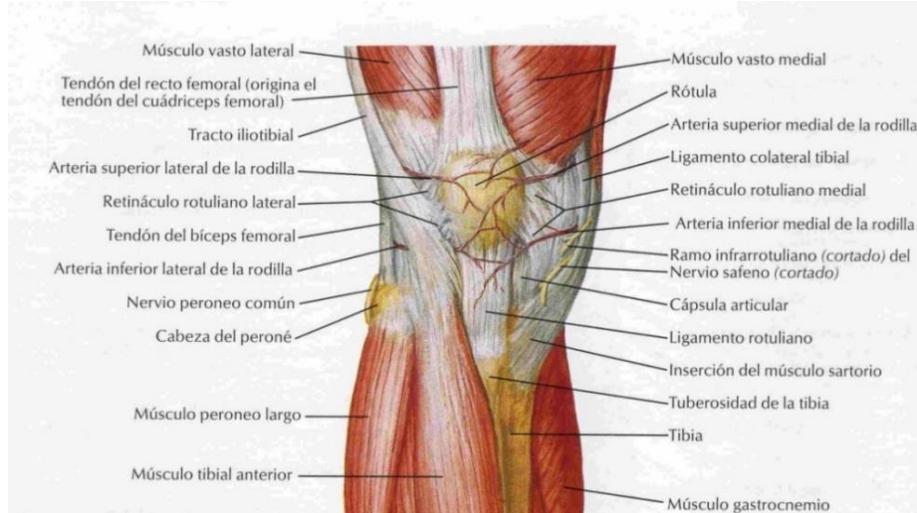


Figura 2-9. Musculatura de la rodilla desde una vista anterior, haciendo referencia a los músculos más importantes involucrados en la articulación [23].

- 4) La rotación interna se lleva a cabo por el músculo poplíteo, semitendinoso, semimembranoso, sartorio, y gracilis. La rotación de la tibia está limitada y puede ocurrir solo cuando la rodilla está flexionada [24].

2.4 Biomecánica de la rodilla

La articulación de la rodilla puede permanecer estable cuando es sometida rápidamente a cambios de carga durante la actividad, lo cual se conoce como estabilidad dinámica de la rodilla y es el resultado de la integración de la geometría articular, restricciones de los tejidos blandos y cargas aplicadas a la articulación a través de la acción muscular y el punto de apoyo que sostiene el peso.

Los ligamentos de la rodilla guían los segmentos esqueléticos adyacentes durante los movimientos articulares y las restricciones primarias para la traslación de la rodilla durante la carga pasiva. La restricción de fibras de cada ligamento varía en dependencia del ángulo de la articulación y el plano en el cual la rodilla es cargada. Mientras que los esfuerzos combinados de ligamentos y otros tejidos blandos suministran a la rodilla buena estabilidad en condiciones cuando las cargas aplicadas a la articulación son moderadas, la tensión aplicada a estos tejidos durante alguna actividad agresiva (detener o cambiar con rapidez la dirección en ciertos deportes) suele exceder a su fuerza. Por esta razón se requieren fuerzas estabilizadoras adicionales para mantener la rodilla en una posición donde la tensión en los ligamentos permanezca dentro de un rango seguro. Las fuerzas compresivas de la rodilla, resultantes del soporte del peso del cuerpo y las cargas aplicadas a los segmentos articulares por actividad muscular, suministran estas fuerzas estabilizadoras.

La articulación de la rodilla realiza fundamentalmente movimientos en 2 planos perpendiculares entre sí: flexoextensión en el plano sagital (eje frontal) y rotación interna y externa en el plano frontal (eje vertical).

Para los movimientos debe tenerse en cuenta que el espesor y volumen de un ligamento son directamente proporcionales a su resistencia e inversamente proporcionales a sus posibilidades de distensión.

El movimiento normal de la rótula sobre el fémur durante la flexión es una traslación vertical a lo largo de la garganta de la tróclea y hasta la escotadura intercondílea. El desplazamiento de la rótula equivale al doble de su longitud (8 cm) y lo efectúa mientras gira en torno a un eje transversal; en efecto, su cara posterior, dirigida directamente hacia atrás en posición de extensión, se orienta hacia arriba cuando la rótula, al final de su recorrido, se aplica en la flexión extrema, debajo de los cóndilos, por lo cual se trata de una traslación circunferencial.

Las fuerzas que actúan sobre la rodilla durante la marcha son: el peso del cuerpo, equilibrado con la fuerza de reacción del suelo y las contracciones de los grupos musculares, que originan un movimiento entre los elementos articulares mediante el desplazamiento de las superficies articulares entre sí, producido por el par de fuerzas generado por el peso del cuerpo y las contracciones musculares. La fuerza resultante que cierra y equilibra al sistema que actúa sobre la articulación, sin producir movimiento, es la fuerza de reacción articular que comprime las superficies articulares entre sí.

Durante las actividades del miembro inferior se generan fuerzas en la rodilla: una de ellas en la articulación femororrotuliana y otra en la femerotibial (ver figura 2-10), que a su vez puede descomponerse en un componente en el compartimento medial y otro en el lateral. Dichas fuerzas son las causantes del daño progresivo de las superficies articulares, al ir lesionando la estructura del cartílago con sus componentes de compresión, fundamentalmente, y de cizallamiento; este último se desprecia en los estudios biomecánicos, por ser prácticamente inexistente, debido al bajísimo coeficiente de fricción cartílago-cartílago que obedece, por un lado, a las propiedades viscoelásticas de este y, por otro, a la lubricación proporcionada por el líquido sinovial [25].

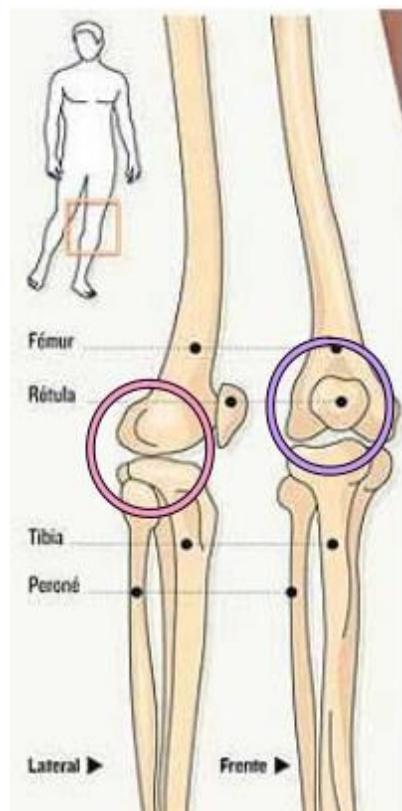


Figura 2-10. Articulación femororrotuliana (morado) y articulación femerotibial (rosa), en conjunto forman la articulación de la rodilla [26].

2.5 Lesiones de rodilla

Una lesión física se define como cualquier tensión en el cuerpo que impide que el organismo funcione adecuadamente. Esto da como resultado que el organismo precise de un proceso de reparación. Una lesión deportiva se puede definir como cualquier tipo de lesión, dolor o daño físico que se produce como consecuencia de la práctica del deporte, la actividad física o el ejercicio. Aunque el término lesión deportiva puede ser utilizado para definir una lesión ocasionada como resultado del deporte, se suele usar para lesiones que afectan el sistema músculo esquelético, compuesto por músculos, huesos, tendones, cartílagos y tejidos asociados [27].

Independientemente de la parte del cuerpo en la que se produzca la lesión, o de la gravedad de ésta, las lesiones deportivas se clasifican comúnmente en dos tipos: a) agudas y b) crónicas.

- a) Lesiones agudas. Se refieren a las lesiones deportivas que se producen de repente. Los ejemplos más comunes de lesiones agudas son las fracturas de hueso, las distensiones de músculos y tendones, los esguinces de ligamentos y las contusiones. Las lesiones agudas normalmente producen dolor, edema, fragilidad y la imposibilidad de usar o cargar el área lesionada.
- b) Lesiones crónicas. Se refieren a las lesiones deportivas que se mantienen durante un periodo prolongado de tiempo y son también llamadas lesiones por uso excesivo. Ejemplos comunes de lesiones crónicas son la tendinitis, la bursitis y las fracturas por estrés. Las lesiones crónicas, como las agudas, también producen dolor, edema, sensibilidad, fragilidad y la imposibilidad de usar o cargar el área lesionada.

Del mismo modo que una lesión deportiva se clasifica en aguda o crónica, también se puede clasificar según su gravedad en tres grados: a) leve, b) moderada y c) grave.

- a) Leve. Una lesión deportiva leve produce un dolor y edema mínimos. No afectará negativamente el rendimiento deportivo y el área afectada no estará sensible ni se deformará de ningún modo.
- b) Moderada. Una lesión deportiva moderada produce algo de dolor y edema. Tendrá efecto en la limitación del rendimiento deportivo y el área afectada estará medianamente sensible. También puede presentarse algún cambio de color en la zona de la lesión.
- c) Grave. Una lesión deportiva grave producirá un importante dolor y edema. No sólo afectará el rendimiento deportivo, sino también las actividades diarias habituales. La zona de la lesión normalmente está muy sensible y son comunes también los cambios de color y las deformidades.

2.5.1. Lesiones deportivas de rodilla

Como se mencionó anteriormente, las lesiones se dividen en agudas y crónicas. Dentro de estas lesiones se derivan diversas patologías, en donde las más comunes se describen a continuación. Dentro de las lesiones agudas se encuentran en general tres tipos de patologías: a) esguince del ligamento colateral medial, b) esguince del ligamento cruzado anterior y c) desgarro del menisco.

- a) **Esguince del ligamento colateral medial.** Como se muestra en la figura 2-11, un esguince del ligamento colateral medial implica un desgarro o estiramiento de este ligamento y suele estar causado por una fuerza aplicada en la parte exterior de la articulación de la rodilla, como en un placaje en el fútbol americano. Causa de la lesión: Fuerza aplicada en la parte exterior de la articulación de la rodilla. Signos y síntomas: Dolor sobre la porción medial de la rodilla. Edema y sensibilidad. Inestabilidad de la rodilla y dolor cuando se soporta peso. Complicaciones si no se trata: El ligamento, en casos raros, se repara por sí mismo si no se trata, pero podría dar lugar a un esguince más grave. El dolor y la inestabilidad de la rodilla pueden no desaparecer. Continuar la actividad con la rodilla lesionada puede provocar lesiones en otros ligamentos debido a la inestabilidad. Tratamiento inmediato: *Rest, Ice, Compression, Elevation and Referral* (RICER). Así como, la inmovilización de la articulación, acompañado de medicación antiinflamatoria. Rehabilitación y prevención: Dependiendo de la gravedad del esguince, el simple reposo y una vuelta gradual a la actividad pueden bastar. Para esguinces más graves, tal vez sea necesario llevar muletas durante la fase de fortalecimiento de la rehabilitación y durante la parte inicial del retorno a la actividad. En los esguinces más graves se puede requerir inmovilización extendida y reposo de la actividad. A medida que vuelve la fuerza y la amplitud del movimiento, cabe usar bicicletas estáticas y otro material para facilitar la vuelta a la actividad. Asegurar una fuerza adecuada en los músculos del muslo y un buen acondicionamiento antes de empezar cualquier actividad susceptible de producir golpes en la rodilla ayudará a prevenir este tipo de lesiones.

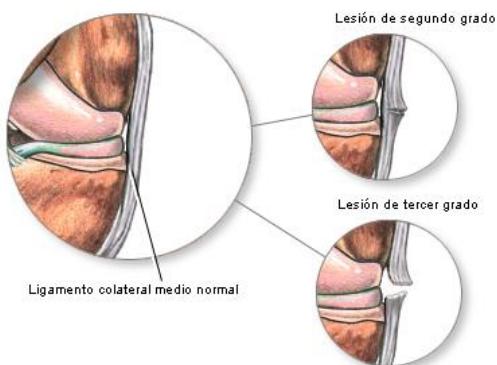


Figura 2-11. Lesión de esguince del ligamento colateral medial [28].

b) **Esquince del ligamento cruzado anterior (LCA).** Se lesiona comúnmente en deportes donde hay muchos cambios de dirección y posibles impactos. El mecanismo más común para esta lesión es la rotación de la rodilla mientras el pie queda fijo. Un dolor agudo en el momento de la lesión, acompañado de edema de la rodilla, son los síntomas de un desgarro del LCA (Figura 2-12). Causa de la lesión: Torsión enérgica de la rodilla cuando el pie está plantado. Ocasionalmente un golpe fuerte en la rodilla, especialmente si el pie está fijo también. Signos y síntomas: Dolor inmediato que puede desaparecer. Edema en la articulación de la rodilla. Inestabilidad en la rodilla, especialmente con la tibia. Complicaciones si no se trata: Si se deja desatendida, esta lesión puede no curar de forma adecuada. La inestabilidad de la rodilla puede conllevar lesiones en otros ligamentos. El dolor crónico y la inestabilidad podrían determinar limitaciones futuras. Tratamiento inmediato: RICER (consulta inmediata con un profesional de la medicina del deporte), e inmovilización de la articulación. Rehabilitación y prevención: Una vez recuperadas la estabilidad y la fuerza y desaparecido el dolor, introducción gradual de actividades como la bicicleta estática. Los ejercicios de amplitud del movimiento y de fortalecimiento son una parte importante de la rehabilitación. Nadar y otros ejercicios que no impliquen soportar peso pueden realizarse hasta que la fuerza vuelva a su estado normal. Fortalecer los músculos los cuádriceps, isquiotibiales y las pantorrillas ayudará a proteger el ligamento cruzado anterior. Un acondicionamiento apropiado antes de empezar con actividades de alto impacto también proporcionará protección.

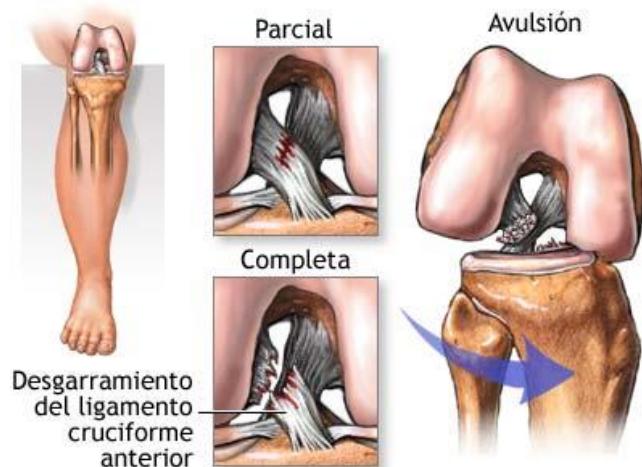


Figura 2-12. Lesión de esguince del ligamento cruzado anterior, parcial o completa [29].

- c) **Desgarro del menisco.** El desgarro de los meniscos como se muestra en la figura 2-13, puede ocurrir con una torsión fuerte de la rodilla o puede acompañar a otras lesiones como los esguinces de ligamento. Causa de lesión: Una torsión fuerte de la articulación de la rodilla, que se ve más comúnmente cuando la rodilla está también doblada. Puede acompañarse de esguinces de ligamento. Signos y síntomas: Dolor en la articulación de la rodilla. Edema leve. Rigidez o bloqueo articulares. Complicaciones si no se trata: Los cuerpos extraños y los bordes dentados de un desgarro meniscal pueden causar un desgaste prematuro del cartílago en los extremos de los huesos y bajo la rótula. Esto puede dar lugar a enfermedades artríticas y a un derrame de líquido sinovial en la articulación de la rodilla. Tratamiento inmediato: RICER y medicación antiinflamatoria. Rehabilitación y prevención: Después de reparar un desgarro de menisco es importante fortalecer los músculos que rodean la rodilla para prevenir una recidiva de la lesión. Unos cuádriceps y unos isquiotibiales fuertes ayudan a sostener la rodilla y a prevenir la torsión que puede causar el desgarro. Los músculos deben estirarse de forma regular, ya que unos músculos rígidos también pueden causar problemas en la rodilla. Después de la reparación de un desgarro de menisco se ha de soportar el peso que sea tolerable, pero, al igual que ante cualquier vuelta a la actividad, debe hacerse de forma gradual.

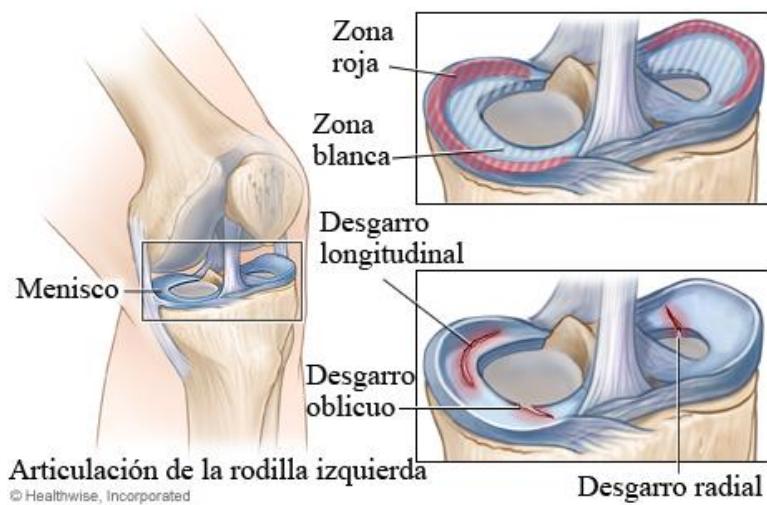


Figura 2-13. Lesión de esguince del ligamento cruzado anterior, parcial o completa [30].

Mientras que, dentro de las lesiones crónicas se encuentran en general ocho tipos de patologías: a) bursitis, b) plica (pliegue) sinovial, c) síndrome de Osgood-Schlatter, d) osteocondritisdisecante, e) síndrome de dolor femorrotuliano, f) tendinitis rotuliana (rodilla del saltador), g) condromalacia rotuliana (rodilla del corredor) y h) subluxación de la rótula.

- a) **Bursitis.** Una bursitis, como se observa en la figura 2-14, puede ser una lesión dolorosa, especialmente cuando está localizada en la articulación de la rodilla que soporta peso. Como la bolsa es la encargada de amortiguar y lubricar la articulación en los puntos en que puede ocurrir una fricción, su inflamación puede provocar dolor en la mayoría de las actividades de soportar peso, flexionar o estirar. Causa de la lesión: Presión o traumatismo repetitivo en la bolsa. Fricción repetitiva entre la bolsa y el tendón o el hueso. Signos y síntomas: Dolor y sensibilidad. Edema leve, debido a la filtración de líquido en el saco de la bolsa. Dolor y rigidez al arrodillarse o al bajar escaleras. Complicaciones si no se trata: Si una bolsa se rompe y se sale su líquido. La amortiguación natural se perderá. La acumulación de líquido causará también pérdida de movilidad en la articulación. Tratamiento inmediato: RICER y medicación antiinflamatoria. Rehabilitación y prevención: El fortalecimiento de los músculos de alrededor de la rodilla ayudará a sostenerla, y el aumento de flexibilidad también aliviará algo la presión ejercida por los tendones sobre la bolsa. Los descansos frecuentes cuando se requiera estar de rodillas o en cuclillas también ayudarán a prevenir esta lesión. Identificar cualquier problema subyacente, como el uso de equipamiento inapropiado es importante durante la rehabilitación para prevenir la recurrencia de la lesión.

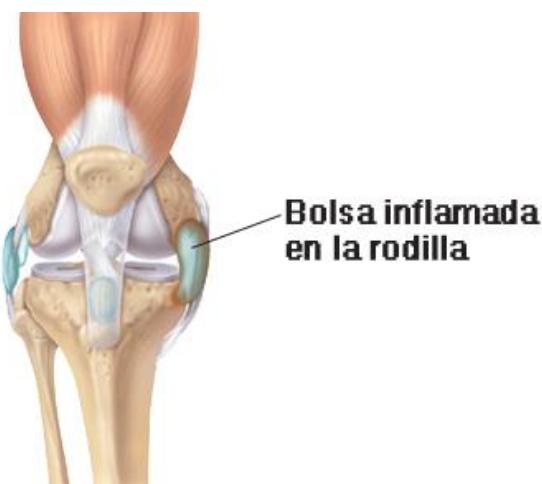


Figura 2-14. Lesión de bursitis, comparando una bursa normal vs. una bursa inflamada [31].

- b) **Plica (pliegue) sinovial.** La plica sinovial es una membrana delgada y fibrosa que es un vestigio del desarrollo fetal de la rodilla. La plica, como podemos observar en la figura 2-15, en su momento divide la rodilla en tres compartimientos separados durante el desarrollo fetal, pero luego se convierte en una parte de la estructura de la rodilla cuando los compartimientos se vuelven una sola cavidad protectora. La plica puede inflamarse debido a la fricción o al pinzamiento entre la rótula y el fémur. Es común cuando la rodilla está flexionada y sometida a tensión. Causa de la lesión: Traumatismo sobre una rodilla flexionada. Tensión repetitiva, especialmente con soporte de peso medial, por ejemplo, en el ciclismo. Signos y síntomas: Dolor. Sensibilidad sobre la plica sinovial (Figura 2-15). Complicaciones si no se trata: La plica sinovial continuará inflamándose y limitando la actividad de flexión de la rodilla si no se trata. El dolor también puede causar alteraciones de la marcha y de la forma de correr que pueden producir otras lesiones por sobreuso. Tratamiento inmediato: Reducir la actividad, RICER y medicación antiinflamatoria. Rehabilitación y prevención: El fortalecimiento de los cuádriceps y de los isquiotibiales aliviará la presión sobre la plica sinovial. El aumento de la flexibilidad en estos músculos también aliviara la presión que provoca la irritación. El uso de equipamiento adecuado, especialmente zapatillas para correr, puede eliminar la irritación y forzar la rodilla a volver a su alineación adecuada durante la actividad.

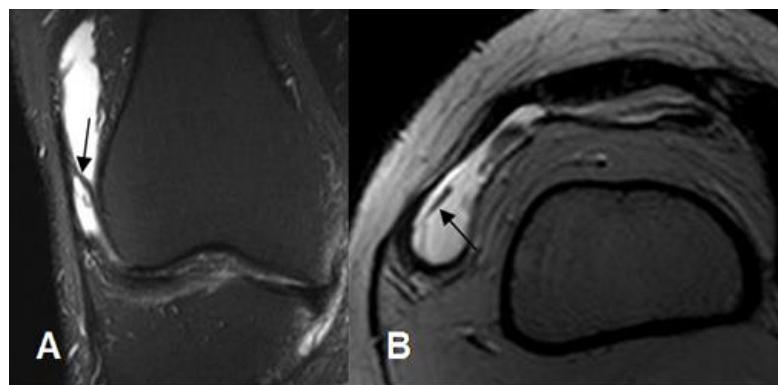


Figura 2-15. A) Resonancia Magnética coronal y B) axial de rodilla que corresponde a la lesión de la plica lateral [32].

- c) **Síndrome de Osgood-Schlatter.** Es una lesión debido a la tracción de la apófisis de la tibia (Figura 2-16), en la cual el ligamento rotuliano es traccionado o jalado sobre la tuberosidad de la tibia justo debajo de la rodilla. Causa de la lesión: Cuádriceps en tensión debido a una fase de crecimiento acelerado. Antecedente de lesión repetitiva de rodilla por contracción continua de los cuádriceps. Signos y síntomas: Dolor que empeora con la extensión completa y las sentadillas, y que remite con el descanso. Edema y enrojecimiento en la tuberosidad de la tibia, justo debajo de la rodilla. Complicaciones si no se trata: Si no se trata, esta lesión continuará causando dolor e inflamación y puede ocasionar pérdida muscular en los cuádriceps. En casos raros, un síndrome de Osgood-Schlatter sin tratar puede llevar a una fractura completa por avulsión de la tibia. Tratamiento inmediato: RICER y medicación antiinflamatoria. Rehabilitación y prevención: La mayoría de los casos responden bien al descanso y al posterior régimen de estiramiento y fortalecimiento de los músculos de los cuádriceps. Es importante durante la recuperación limitar las actividades que causan dolor y que tienden a agravar la lesión. Aumentos graduales de la intensidad y un calentamiento adecuado ayudarán a prevenir esta lesión.



Figura 2-16. En la presente imagen se observa, a qué nivel se produce una lesión de Osgood-Schlatter [33].

- d) **Osteocondritis disecante.** Se produce cuando un fragmento de hueso adyacente a la superficie de una articulación se ve privado de su aporte sanguíneo, lo que ocasiona una necrosis avascular, (ver figura 2-17). Esto provoca que el cartílago se vuelva quebradizo y que una pieza o varias se rompan. Este cartílago protege a los huesos de un desgaste excesivo. Causa de la lesión: Pérdida de aporte sanguíneo en el extremo del hueso y en el cartílago asociado. Impacto en la articulación que causa un desgarro o rotura del cartílago del extremo del hueso. Fricción repetitiva que lleva a que el cartílago se vuelva frágil y se rompa. Signos y síntomas: Dolor, malestar difuso, edema especialmente durante la actividad, rigidez en el descanso, debilidad en la articulación, bloqueo articular momentáneo si los fragmentos óseos se han desplazado y flotan libremente por el interior de la articulación. Complicaciones si no se trata: Si no se trata, los cuerpos extraños continuarán causando daños en la superficie interna de la articulación y podrían ocasionar finalmente una osteoartritis degenerativa. Los cuerpos extraños también podrían causar el desgarro del cartílago articular. Tratamiento inmediato: Reposo y consulta con un profesional de la medicina del deporte, inmovilización y medicación antiinflamatoria. Diagnóstico positivo hecho con radiografía. Rehabilitación y prevención: El fortalecimiento de los músculos de alrededor de la articulación afectada ayudará a sostenerla mejor durante la actividad. También puede ser necesario limitar la cantidad de tiempo empleado en hacer movimientos repetitivos con la articulación. El tratamiento de las lesiones menores de la articulación también ayudará a evitar la privación del aporte sanguíneo.

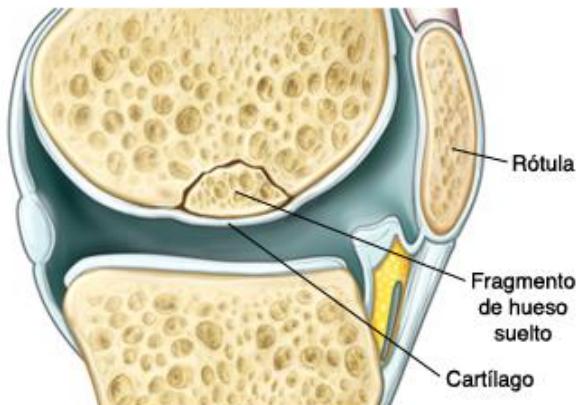


Figura 2-17. Articulación de la rodilla con el fragmento del hueso adyacente a la superficie [34].

- e) **Síndrome de dolor femoro-rotuliano.** El dolor puede ser el resultado de una mala alineación de la rótula sobre el fémur o de unos tendones tensos. El cartílago articular bajo la rótula puede inflamarse, como se muestra en la figura 2-18; también se puede presentar otra lesión conocida como condromalacia rotuliana. Se observa más a menudo en mujeres. Causa de la lesión: Forma de correr incorrecta o calzado inapropiado. Cuádriceps débiles o tirantes. Luxaciones de rótula crónicas. Signos y síntomas: Dolor sobre o debajo la rótula, que empeora después de sentarse durante largos períodos de tiempo o al bajar escaleras. Puede sentirse chasquidos al flexionar la rodilla. Dolor en el centro de la rodilla. Complicaciones si no se trata: La inflamación causada por esta lesión, si se deja desatendida, puede empeorar y causar daños permanentes en las estructuras circundantes. Si el tendón se inflama, finalmente puede romperse. El cartílago bajo la rótula también puede inflamarse. Tratamiento inmediato: Reposo, que puede consistir simplemente en reducir la intensidad y la duración de la actividad, hielo y medicación antiinflamatoria. Rehabilitación y prevención: La rehabilitación empieza con la recuperación de la fuerza y la flexibilidad de los cuádriceps. Cuando se vuelve a la actividad después de que el dolor haya remitido, un aumento gradual de la intensidad, limitando las tensiones repetitivas en la rodilla y unas técnicas de calentamiento adecuadas asegurarán que el dolor no reaparezca. Es conveniente hacer un buen calentamiento antes de entrenar, ya que unos cuádriceps y unos isquiotibiales fuertes contribuyen a prevenir esta lesión.



Figura 2-18. Inflamación en la rótula en el síndrome femoro-rotuliano [35].

f) **Tendinitis rotuliana (rodilla del saltador).** Las actividades que requieren saltos repetitivos como el básquet o el voleibol pueden ocasionar una tendinitis en el tendón rotuliano (figura 2-19), también conocida como rodilla del saltador. Causa de la lesión: Saltos repetitivos. Actividades de correr y chutar. Una lesión de ligamento rotuliano no tratada. Signos y síntomas: Dolor e inflamación en el ligamento rotuliano, especialmente después de extensiones excéntricas repetitivas de la rodilla o de arrodillarse. Edema y sensibilidad alrededor del ligamento (tendón) rotuliano. Complicaciones si no se trata: Al igual que ocurre con la mayor parte de las tendinitis, la inflamación que no se trata causará una irritación adicional que causará más inflamación, creando un círculo vicioso. Esto puede llevar eventualmente a una rotura del tendón. También pueden producirse daños en el tejido circundante. Tratamiento inmediato: RICER y medicación antiinflamatoria. Rehabilitación y prevención: Estirar los cuádriceps, los isquiotibiales y las pantorrillas ayudará a aliviar la presión sobre el ligamento rotuliano. Durante la rehabilitación es importante identificar los procesos que causaron la lesión originaria. Un calentamiento minucioso y un acondicionamiento adecuado pueden ayudar a prevenir el comienzo de esta lesión. Puede ser necesaria al principio una banda de soporte situada por debajo de la rodilla para sujetar el ligamento durante el retorno inicial de la actividad. La prevención de esta lesión requiere unos cuádriceps fuertes y un buen equilibrio de fuerza entre los músculos que rodean la rodilla.

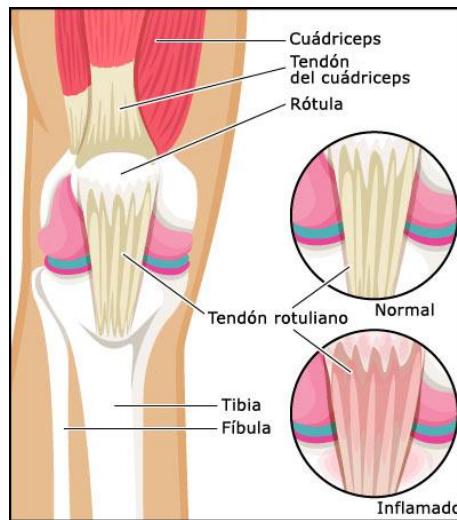


Figura 2-19. Inflamación en el tendón rotuliano, lo cual da como resultado una tendinitis [36].

g) **Condromalacia rotuliana (rodilla de corredor).** Causa de la lesión: Microtraumatismos repetitivos del cartílago en circunstancias de sobreuso. Desalineación de la rótula. Fractura previa o luxación de la rótula. (Figura 2-20) Signos y síntomas: Dolor que empeora después de estar sentado durante períodos prolongados y cuando uno utiliza escaleras o se levanta de una posición sentada. Sensibilidad sobre la rótula. Sensación de irritación o picor cuando se extiende la rodilla. Complicaciones si no se trata: El cartílago que degenera y se vuelve áspero puede causar una cicatriz en la superficie del hueso con la que roza. Esto, a su vez, causa más inflamación. El cartílago también puede desgarrarse provocando la producción de cuerpos extraños en la articulación. Tratamiento inmediato: Reposo, hielo y medicación antiinflamatoria. Rehabilitación y prevención: Es importante limitar la actividad hasta que el dolor haya remitido y volver gradualmente a la actividad. Fortalecer y estirar los cuádriceps también es importante para aliviar la presión sobre la rótula. Debe evitarse las actividades que aumenten el dolor, como una flexión profunda de la rodilla, hasta que sea completamente indolora. Evite cualquier tensión anormal de la rodilla y mantenga los isquiotibiales y los cuádriceps fuertes y flexibles para prevenir esta lesión.

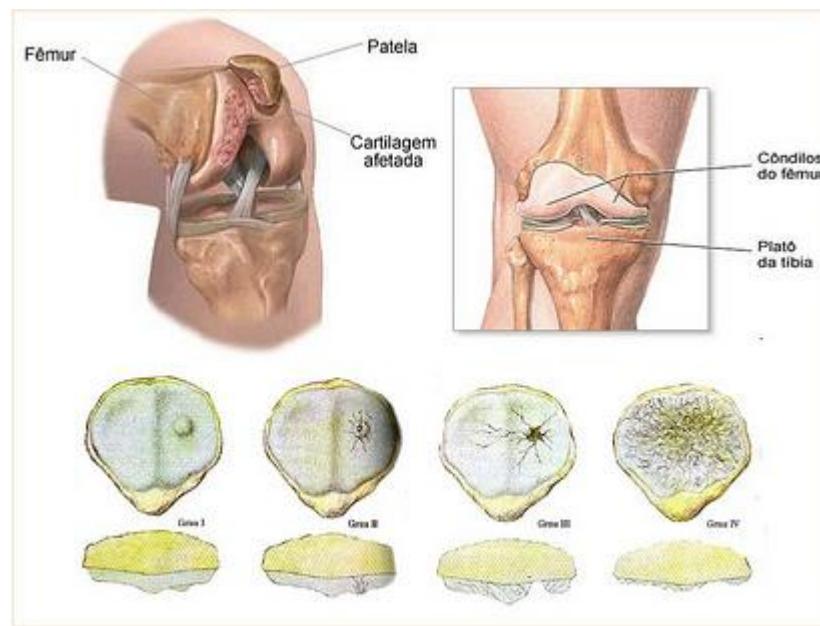


Figura 2-20. Inflamación de la rótula en una condromalacia y sus diferentes grados de lesión [37].

- h) Subluxación de rótula.** Una subluxación de rótula ocurre normalmente durante la desaceleración. Causa de la lesión: Desequilibrio de fuerzas entre los músculos de los cuádriceps laterales y mediales. Impacto en un lado de la rótula. Torsión de la rodilla. Signos y síntomas: Sensación de presión bajo la rótula, dolor y edema detrás de la rótula, dolor cuando se dobla o estira la rodilla. Complicaciones si no se trata: Las subluxaciones continuadas pueden causar pequeñas fracturas en la rótula, desgarros en el cartílago y tensión en los tendones. El fracaso del tratamiento de una subluxación puede occasionar subluxaciones crónicas. Tratamiento inmediato: RICER. Medicación antiinflamatoria. Rehabilitación y prevención: Durante la rehabilitación deben realizarse actividades que no agraven la lesión, como nadar o montar en bicicleta en lugar de correr. Fortalecer el vasto interno y estirar el vasto lateral ayudan a corregir el desequilibrio muscular que puede causar esta lesión. Puede ser necesaria una rodillera para sujetar la rótula en su lugar cuando se reanuda la actividad. Para prevenir las subluxaciones, es importante mantener los músculos que rodean la rodilla fuerte y flexible y evitar impactos en la rótula [38].

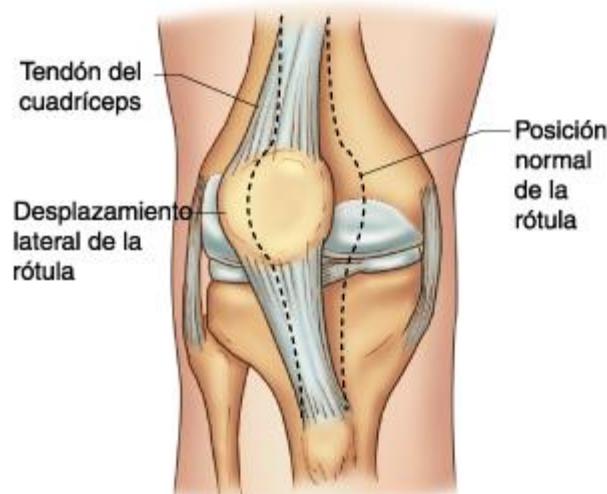


Figura 2-21. Subluxación de la rótula [39].

2.5.2. Tratamiento y rehabilitación

La gestión de la lesión deportiva implica el proceso entero de tratamiento de una lesión deportiva, desde el mismo momento en que se produce la lesión hasta que el jugador lesionado se recupera totalmente y es un 110 % más fuerte y sano de lo que era antes de lesionarse. El tipo de lesiones deportivas a las que se refiere este tipo de proceso de gestión son las lesiones, que son muy comunes en la mayoría, si no en todos los deportes. Este tipo de lesiones son los esguinces, las distensiones, los desgarros y los hematomas, que afectan músculos, tendones, ligamentos y articulaciones, o los tejidos blandos.

La gestión de la lesión deportiva de los tejidos blandos tiene cuatro fases:

- a) Primeros auxilios: durante los tres primeros minutos.
- b) Tratamiento: los siguientes tres días.
- c) Rehabilitación: las siguientes tres semanas.
- d) Acondicionamiento: los siguientes tres meses.

Para una recuperación, las áreas que necesitan ser trabajadas principalmente son la amplitud del movimiento la flexibilidad, la fuerza y la coordinación. En el momento en que el deportista empiece a ganar de nuevo fuerza, flexibilidad y coordinación, puede comenzar a trabajar en áreas más específicas de su deporte [40].

2.5.3. Técnicas de diagnóstico

En las lesiones agudas de la rodilla siempre se deben indicar las radiografías habituales. Las pruebas diagnósticas más complejas las indica el especialista. Las fracturas pueden identificarse en las radiografías de frente y de perfil. Si se sospecha una fractura de la meseta tibial, también se puede solicitar una radiografía con proyección oblicua. El médico debe tener presente que, si se sospecha lesión del ligamento cruzado anterior, puede haber una avulsión de la eminencia intercondílea.

Si se sospecha de una lesión epifisiaria, es importante comenzar la evaluación con las radiografías habituales. Si estas son negativas, pero durante la palpación el paciente experimenta dolor intenso en la zona de crecimiento, es necesario ejercer tensión sobre la articulación de la rodilla con guía radioscópica. La resonancia magnética (RM) es un método preciso para detectar lesiones del ligamento cruzado, el menisco y el ligamento colateral. Se debe señalar que cuando examinan las extremidades con RM no se suele abarcar todo el aparato extensor, de manera que los desgarros del cuádriceps pueden pasar inadvertidos. Las lesiones del aparato extensor también pueden hallarse en la ecografía, pero la utilidad de este método depende en gran medida de la habilidad del operador [41].



Figura 2-22. Maniobras realizadas durante la valoración clínica en un paciente con lesión leve de rodilla, realizada por un especialista.

- a) **Valoración clínica.** La exploración física del aparato locomotor, de modo general consta de cuatro partes: inspección, palpación, exploración de movimientos y pruebas/test especiales. Al ser un examen complicado y meticuloso, es fácil que el médico se olvide de explorar alguna estructura anatómica, por lo que es de ayuda el memorizar y realizar un procedimiento sistemático siempre que se explore una misma articulación, en este caso, la rodilla. En la inspección, con el paciente en la camilla, se busca encontrar signos de inflamación en la articulación; calor, rubor, tumor, hematomas, cicatrices, atrofias musculares, etc. La palpación debe ser minuciosa, intentando encontrar puntos dolorosos y cambios de temperatura. Durante la exploración, se tiene que evaluar tanto la movilidad activa como la pasiva [42].
- b) **Técnica de Rayos-X.** Los rayos X, o radiografía, de los huesos utilizan una dosis muy pequeña de radiación ionizante para producir imágenes de cada hueso del cuerpo. Se utiliza comúnmente para diagnosticar huesos fracturados o dislocación de articulaciones. Las radiografías de huesos son la forma más rápida y fácil de ver y evaluar fracturas de hueso, lesiones, y anomalías en las articulaciones [43]. Son ideales para el diagnóstico de fracturas óseas, sin embargo, no son capaces de captar cambios en los tejidos blandos de la rodilla, el músculo o el desgarro de un menisco.
- c) **Técnica de resonancia magnética.** La RM es un método preciso para detectar lesiones de ligamento cruzado, el menisco y el ligamento colateral. A diferencia de las radiografías y la tomografía computarizada, que utilizan radiación, la resonancia magnética utiliza imanes y ondas de radio potentes [44]. Dentro de las ventajas que abarca esta técnica es importante mencionar que muchos ligamentos de la rodilla y rupturas de meniscos son diagnosticados por RM, las

resonancias también pueden detectar cambios en los tejidos blandos relacionados con la artritis en la rodilla que no aparecen en las radiografías. Las principales desventajas son que las RM son más costosas que las radiografías. Además, las máquinas de resonancia magnética no están tan fácilmente disponibles como las máquinas de rayos-X. Si el paciente siente incomodidad al permanecer en espacios cerrados, esta puede ser una complicación [45].

d) Técnica de ultrasonido. El ultrasonido proporciona información como la presencia de líquido en tejidos y articulaciones y el estado de tendones y bursas. Está indicado en cuatro diferentes condiciones: la confirmación y delimitación de una masa palpable clínicamente, la observación de masas intraarticulares que causen trastornos internos de la rodilla, la confirmación de la naturaleza quística de una masa observada por resonancia magnética y detectar complicaciones (hematoma, absceso, seroma) de procedimientos quirúrgicos como artroscopia y cirugía abierta de la rodilla [46]. Dentro de las ventajas que presenta la técnica se puede enumerar: el ultrasonido es una forma de radiación no ionizante, por lo cual es considerada como una técnica segura para el cuerpo humano, tiene un costo menor a muchos otros sistemas de imagenología, produce imágenes en tiempo real, tiene resoluciones en orden de los milímetros, puede dar información del flujo sanguíneo y es portátil. Las principales desventajas son que los órganos que contienen gases o estructuras óseas no pueden verse correctamente, depende mucho del operador y es difícil de obtener imágenes buenas en pacientes que presentan sobrepeso.

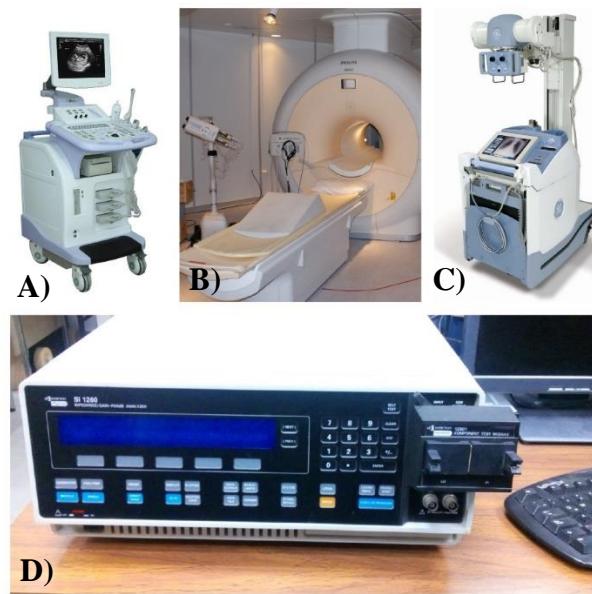


Figura 2-23. Equipos con los que se realiza un diagnóstico de lesión de rodilla (ultrasonido (a), resonancia magnética (b), rayos-X (c)) y equipo de espectroscopía de impedancia (d).

Referencias

- [17] Lloret-Riera M. Generalidades. En: Anatomía aplicada a la actividad física y deportiva. Tercera Edición. España: Paidotribo; 2012. p. 16-45.
- [18] Silvela F. Histología. Primera Edición. España: CTO Editorial; 2013.
- [19] Anatomía de rodilla. Fisioterapia para todos. Disponible en: <http://www.fisioterapiaparatodos.com/anatomia/anatomia-de-rodilla/> [Fecha de acceso: 15 de Marzo del 2017]
- [20] Arnheim D. Modern Principles of Athletic Training. St. Louis, Missouri; 1985
- [21] Lesiones de los meniscos. Disponible en: <http://www.cto-am.com/menisco.htm> [Fecha de acceso: 15 de Marzo del 2017]
- [22] García-Porrero J. Aparato locomotor de la extremidad inferior. En: Anatomía Humana. España: Mc GrawHill; 2005. p. 299-301
- [23] Ligamento cruzado anterior. Disponible en: <http://es.slideshare.net/salomemartinez/ligamento-cruzado-anterior-21223873> [Fecha de acceso: 27 de Febrero del 2015]
- [24] Arnheim D. Modern Principles of Athletic Training. St. Louis, Missouri; 1985
- [25] Góngora-García L. et al. Articulación de la rodilla y su mecánica articular. MEDISAN 2003; 7(2): 100-109.
- [26] Kinesioterapia I. Disponible en: <https://es.slideshare.net/KaworuDix/rodilla-27230937> [Fecha de acceso: 02 de Junio del 2017]
- [27] Walker, B. Explicación de la lesión deportiva. En: La anatomía de las lesiones deportivas. Primera edición. Barcelona, España: Paidotribo; 2010. p. 28 – 45.
- [28] Vorvick, Linda J. Lesión del ligamento medial colateral. University of Washington School of Medicine. Mediline Plus. Actualizado 04 de Marzo del 2015. Disponible en: http://www.nlm.nih.gov/medlineplus/spanish/ency/esp_imagepages/8863.htm [Fecha de acceso: 07 de Marzo del 2015]
- [29] Lesión del ligamento cruzado anterior. Actualizado 09 de Octubre del 2011. Disponible en: <http://experiencialesionlca.blogspot.mx/> [Fecha de acceso: 07 de Marzo del 2015]
- [30] Personal de Healthwise. Desgarros de menisco. Revisado 10 de Septiembre del 2012. Disponible en: <https://espanol.kaiserpermanente.org/static/health-encyclopedia/us/kb/zm24/22/zm2422.shtml> [Fecha de acceso: 07 de Marzo del 2015]

- [31] ¿Qué es la bursitis? Disponible en: <http://www.fairview.org/espanol/BibliotecadeSalud/art%C3%ADculo/82640> [Fecha de acceso: 08 de Marzo del 2015]
- [32] Síndromes de plica. Fecha de actualización: 10 de Noviembre del 2011. Disponible en: <http://osteomuscular.com/RODILLA/plicarodilla.html> [Fecha de acceso: 08 de Marzo del 2015]
- [33] Lesiones de rodillas de corredores: la enfermedad Osgood-Schlatter. Prevención para corredores. Runfiners. Disponible en: <http://runfiners.com/2012/06/lesiones-en-rodillas-de-corredores-la-enfermedad-osgood-schlatter-prevencion-para-corredores/> [Fecha de acceso: 08 de Marzo del 2015]
- [34] Cuando su hijo tiene osteocondritisdisecante. Fairview. Disponible en: <http://www.fairview.org/espanol/BibliotecadeSalud/art%C3%ADculo/89344> [Fecha de acceso: 08 de Marzo del 2015]
- [35] Síndrome Femoropatelar. Disponible en: <http://www.tonbenar.com/Sindromefemoropatelar.aspx> [Fecha de acceso: 08 de Marzo del 2015]
- [36] Rodilla del saltador (tendinitis rotuliana). Disponible en: <http://www.rchsd.org/health-articles/rodilla-de-saltador-tendinitis-rotuliana/> [Fecha de acceso: 08 de Marzo del 2015]
- [37] Condromalacia rotuliana. Disponible en: <http://traumamodern.blogspot.mx/2012/12/condromalacia-rotuliana-parte-i.html> [Fecha de acceso: 08 de Marzo del 2015]
- [38] Walker, B. Lesiones deportivas de rodilla. En: La anatomía de las lesiones deportivas. Primera edición. Barcelona, España: Paidotribo; 2010. p. 776-854.
- [39] Luxación recidivante de rótula. Disponible en: <http://drcmelendez.com/luxacion-recidivante-de-rotula.html> [Fecha de acceso: 08 de Marzo del 2015]
- [40] Walker, B. Tratamiento y rehabilitación de la lesión deportiva. En: La anatomía de las lesiones deportivas. Primera edición. Barcelona, España: Paidotribo; 2010. p. 177 – 45.
- [41] Bahr R., Maehlum S. Lesiones deportivas. Diagnóstico tratamiento y rehabilitación. Tercera Edición. Madrid, España: Editorial Panamericana; 2004.
- [42] García Prieto E., Alonso Moreno F.J., Vicario Espinoza C., Jiménez Pina I. Exploración de rodilla y hombro. SEMERGEN 2009; 35(10): 517-522.
- [43] Rayos X óseo (radiografía). Disponible en: <https://www.radiologyinfo.org/sp/info.cfm?pg=bonerad> [Fecha de acceso: 14 de Agosto del 2017]

- [44] Wilkinson ID, Paley MNJ. Magnetic resonance imaging: basic principles. In: Grainger RC, Allison D, Adam, Dixon AK, eds. Diagnostic Radiology: A Textbook of Medical Imaging. 5th ed. New York, NY: Churchill Livingstone; 2008: chap 5.
- [45] Borba-Neves E, Visintainer-Pino A, Rodrigues de Alameida R, Nogueira M. Knee bioelectric impedance assessmentin healthy/ with osteoarthritis subjects. IOP science 2010; 31 :(207-219)
- [46] Torreblanca-Orozco O., González-Sánchez J., Procedimientos, técnicas y comunicaciones en ortopedia y traumatología. Rev Mex Ortop Traum 2002; 16(1): Ene.-Feb: 36-39. Disponible en: <http://www.medigraphic.com/pdfs/ortope/or-2002/or021j.pdf> [Fecha de acceso: 16 de Agosto del 2017]

Capítulo 3

Técnica de Impedancia Bioeléctrica

3.1 Introducción

La práctica y desarrollo de esta técnica se basa fundamentalmente en la medición de la impedancia (Z) o respuesta que los tejidos biológicos presentan, en función a sus propiedades, al paso de una corriente eléctrica alterna con una intensidad de voltaje muy baja, por debajo de los umbrales de percepción del cuerpo humano [47,48].

El desarrollo de la metodología de impedancia bioeléctrica ha dado lugar a numerosas técnicas, de acuerdo con el número de frecuencias del estímulo eléctrico aplicado al individuo y al tipo de medición. De ahí, que en el mercado se puedan encontrar equipos de impedancia bioeléctrica mono y multifrecuencia. La impedancia eléctrica única, a una frecuencia de 50 kHz, permite medir el agua corporal total y la de múltiple frecuencia, que abarca frecuencias desde 100 kHz a 1 MHz, permite discriminar entre agua extra e intracelular, facilitando la cuantificación del volumen de estos compartimentos, así como la estimación de la masa celular corporal y la masa extracelular, ya que la aplicación de altas frecuencias logra la penetración de la membrana celular [49].

Muchas aplicaciones clínicas de la impedancia bioeléctrica y bioelectricidad están bien establecidas: el registro de señales bioeléctricas desde el corazón (ECG) fue introducido por Waller en el año de 1887 y llevado al uso clínico por Einthoven alrededor de 1905, y sigue siendo un examen muy importante en los hospitales de todo el mundo. La electrocirugía llegó en la misma posición a partir de los años treinta. La grabación de señales bioeléctricas del cerebro (electroencefalograma EEG) se introdujo en la década de 1940, el uso de marcapasos y desfibriladores inició en la década de 1960. La pletismografía pulmonar y la determinación de la frecuencia respiratoria se han utilizado en los monitores ECG durante varias décadas. Los electrodos divididos con monitorización de impedancia de contacto electrodo-tejido se han utilizado durante mucho tiempo en aplicaciones médicas críticas.

En los últimos años han surgido nuevas aplicaciones. La pletismografía basada en la immitancia se usa para medir el gasto cardíaco tanto con electrodos transcutáneos como con implantes de marcapasos. La tomografía de impedancia eléctrica (TIE) se utiliza para la imagen pulmonar de los recién nacidos. Diferentes tipos de métodos de diagnóstico de piel se han tomado en uso para el cáncer de piel, dermatitis, humedad de la piel, la actividad del sudor y la hiperhidrosis. El alivio del dolor se obtiene con la electroestimulación transcutánea

o dispositivos implantados. La isquemia de órganos y los procesos de rechazo pueden ser monitoreados. El balance hídrico se puede determinar junto con la monitorización del tratamiento de diálisis. Se explotan aplicaciones *in vivo* de electroporación y terapia farmacológica. La ablación tisular se realiza con catéteres o endoscopios con corriente de radiofrecuencia (RF). Se puede realizar la caracterización de tejidos y determinar la posición de la aguja. Los ángulos de las articulaciones se pueden determinar con electrodos de piel.

La composición corporal y el índice de fluido intra/extracelular pueden determinarse para monitorear la nutrición y el entrenamiento físico. Pequeños medidores portátiles para la frecuencia cardiaca y la tasa de respiración durante el ciclismo o ejercicio de cinta ergométrica han encontrado un gran mercado como parte de la instrumentación para la medicina deportiva.

¿Quiénes trabajan con bioimpedancia y bioelectricidad?

Industria, institutos de investigación, centros de intervención y universidades están haciendo investigación básica dentro de nuestra disciplina. El objetivo de la industria es desarrollar productos competitivos. El objetivo de los institutos y universidades es desarrollar nuevos conocimientos académicos y publicarlos. Los ingenieros biomédicos, los biofísicos, los matemáticos, los electroquímicos y los informáticos están todos involucrados en el desarrollo de nuevos métodos y nuevos conocimientos. Los médicos son a menudo clínicamente orientados y se ocupan de las aplicaciones dentro de su especialidad: Anestesia, Cardiología, Dermatología, Neurología, Medicina Física y Cirugía [50].

3.1.1 Antecedentes de las medidas de impedancia bioeléctrica

Las medidas de impedancia eléctrica en tejidos biológicos tienen una historia que se remonta a finales del siglo XVIII, con los experimentos realizados por Galvani [51]. A lo largo del tiempo diversos investigadores han buscado la aplicabilidad de la medida de impedancia eléctrica en los diferentes campos de la medicina. Uno de los primeros trabajos fue el de G.N. Stewart en 1890. En donde propuso un método para caracterizar los tiempos de circulación sanguínea de diferentes órganos biológicos a partir de la conductividad eléctrica de la sangre. Pero no fue hasta mediados de los años 30 y 40 cuando el biofísico Kenneth Stewart Cole presentó sus primeros trabajos sobre partículas esféricas, desarrollando modelos matemáticos y circuitos equivalentes para la descripción de los vectores de impedancia. Tal fue la importancia de su investigación que después de 50 años, sus investigaciones siguen contribuyendo en la caracterización de las medidas espectrales de impedancia. Posteriormente, gracias a los trabajos científicos de Schwan [52], Nyoer y Kubieck [53] comienzan los primeros pasos para sentar las bases en la medición de la impedancia eléctrica en tejidos biológicos.

Las medidas de impedancia eléctrica determinan información acerca del tejido, siempre y cuando el evento en análisis presente un cambio en dimensión, en sus propiedades

eléctricas o en su conductividad [54]. No fue hasta principios del siglo XX cuando se estudió la estructura de los tejidos biológicos basados en sus propiedades eléctricas pasivas, lo cual demostró que los tejidos biológicos son conductores y su resistencia variaba con la frecuencia.

Las medidas de impedancia eléctrica pueden ser clasificadas en dos tipos. El primero es el estudio de los cambios de impedancia asociados con el sistema circulatorio y la respiración. El objetivo de esta aplicación es dar información cualitativa y cuantitativa de los cambios de volumen en pulmones, corazón, arterias periféricas y venas. El segundo implica la determinación de características de los tejidos corporales tales como: hidratación, edema, volumen de fluidos corporales, volumen intra y extracelular, porcentaje de grasa y, en general, el estado de los tejidos y las células que lo constituyen.

La instrumentación utilizada en las medidas de impedancia es relativamente barata. Además, es una técnica no ionizante que puede ser no invasiva. Estos hechos han animado su posible aplicación en diferentes áreas. Sin embargo, es una medida que está influenciada por muchos factores, incluyendo la geometría, la conductividad del tejido y el flujo sanguíneo, entre otras [55]. Utilizando múltiples electrodos (típicamente 16) es posible obtener imágenes de una sección del cuerpo, lo que se denomina Tomografía de Impedancia Eléctrica (TIE), pero su resolución es inferior al 10% del diámetro de la imagen.

La caracterización de tejidos sanos y patológicos basados en sus características eléctricas es un aspecto de frecuencia determinado se denomina Espectroscopía de Impedancia Eléctrica (EIE).

3.1.2 Concepto de impedancia bioeléctrica

La impedancia bioeléctrica se define como la oposición que presentan los tejidos biológicos al paso de una corriente eléctrica a través de ellos. Los valores de impedancia varían dependiendo de la frecuencia de la corriente de inyección, el tipo de tejido y sus características histológicas [56].

La resistencia, la capacitancia y la inductancia son propiedades fundamentales en la medición e interpretación de las medidas de impedancia eléctrica. La resistencia es una medida que define la oposición que presenta un objeto al paso de flujo de partículas con carga eléctrica. La capacitancia es una expresión que indica la capacidad que tiene un elemento o sistema de almacenar y liberar energía. Y la inductancia es una medida de la oposición a un cambio de corriente de una bobina que almacena energía en presencia de un campo magnético. A efectos prácticos vamos a considerar que los efectos inductivos son despreciables en materiales biológicos a frecuencias por debajo de 1 MHz.

Un concepto útil en la interpretación de las medidas de impedancia eléctrica es la reactancia. Al igual que la resistencia, esta proporciona información sobre la capacidad de un elemento o sistema capacitivo de oponerse al paso de flujo de electrones.

La reactancia es análoga a la resistencia, es decir, un elemento que presenta una reactancia capacitiva alta, tiene una alta capacidad de oponerse al paso de una corriente alterna (AC); y viceversa. Al igual que la resistencia, su unidad de medida es el ohm (Ω) y depende de la frecuencia de la corriente de inyección. La ecuación de la reactancia capacitiva se expresa:

$$X(f) = -\frac{1}{2\pi f C} \quad (3.1)$$

La impedancia eléctrica es una magnitud que es directamente proporcional a la tensión en AC (V) e inversamente proporcional a la intensidad de corriente en CA (I). Se representan mediante un número complejo en donde, la parte real está representada por la resistencia y la parte imaginaria por la reactancia capacitativa, como se muestra en la siguiente ecuación:

$$Z = R + jX \quad (3.2)$$

La impedancia eléctrica (Z) varía con la frecuencia, en materiales biológicos veremos que tanto R como C también varían con la frecuencia debido a fenómenos de relajación asociados a distintos procesos físicos.

3.1.3 Estructura Celular Básica

Una célula (del latín *cellula*, diminutivo de *cellam*, celda o cuarto pequeño) es la unidad estructural, histológica y anatómica de los seres vivos. Cada una de ellas está organizada para formar tejidos, órganos y sistemas biológicos orientados a una función específica.

La célula eucariota está conformada por tres partes fundamentales, ver figura 3-1:

- a) La membrana celular o citoplasmática, formada por una bicapa lipídica compuesta de proteínas y grasa que rodea la célula, y representa el límite entre el medio intracelular y extracelular. Su función principal es mantener el intercambio iónico con el exterior a través de los canales que forman los fosfolípidos creados mediante la distribución de proteínas. La membrana citoplasmática conserva las diferencias de concentración de los iones de sodio (Na^+) y de potasio (K^+) entre los medios citoplasmático y extracelular (bomba sodio-potasio). Dicha diferencia establece un potencial eléctrico negativo intracelular.
- b) El citoplasma, es el medio intracelular que se encuentra entre el núcleo y la membrana plasmática. Su función principal es la de conservar en flotación los organelos celulares.
- c) El núcleo, es un cuerpo rodeado por una envoltura que protege en su interior a los nucléolos y cromosomas. Su función es la de controlar las actividades

celulares, proteger el material genético y mediar en la replicación del ADN durante el ciclo celular.

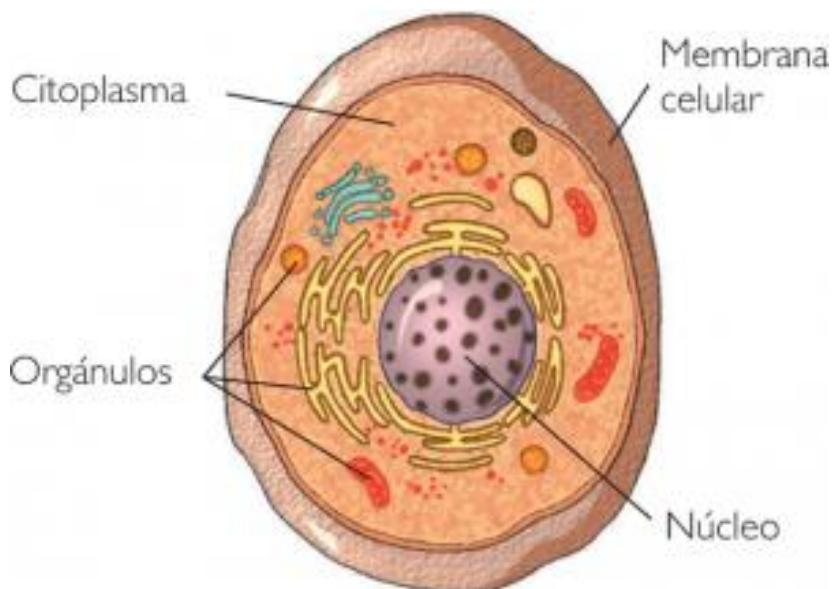


Figura 3-1. Estructura celular básica [57].

3.2 Propiedades eléctricas de los tejidos

3.2.1 Tejidos y órganos

El tejido es un material muy heterogéneo, las células son de tamaño diferente y con funciones muy distintas. Hay una gran diferencia entre la conductividad tisular: desde el tejido líquido que fluye a través de los vasos sanguíneos hasta las vainas de mielina como aislantes que rodean los axones de las células nerviosas, desde el tejido conectivo especializado para soportar el estrés mecánico hasta los huesos y los dientes, masas musculares, las partes muertas de la piel, el gas en el tejido pulmonar, etc. Desde el punto de vista eléctrico, es imposible considerar el tejido como un material homogéneo.

Se considera que las membranas celulares tienen una capacitancia alta y un patrón de conductividad bajo. En corriente continua (DC) y bajas frecuencias, la corriente pasa alrededor de las células. El interior de la célula contribuye en menor grado al flujo de corriente. A frecuencias más altas, la capacitancia de la membrana deja pasar la corriente alterna (AC), ver figura 3-2. El efecto de la membrana desaparece y la corriente fluye por todas partes de acuerdo con la conductividad iónica local. Los datos del tejido eléctrico se tabulan en la Tabla 3.1.

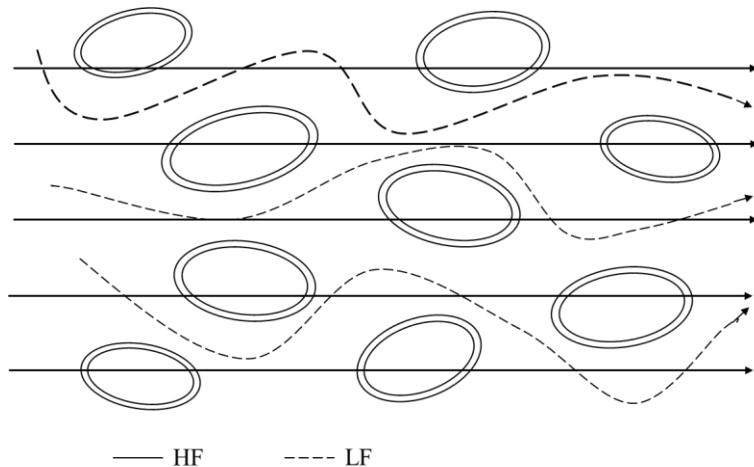


Figura 3-2. Corriente a través del tejido a bajas frecuencias (LF) y altas frecuencias (HF)

Tabla 3-1. Conductividad eléctrica de tejidos biológicos.

Tissue	σ (S/m) 1 Hz–10 kHz	σ (S/m) ca 1 MHz	φ_{\max} @<10 MHz	anisotropy
Human skin, dry	10^{-7}	10^{-4}	80°	?
Human skin, wet	10^{-5}	10^{-4}	30°	?
Bone	0.005–0.06		20°	Strong
Fat	0.02–0.05	0.02–0.05	3°	Small
Lung	0.05–0.4	0.1–0.6	15°	Local
Brain (grey matter)	0.03–0.4	0.15	15°	Small
Brain (white matter)	0.03–0.3			Strong
Liver	0.2	0.3	5°	?
Muscle	0.05–0.4	0.6	30°	Strong
Whole blood	0.7	0.7	20°	Flow dependent
Urine	0.5–2.6	0.5–2.6	0°	0
CSF	1.6	1.6	0°	0
Saline, 0.9%, 20°C	1.3	1.3	0°	0
Saline, 0.9%, 37°C	2	2	0°	0
Seawater	5	5	0°	0

Es muy difícil tabular la conductividad del tejido, en particular del tejido vivo. Tradicionalmente, el tejido se clasifica en cuatro grupos de medicina: epitelio, músculo, tejido conectivo y tejido nervioso.

Además, los valores dependen de la frecuencia, temperatura, contenido de agua, perfusión de sangre y el estado del cuerpo. La diferencia entre los datos de humanos y el tejido animal de mamíferos generalmente se considera pequeña [58].

3.2.2 Zonas de dispersión

En la figura 3-3 se muestran las zonas de dispersión que reflejan un aumento de la conductividad y una disminución de la permitividad con el incremento de la frecuencia. Se pueden observar tres zonas de variación de conductividad denominadas dispersiones (la zona α , β y γ).

La primera zona de dispersión es conocida como la zona alfa (α). En ella la célula es poco conductiva comparada con el medio extracelular, y presenta valores de permitividad debido a los procesos de difusión iónica que se producen en la membrana celular. Su rango frecuencial está centrado sobre los 100 Hz.

La segunda zona de dispersión se encuentra ubicada en el rango de la radiofrecuencia, es decir, de 0.001 a 100 MHz y es conocida como la zona beta (β). El comportamiento eléctrico celular en esta zona está determinado por las propiedades dieléctricas de la membrana celular y su interacción con los electrolitos del medio intra y extracelular. Además de estar estrechamente relacionada con la agrupación de las células que forman diferentes tejidos biológicos.

La tercera zona de dispersión se le conoce como la zona gamma (γ) y su rango frecuencial es de 0.1 a 100 GHz. Esta dispersión se debe siempre a la relajación de las moléculas libres de agua presentes en los tejidos, y se presenta a las mismas frecuencias que el agua que se encuentra fuera de los materiales biológicos [59].

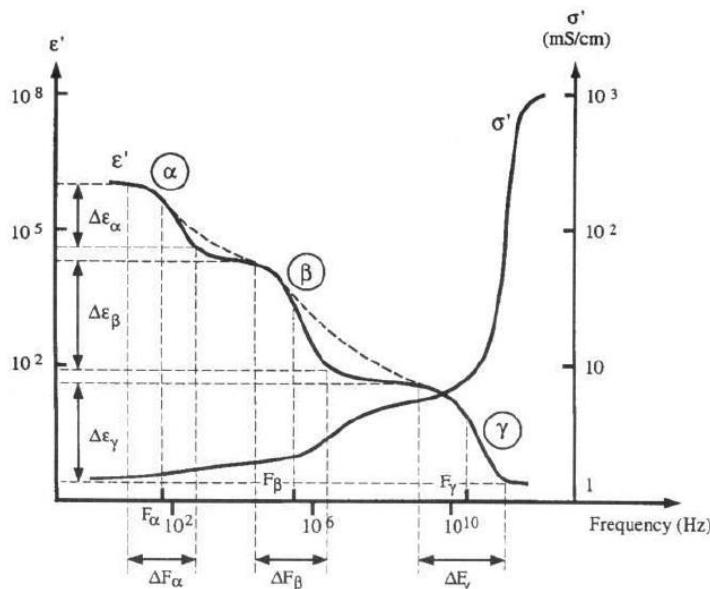


Figura 3-3. Comportamiento de la conductividad y de la permitividad en los tejidos biológicos [60].

3.3 Tipos de medida de impedancia bioeléctrica

El procedimiento de obtención de las medidas de impedancia eléctrica en los tejidos biológicos se caracteriza por la inyección de una corriente alterna de baja amplitud y la medición de los potenciales registrados en la superficie. La medición de estos y su desfase respecto a la señal de corriente se realiza a través de una configuración en serie de un determinado número de electrodos. Cada configuración es un método de medida. Existen 3 métodos de medición: el primero es mediante una configuración de 2 electrodos (2EM-Electrode Method), el segundo mediante 4 electrodos (4EM); y el tercero mediante 3 electrodos (3EM).

En el método 2EM, la variación de los potenciales registrados (V_0) se encuentra en función de la impedancia de los electrodos y la debida a los cambios fisiológicos, la impedancia total es la suma de estas impedancias. Las principales desventajas de este método, cuando se implementan electrodos superficiales es la alteración de las medidas de impedancia debido a que la impedancia de la interfaz electrodo-piel es muy elevada en comparación con la del tejido.

En el método 3EM, se colocan tres electrodos en serie, se incide una corriente en los electrodos de inyección y de referencia, los potenciales son registrados a través del electrodo central y el de referencia, la principal desventaja de este método es que la medida es sensible a la impedancia del electrodo de referencia.

La configuración de los electrodos que se realizó en este estudio fue mediante 4 electrodos (4EM), la cual es la solución para evitar las desventajas de los métodos 2EM y 3EM. En el método 4EM, se utilizan dos electrodos para la inyección de corriente y otros dos para la detección de los potenciales, ver figura 3-4. Esto exige que la impedancia de entrada de la etapa del sistema electrónico de detección de los potenciales sea elevada; y que no provoque una saturación en los circuitos de inyección de corriente. Los posibles errores de medida a diferentes frecuencias se deben a la presencia de impedancias parásitas (ej. capacitancia entre cables o impedancia de entrada de equipo de instrumentación) [61].

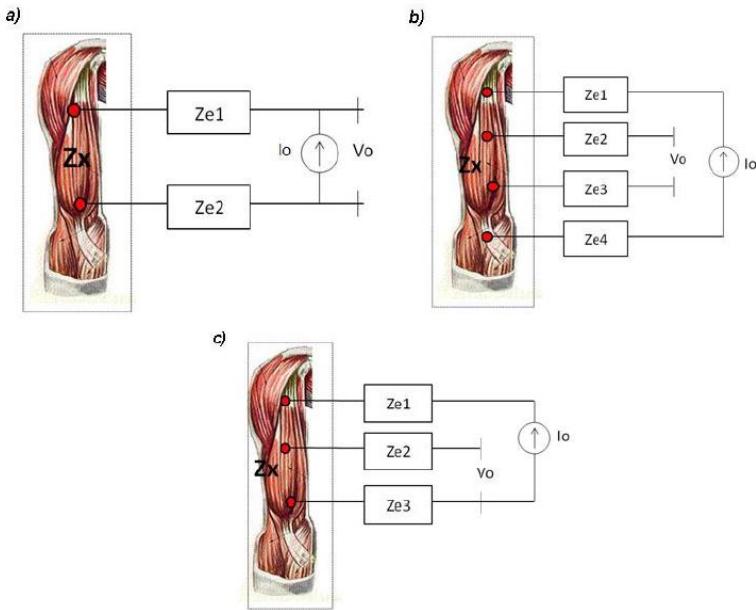


Figura 3-4. Tipos de medida de impedancia eléctrica: a) medida de tipo 2M, b) medida de tipo 4M, y c) medida de tipo 3M.

3.4 Electrodos en las medidas de impedancia bioeléctrica

El transductor que permite realizar las medidas de impedancia eléctrica en los tejidos biológicos son los electrodos. Los cuales permiten convertir las corrientes iónicas que aparecen en los fluidos orgánicos en corrientes electrónicas que pueden ser medidas adecuadamente.

La mayoría de las medidas clínicas de impedancia eléctrica se han realizado utilizando electrodos de tipo ECG (Ag/AgCl). Las ventajas de usar este tipo de electrodos son:

- Presentan una buena conductividad eléctrica
- Tienen una baja impedancia de polarización
- Son termodinámicamente reversibles
- Facilidad de fabricación, esto influye en el precio final del electrodo y es un motivo importante en su elección

Las desventajas en la implantación de este tipo de electrodo (ECG Ag/AgCl) son:

- a) La pérdida de sus propiedades por desgaste o envejecimiento debido a la exposición a la luz
- b) El deterioro de la capa de cloruro por la acción de sustancias orgánicas con las que pudiera entrar en contacto en su uso normal

Al considerar el uso de electrodos superficiales, se consideró la alta impedancia de la interfaz electrodo-piel provocada principalmente por la capa superficial de la epidermis. Una manera de disminuirla fue eliminar parcialmente el estrato córneo mediante:

- a) Frotamiento a través de una gasa humedecida en alcohol
- b) Abrasión a través del frotamiento de un papel rugoso y áspero
- c) La utilización de electrolitos

Otro problema a considerar en la implementación de electrodos superficiales es el mal contacto a causa del vello y la transpiración. Esto afecta a la interfaz electrodo-piel provocando un mal contacto, y por tanto, causando artefactos en la adquisición de las medidas de impedancia [62].

3.5 Espectroscopia por impedancia bioeléctrica (BIS)

La espectroscopia de impedancia bioeléctrica (BIS) es un método relativamente nuevo y poderoso para caracterizar muchas de las propiedades eléctricas de los materiales y sus interfaces con electrodos conductores. Se puede utilizar para investigar la dinámica de la carga ligada o móvil en las regiones masivas o interfaciales de cualquier tipo de material sólido o líquido: iónico, semiconductor, mixto electrónico-iónico e incluso aislantes (dieléctricos).

El enfoque general es aplicar un estímulo eléctrico (una tensión o corriente conocida) a los electrodos y observar la respuesta (la corriente o el voltaje resultante) en un rango frecuencial determinado.

Existen instrumentos en el mercado disponibles que miden la impedancia en función de la frecuencia de forma automática en los rangos de frecuencia de aproximadamente 1 mHz a 1MHz y se interconectan fácilmente con microcomputadoras de laboratorio. Las ventajas de este enfoque son la disponibilidad de estos instrumentos y la facilidad de su uso, así como el hecho de que el experimentador puede lograr una mejor relación señal/ruido en el rango de frecuencias de mayor interés.

Uno de los aspectos más atractivos de la espectroscopía de impedancia como herramienta para investigar las propiedades eléctricas y electroquímicas de materiales y sistemas es la conexión directa que a menudo existe entre el comportamiento de un sistema real y el de un circuito modelo ideal que consiste en componentes electrónicos discretos. El investigador típicamente compara o ajusta los datos de impedancia a un circuito equivalente, que es representativo de los procesos físicos que tienen lugar en sistema bajo investigación [63].

Basado en el principio de que el agua extracelular y los fluidos intracelulares contienen iones y son conductores, las mediciones de su volumen se basan en su resistencia o su impedancia, ya que las membranas celulares pueden actuar como condensadores a frecuencias bajas o intermedias. La consecuencia del comportamiento capacitivo de las células de membrana es que la resistencia al agua extracelular debe medirse a muy baja frecuencia ($<1\text{kHz}$), y la del agua intracelular y el agua extracelular combinadas a muy alta frecuencia ($>5\text{MHz}$). Sin embargo, por razones técnicas, los medidores de impedancia que usan electrodos de superficie están limitados a un rango de frecuencias de 5-1000 kHz y la resistencia al agua extracelular (R_e) y el agua corporal total uno (R_∞) deben calcularse extrapolando a cero e infinitas frecuencias, respectivamente. Incluso si las mediciones fueran posibles a muy bajas y muy altas frecuencias, estas resistencias limitantes no se obtendrían debido a los mecanismos de relajación en los tejidos vivos que evitarían que la impedancia alcanzara el eje real. Esta extrapolación se ve facilitada por la observación de que el locus de datos de impedancia en el plano de reactancia de resistencia se encuentra en un semicírculo con un centro debajo del eje horizontal, de acuerdo con el modelo de Cole [64].

Entonces, R_0 (en frecuencias cero) y R_∞ se encuentran como las intersecciones del círculo con el eje de resistencia, ya que la reactancia se desvanece en estas frecuencias. Esta determinación de R_e , asimilada a R_0 y R_∞ es el primer paso del método BIS de determinación de volúmenes de fluidos corporales [65].

La técnica de espectroscopía de impedancia eléctrica ha sido utilizada desde los años cincuentas, entre otros, Herman P. Schwan [66], estudió las propiedades eléctricas de los diferentes tejidos biológicos y desarrolló técnicas para realizar las medidas en diferentes márgenes frecuenciales. Nyober [67] y Kubicek [68] desarrollaron su utilización en temas cardiovasculares. Estas aplicaciones se han visto complementadas por otros estudios, como son los de crecimientos celulares, composición corporal, movimiento de fluidos y distinción entre tejidos sanos y cancerosos, entre otros, que han constituido un núcleo de trabajo para las medidas de impedancia, ya sean a una frecuencia o mediante el estudio de su espectro.

3.5.1 Sistemas de espectroscopia de impedancia bioeléctrica

Existen diversos métodos aplicados a la medida de impedancia eléctrica. Aparecen sistemas basados en puentes de impedancias, en circuitos resonadores, en medida de corriente y tensión, en analizadores de redes (reflectometría en el dominio frecuencial) o reflectometría en el dominio temporal. Dado que el margen de frecuencias en el que se trabajará abarca desde las decenas de Hz hasta los MHz, los métodos más usualmente utilizados son la medida de tensión y corriente o bien el pseudopuente balanceado, existiendo diferentes equipos comerciales que permiten realizar estas medidas de caracterización de materiales en este margen frecuencial [69].

En este trabajo se utilizará un equipo Solartron SI1260 (ver figura 3-5) para realizar las medidas de espectroscopia. El analizador de impedancia 1260 utiliza potentes técnicas digitales y analógicas controladas por un microcontrolador para proporcionar una amplia gama de mediciones de impedancia y respuesta de frecuencia. Estas incluyen:

- Unidad senoidal única y análisis del Sistema o componente bajo prueba sobre el rango frecuencial 10mHz a 32MHz.
- Integración de medición e integración automática de la entrada del analizador para el rechazo de armónicos y ruido.
- Instalación de barrido para cualquiera de las tres variables de medida, frecuencial, amplitud o sesgo.
- Una amplia gama de características de transferencia de voltaje y corriente, cada una disponible a partir de los datos base originales, que incluyen:
 - Coordenadas polares, logarítmicas y cartesianas del resultado de medición de tensión
 - Coordenadas polares y cartesianas de características de transferencia actuales
 - Coordenadas polares y cartesianas de impedancia y admisión
 - Valores de inductancia o capacitancia, con resistencia, factor de calidad o factor de disipación, para circuitos en serie o en paralelo
- Salida del trazador, de datos inmediatos o archivados, a un trazador digital en el GPIB.
- Control de límite y facilidad de reducción de datos. La salida de datos puede limitarse a los resultados que caen dentro o fuera de los valores definidos por el usuario.
- Puertos de salida seleccionables desde: RS 423, BPIB y el archivo de historial.
- Escala de resultados, que incluye: una función de normalización que separa los resultados deseados de los confusos datos de fondo; y, para mediciones de

impedancia, una facilidad de nulidad que compensa la capacitancia parásita y la inductancia.

- Instalación de Vernier, que permite ajustar el accionamiento mientras se realizan las mediciones.
- Aprenda la facilidad del programa, que le permite al instrumento aprender una serie de configuraciones y comandos de control.
- Clasificación de componentes, manual o automática.
- Instalación de autoprueba.
- Control local desde un panel de teclas simplificado o control remoto desde GPIB [70].



Figura 3-5. Equipo de espectroscopía de impedancia, SOLARTRON SI1260

3.6 Tomografía por impedancia bioeléctrica (TIE)

La tomografía por impedancia eléctrica (TIE) es una nueva técnica de obtención de imágenes que ha sido propuesta para su uso en el ámbito médico. La TIE es útil cuando el fenómeno anatómico o fisiológico de interés crea contrastes en las propiedades eléctricas del tejido. Como una modalidad de imagen, la TIE estima una imagen anatómica de la distribución de la conductividad del tejido. La primera imagen de impedancia fue publicada en el año de 1978 por Henderson y Webster. Dichos investigadores, colocaron un grupo de 100 electrodos en la parte posterior del tórax y un único electrodo de mayor dimensión en la parte anterior. Con esta configuración fueron capaces de generar una imagen de transmisión de los tejidos [61].

En Reino Unido, en el año de 1984, Barber y Brown desarrollaron el primer sistema de tomografía por impedancia eléctrica, el Sheffield Mark I System, para aplicaciones clínicas [71].

A partir de las aportaciones hechas por Barber y Brown, diversos grupos de investigación han desarrollado nuevas técnicas para optimizar el funcionamiento de los sistemas de tomografía por impedancia eléctrica. En este campo se han abierto tres líneas generales de investigación: 1) Desarrollo y optimización del hardware, 2) Desarrollo e implementación de los algoritmos de reconstrucción, y 3) Validación clínica en el campo médico. En la última década, los dispositivos comerciales se han perfeccionado para cumplir con los requisitos de uso clínico.

Esta vía de interpretación de imágenes (ver figura 3-6) categoriza los “pasos” mediante los cuales un sistema TIE crea medidas de las propiedades tisulares de interés [72].

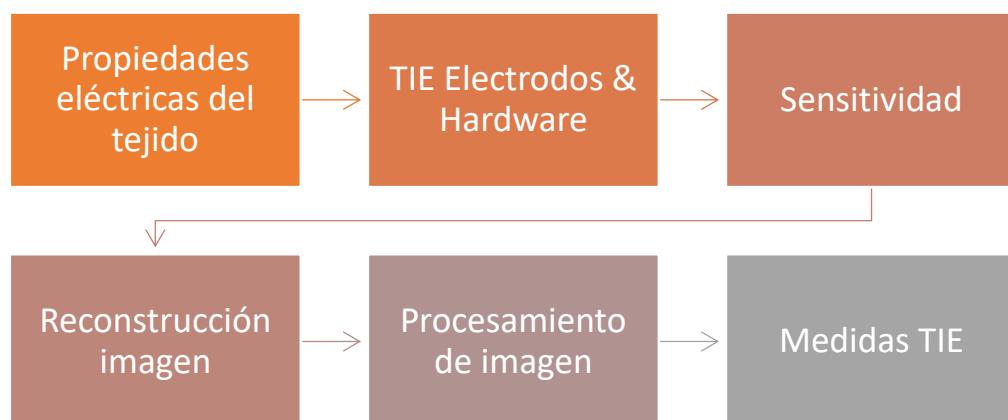


Figura 3-6. Imagen que describe el proceso de medidas TIE creadas a partir de las propiedades eléctricas de los tejidos.

La principal limitación de la TIE es su baja resolución de imagen. A pesar de su baja resolución, la tomografía por impedancia eléctrica puede competir con los sistemas médicos de obtención de imágenes funcionales como la tomografía por emisión de positrones, resonancia magnética y la cintigrafía por gamma cámara. Sin embargo, nunca podrá competir con los sistemas de obtención de imagen de alta resolución.

El mayor problema de la tomografía por impedancia eléctrica es la cuantificación de las variaciones de las medidas de impedancia debido a que su exactitud se ve afectada por la resistividad total del cuerpo. Diversos investigadores evitan el problema enfocando su atención solo en la detección de los cambios de impedancia en una región de interés y no en la obtención de sus valores absolutos.

Un factor que determina las medidas de bioimpedancia es el estado patológico tisular, cada patología altera en mayor o menor grado la estructura celular afectando las medidas de impedancia. Al igual que las características estáticas tisulares, el comportamiento dinámico de los tejidos afecta las medidas de impedancia debido a los cambios morfológicos y electroquímicos ocurridos en ellos [73].

La metodología básica de los equipos TIE es obtener una serie de imágenes a partir de la distribución espacial de los valores resistivos del interior de un objeto. El procedimiento inicial consiste en colocar un determinado número de electrodos (8,16,32 ó 64) alrededor del objeto a analizar. Y posteriormente, se obtiene una serie de medidas de impedancia que servirán para la reconstrucción de imágenes. En los sistemas TIE existen diversas estrategias de inyección de corriente y detección de potenciales para la obtención de medidas de impedancia. Las más conocidas son la adyacente, la polar y la trigonométrica.

En la estrategia de tipo adyacente, la corriente eléctrica se inyecta mediante un par de electrodos adyacentes y la diferencia de potenciales se registra a través del resto de pares de electrodos adyacentes. El par de electrodos de inyección se desplaza al siguiente par adyacente iniciando nuevamente el registro de potenciales. El ciclo termina hasta cuando la corriente eléctrica ha incidido en todos los pares de electrodos, como se muestra en la figura 3-7a [74-76].

Los prototipos TIE han variado en tamaño, implementación del número de electrodos, magnitud y frecuencia de la corriente eléctrica de inyección.

La estrategia de tipo polar es similar a la adyacente, con la diferencia que los electrodos de inyección están colocados de forma diametralmente opuesta. La corriente se inyecta a través de este par de electrodos y los potenciales son detectados en el resto de pares de electrodos adyacentes. Cada electrodo correspondiente al par inyector se desplaza de forma adyacente iniciando un nuevo registro de potenciales. El ciclo de medida termina cuando la corriente ha sido inyectada en todos los pares de electrodos, como se muestra en la figura 3-7b.

La estrategia de tipo trigonométrica, también conocida como de corriente óptima, consiste en inyectar diferentes corrientes eléctricas de distintas amplitudes y fases, siguiendo un patrón sinusoidal. Este procedimiento se realiza a través de varios pares de electrodos con el fin de formar un patrón fijo de corriente dentro de los tejidos. Los potenciales son medidos

en el resto de pares de electrodos adyacentes a los de inyección, como se muestra en la figura 3-7c. Posteriormente, los pares de inyección se desplazan a los siguientes pares adyacentes para iniciar un nuevo ciclo de medida. Este último tipo de sistemas no han sido probados in vivo debido a que las corrientes que pueden ser aplicadas al ser humano están limitadas por cuestiones de seguridad eléctrica [77].

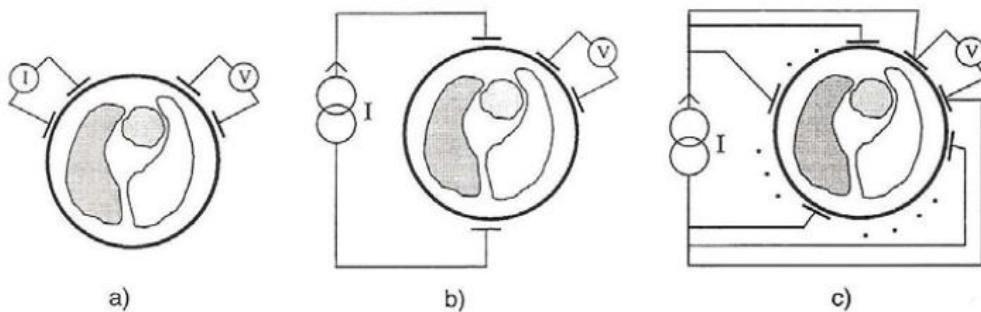


Figura 3-7. Principales estrategias de inyección/detección para la obtención de medidas de impedancia mediante TIE: a) adyacente, b) polar y c) trigonométrica.

Normalmente, se hacen mediciones con electrodos superficiales en el cuerpo. Cuando se opera a frecuencias de estimulación en el rango de kHz (como lo hacen la mayoría de los sistemas), la polarización de los electrodos es un efecto menos significativo.

Las medidas de impedancia obtenidas en humanos mediante los sistemas TIE están afectadas por dos factores externos:

- El movimiento del paciente
- La impedancia de la interfaz electrodo-piel

Este último puede ser causado por la transpiración, una mala manipulación por parte del personal médico o por defecto de los cables de los electrodos. Debido a estos factores, muchas medidas de impedancia pueden ser afectadas creando artefactos en las imágenes. Y, por tanto, es necesario revisar la calidad de la señal antes de la adquisición de los datos.

Un método pionero basado en la calibración de Sheffield Mark I System consiste en revisar la relación de reciprocidad del sistema. El principio de reciprocidad establece que las medidas de impedancia de transferencia son las mismas, bajo condiciones ideales, cuando los pares de electrodos de inyección de corriente y detección de potenciales se intercambien [78].

Un contacto deficiente entre el electrodo y la piel produce una relación de reciprocidad baja en el sistema. Esto se puede corregir mediante el acondicionamiento de la piel o sustitución del electrodo.

La mayoría de los sistemas TIE son prototipos. El mejor método de calibración es mediante la obtención de medidas en objetos características conocidas. Varios sistemas de calibración están basados en objetos sumergidos en tanques con diferentes tipos de soluciones. Los objetos de prueba están constituidos por diversos materiales; y los tanques varían en volumen, tamaño y forma dependiendo de la aplicación del sistema TIE.

3.6.1 Sistema de tomografía por impedancia bioeléctrica basado en el AFE4300

El prototipo utilizado es un sistema TIE basado en el AFE4300, diseñado por el Grupo de Investigación de Instrumentación Electrónica y Biomédica (IEB) del Departamento de Ingeniería Electrónica de la UPC.

Los componentes del sistema constan en: 1) un módulo de medida de impedancia utilizando el chip de Texas Instruments AFE4300, el cual está diseñado para realizar medidas de “Weight-Scale” y “Body Composition”, 2) un microcontrolador de la familia PIC de Microchip (PPIC16F886), debido a su facilidad para programarlo y algunas características que incorpora, y 3) un módulo Bluetooth (HC-06) el cuál es compatible con el protocolo USART para transmisión de datos con el microcontrolador.

El AFE4300 es un sistema de bajo costo que incorpora dos cadenas de señal separadas: una cadena para la medición de la escala de peso (WS) y la otra para el análisis de la medición de la composición corporal (BCM). Un conversor analógico-digital (ADC) de 16 bits y 860-SPS se multiplexa entre ambas cadenas. La cadena de medición de peso incluye un amplificador de instrumentación (INA) con la ganancia establecida por una resistencia externa, seguido por un convertidor de digital a analógico (DAC) de 6 bits para corrección de compensación [79].

Para medir la composición corporal, mediante un convertidor digital-analógico, se generan internamente unas secuencias de 6 bits a 1 MSPS para producir una señal sinusoidal en tensión, de una frecuencia obtenida del reloj CLK de 1 MHz que se genera en un bloque de síntesis digital directa (DDS) de 10 bits, y filtrada por un filtro reconstructor paso bajo a 150 kHz para eliminar las frecuencias imagen. Esta señal sale por el canal VDACOUT donde debe conectarse una capacidad para eliminar la continua y opcionalmente una resistencia en serie para reducir la amplitud. La señal vuelve a entrar al integrado por el canal VDAC_FILT_IN, y con un amplificador operacional se transforma en una señal en corriente

que circula por dos de las 6 patas IOUTx, o por 2 de las 4 patas de calibración seleccionados por un multiplexor.

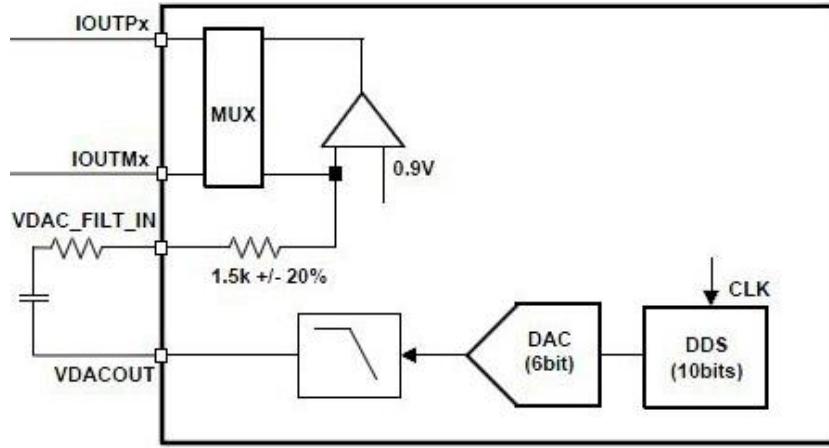


Figura 3-8. Diagrama del bloque generador de corriente

La corriente generada depende de la tolerancia de fabricación de cada integrado, aunque en el peor caso estará por debajo del límite de peligro para el ser humano, 500 μ A.

$$i(t) = \frac{V_{DAC}}{R_1} = A \sin(\omega_o t) = \frac{1V_{pp}}{1.5k\Omega \pm 20\%} \leq \frac{1V_{pp}}{1.2k\Omega} = 833\mu A_{pp} \quad (3.3)$$

$$i_{rms} = \frac{833\mu A_{pp}}{2\sqrt{2}} = 294.5\mu A_{rms} \quad (3.4)$$

Esta corriente al circular a través de una impedancia crea una diferencia de tensión:

$$v(t) = A|Z|\sin(\omega_o t + \theta) \text{ con} \quad (3.5)$$

$$Z(f) = |Z(f)| \cdot e^{j\theta(f)} = R(f) + jX(f) \quad (3.6)$$

Esta diferencia de tensión es medida por dos de los 6 canales VSENSEx, o por dos de los 4 canales de calibración, también seleccionados por un multiplexor que está conectado a un amplificador diferencial. Esta medida se puede realizar de dos formas, por rectificación de onda completa y para demodulación en fase y cuadratura.

La primera forma utiliza un rectificador de onda completa (FWR) y un filtrado paso bajo para obtener la señal continua (DC) que es proporcional al módulo de impedancia. En el prototipo, muy probablemente la reconstrucción de la imagen se puede hacer a partir de las lecturas del convertidor, con lo que no es necesario hacer la calibración.

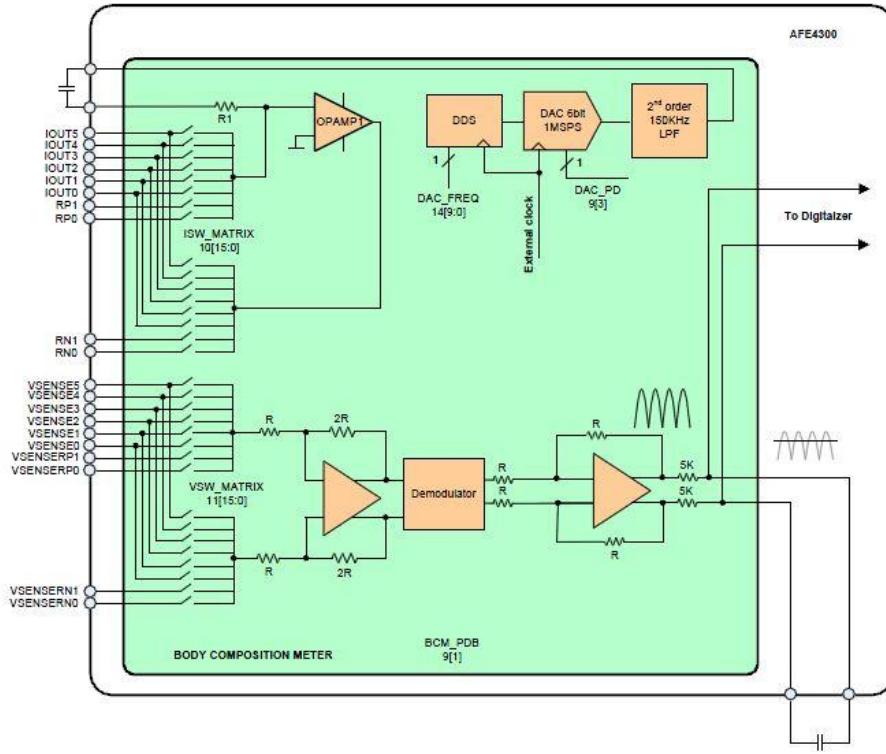


Figura 3-9. Diagrama del rectificador de onda completa.

Las medidas son digitalizadas por un convertidor analógico digital (ADC) de 16 bits y son escritas en uno de los registros de control. En los registros, además escriben los valores de configuración, que se leen y se escriben para un puerto SPI de como máximo 4 Mbps. El integrado necesita de una señal de reloj externo de 1 MHz (CLK), y además del puerto SPI, tiene una señal de entrada lógica para inicializar el dispositivo (RESET), y una señal de salida que informa cuando hay muestras disponibles (RDY) [80].

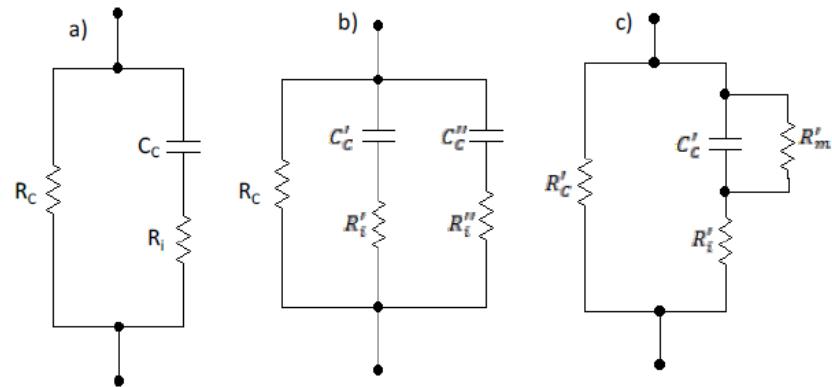
Estas dos líneas de trabajo, la espectroscopía y la tomografía, han estado tradicionalmente tratadas por separado, pero en el momento actual puede ser útil trabajar con conceptos y técnicas asociadas a la espectroscopía en el campo de la tomografía, de cara a determinar cuantitativamente las características de los tejidos in-vivo. Además, las características de los tejidos diseccionados son diferentes de la de los tejidos que forman parte de un organismo vivo y, por tanto, la validez de las medidas in-vitro está limitada en comparación a las medidas in-vivo. El fin último que se persigue con la aplicación de la

espectroscopia en la tomografía de impedancia eléctrica es su aplicación en el entorno clínico gracias a la mejora que puede aportar en la distinción de los tejidos y de sus diferentes características [69].

3.7 Modelos de parámetros concentrados

Una manera de caracterizar matemáticamente el comportamiento eléctrico de los tejidos es mediante la utilización de modelos eléctricos denominados “modelos de parámetros concentrados”. El objetivo de su implementación es interpretar los comportamientos físicos y fisiológicos en los tejidos a partir de una serie de medidas de impedancia.

El modelo más sencillo, basado en un corpúsculo sumergido en un medio intercelular, fue establecido por Fricke y Morse en 1925. Este modelo fue destinado para caracterizar el comportamiento eléctrico de la sangre; y se expresa el hecho que la corriente eléctrica inyectada no solo se ve afectada por el comportamiento capacitivo de la membrana del corpúsculo, sino que también por la resistencia interna del mismo y la correspondiente al líquido intracelular, como se muestra en la figura 3-10a. Dichos investigadores propusieron un modelo más detallado en donde la capacitancia y la resistencia del modelo inicial la dividen en diferentes partes, ver figura 3-10b. Cuyo objetivo fue caracterizar los diferentes tipos de corpúsculos en la sangre y sus diferentes valores de capacitancia y resistencia. Posteriormente, Fricke y Morse obtuvieron un modelo final de cuatro elementos en donde asumieron que el comportamiento eléctrico de la sangre se debe únicamente a la capacitancia de la membrana que rodea al corpúsculo, ver figura 3-10c. La obtención de este modelo fue basada a partir de los resultados experimentales que obtuvieron [81].



$$\begin{aligned}
 R(w) &= \left[\frac{1}{R_C} + \frac{1}{R_i} \cdot \frac{C_C^2 \cdot w^2 \cdot R_i^2}{1 + C_C^2 \cdot w^2 \cdot R_i^2} \right]^{-1} & R(w) &= \left[\frac{\frac{1}{R_C} + \frac{1}{R'_i} \cdot \frac{C'_C^2 \cdot w^2 \cdot R'_i{}^2}{1 + C'_C^2 \cdot w^2 \cdot R'_i{}^2} + \frac{\frac{1}{R''_i} \cdot \frac{C''_C^2 \cdot w^2 \cdot R''_i{}^2}{1 + C''_C^2 \cdot w^2 \cdot R''_i{}^2}}{R''_i \cdot 1 + C''_C^2 \cdot w^2 \cdot R''_i{}^2} \right]^{-1} \\
 C(w) &= \frac{C_e}{1 + C^2 \cdot w^2 \cdot R_i^2} & C(w) &= \frac{\frac{C'_C}{1 + C'_C{}^2 \cdot w^2 \cdot R'_i{}^2} + \frac{C''_C}{1 + C''_C{}^2 \cdot w^2 \cdot R''_i{}^2}}{R'_i \cdot 1 + C'_C{}^2 \cdot w^2 \cdot R'_i{}^2 + R''_i \cdot 1 + C''_C{}^2 \cdot w^2 \cdot R''_i{}^2} \\
 R_C &= C'_C \cdot \left[\frac{R'_m}{R'_i + R'_m} \right]^2 & R_i &= \frac{(R'_m + R'_i)}{R'_m} \cdot R'_i \\
 R_i &= \left[\frac{1}{R'_i} + \frac{1}{R'_m + R'_i} \right]^{-1} & R'_m &= \left[\frac{1}{R'_i} + \frac{1}{R'_m} \right]^{-1}
 \end{aligned}$$

Figura 3-10. Modelos eléctricos propuestos por Fricke y Morse en 1925. a) Modelo general basado en un corpúsculo sumergido en un líquido intercelular; b) modelo para caracterizar varios corpúsculos de la sangre y caracterizar sus valores de resistencia y capacitancia; c) modelo eléctrico de 4 elementos asumiendo que el comportamiento eléctrico de la sangre depende de la capacitancia de la membrana que rodea a los corpúsculos. En donde R_C : resistencia del corpúsculo; R_i : resistencia del medio intercelular; C_C : capacitancia de la membrana del corpúsculo; R_m : resistencia de la membrana del corpúsculo.

Otra aproximación es el modelo eléctrico propuesto por Debye en 1929 [82]. Este modelo está constituido por 3 elementos ideales, similar al propuesto por Fricke y Morse (1925), ver figura 3-10a. El cual consta de dos resistencias y un capacitor que representa el medio intra- y extracelular y la membrana celular, respectivamente. La impedancia de este circuito eléctrico es:

$$Z = R_\infty + \frac{1}{G_{var} + G_{var}j\omega\tau_z}; \quad \tau_z = \frac{C}{G_{var}} \quad (3.7)$$

donde, Z es la impedancia compleja (Ω), R_∞ es la resistencia (Ω) a altas frecuencias, j es la unidad de la parte imaginaria, ω es la frecuencia angular (1/s), τ_z es la constante de tiempo de relajación característica (s) del circuito respecto a la frecuencia angular $\omega_z = 1/\tau_z$, C es la capacitancia paralela y G_{var} es un parámetro independiente de conductancia (siemens, S). Este modelo se muestra en la figura 3-11a.

Una variación del modelo de Debye es el modelo eléctrico introducido por Kenneth Cole en 1940 [83], en donde reemplaza el capacitor ideal del modelo de Debye por un elemento de fase constante (CPE, por sus siglas en inglés de *Constant Phase Element*), ver

figura 3-10b. Este elemento está conformado por una conexión en paralelo de un resistor y una capacitancia que son dependientes de la frecuencia. A diferencia del modelo de Debye, este modelo permite obtener valores de ángulo de fase constante entre 0 y 90 grados [84].

El valor de la impedancia y fase del CPE está determinado por:

$$Z_{CPE} = \frac{k}{(j\omega)^{(1-\alpha)}} ; \quad \theta_{CPE} = -\frac{\pi}{2}(1-\alpha) \quad (3.8)$$

donde, α es una constante que puede adquirir valores entre 0 y la unidad y caracteriza el comportamiento del CPE [85]. En el caso de $\alpha=0$, su comportamiento eléctrico es capacitivo y coincide con el modelo de Debye. En el caso de $\alpha=1$, su comportamiento es resistivo. Y para definir un determinado proceso de difusión $\alpha=0.5$.

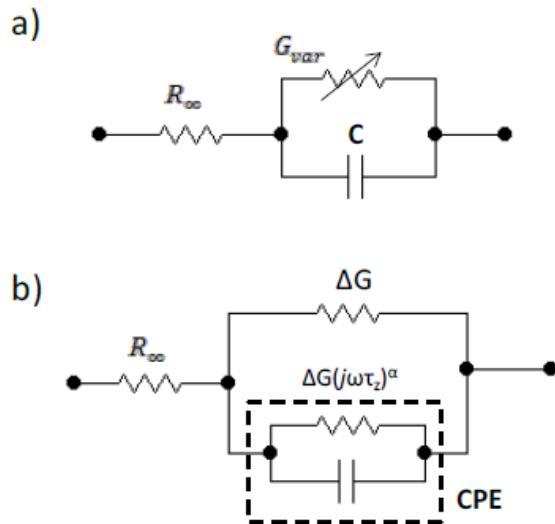


Figura 3-11. Circuitos equivalentes para una sola dispersión: a) Circuito de Debye con componentes ideales; b) modelo eléctrico de Cole con el capacitor ideal reemplazado por el CPE [86].

La ecuación de impedancia del modelo de Cole es:

$$Z = R_\infty + \frac{R_0 - R_\infty}{1 + (j\omega\tau_z)^\alpha} \quad (3.9)$$

donde, R_0 y R_∞ es la resistencia a bajas y altas frecuencias, τ_z es la constante de tiempo de relajación característica del sistema correspondiente a la frecuencia angular $\omega_z = 1/\tau_z$; y α que es un parámetro relacionado con la constante de fase (ϕ) del CPE de acuerdo con $j\alpha$ ($j\alpha = \cos(\alpha\pi/2) + j\sin(\alpha\pi/2)$) y $\phi = \alpha \cdot 90^\circ$ y la frecuencia en términos de $\omega\alpha$. Este parámetro define además el grado de depresión del arco formado por las medidas de impedancia en función de la frecuencia cuando se representan en el plano complejo (ver figura 3-12).

Otra manera de representar la ecuación 3.9 es en términos de conductancia. Si $R_0 - R_\infty = 1/\Delta G$, entonces la ecuación de Cole queda expresada por:

$$Z = R_\infty + \frac{1}{\Delta G + \Delta G(j\omega\tau_z)^\alpha} \quad (3.10)$$

donde, el término $\Delta G(j\omega\tau_z)^\alpha$ es la admitancia del CPE, ver figura 3-10b.

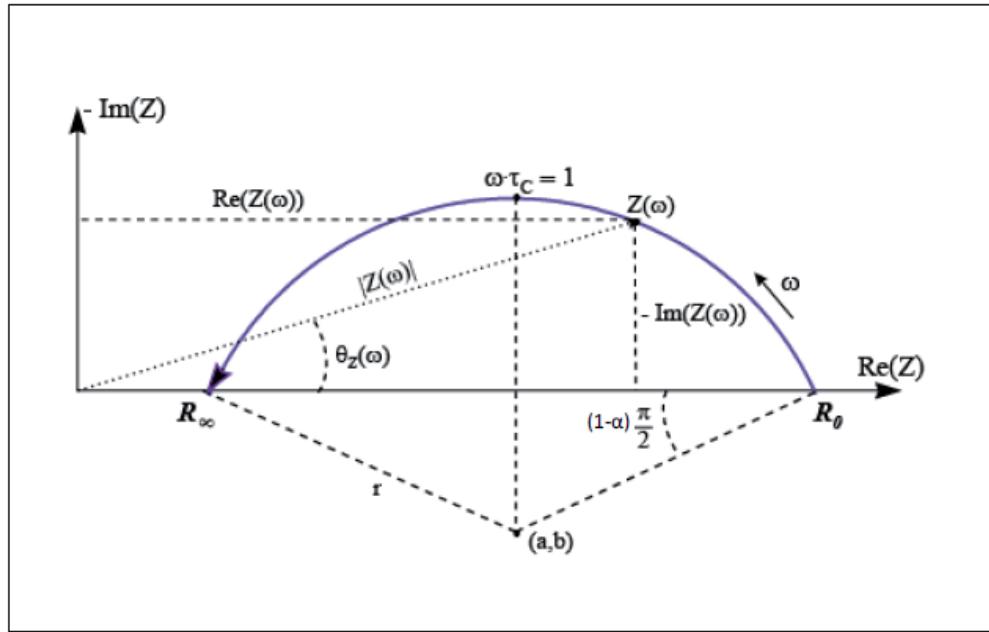


Figura 3-12. Representación del plano complejo de impedancia para un modelo de Cole [87].

La diferencia del modelo de Debye y Cole se puede observar en un diagrama de Bode. El módulo de las medidas de impedancia obtenidas con el modelo de Debye presentan una caída de -20 dB/década, debido a que es un sistema ideal de primer orden. En cambio, con el modelo de Cole dicha caída es mucho más suavizada, como si tratase de un sistema de orden fraccionario <1 .

Cabe destacar que el modelo de Debye y Cole describen solamente una dispersión, mientras que en las medidas reales de impedancia en tejidos biológicos muestran, en general, una superposición de dispersiones.

Referencias

- [47] Professional Medical Information System. Promis Cardio Fitness. Cádiz: Manual del Usuario; 2005, p. 3-4, 22-6, 42- 57.
- [48] De Lorenzo A, Abdreoli A, Maite J, Withers P. Predicting body cell mass with bioimpedance by using theoretical methods: a technological review. *J Appl Physiol* 1997; 82(5): 1542-58.
- [49] Berral RFJ, Rodríguez BE. Impedancia bioeléctrica y su aplicación en el ámbito hospitalario. *Rev Hosp Jua Mex* 2007; 74 (2).
- [50] Grimnes S., Martinsen O. Introduction. En: Bioimpedance and bioelectricity basics. Gran Bretaña: Elsevier; 2008,1-6.
- [51] Schwan, H.P. The bioimpedance field: some historical observations, Alemania: In Gersing, E. and Schaefer, M., IX Internacional Conference on Electrical Bio-Impedance. ICPBRI, Vol. 1 pp. 1-4; 1995.
- [52] Schwan, H.P. (1955) Electrical properties of body tissues and impedance plethysmography. *IRE Trans Biomed. Electron.*, Vol 3, pp 32-46
- [53] Casas, O. (1998) Contribución a la obtención de imágenes paramétricas en tomografía de impedancia eléctrica para la caracterización de tejidos biológicos. Tesis Doctoral, Universitat Politècnica de Catalunya, Barcelona.
- [54] Geddes, L.A. Detection of physiological events by impedance. In *Principles of Applied Biomedical Instrumentation*. New York, USA: Wiley Interscience; 1989
- [55] Patterson, R. Bioelectric Impedance Measurements. In Bronzino, J.D., *The Biomedical Engineering Handbook*. Boca Raton: CRC Press Heidelberg Springer in cooperation by IEEE Press; 2000.
- [56] Holder, D. (ed) (2005). *Electrical Impedance Tomography Methods, History and Applications*. *Medical Physics*. 32(8):423-449.
- [57] Definición de célula eucariota. Disponible en: <https://www.definicionabc.com/ciencia/celula-eucariota.php> [Fecha de acceso: 09/11/2017]
- [58] Grimnes S., Martinsen O. Passive Tissue Electrocal Properties. En: Bioimpedance and bioelectricity basics. Gran Bretaña: Elsevier; 2008, 93-138.
- [59] Schwan H.P. (1985) Dielectric properties of cell surface and biological system. *Stud. Biophys.* 110:13-18.
- [60] Rigaud B., Morucci J.P. and Chauveau N. (1996) Bioelectrical impedance technique in medicine. 1. Bioimpedance measurements – Second section: Impedance spectrometry. *Critical Reviews in Biomedical Engineering*, 24: 257 – 351.
- [61] Balleza M. Monitorización del patrón ventilatorio (PV) mediante tomografía por impedancia eléctrica (TIE) en pacientes con enfermedad pulmonar obstructiva crónica (EPOC). [Tesis doctoral]. Barcelona, España: Universidad Politécnica de Catalunya; 2012.
- [62] Ferrero Corral JM, Ferrero y de Loma-Osorio JM, Arnau Vives Antonio. (1994) Bioelectrónica. Señales bioeléctricas. Ed. Univ. Polié. De Valencia. 595 pg.
- [63] Barsoukov E., Ross J. *Impedance Spectroscopy Theory, Experiment, and Applications*. USA: Whiley-Interscience; 2005.
- [64] Cole KS. *Membranes, ions and impulses: a chapter of classical biophysics*. Berkeley, CA: Univ of California Press; 1972.
- [65] Jaffrin M., Morel H. Body fluid volumes measurements by impedance: A review of bioimpedance spectroscopy and bioimpedance analysis methods. *Medical Engineering & Physics*. 2008; 30(10): 1257-1269

- [66] Schwan, H.P. Electrical properties of body tissues and impedance plethysmography IRE Trans. Biomed.Electron., Vol.3, pp.32-46, 1955
- [67] Nyboer J., Murray P., Sedensky J.A. Blood flow indices in amputee and control limbs by mutual electrical impedance plethysmography Americal Heart Journal, Vol.87, pp.704-710, 1974
- [68] Kubicek W.G., Karnegis J.N., Patterson R.P., Witsoe D.A., Mattson R.H., Development and evaluation of an impedance cardiac output system Aerospace Med., Vol.37, pp.1208-1212, 1966
- [69] Casas O. Contribución a la obtención de imágenes paramétricas en tomografía de impedancia eléctrica para la caracterización de tejidos biológicos. [Tesis doctoral]. Barcelona, España: Universitat Politècnica de Catalunya; 1998.
- [70] 1260 Impedance/Gain-Phase Analyzer. Disponible en: https://mm.ece.ubc.ca/mediawiki/images/8/8b/1260_manual.pdf [Fecha de acceso: 14 de Noviembre del 2017]
- [71] Barber D. C., and Brown B. H. (1984). Applied potential tomography. *J Phys Eng Sci Instrum.* 17(9): 723-733
- [72] I. Frerichs et al., Chest electrical impedance tomography examination, data analysis, terminology, clinical use and recommendations: consensus statement of the Translational EIT development study group. *Thorax*, vol.72, pp 83-93, 2017.
- [73] Foster K. R. and Schwan H. P. (1989). Dielectric properties of tissues and biological materials: a critical review. *Critical Reviews in Biomedical Engineering.* 17 (1):25-104.
- [74] Barber D. C., Brown B. H., Freeston I. L. (1983). Imaging spatial distributions of resistivity using applied potential tomography. *Electronics Letter*, 19: 93-95.
- [75] Brown B. H. and Seagar A. D. (1987). The Sheffield data collection system. *Clin Phys Physiol Meas.* 8 Suppl A: 91-997
- [76] Wilson A. J., Milnes P., Waterworth A. R., Smallwood R. H., Brown B. H. (2001). Mk3.5: a modular, multi-frequency successor to the Mk3a EIS/EIT system. *Physiol Meas.* 22:49-54.
- [77] Brown B. H. (2003). Electrical impedance tomography (EIT): a review. *Journal of Medical Engineering & Technology.* 27(3):97-108.
- [78] Geselowitz, D. B. (1971). An application of electrocardiographic leas theory to impedance plethysmography. *IEEE Trans Biomed Eng.* 18:38-41
- [79] Datasheet AFE4300. URL Disponible en: <http://www.ti.com/lit/ds/symlink/afe4300.pdf>
- [80] Arregui A. Diseño de un sistema de tomografía de impedancia eléctrica basado en el AFE4300. [Trabajo Final de Grado]. Barcelona, España: Universitat Politècnica de Catalunya; 2017.
- [81] Fricke, H., Morse S. (1925) The electric resistance and capacity of blood for frequencies between 800 and 4 1/5 million cycles. *The Journal of General Physiology*, 153-167.
- [82] Debye P. (1929) Polar molecules. New York: Dover 45.
- [83] Cole K.S (1940) Permeability and impermeability of cell membranes of ions, In Proc. Cold spring Harbor Symp. Quant. Biol. 8: 110-112.
- [84] Grimnes S. and Mortinsen O. G. (2000) Bioimpedance and Bioelectricity Basics, San Diego, CA: Academic Press.
- [85] McAdams E.T. and Jossinet J. (1996) Problems in equivalent circuit modeling of the electrical properties of biological tissues. *Bioelectrochemstry and Bioenergetics*, 40:147-152.
- [86] Grimnes S. and Mortinsen O.G. (2005) Cole electrical impedance model – A critique and alternative. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, 52: 132-135.

- [87] McAdams E.T. and Jossinet J. (1995) Tissue impedance: a historical overview. *Physiological Measurements*, 16: A1-A13.

Capítulo 4

Metodología

4.1 Introducción

El presente trabajo experimental se divide en dos etapas: 1) las mediciones efectuadas mediante la técnica de espectroscopía de impedancia (BIS) en un grupo de hombres y mujeres, y 2) las adquisiciones mediante la técnica de tomografía por impedancia eléctrica (TIE) que se obtuvieron con el sistema basado en el AFE4300.

En la primera etapa, participaron 32 hombres y 29 mujeres con antecedentes de practicar poca o nula actividad física, todos ellos estudiantes de la División de Ciencias e Ingenierías de la Universidad de Guanajuato, Campus León. Se efectuaron comparaciones estadísticas entre estos dos grupos de rodillas utilizando la técnica de impedancia bioeléctrica (IBE), para probar la hipótesis de segundo grado (explicativa), en la que se planteó que utilizando la técnica tetrapolar con la impedancia se podrían demostrar diferencias en la articulación al someterla en tracción.

En la segunda etapa, participaron 4 hombres y 4 mujeres sin antecedentes previos de lesión de rodilla, todos ellos estudiantes de la Universitat Politècnica de Catalunya (UPC). Se analizaron los valores de las matrices obtenidas y la evolución de un pixel y una región de interés (ROI) en las imágenes obtenidas por medio de la técnica TIE durante el procedimiento descrito posteriormente.

El procedimiento para evaluar la articulación de la rodilla en ambos grupos fue colocar la rodilla suspendida y ponerla en tracción mediante varios pesos previamente establecidos en el protocolo, (ver sección procedimientos 4.4).

Las variables de este estudio tanto independientes, dependientes e interviniéntes [88] se definen a continuación:

- 1) **Variable independiente:** la variable independiente contemplada en este estudio fue el rango frecuencial de la corriente de inyección utilizada por la técnica IBE para obtener las determinaciones de impedancia en las rodillas de los voluntarios (ver sección 4.4.2). Así como los pesos colocados durante la evaluación en cada voluntario, sometiendo la articulación en tracción.
- 2) **Variables dependientes:** las variables dependientes fueron los cambios de impedancia que se obtuvieron en los tejidos, al someter la articulación en tracción. Esto permite realizar una caracterización de los tejidos de la rodilla.
- 3) **Variables interviniéntes:** las variables interviniéntes que se consideraron en este estudio fueron las características antropométricas de la rodilla de los voluntarios (los

diámetros del fémur, la circunferencia de rodilla, la longitud de las extremidades inferiores y los antecedentes de lesiones previas, fueron consideradas).

En base a lo anterior, se consideró como objetivo general del presente estudio: analizar las determinaciones de IBE de los tejidos blandos de la rodilla al someter la articulación en tracción.

Como objetivos específicos se establecieron los siguientes:

1. Seleccionar dos grupos de voluntarios (hombres y mujeres) que cumplieran con los criterios de inclusión establecidos previamente (ver sección 4.3.1).
2. Medir y describir estadísticamente las características generales de cada uno de los voluntarios: la antropometría (el peso, la talla, el IMC, la edad, la circunferencia de las extremidades inferiores, y los diámetros epicondilares femorales de las rodillas).
3. Analizar los cambios en las determinaciones de impedancia entre cada uno de los estados, al someter la rodilla en tracción, utilizando la técnica de espectroscopia de impedancia (EIE).
4. Realizar el mismo protocolo con la técnica de tomografía por impedancia bioeléctrica (TIE) y analizar los cambios entre cada estado de la articulación.
5. Definir si la técnica IBE, puede ser útil para caracterizar el tejido blando de la articulación de la rodilla.

4.1.1 Límites espacio-tiempo

Las mediciones de los voluntarios se llevaron a cabo en el Laboratorio de las Aplicaciones Médicas de la IBE, de la División de Ciencias e Ingenierías del Campus León de la Universidad de Guanajuato (DCI), durante el semestre Agosto-Diciembre 2016.

En el semestre Agosto-Diciembre del 2017 se realizó una estancia con el grupo de investigación de Instrumentación Electrónica y Biomédica (IEB) del Departamento de Ingeniería Electrónica de la UNIVERSITAT POLITÈCNICA DE CATALUNYA (UPC), en la ciudad de Barcelona, España; donde se realizaron las mediciones de la técnica TIE.

4.2 Aprobación del protocolo y procedimiento ético

Todos los voluntarios fueron reunidos después de que el protocolo fue aprobado por el comité de ética de la Universidad de Guanajuato, Campus León (CIBIUG-P-11-2015). A todos los participantes del estudio se les dio un formato de consentimiento informado, a través del cual se les dieron a conocer los objetivos, los procedimientos del estudio; además de darles a conocer sus derechos si no deseaban participar en el mismo. A cada voluntario se le trató en base a los principios éticos para efectuar la investigación clínica con seres humanos que establece la Secretaría de Salud de México y los principios éticos y postulados en la Declaración de Helsinki (Organización Mundial de la Salud, 1996) [89].

4.3 Material y Métodos

4.3.1 Población de estudio

El universo de estudio lo constituyeron todos los estudiantes de la División de Ciencias e Ingenierías de la Universidad de Guanajuato, Campus León y estudiantes de la Universitat Politècnica de Catalunya. Los voluntarios comprendieron un grupo de hombres y mujeres con rodillas sanas y poca actividad deportiva, en un rango de edad de 18-26 años. Los criterios para seleccionar a los participantes, en ambas etapas del estudio se presentan en la Tabla 4-1:

Tabla 4-1. Se muestran los criterios de elegibilidad de los voluntarios que participaron en el estudio.

Criterios de inclusión
Hombres/Mujeres que firmaron un formato de consentimiento informado. Hombres/Mujeres mayores de 18 años. Hombres/Mujeres con poca actividad deportiva o nula. Hombres/Mujeres sin antecedentes de lesión en rodilla.
Criterios de no inclusión
Hombres/Mujeres menores de 18 años. Hombres/Mujeres que presenten lesión en rodilla.
Criterios de exclusión (eliminación)
Hombres/Mujeres que presentaron un IMC muy bajo ($IMC < 20 \text{ kg/m}^2$) Hombres/Mujeres que presentan obesidad con un $IMC > 30 \text{ kg/m}^2$ Hombres/Mujeres que muestren alguna otra lesión muscular severa en extremidades inferiores

4.3.2 Cálculo del tamaño de la muestra y muestreo

Para seleccionar a los voluntarios que participaron en el estudio, se llevó a cabo un muestreo intencional no probabilístico de los estudiantes de la DCI Campus León de la Universidad de Guanajuato y la UPC. Se efectuaron una serie de estrategias para invitar a los voluntarios a participar en el estudio.

4.3.3 Instrumentos de recolección de datos

- Formato de captura de datos

Se elaboró una base de datos en Excel 2013 en la que se registraron los datos antropométricos que se midieron durante la evaluación, a cada voluntario se le midió: talla, peso, IMC, pliegues cutáneos (lateral, espalda, subescapular, tríceps, bíceps, supra ilíaco, pectoral,

abdominal, muslo y pantorrilla), diámetros de fémur y humero, y perímetros (muñeca, brazo, pecho, cintura, cadera, muslo y pantorrilla).

b) Instrumentos de evaluación antropométrica

Las mediciones antropométricas se efectuaron de acuerdo con los Estándares Internacionales para la valoración antropométrica de la International Society for the Advancement of Kinanthropometry (ISAK) ® [90].

1. El peso corporal se midió con una báscula OMRON® con una precisión de 100 g. (ver Figura 4-1).



Figura 4-1. Báscula OMRON® [91]

2. La medición de la talla se determinó con un estadiómetro marca SECA ® con precisión de 1 mm. (ver Figura 4-2).



Figura 4-2. Estadiómetro marca Seca® [92]

3. Las circunferencias de las extremidades, así como pecho, cintura y cadera se midieron con una cinta métrica marca SECA®, la cual tiene una precisión de 1 mm (ver Figura 4-3).



Figura 4-3. Cinta Métrica marca Seca® [92]

4. Para la medición de los diámetros biepicondilares femorales de las rodillas, y diámetro de húmero se utilizó un antropómetro corto (ver Figura 4-4).



Figura 4-4. Antropómetro Corto [93]

c) Instrumentos para las medidas de Impedancia Bioeléctrica

Para medir las variaciones de impedancia en este estudio se utilizó un espectrómetro de impedancias SOLARTRON SI 1260 el cuál inyecta la corriente en un rango frecuencial de 500 Hz a 1 MHz (ver Figura 4-5). Las mediciones de TIE se registraron mediante un sistema realizado, por el grupo de investigación de Instrumentación Electrónica y Biomédica (IEB) del Departamento de Ingeniería Electrónica de la UPC. El sistema está basado en el circuito integrado AFE4300 de Texas Instruments® (ver figura 4-7)



Figura 4-5. Espectrómetro de impedancias SOLARTRON SI 1260

4.4 Procedimientos

Los procedimientos que se siguieron durante el presente estudio se describen a continuación.

4.4.1 Evaluación antropométrica

Previo a la evaluación de todos los participantes del estudio se les dio a conocer la metodología y los procedimientos del estudio. Además, se les proporcionó el formato de consentimiento informado. (Ver anexo 1) Posteriormente se procedió a efectuar lo siguiente:

- 1) Un profesional del área de enfermería realizó las medidas antropométricas, para lo cual se les solicitó a los voluntarios que se presentaran vistiendo ropa cómoda y ligera (pantaloncillo corto y camiseta). A todos los voluntarios se les midió el peso, la talla, el IMC, pliegues cutáneos, las circunferencias de extremidades superiores e inferiores, pecho, cintura y cadera, así como el diámetro de húmero y fémur, con algunos de estos datos fue posible determinar la composición corporal de los voluntarios y el IMC (kg/m^2).

4.4.2 Sistema de espectroscopía de impedancia bioeléctrica SOLARTRON

El analizador de impedancia 1260 es, el analizador de respuesta de frecuencia más potente, preciso y flexible hoy en día. La reputación del equipo es con frecuencia respaldada en trabajos de investigación publicados en campos tales como: estudios de corrosión, investigación sobre pilas y pilas de combustible, celdas solares, LCD's, biomateriales, cerámica/compuestos, desarrollo de componentes electrónicos, ingeniería civil, entre otros.

El equipo ofrece una amplia gama de frecuencias con un alcance de $10 \mu\text{Hz}$ a 32 MHz con una resolución de 0.015 ppm , proporciona una excelente cobertura para prácticamente todos los

mecanismos químicos y moleculares. Con una precisión del 0.1%, las mediciones se pueden realizar con total confianza, e incluso los cambios más sutiles en el comportamiento de la muestra son detectados y cuantificados.

Si se aplica una tensión variable (ac) al material, la relación de tensión a corriente se conoce como impedancia. La impedancia medida varía con la frecuencia de la tensión aplicada de una manera que está relacionada con las propiedades del líquido o del sólido. Las ventajas de la medición de impedancia sobre otras técnicas incluyen: rápida adquisición de datos, mediciones precisas y repetibles, no invasivo y altamente adaptable a una amplia variedad de aplicaciones diferentes [94].

La adquisición de los datos se realiza mediante los softwares Z View y Z Plot, dentro de los cuales el usuario puede introducir el rango frecuencial con el que se va a realizar la medida y obtener los diagramas de bode y fase para posteriormente realizar el análisis correspondiente a los datos. En la figura 4-6 se puede observar la pantalla en donde se grafica una medida en el software Z View.

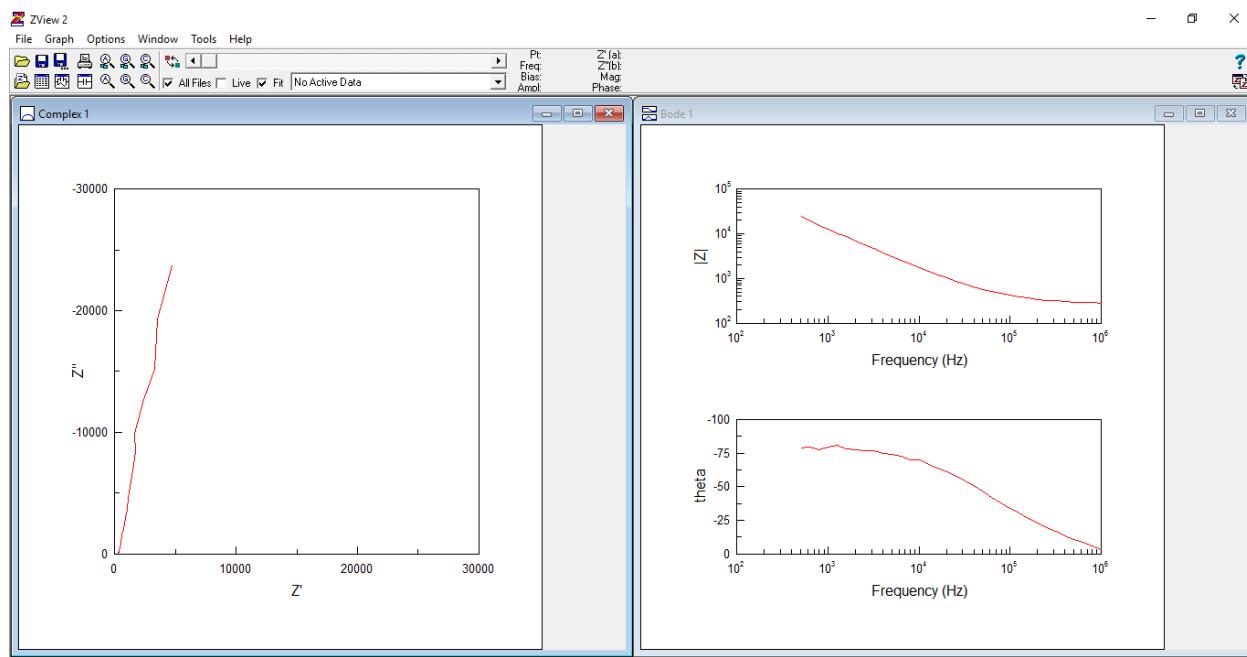


Figura 4-6. Software Z View con la medida de un voluntario en el primer estadio de la rodilla

4.4.3 Sistema de tomografía por impedancia bioeléctrica basado en el AFE4300

Se utilizó un sistema realizado, por el grupo de investigación de Instrumentación Electrónica y Biomédica (IEB) del Departamento de Ingeniería Electrónica de la UPC. El sistema está basado en el circuito integrado AFE4300 de Texas Instruments (ver figura 4-7), el cual inyecta

una corriente a determinadas frecuencias por los 8 canales que dispone; utilizando los 8 canales de medida de tensión se calcula el valor de la impedancia en la zona medida. El sistema está gobernado por un microcontrolador PIC16F886, encargado de controlar tanto la AFE4300 como el Bluetooth HC-06. El software que permite la reconstrucción de imágenes está desarrollado con LabVIEW y desde él se controla la secuencia que debe seguir a la hora de realizar las medidas.

El AFE4300 es un circuito analógico de bajo costo, que incorpora dos cadenas de señal, una medida por weight-scale (WS) y otra para medida de composición corporal (BCM). Incorpora un convertidor analógico-digital de 16 bits y 860 SPS que está multiplexado entre las dos cadenas [95].

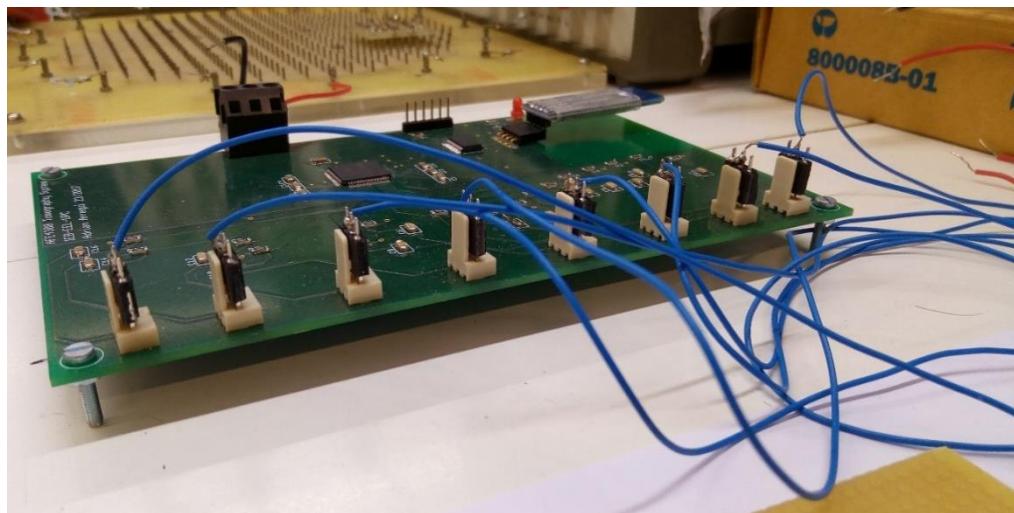


Figura 4-7. Sistema TIE, construido con el circuito integrado AFE4300, un microcontrolador PIC16F886 y el bluetooth HC-06.

4.4.4 Procedimientos para la evaluación de las medidas con la técnica de espectroscopía de impedancia bioeléctrica

Posterior a las evaluaciones antropométricas se pasó a realizar las mediciones con el sistema SOLARTRON 1260 para obtener los parámetros de impedancia de cada voluntario, los procedimientos se describen a continuación:

- 1) Se recolectaron las señales por medio de cuatro electrodos AMBIDERM pediátricos T-718 (Ag/AgCl).

- 2) Se colocaron 2 configuraciones de electrodos: dos de ellos colocados a lo largo del ligamento rotuliano y dos a cada lado de la rótula, como se puede observar en la figura 4-8.

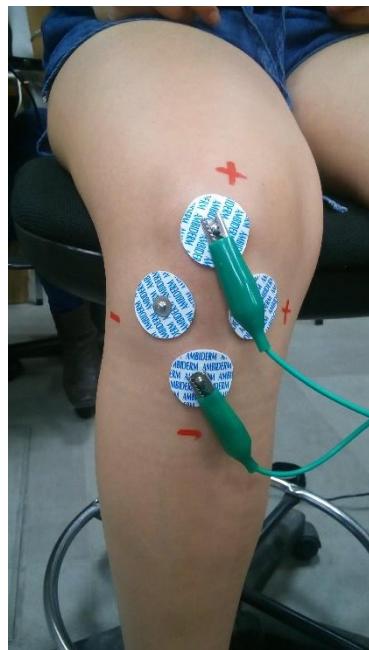


Figura 4-8. Arreglo de los electrodos durante las medidas realizadas en el estudio. Se colocaron dos configuraciones de electrodos, una vertical (a lo largo del ligamento rotuliano) y otra horizontal (medial y lateral a la rótula).

- 3) A continuación, se realizaron 4 adquisiciones por cada configuración: 1. Con la rodilla suspendida a 90° sin carga (estado basal), 2. con la rodilla soportando un peso de 2.266 kg, 3. soportando un peso de 4.532 kg (ver figura 4-9), y 4. retirando peso a la rodilla (recuperación).
- 4) Los datos se obtuvieron mediante el software Z View y Z Plot, para posteriormente realizar los correspondientes análisis y pruebas estadísticas.



Figura 4-9. Rodilla suspendida a 90°, sin carga y al colocar un peso de 4.532 kg.

4.4.5 Procedimientos para la evaluación de las medidas con la técnica TIE.

Para las medidas con la técnica de tomografía por impedancia eléctrica TIE, se utilizó el dispositivo creado por el grupo de investigación de Instrumentación Electrónica y Biomédica (IEB) del Departamento de Ingeniería Electrónica de la UPC, con el circuito integrado AFE4300, el protocolo para realizar las medidas fue el siguiente:

- 1) Para poner en marcha la placa se debe alimentar con un voltaje de 3.3 V.
- 2) Se utilizaron dos programas creados en el software LabVIEW, el primero de ellos adquiere cada uno de los datos y el segundo reconstruye la imagen mediante la matriz que se obtuvo en el programa anterior.
- 3) La colocación de los electrodos en los voluntarios se realizó de manera transversal a la rótula colocando 8 electrodos formando un círculo alrededor de toda la articulación. (ver figura 4-10).
- 4) Se colocó a cada voluntario en posición de sedestación con la rodilla suspendida a 90°, con la finalidad de someter la articulación a tracción.

- 5) Transcurridos alrededor de 10 minutos (tiempo en el que se obtienen 10 imágenes) se colocó en el tobillo del voluntario dos pesas con un peso de 4 kg (2kg/cu) y se dejó pasar un tiempo de 5 min para someter a tracción la articulación.
- 6) Se registraron de nuevo 10 imágenes en un tiempo alrededor de 10 min.
- 7) Se retiró el peso y los electrodos.
- 8) Los datos de las matrices obtenidas en cada adquisición se guardaron en un archivo de tipo texto para su posterior procesamiento.



Figura 4-10. Colocación de los electrodos de manera transversal alrededor de la rodilla.

4.4.6 Análisis de los datos

Los datos se obtienen gracias al software del sistema SOLARTRON SI 1260, Zview en archivos de texto (.txt) para posteriormente copiarlos en archivos de Excel y poder realizar el correspondiente análisis estadístico.

Se realizó una base de datos en Excel estableciendo los valores de los elementos de cuatro distintos circuitos eléctricos RC que el mismo software arroja y permite calcular el ajuste a las gráficas obtenidas en cada voluntario, como se puede observar en la imagen 4-11. Estos datos, de igual manera se analizaron mediante diferentes pruebas estadísticas.

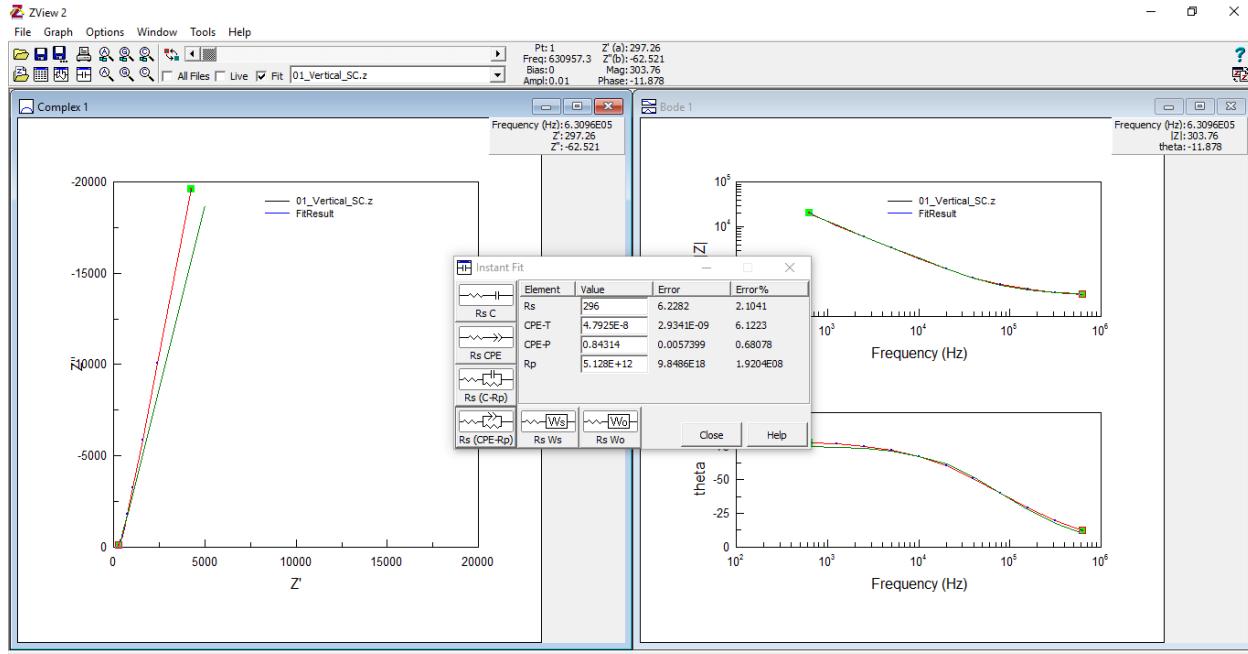


Figura 4-11. Software Zview con la opción de realizar el ajuste de los datos con 4 distintos modelos de un circuito RC.

Todos los datos obtenidos de los cuatro estados en los que la rodilla se sometió a tracción se analizaron mediante las siguientes pruebas estadísticas:

1. *Prueba Kolmogórov-Smirnov.* Es un procedimiento de “bondad de ajuste” que permite medir el grado de concordancia existente entre la distribución de un conjunto de datos y una distribución teórica específica. La prueba Kolmogórov-Smirnov para una muestra se puede utilizar para comprobar si una variable se distribuye normalmente. Una vez que se sepa que los datos tienen normalidad se puede proceder a aplicar pruebas paramétricas a los datos para analizar las diferencias entre ellos.
2. *ANOVA.* El análisis de la varianza permite contrastar la hipótesis nula de que las medias de K poblaciones ($K > 2$) son iguales, frente a la hipótesis alternativa de que por lo menos una de las poblaciones difiere de las demás en cuanto a su valor esperado. Este contraste es fundamental en el análisis de resultados experimentales, en los que interesa comparar los resultados de K tratamientos o factores con respecto a la variable dependiente o de interés. Dado que el análisis de varianza indica que al menos una de las medias es diferente de las otras, se procede a realizar pruebas a posteriori. Se debe tener claro que cuando se realizan pruebas a posteriori el error tipo I (rechazar H_0 cuando sea verdadera) puede ser muy superior al nominal indicado por el valor de alfa utilizado en las mismas. *Corrección*

de Bonferroni. La principal limitante de las pruebas múltiples es controlar el error tipo I. La corrección de Bonferroni se sustenta en que si se somete a prueba “n” hipótesis dependientes o independientes (pareadas) para un mismo set de datos, la forma de mantener la tasa de error constante para el estudio es probar cada hipótesis individual a un nivel de significancia 1/n veces más de lo que sería si sólo se sometiera a prueba una hipótesis. El nivel de significancia de cada contraste es ajustado de acuerdo al número de comparaciones realizadas.

3. *Prueba T para muestras relacionadas.* Permite comparar las medias de dos series de mediciones realizadas sobre las mismas unidades estadísticas, por lo que los datos se organizan por parejas.
4. *Prueba T para datos independientes.* El diseño de grupos independientes implica experimentos que utilizan dos o más condiciones. El experimento más básico tiene sólo dos condiciones: una condición experimental y otro control. La prueba T para grupos independientes calcula la media de cada grupo y luego analiza la diferencia entre esas dos medias grupales para determinar si sólo el azar es una explicación razonable para las diferencias entre dos medias. Con esta prueba será posible determinar si existen diferencias estadísticamente significativas entre los grupos de estudio.

Un método pionero basado en la calibración de Sheffield Mark I System consiste en revisar la relación de reciprocidad del sistema. El principio de reciprocidad establece que las medidas de impedancia de transferencia son las mismas, bajo condiciones ideales, cuando los pares de electrodos de inyección de corriente y detección de potenciales se intercambian [96].

Para analizar los datos obtenidos con el sistema TIE, se obtiene de un aproximado de 10 matrices y mediante un programa realizado en Matlab® se calcula su media y su desviación estándar, para analizar el ruido del sistema. Con la matriz de las medias se obtiene el error de reciprocidad, el cual da como resultado de la siguiente ecuación:

$$\% \text{ de Error} = \frac{ij - ji}{\frac{ij + ji}{2}} \times 100 \quad (4.1)$$

El equipo de medida TIE basado en el AFE4300 se desarrolló junto con un software realizado en Labview, el cuál realiza la adquisición de las medidas y reconstruye la imagen mediante un algoritmo. Para poder procesar las imágenes obtenidas y analizarlas se modificó este archivo en el programa Labview, el cuál guarda las matrices de la imagen en un fichero para posteriormente poder procesarla y analizarla en el software de Matlab.

Referencias

- [88] Jacqueline Wigodski S. Metodología de la investigación: Variables. Plantilla simple. Blogger [Internet] Disponible en: <http://metodologiaeninvestigacion.blogspot.mx/2010/07/variables.html> [Fecha de acceso: 24 de Marzo del 2016]
- [89] 2016 World Medical Association, Inc. WMA Declaration of Helsinki - Ethical Principles for Medical Research Involving Human Subjects. Disponible en: <http://www.wma.net/en/30publications/10policies/b3/> [Fecha de acceso: 24 de Marzo del 2016]
- [90] Marfell-Jones M, Olds T, Stewart A and Carter L. Estándares Internacionales para mediciones antropométricas. Capítulo 2: Marcas Anatómicas y 4: pliegues subcutáneos de tejido adiposo. Manual ISAK, 2006. Disponible en: <http://www.nutrisys-py.com/descarga/img/-Estandares%20internacionales%20para%20Mediciones%20Antropometricas.pdf> [Fecha de acceso: 29 de Mayo del 2015]
- [91] Disponible en: <http://www.equipamiento-medico.net/empresas/5/ortopedia-9-de-julio> [Fecha de acceso: 27 de Marzo del 2016]
- [92] Disponible en: http://www.seca.com/es_mx/productos/todos-los-productos.html [Fecha de acceso: 27 de Marzo del 2016]
- [93] Disponible en: http://www.nutrisys-py.com/store/producto_lista.php?id=55 [Fecha de acceso: 27 de Marzo del 2016]
- [94] 1260A Impedance Analizer. Disponible en: <http://www.ameteksi.com/products/frequency-response-analyzers/1260a-impedance-analyzer> [Fecha de acceso: 05 de Septiembre del 2017]
- [95] Arregui Villaplana A. Diseño de un sistema de tomografía de impedancia eléctrica basado en el AFE4300 [Tesis Licenciatura] Barcelona: Universitat Politècnica de Catalunya; 2017
- [96] Geselowitz, D. B. (1971). An application of electrocardiographic leas theory to impedance plethysmography. IEEE Trans Biomed Eng. 18:38-41

Capítulo 5

Resultados obtenidos mediante el uso de espectroscopía por impedancia bioeléctrica (BIS)

5.1 Introducción

En este estudio se analizó un grupo de 32 hombres y 29 mujeres sedentarios y con rodillas sanas. En cada grupo se analizaron dos configuraciones de electrodos: 1) vertical, comenzando de la rótula a la parte final del ligamento rotuliano y 2) horizontal, dos electrodos de manera medial y lateral a la rótula (ver capítulo 4, sección 4.4.4). En ambas configuraciones se fueron colocando unas poleas con un peso de 1.133 kg cada una, con el objetivo de someter la articulación a tracción y lograr la elongación de los tejidos para su análisis. El rango frecuencial en el que inyectó la corriente fue de 500 a 1 MHz, sin embargo, todo el análisis de los datos de realizó a la frecuencia de 50 kHz, ya que a esa frecuencia la corriente atraviesa la membrana celular y determina los compartimientos extra e intracelular equivalentes al agua corporal total [97].

5.2 Características generales de los voluntarios

Los valores medios (\pm Desviación Estándar (DE)) de los parámetros antropométricos en el grupo de hombres fueron una edad de 21 ± 3 años, una talla de 1.73 ± 0.06 m, un peso de 69.5 ± 13.7 kg y un índice de masa corporal de 23.2 ± 4.6 kg/m². El valor medio del pliegue cutáneo lateral fue de 14.9 ± 4.5 mm, del pliegue cutáneo de la espalda fue de 18.0 ± 5.9 mm, del pliegue cutáneo subescapular fue de 16.8 ± 8.3 mm, el pliegue cutáneo tricipital fue de 14.7 ± 5.3 mm, el pliegue cutáneo bicipital fue de 9.6 ± 6.0 mm, el pliegue cutáneo suprailíaco fue de 18.7 ± 7.7 mm, el pliegue cutáneo pectoral fue de 15.4 ± 5.5 mm, el pliegue cutáneo abdominal fue de 24.3 ± 7.2 mm, el pliegue cutáneo del muslo derecho fue de 15.5 ± 5.8 mm, el pliegue cutáneo del muslo izquierdo fue de 15.9 ± 5.7 mm, el pliegue cutáneo de pantorrilla derecha fue de 11.1 ± 5.7 mm y el pliegue cutáneo de pantorrilla izquierda fue de 11.1 ± 5.7

mm. El valor medio del diámetro del húmero derecho fue de 5.9 ± 0.3 cm, del diámetro del húmero izquierdo fue de 5.9 ± 0.3 cm, del diámetro del fémur derecho fue de 9.4 ± 0.5 cm, del diámetro del fémur izquierdo fue de 9.4 ± 0.5 cm. El valor medio del perímetro de muñeca fue de 15.9 ± 1.0 cm, del perímetro de brazo fue de 29.8 ± 4.7 cm, del perímetro de pecho fue de 93.0 ± 10.1 cm, del perímetro de cintura fue de 82.0 ± 10.0 cm, del perímetro de abdomen fue de 85.6 ± 10.4 cm, del perímetro de cadera fue de 96.6 ± 8.3 cm, del perímetro de muslo derecho fue de 49.7 ± 4.9 cm, del perímetro de muslo izquierdo fue de 49.7 ± 4.9 cm, del perímetro de pantorrilla derecha fue de 35.3 ± 3.0 cm y del perímetro de pantorrilla izquierda fue 35.0 ± 3.0 de cm.

Los valores medios (\pm Desviación Estándar (DE)) de los parámetros antropométricos en el grupo de mujeres fueron una edad de 21 ± 3 años, una talla de 1.61 ± 0.08 m, un peso de 61.7 ± 16.1 kg y un índice de masa corporal de 23.6 ± 4.7 kg/m². El valor medio del pliegue cutáneo lateral fue de 16.2 ± 6.1 mm, del pliegue cutáneo de la espalda fue de 20.1 ± 7.9 mm, del pliegue cutáneo subescapular fue de 21.2 ± 8.5 mm, el pliegue cutáneo tricipital fue de 19.4 ± 6.6 mm, el pliegue cutáneo bicipital fue de 13.6 ± 5.3 mm, el pliegue cutáneo suprailíaco fue de 24.2 ± 10.3 mm, el pliegue cutáneo abdominal fue de 23.7 ± 7.8 mm, el pliegue cutáneo del muslo derecho fue de 23.6 ± 6.7 mm, el pliegue cutáneo del muslo izquierdo fue de 23.8 ± 6.8 mm, el pliegue cutáneo de pantorrilla derecha fue de 14.5 ± 6.3 mm y el pliegue cutáneo de pantorrilla izquierda fue de 14.5 ± 6.3 mm. El valor medio del diámetro del húmero derecho fue de 5.1 ± 0.4 cm, del diámetro del húmero izquierdo fue de 5.1 ± 0.4 cm, del diámetro del fémur derecho fue de 8.6 ± 0.9 cm, del diámetro del fémur izquierdo fue de 8.6 ± 0.9 cm. El valor medio del perímetro de muñeca fue de 14.7 ± 1.2 cm, del perímetro de brazo fue de 28.2 ± 4.5 cm, del perímetro de pecho fue de 90.5 ± 11.6 cm, del perímetro de cintura fue de 76.5 ± 10.2 cm, del perímetro de abdomen fue de 81.6 ± 11.7 cm, del perímetro de cadera fue de 98.5 ± 9.9 cm, del perímetro de muslo derecho fue de 50.3 ± 6.7 cm, del perímetro de muslo izquierdo fue de 50.3 ± 6.7 cm, del perímetro de pantorrilla derecha fue de 34.6 ± 3.9 cm y del perímetro de pantorrilla izquierda fue 34.6 ± 3.9 de cm.

Las medias y desviaciones estándar de ambos grupos de todos los parámetros antropométricos medidos se enumeran en la siguiente tabla:

Tabla 5-1. Valores medios ± D.E. de los parámetros antropométricos obtenidos en el grupo de hombres y mujeres.

	Parámetro antropométrico	Hombres (Media ± D.E.)	Mujeres (Media ± D.E.)
1.	Edad	21±3 años	21±3 años
2.	Talla	1.73±0.06 m	1.61±0.08 m
3.	Peso	69.5±13.7 kg	61.7±16.1 kg
4.	Índice Masa Corporal (IMC)	23.2±4.6 kg/m ²	23.6±4.7 kg/m ²
5.	Pliegue cutáneo lateral	14.9±4.5 mm	16.2±6.1 mm
6.	Pliegue cutáneo espalda	18.0±5.9 mm	20.1±7.9 mm
7.	Pliegue cutáneo subescapular	16.8±8.3 mm	21.2±8.5 mm
8.	Pliegue cutáneo tricipital	14.7±5.3 mm	19.4±6.6 mm
9.	Pliegue cutáneo bicipital	9.6±6.0 mm	13.6±5.3 mm
10.	Pliegue cutáneo suprailíaco	18.7±7.7 mm	24.2±10.3 mm
11.	Pliegue cutáneo pectoral	15.4±5.5 mm	-----
12.	Pliegue cutáneo abdominal	24.3±7.2 mm	23.7±7.8 mm
13.	Pliegue cutáneo muslo derecho	15.5±5.8 mm	23.6±6.7 mm
14.	Pliegue cutáneo muslo izquierdo	15.9±5.7 mm	23.8±6.8 mm
15.	Pliegue cutáneo pantorrilla derecha	11.1±5.7 mm	14.5±6.3 mm
16.	Pliegue cutáneo pantorrilla izquierda	11.1±5.7 mm	14.5±6.3 mm
17.	Diámetro húmero derecho	5.9±0.3 cm	5.1±0.4 cm
18.	Diámetro húmero izquierdo	5.9±0.3 cm	5.1±0.4 cm
19.	Diámetro fémur derecho	9.4±0.5 cm	8.6±0.9 cm
20.	Diámetro fémur izquierdo	9.4±0.5 cm	8.6±0.9 cm
21.	Perímetro de muñeca	15.9±1.0 cm	14.7±1.2 cm
22.	Perímetro de brazo	29.8±4.7 cm	28.2±4.5 cm
23.	Perímetro de pecho	93.0±10.1 cm	90.5±11.6 cm
24.	Perímetro de cintura	82.0±10.0 cm	76.5±10.2 cm
25.	Perímetro de abdomen	85.6±10.4 cm	81.6±11.7 cm
26.	Perímetro de cadera	96.6±8.3 cm	98.5±9.9 cm
27.	Perímetro muslo derecho	49.7±4.9 cm	50.3±6.7 cm
28.	Perímetro muslo izquierdo	49.7±4.9 cm	50.3±6.7 cm
29.	Perímetro pantorrilla derecha	35.3±3.0 cm	34.6±3.9 cm
30.	Perímetro pantorrilla izquierda	35.0±3.0 de cm	34.6±3.9 de cm

5.3 Resultados de impedancia obtenidos a 50 kHz

5.3.1 Configuración Vertical a 4 hilos

a) Grupo Hombres.

Se analizó un grupo de 32 hombres en un rango de edad de 18 a 26 años, con antecedentes de practicar poca o nula actividad física, todos ellos estudiantes de la División de Ciencias e Ingenierías de la Universidad de Guanajuato, Campus León. La configuración utilizada para la colocación de los electrodos fue, colocando uno debajo de la rótula y el segundo de manera vertical al final del ligamento rotuliano (configuración vertical), como se describe en el capítulo de metodología.

Los valores medios ($\pm DE$) de las magnitudes de impedancia obtenidos en la articulación de rodilla a la frecuencia de 50 kHz en el grupo de hombres fueron de $646.86 \pm 106.65 \Omega$ con la rodilla suspendida a 90° sin peso, $604.79 \pm 107.52 \Omega$ con la rodilla suspendida con 2 pesos colocados en el tobillo, $591.23 \pm 103.68 \Omega$ con la rodilla suspendida con 4 pesos colocados en el tobillo y $581.53 \pm 102.87 \Omega$ con la rodilla suspendida quitando los pesos.

Los valores medios ($\pm DE$) de las fases de impedancia obtenidos en la articulación de rodilla a la frecuencia de 50 kHz en el grupo de hombres fueron de $-34.22 \pm 6.82^\circ$ con la rodilla suspendida a 90° sin peso, $-33.35 \pm 6.39^\circ$ con la rodilla suspendida con 2 pesos colocados en el tobillo, $-33.19 \pm 6.18^\circ$ con la rodilla suspendida con 4 pesos colocados en el tobillo y $-33.16 \pm 6.05^\circ$ con la rodilla suspendida quitando los pesos.

Las medias y desviaciones estándar de todos los estados a los que se sometió la rodilla en el grupo de hombres en la configuración vertical a 4 hilos se enumeran en la siguiente tabla:

Tabla 5-2. Valores medios $\pm D.E.$ de las medidas de impedancia al someter la rodilla en tracción con la configuración vertical a 4 hilos.

	Magnitud (Ω)				Fase (Grados)			
	SC^1	$2C^2$	$4C^3$	RC^4	SC^1	$2C^2$	$4C^3$	RC^4
Media	646.86	604.79	591.23	581.63	-34.22	-33.35	-33.19	-33.16
D.E.	106.65	107.52	103.68	102.87	6.82	6.39	6.18	6.05

1. Rodilla suspendida a 90° sin peso
2. Rodilla soportando un peso de 2.266 kg
3. Rodilla soportando un peso de 4.532 kg
4. Retirando el peso de la rodilla (recuperación)

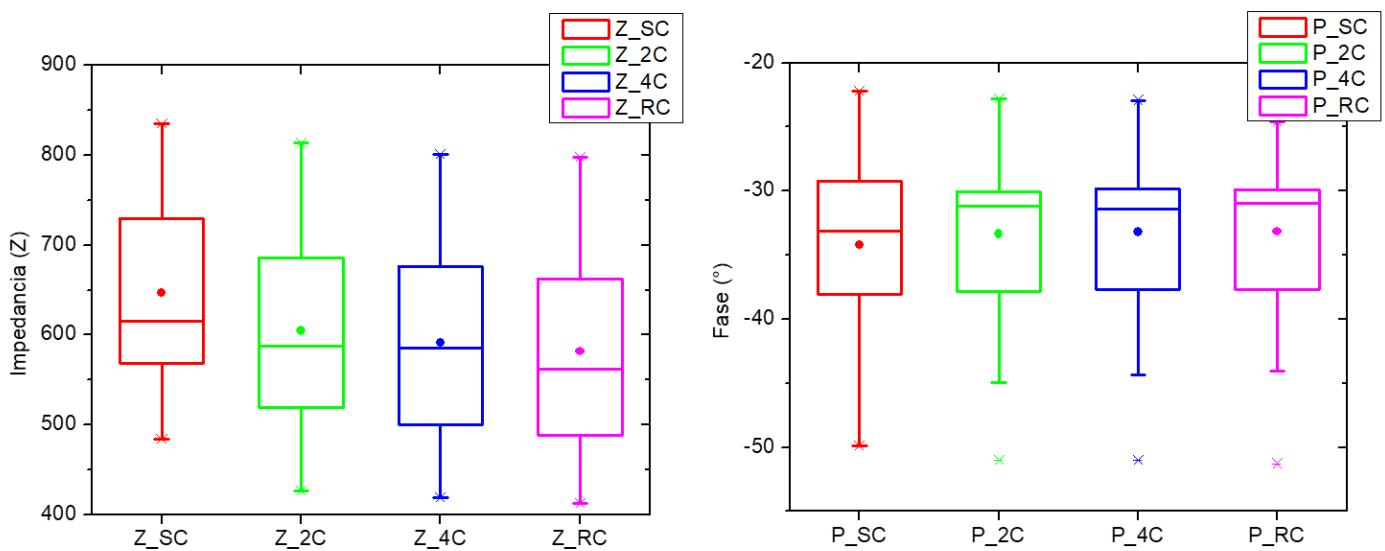


Figura 5-1. Gráfico de cajas de los valores medios (\pm D.E.) de los valores de impedancia (magnitud y fase) al someter la articulación en tracción en el grupo de hombres, configuración vertical.

Se comparó cada uno de los estados en los que se sometió la rodilla con el estado basal (rodilla a 90° sin peso) mediante una prueba T para muestras relacionadas. Al comparar el estado con la rodilla soportando un peso de 2.266 kg (2C) con el estado basal se evidenciaron diferencias estadísticamente significativas ($p<0.05$) en las medias de los parámetros de magnitud ($p=0.000$) y fase ($p=0.005$). La comparación del estado con la rodilla soportando un peso de 4.532 kg (4C) con el estado basal evidenció diferencias estadísticamente significativas ($p<0.05$) en las medias de los parámetros de magnitud ($p=0.000$) y fase ($p=0.011$). Por último, al comparar el estado de recuperación (RC) con el estado basal se evidenciaron diferencias estadísticamente significativas ($p<0.05$) en las medias de los parámetros de magnitud ($p=0.000$) y fase ($p=0.020$).

Al realizar el análisis estadístico ANOVA, con todos los estados en los que la rodilla se sometió a tracción (SC, 2C, 4C, RC), se evidenció que no existen diferencias estadísticamente significativas entre los grupos en los parámetros de magnitud y fase ($p>0.05$). La p resultante de la comparación entre cada grupo para los parámetros de magnitud y fase con la corrección Bonferroni se muestran en las siguientes tablas:

Tabla 5-3. Resultados en la MAGNITUD de la impedancia, prueba ANOVA con corrección Bonferroni de todos los estados en los que la rodilla se sometió a tracción (comparaciones por pares).

Estado (I)	Estado (J)	Diferencia de medias (I-J)	Error típ.	Sig. ^a	Intervalo de confianza al 95% para la diferencia a	
					Límite inferior	Límite superior
SC	2C	42.071	26.300	0.673	-28.446	112.588
	4C	55.633	26.300	0.218	-14.884	126.150
	RC	65.330	26.300	0.086	-5.187	135.847
2C	SC	-42.071	26.300	0.673	-112.588	28.446
	4C	13.562	26.300	1.000	-56.955	84.079
	RC	23.259	26.300	1.000	-47.258	93.776
4C	SC	-55.633	26.300	0.218	-126.150	14.884
	2C	-13.562	26.300	1.000	-84.079	56.955
	RC	9.697	26.300	1.000	-60.820	80.214
RC	SC	-65.330	26.300	0.086	-135.847	5.187
	2C	-23.259	26.300	1.000	-93.776	47.258
	4C	-9.697	26.300	1.000	-80.214	60.820

a. Ajuste para comparaciones múltiples: Bonferroni

Tabla 5-4. Resultados en la FASE de la impedancia, prueba ANOVA con corrección Bonferroni de todos los estados en los que la rodilla se sometió a tracción (comparaciones por pares).

Estado (I)	Estado (J)	Diferencia de medias (I-J)	Error típ.	Sig. ^a	Intervalo de confianza al 95% para la diferencia a	
					Límite inferior	Límite superior
SC	2C	-0.863	1.592	1.000	-5.131	3.404
	4C	-1.025	1.592	1.000	-5.293	3.242
	RC	-1.055	1.592	1.000	-5.323	3.213
2C	SC	0.863	1.592	1.000	-3.404	5.131
	4C	-0.162	1.592	1.000	-4.430	4.105
	RC	-0.192	1.592	1.000	-4.459	4.076
4C	SC	1.025	1.592	1.000	-3.242	5.293
	2C	0.162	1.592	1.000	-4.105	4.430
	RC	-0.030	1.592	1.000	-4.297	4.238
RC	SC	1.055	1.592	1.000	-3.213	5.323
	2C	0.192	1.592	1.000	-4.076	4.459
	4C	0.030	1.592	1.000	-4.238	4.297

a. Ajuste para comparaciones múltiples: Bonferroni

En las siguientes gráficas, se observan las medias de la magnitud y fase de impedancia en cada estado al que la rodilla estuvo sometida en tracción, con la configuración vertical en el grupo de 32 hombres sedentarios.

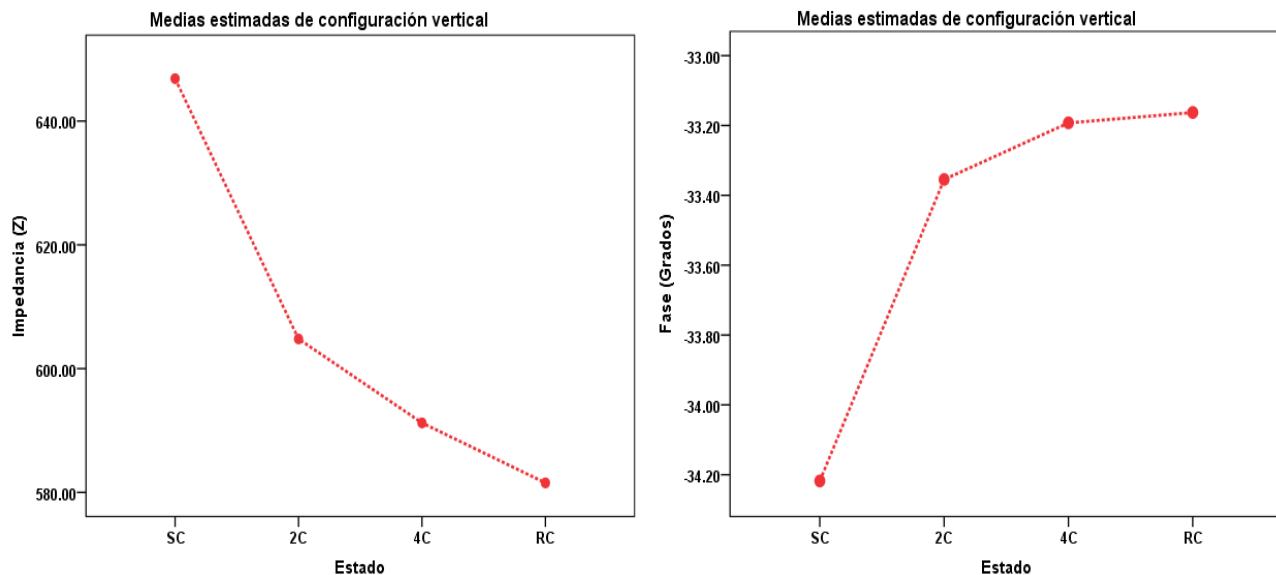


Figura 5-2. Gráfico los valores medios de las determinaciones de impedancia (magnitud y fase) al someter la articulación en tracción en el grupo de hombres, configuración vertical.

b) Grupo Mujeres.

Se analizó un grupo de 29 mujeres en un rango de edad de 18 a 26 años, con antecedentes de practicar poca o nula actividad física, todas ellas estudiantes de la División de Ciencias e Ingenierías de la Universidad de Guanajuato, Campus León.

Los valores medios ($\pm DE$) de las magnitudes de impedancia obtenidos en la articulación de rodilla a la frecuencia de 50 kHz en el grupo de mujeres fueron de $740.98 \pm 193.75 \Omega$ con la rodilla suspendida a 90° sin peso, $681.27 \pm 169.58 \Omega$ con la rodilla suspendida con 2 pesos colocados en el tobillo, $660.00 \pm 159.84 \Omega$ con la rodilla suspendida con 4 pesos colocados en el tobillo y $652.67 \pm 155.05 \Omega$ con la rodilla suspendida quitando los pesos.

Los valores medios ($\pm DE$) de las fases de impedancia obtenidos en la articulación de rodilla a la frecuencia de 50 kHz en el grupo de mujeres fueron de $-34.93 \pm 6.44^\circ$ con la rodilla suspendida a 90° sin peso, $-33.70 \pm 5.09^\circ$ con la rodilla suspendida con 2 pesos colocados en el tobillo, $-33.35 \pm 4.71^\circ$ con la rodilla suspendida con 4 pesos colocados en el tobillo y $-33.01 \pm 4.82^\circ$ con la rodilla suspendida quitando los pesos.

En la tabla 5-4 se muestran las medias y desviaciones estándar de todos los estados a los que se sometió la rodilla en el grupo de mujeres en la configuración vertical a 4 hilos:

Tabla 5-5. Valores medios \pm D.E. de las medidas de impedancia al someter la rodilla en tracción con la configuración vertical a 4 hilos.

	Magnitud (Ω)				Fase (Grados)			
	SC ¹	2C ²	4C ³	RC ⁴	SC ¹	2C ²	4C ³	RC ⁴
Media	740.98	681.27	660.00	652.67	-34.93	-33.70	-33.35	-33.01
D.E.	193.75	169.58	159.84	155.05	6.44	5.09	4.71	4.82

1. Rodilla suspendida a 90° sin peso
2. Rodilla soportando un peso de 2.266 kg
3. Rodilla soportando un peso de 4.532 kg
4. Retirando el peso de la rodilla (recuperación)

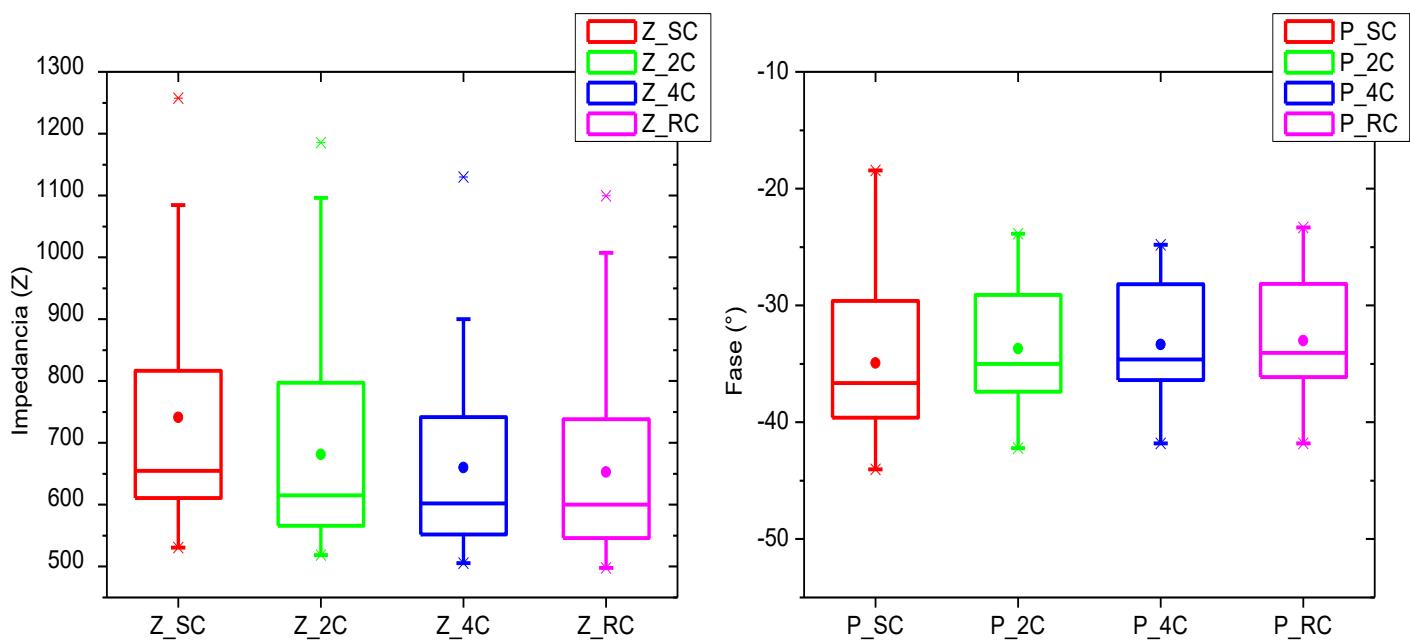


Figura 5-3. Gráfico de cajas de los valores medios (\pm D.E.) de los valores de impedancia (magnitud y fase) al someter la articulación en tracción en el grupo de mujeres, configuración vertical.

Al comparar por medio de una prueba T para muestras relacionadas, el estado de 2C con el estado basal se evidenciaron diferencias estadísticamente significativas ($p<0.05$) en las medias de los parámetros de magnitud ($p=0.000$) y fase ($p=0.009$). La comparación del estado 4C con el estado basal evidenció diferencias estadísticamente significativas ($p<0.05$) en las medias de los parámetros de magnitud ($p=0.000$) y fase ($p=0.008$). Por último, al comparar el estado de recuperación con el estado basal se evidenciaron diferencias estadísticamente significativas ($p<0.05$) en las medias de los parámetros de magnitud ($p=0.000$) y fase ($p=0.004$). Al realizar el análisis estadístico ANOVA, con todos los estados en los que la rodilla se sometió a tracción (SC, 2C, 4C, RC), se evidenció que no existen

diferencias estadísticamente significativas entre los grupos ($p>0.05$). La p resultante de la comparación entre cada grupo con la corrección Bonferroni se muestra en la siguiente tabla:

Tabla 5-6. Resultados en la MAGNITUD de la impedancia, prueba ANOVA con corrección Bonferroni de todos los estados en los que la rodilla se sometió a tracción (comparaciones por pares).

Estado (I)	Estado (J)	Diferencia de medias (I-J)	Error típ.	Sig. ^a	Intervalo de confianza al 95% para la diferencia a	
					Límite inferior	Límite superior
SC	2C	59.708	44.699	1.000	-60.351	179.766
	4C	80.982	44.699	0.436	-39.076	201.040
	RC	88.309	44.699	0.304	-31.750	208.367
2C	SC	-59.708	44.699	1.000	-179.766	60.351
	4C	21.274	44.699	1.000	-98.784	141.333
	RC	28.601	44.699	1.000	-91.457	148.659
4C	SC	-80.982	44.699	0.436	-201.040	39.076
	2C	-21.274	44.699	1.000	-141.333	98.784
	RC	7.327	44.699	1.000	-112.732	127.385
RC	SC	-88.309	44.699	0.304	-208.367	31.750
	2C	-28.601	44.699	1.000	-148.659	91.457
	4C	-7.327	44.699	1.000	-127.385	112.732

a. Ajuste para comparaciones múltiples: Bonferroni

Tabla 5-7. Resultados en la FASE de la impedancia, prueba ANOVA con corrección Bonferroni de todos los estados en los que la rodilla se sometió a tracción (comparaciones por pares).

Estado (I)	Estado (J)	Diferencia de medias (I-J)	Error típ.	Sig. ^a	Intervalo de confianza al 95% para la diferencia a	
					Límite inferior	Límite superior
SC	2C	-1.232	1.395	1.000	-4.978	2.514
	4C	-1.579	1.395	1.000	-5.324	2.167
	RC	-1.924	1.395	1.000	-5.670	1.822
2C	SC	1.232	1.395	1.000	-2.514	4.978
	4C	-0.347	1.395	1.000	-4.093	3.399
	RC	-0.692	1.395	1.000	-4.438	3.053
4C	SC	1.579	1.395	1.000	-2.167	5.324
	2C	0.347	1.395	1.000	-3.399	4.093
	RC	-0.346	1.395	1.000	-4.091	3.400
RC	SC	1.924	1.395	1.000	-1.822	5.670
	2C	0.692	1.395	1.000	-3.053	4.438
	4C	0.346	1.395	1.000	-3.400	4.091

a. Ajuste para comparaciones múltiples: Bonferroni

Las siguientes gráficas muestran las medias de la magnitud y fase de impedancia en cada estado al que la rodilla estuvo sometida en tracción, con la configuración vertical en el grupo de 29 mujeres sedentarias.

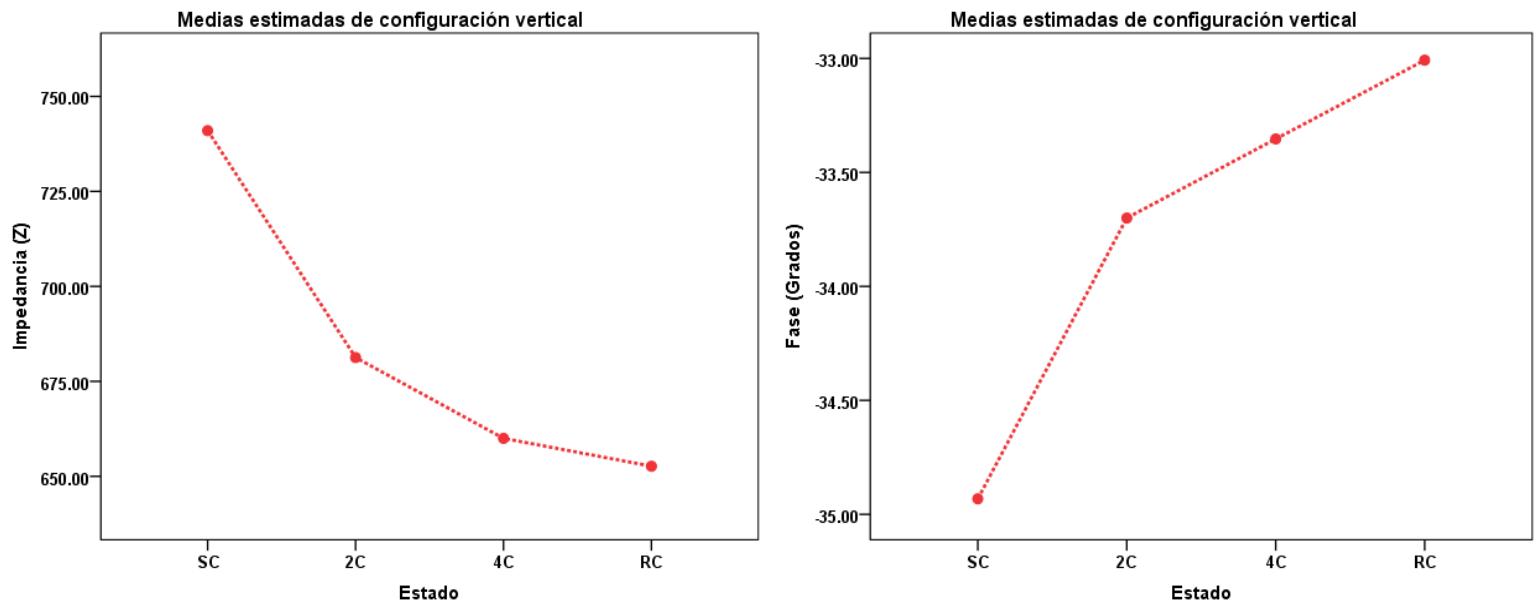


Figura 5-4. Gráfico los valores medios de las determinaciones de impedancia (magnitud y fase) al someter la articulación en tracción en el grupo de mujeres, configuración vertical.

5.3.2 Configuración Horizontal a 4 hilos

a) Grupo Hombres.

La configuración horizontal consiste, en la colocación de un par de electrodos, uno del lado medial y el otro del lado lateral de la rótula, como se describe en la sección de metodología.

Los valores medios ($\pm DE$) de las magnitudes de impedancia obtenidos en la articulación de rodilla a la frecuencia de 50 kHz en el grupo de 32 hombres fueron de $586.43 \pm 138.42 \Omega$ en el estado basal, $561.89 \pm 132.91 \Omega$ en el estado de 2C, $553.97 \pm 142.62 \Omega$ en el estado de 4C y $548.61 \pm 140.62 \Omega$ con la rodilla en el estado de recuperación.

Los valores medios ($\pm DE$) de las fases de impedancia obtenidos en la articulación de rodilla a la frecuencia de 50 kHz en el grupo de hombres fueron de $-35.17 \pm 7.62^\circ$ con la rodilla en el estado basal, $-34.95 \pm 7.08^\circ$ en el estado de 2C, $-34.78 \pm 7.13^\circ$ en el estado 4C y $-34.59 \pm 7.07^\circ$ con la rodilla en el estado de recuperación.

Las medias y desviaciones estándar de todos los estados a los que se sometió la rodilla en el grupo de hombres en la configuración horizontal a 4 hilos se enumeran en la siguiente tabla:

Tabla 5-8. Valores medios \pm D.E. de las medidas de impedancia al someter la rodilla en tracción con la configuración horizontal a 4 hilos.

	Magnitud (Ω)				Fase (Grados)			
	SC ¹	2C ²	4C ³	RC ⁴	SC ¹	2C ²	4C ³	RC ⁴
Media	586.43	561.89	553.97	548.61	-35.17	-34.95	-34.78	-34.59
D.E.	138.42	132.91	142.62	140.62	7.62	7.08	7.13	7.07

1. Rodilla suspendida a 90° sin peso
2. Rodilla soportando un peso de 2.266 kg
3. Rodilla soportando un peso de 4.532 kg
4. Retirando el peso de la rodilla (recuperación)

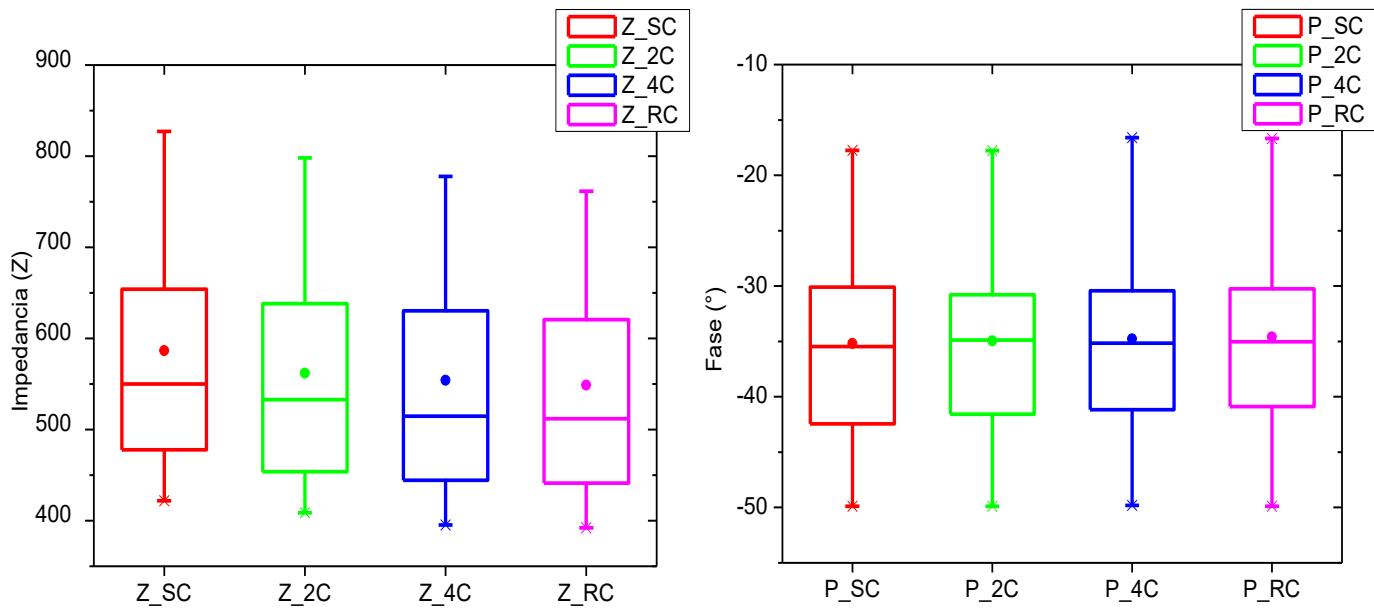


Figura 5-5. Gráfico de cajas de los valores medios (\pm D.E.) de los valores de impedancia (magnitud y fase) al someter la articulación en tracción en el grupo de hombres, configuración horizontal.

Se comparó cada uno de los estados en los que se sometió la rodilla con el estado basal mediante una prueba T para muestras relacionadas. Al comparar el estado 2C con el estado basal se evidenciaron diferencias estadísticamente significativas ($p<0.05$) en las medias de los parámetros de magnitud ($p=0.000$), sin embargo, el parámetro de fase no evidenció diferencias estadísticamente significativas ($p=0.511$). La comparación del estado 4C con el estado basal evidenció diferencias estadísticamente significativas ($p<0.05$) en las medias de los parámetros de magnitud ($p=0.000$), mientras que el parámetro de fase no evidenció diferencias estadísticamente significativas ($p=0.302$). Por último, al comparar el estado de recuperación con el estado basal se evidenciaron diferencias estadísticamente significativas ($p<0.05$) en las medias de los parámetros de magnitud ($p=0.000$) a pesar de que en el parámetro de fase no se evidenciaron diferencias estadísticamente significativas ($p=0.149$).

Al realizar el análisis estadístico ANOVA, con todos los estados en los que la rodilla se sometió a tracción (SC, 2C, 4C, RC), se evidenció que no existen diferencias estadísticamente significativas entre los grupos en los parámetros de magnitud y fase ($p>0.05$). La p resultante de la comparación entre cada grupo para los parámetros de magnitud y fase con la corrección Bonferroni se muestran en las siguientes tablas:

Tabla 5-9. Resultados en la MAGNITUD de la impedancia, prueba ANOVA con corrección Bonferroni de todos los estados en los que la rodilla se sometió a tracción (comparaciones por pares).

Estado (I)	Estado (J)	Diferencia de medias (I-J)	Error típ.	Sig. ^a	Intervalo de confianza al 95% para la diferencia a	
					Límite inferior	Límite superior
SC	2C	24.539	34.673	1.000	-68.428	117.505
	4C	32.458	34.673	1.000	-60.509	125.424
	RC	37.819	34.673	1.000	-55.147	130.786
2C	SC	-24.539	34.673	1.000	-117.505	68.428
	4C	7.919	34.673	1.000	-85.048	100.885
	RC	13.281	34.673	1.000	-79.686	106.247
4C	SC	-32.458	34.673	1.000	-125.424	60.509
	2C	-7.919	34.673	1.000	-100.885	85.048
	RC	5.362	34.673	1.000	-87.605	98.329
RC	SC	-37.819	34.673	1.000	-130.786	55.147
	2C	-13.281	34.673	1.000	-106.247	79.686
	4C	-5.362	34.673	1.000	-98.329	87.605

a. Ajuste para comparaciones múltiples: Bonferroni

Tabla 5-10. Resultados en la FASE de la impedancia, prueba ANOVA con corrección Bonferroni de todos los estados en los que la rodilla se sometió a tracción (comparaciones por pares).

Estado (I)	Estado (J)	Diferencia de medias (I-J)	Error típ.	Sig. ^a	Intervalo de confianza al 95% para la diferencia a	
					Límite inferior	Límite superior
SC	2C	-0.222	1.808	1.000	-5.069	4.625
	4C	-0.397	1.808	1.000	-5.244	4.450
	RC	-0.585	1.808	1.000	-5.432	4.262
2C	SC	0.222	1.808	1.000	-4.625	5.069
	4C	-0.175	1.808	1.000	-5.022	4.672
	RC	-0.363	1.808	1.000	-5.210	4.484
4C	SC	0.397	1.808	1.000	-4.450	5.244
	2C	0.175	1.808	1.000	-4.672	5.022
	RC	-0.189	1.808	1.000	-5.036	4.658
RC	SC	0.585	1.808	1.000	-4.262	5.432
	2C	0.363	1.808	1.000	-4.484	5.210
	4C	0.189	1.808	1.000	-4.658	5.036

a. Ajuste para comparaciones múltiples: Bonferroni

En las siguientes gráficas, se observan las medias de la magnitud y fase de impedancia en cada estado al que la rodilla estuvo sometida en tracción, con la configuración horizontal en el grupo de 32 hombres sedentarios.

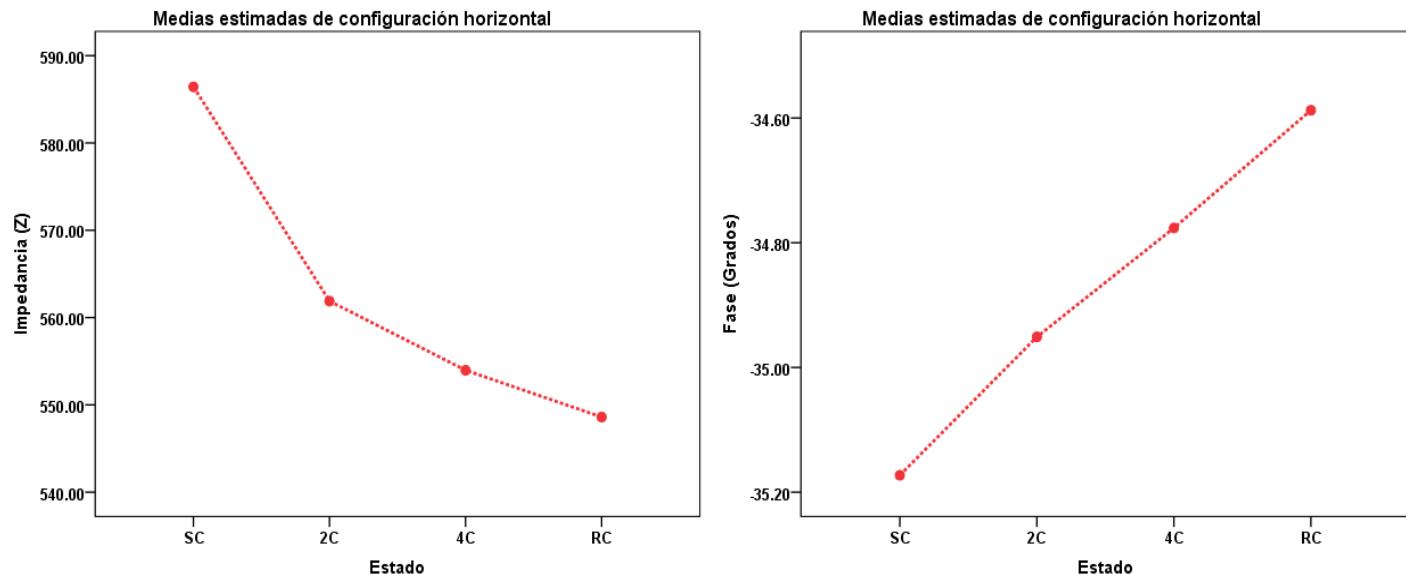


Figura 5-6. Gráfico los valores medios de las determinaciones de impedancia (magnitud y fase) al someter la articulación en tracción en el grupo de hombres, configuración horizontal.

b) Grupo Mujeres.

Los valores medios (\pm D.E) de las magnitudes de impedancia obtenidos en la articulación de rodilla a la frecuencia de 50 kHz en el grupo de mujeres fueron de $740.98 \pm 313.50 \Omega$ con la rodilla suspendida a 90° sin peso, $702.88 \pm 299.45 \Omega$ con la rodilla suspendida con 2 pesos colocados en el tobillo, $678.29 \pm 267.54 \Omega$ con la rodilla suspendida con 4 pesos colocados en el tobillo y $656.54 \pm 246.82 \Omega$ con la rodilla suspendida quitando los pesos.

Los valores medios (\pm D.E) de las fases de impedancia obtenidos en la articulación de rodilla a la frecuencia de 50 kHz en el grupo de mujeres fueron de $-32.77 \pm 7.09^\circ$ con la rodilla suspendida a 90° sin peso, $-32.23 \pm 6.48^\circ$ con la rodilla suspendida con 2 pesos colocados en el tobillo, $-31.94 \pm 6.23^\circ$ con la rodilla suspendida con 4 pesos en el tobillo y $-32.04 \pm 5.82^\circ$ con la rodilla suspendida quitando los pesos.

En la tabla 5-11 se muestran las medias y desviaciones estándar de todos los estados a los que se sometió la rodilla en el grupo de mujeres en la configuración vertical a 4 hilos:

Tabla 5-11. Valores medios \pm D.E. de las medidas de impedancia al someter la rodilla en tracción con la configuración horizontal a 4 hilos.

	Magnitud (Ω)				Fase (Grados)			
	SC ¹	2C ²	4C ³	RC ⁴	SC ¹	2C ²	4C ³	RC ⁴
Media	740.98	702.88	678.29	656.54	-32.77	-32.23	-31.94	-32.04
D.E.	313.50	299.45	267.54	246.82	7.09	6.48	6.23	5.82

1. Rodilla suspendida a 90° sin peso
2. Rodilla soportando un peso de 2.266 kg
3. Rodilla soportando un peso de 4.532 kg
4. Retirando el peso de la rodilla (recuperación)

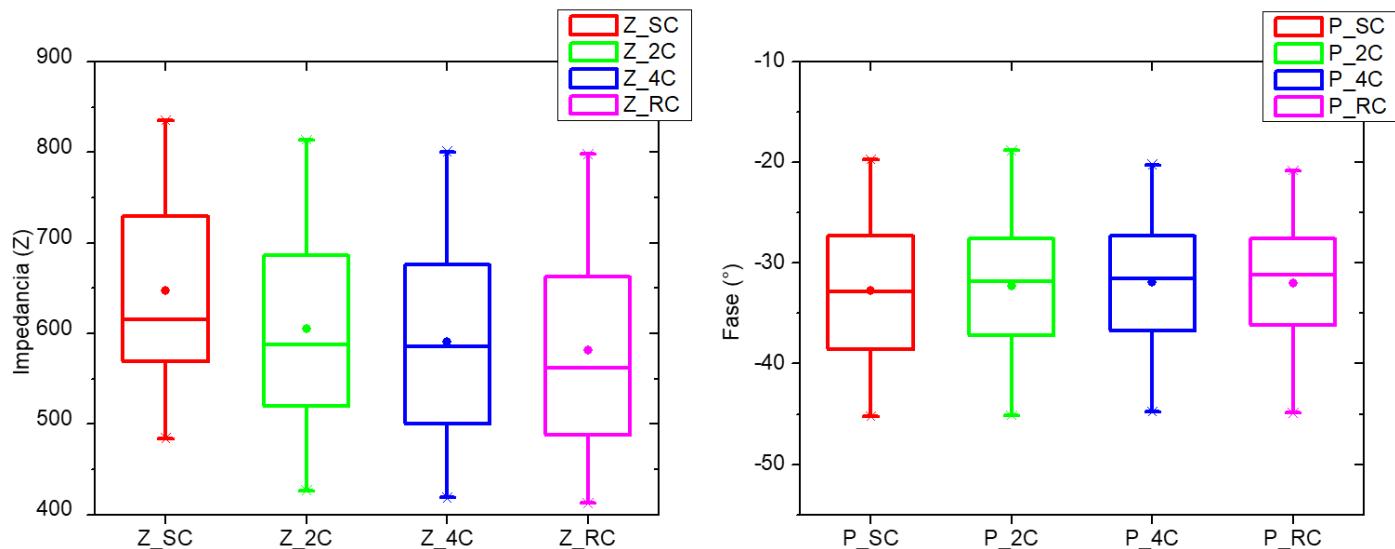


Figura 5-7. Gráfico de cajas de los valores medios (\pm D.E.) de los valores de impedancia (magnitud y fase) al someter la articulación en tracción en el grupo de mujeres, configuración horizontal.

Del resultado de comparar las medias mediante una prueba T para muestras relacionadas, se evidenció que en el estado de 2C con el estado basal existen diferencias estadísticamente significativas ($p<0.05$), únicamente en el parámetro de magnitud ($p=0.000$), en el parámetro de fase no se evidenciaron diferencias estadísticamente significativas ($p=0.101$).

La comparación del estado 4C con el estado basal evidenció diferencias estadísticamente significativas ($p<0.05$) en las medias del parámetro de magnitud ($p=0.000$) y fase ($p=0.042$). Por último, al comparar el estado de recuperación con el estado basal se evidenciaron diferencias estadísticamente significativas ($p<0.05$) en las medias de los parámetros de magnitud ($p=0.001$), mientras que el parámetro de fase no evidenció diferencias estadísticamente significativas ($p=0.215$). Al realizar el análisis estadístico ANOVA, con todos los estados en los que la rodilla se sometió a tracción (SC, 2C, 4C, RC), se evidenció que no existen diferencias estadísticamente significativas entre los grupos ($p>0.05$). La p resultante de la comparación entre cada grupo con la corrección Bonferroni se muestra en la siguiente tabla:

Tabla 5-12. Resultados en la MAGNITUD de la impedancia, prueba ANOVA con corrección Bonferroni de todos los estados en los que la rodilla se sometió a tracción (comparaciones por pares).

Estado (I)	Estado (J)	Diferencia de medias (I-J)	Error típ.	Sig. ^a	Intervalo de confianza al 95% para la diferencia a	
					Límite inferior	Límite superior
SC	2C	37.493	74.331	1.000	-162.154	237.140
	4C	62.087	74.331	1.000	-137.560	261.733
	RC	83.841	74.331	1.000	-115.806	283.488
2C	SC	-37.493	74.331	1.000	-237.140	162.154
	4C	24.594	74.331	1.000	-175.053	224.241
	RC	46.348	74.331	1.000	-153.299	245.995
4C	SC	-62.087	74.331	1.000	-261.733	137.560
	2C	-24.594	74.331	1.000	-224.241	175.053
	RC	21.754	74.331	1.000	-177.893	221.401
RC	SC	-83.841	74.331	1.000	-283.488	115.806
	2C	-46.348	74.331	1.000	-245.995	153.299
	4C	-21.754	74.331	1.000	-221.401	177.893

a. Ajuste para comparaciones múltiples: Bonferroni

Tabla 5-13. Resultados en la FASE de la impedancia, prueba ANOVA con corrección Bonferroni de todos los estados en los que la rodilla se sometió a tracción (comparaciones por pares).

Estado (I)	Estado (J)	Diferencia de medias (I-J)	Error típ.	Sig. ^a	Intervalo de confianza al 95% para la diferencia a	
					Límite inferior	Límite superior
SC	2C	-0.542	1.686	1.000	-5.071	3.987
	4C	-0.837	1.686	1.000	-5.367	3.692
	RC	-0.738	1.686	1.000	-5.267	3.792
2C	SC	0.542	1.686	1.000	-3.987	5.071
	4C	-0.295	1.686	1.000	-4.824	4.234
	RC	-0.196	1.686	1.000	-4.725	4.334
4C	SC	0.837	1.686	1.000	-3.692	5.367
	2C	0.295	1.686	1.000	-4.234	4.824
	RC	0.100	1.686	1.000	-4.430	4.629
RC	SC	0.738	1.686	1.000	-3.792	5.267
	2C	0.196	1.686	1.000	-4.334	4.725
	4C	-0.100	1.686	1.000	-4.629	4.430

a. Ajuste para comparaciones múltiples: Bonferroni

Las siguientes gráficas muestran las medias de la magnitud y fase de impedancia en cada estado al que la rodilla estuvo sometida en tracción, con la configuración horizontal en el grupo de mujeres.

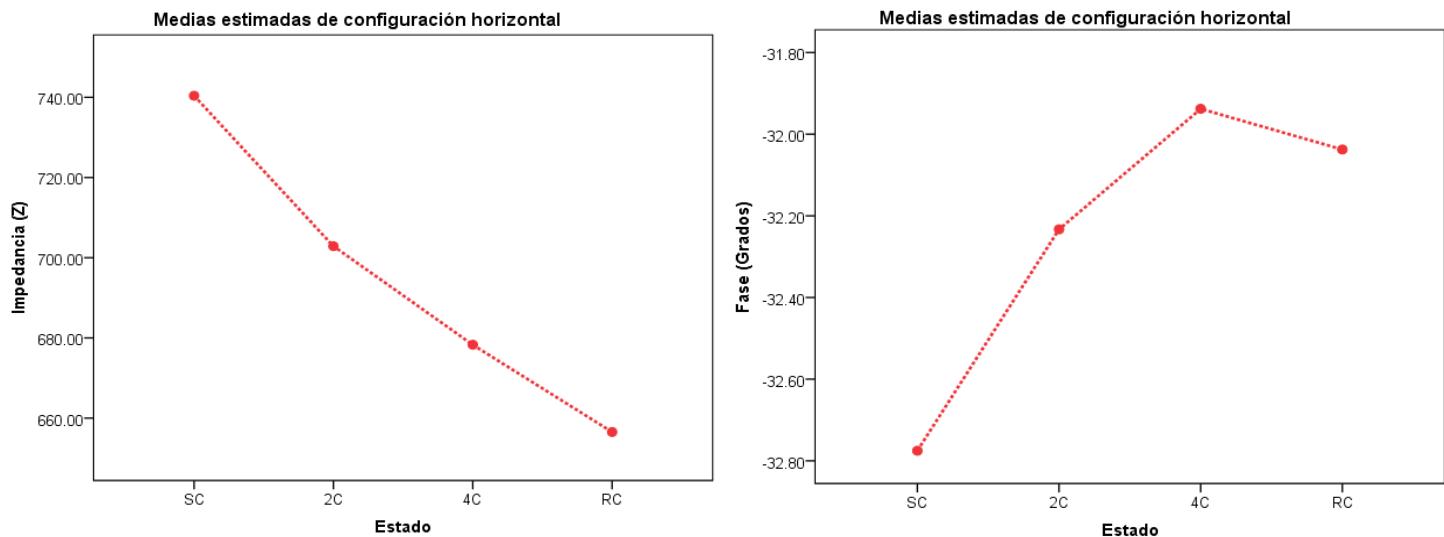


Figura 5-8. Gráfico los valores medios de las determinaciones de impedancia (magnitud y fase) al someter la articulación en tracción en el grupo de mujeres, configuración horizontal.

Referencias

- [97] Paul D., Mabel D., Jingzhong W., et al. Prediction of percentage body fat from anthropometry and bioelectrical impedance in Singaporean and Bejing Chinese. Asia Pacific J Clin Nutr (2000) 9(2): 93–98

Capítulo 6

Modelo eléctrico por ajuste de impedancia mediante BIS

6.1 Introducción

El problema al tratar de realizar un modelo eléctrico de los procesos químicos y físicos del tejido es principalmente la dificultad de imitar el comportamiento eléctrico con componentes comunes agrupados físicamente, como resistencias, condensadores, inductores, componentes de semiconductores y baterías. El modelo de tres componentes combina características de la serie y los modelos paralelos. Puede consistir en dos capacitores y una resistencia o dos resistencias y un capacitor. Ambos garantizan la limitación de corriente a altas frecuencias. Los dos circuitos son muy similares porque es posible obtener los mismos valores de inmitancia para todas las frecuencias con solo un conjunto de valores de componentes.

Es fácil ver que los casos límite a frecuencias muy bajas y muy altas determinan los valores de la resistencia. La versión paralela (ver figura 6-1) se caracteriza mejor por la admisión porque la constante de tiempo está definida de forma única, este fue establecido por Fricke y Morse en el año de 1925 [81]. Se ha usado para células y tejidos vivos, con C para membranas celulares, R para intracelular y G para líquidos extracelulares. La versión en serie se caracteriza mejor por la impedancia porque la constante de tiempo está definida de forma única. A menudo se ha usado como equivalente eléctrico de la piel, con R para tejidos más profundos en series y la piel compuesta de G y C en paralelo.

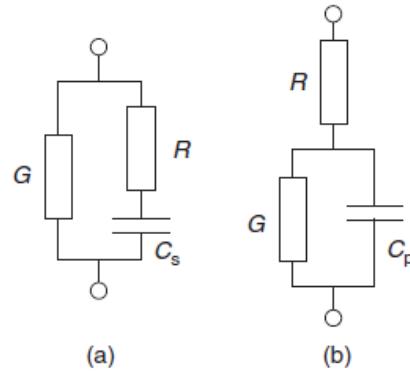


Figura 6-1. Modelo de dos resistencias y un capacitor (a) versión paralela y (b) versión en serie [98].

El ajuste de las medidas obtenidas por espectroscopía de impedancia bioeléctrica (BIS) se realizó con el modelo eléctrico que estableció Debye en el año de 1929 [2], el cual está conformado por un sistema RC en paralelo conectado en serie con otro resistor (ver figura 6-2). El ajuste se realizó en el software ZPlot y ZView, para ambos grupos de voluntarios en la configuración vertical y horizontal. En los siguientes resultados se muestran los valores obtenidos en sus tres elementos: R_s , C , y R_p . Y de igual manera que con las determinaciones de impedancia se realizó una prueba t para muestras relacionadas para analizar la diferencias entre las medias al someter la rodilla con una fuerza de tracción.

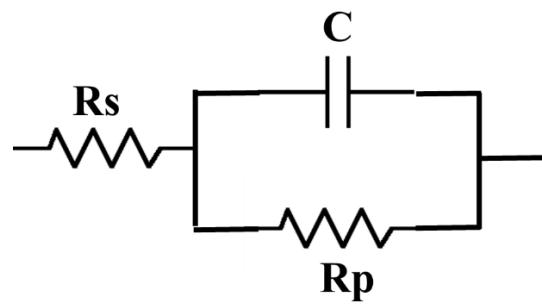


Figura 6-2. Modelo de circuito eléctrico con el que se realizó el ajuste de los datos del vector de impedancia [99].

6.2 Elemento resistivo Rs

6.2.1 Grupo Hombres

Los valores medios ($\pm DE$) del elemento resistivo (Rs) en el modelo electrónico, ajustado con los parámetros de impedancia en el grupo de hombres con la configuración vertical fueron de $477.9 \pm 107.8 \Omega$ con la rodilla suspendida a 90° sin peso (SC), $453.1 \pm 100.5 \Omega$ con la rodilla suspendida con 2 pesos colocados en el tobillo (2C), $444.0 \pm 91.5 \Omega$ con la rodilla suspendida con 4 pesos colocados en el tobillo (4C) y $436.5 \pm 88.4 \Omega$ con la rodilla suspendida quitando los pesos (RC).

Para la configuración horizontal, los valores medios ($\pm DE$) del elemento resistivo fueron de $433.0 \pm 143.0 \Omega$ con la rodilla suspendida SC, $416.5 \pm 135.2 \Omega$ con la rodilla suspendida en 2C, $409.2 \pm 133.9 \Omega$ con la rodilla suspendida en 4C y $409.6 \pm 142.9 \Omega$ con la rodilla suspendida en RC.

Las medias y desviaciones estándar de los valores resistivos en todos los estados a los que se sometió la rodilla a tracción con el grupo de hombres en ambas configuraciones se enumeran en la siguiente tabla:

Tabla 6-1. Valores medios $\pm D.E.$ de la resistencia Rs al someter la rodilla en tracción con ambas configuraciones.

	Configuración Vertical (Ω)				Configuración Horizontal (Ω)			
	SC ¹	2C ²	4C ³	RC ⁴	SC ¹	2C ²	4C ³	RC ⁴
Media	478	453	444	436	433	416	409	410
D.E.	108	100	91	88	143	135	134	143

1. Rodilla suspendida a 90° sin peso
2. Rodilla soportando un peso de 2.266 kg
3. Rodilla soportando un peso de 4.532 kg
4. Retirando el peso de la rodilla (recuperación)

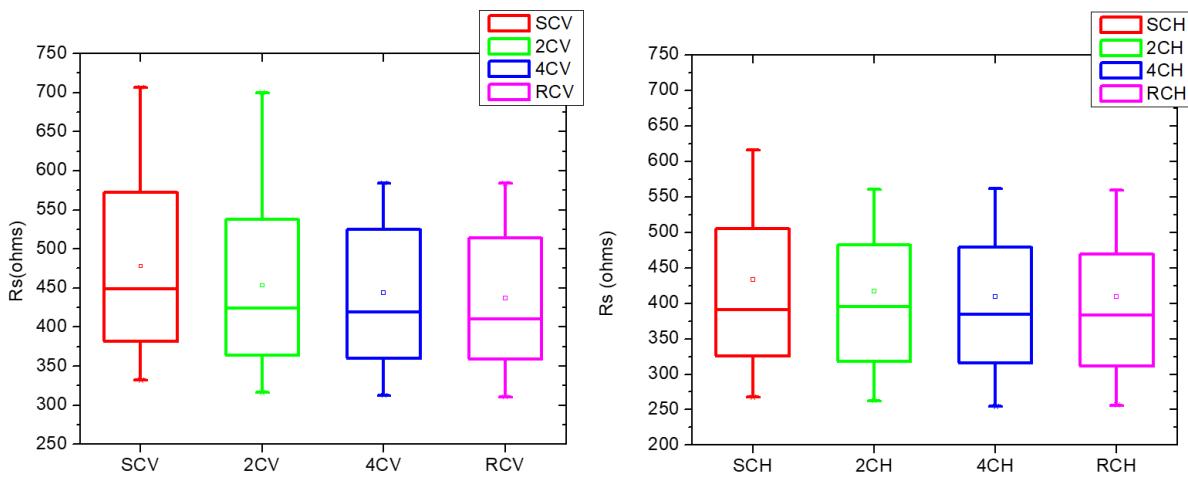


Figura 6-3. Gráfico de cajas de los valores medios (\pm D.E.) de la resistencia Rs en el grupo de voluntarios hombres, configuración vertical (izquierda) y configuración horizontal (derecha).

Se comparó cada uno de los estados en los que se sometió la rodilla con el estado basal (rodilla a 90° sin peso) mediante una prueba T para muestras relacionadas. Para la configuración vertical en el grupo de hombres, al comparar el estado con la rodilla soportando un peso de 2.266 kg (2C) con el estado basal se evidenciaron diferencias estadísticamente significativas ($p<0.05$) en las medias del valor resistivo de Rs ($p=0.000$). La comparación del estado con la rodilla soportando un peso de 4.532 kg (4C) con el estado basal evidenció diferencias estadísticamente significativas ($p<0.05$) en las medias del valor resistivo Rs ($p=0.000$). Por último, al comparar el estado de recuperación (RC) con el estado basal se evidenciaron diferencias estadísticamente significativas ($p<0.05$) en las medias del valor resistivo Rs ($p=0.000$).

En la configuración horizontal, se evidenciaron diferencias estadísticamente significativas al comparar el estado SC con 2C ($p<0.05$) en las medias del valor resistivo Rs ($p=0.026$). De igual manera, se evidenciaron diferencias estadísticamente significativas en las medias de los valores resistivos ($p<0.05$), para las comparaciones de los estados SC con 4C ($p=0.003$) y al comparar SC con RC ($p=0.006$), respectivamente.

En la figura 6-4, se observan las medias del valor resistivo R_s en ambas configuraciones para el grupo de voluntarios hombres. Se puede observar en la gráfica que conforme se va incrementando la carga en la articulación de la rodilla, el valor medio de la resistencia en el grupo de hombres disminuye.

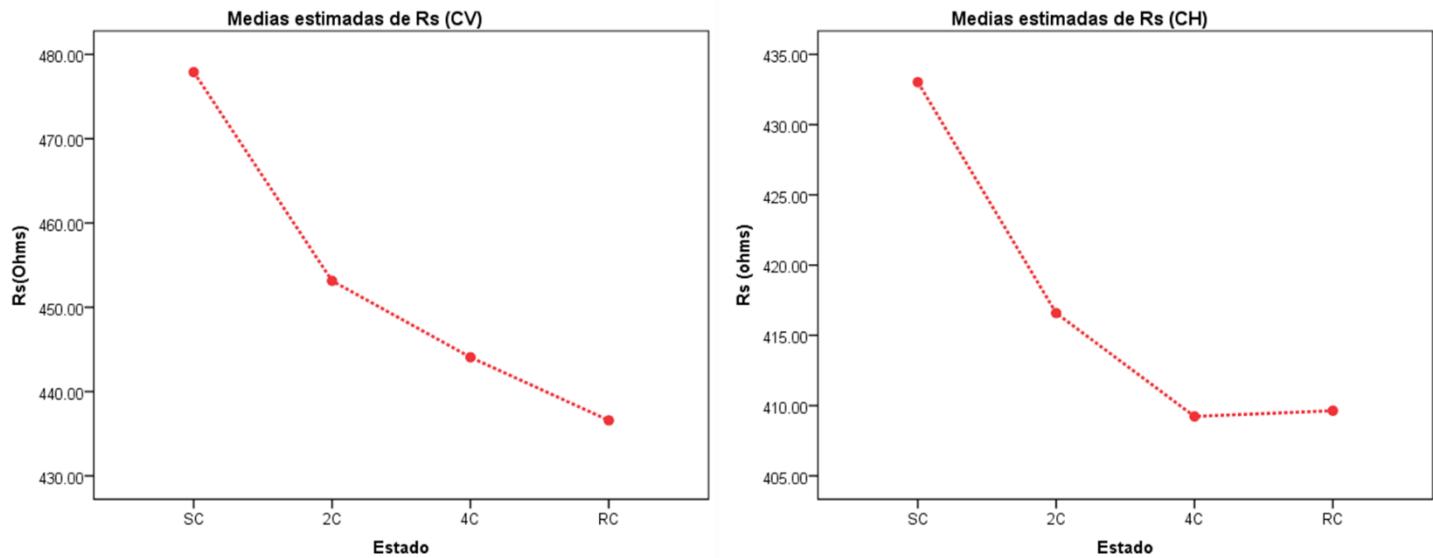


Figura 6-4. Gráfico de los valores medios de la resistencia R_s en el grupo de voluntarios hombres, configuración vertical (izquierda) y configuración horizontal (derecha).

6.2.2 Grupo Mujeres

Los valores medios ($\pm DE$) del elemento resistivo R_s en el modelo electrónico, ajustado con los parámetros de impedancia en el grupo de mujeres con la configuración vertical fueron de $544.1 \pm 162.2 \Omega$ con la rodilla suspendida a 90° sin peso (SC), $512.4 \pm 131.6 \Omega$ con la rodilla suspendida con 2 pesos colocados en el tobillo (2C), $500.0 \pm 125.0 \Omega$ con la rodilla suspendida con 4 pesos colocados en el tobillo (4C) y $495.6 \pm 122.7 \Omega$ con la rodilla suspendida quitando los pesos (RC).

Para la configuración horizontal, los valores medios ($\pm DE$) del elemento resistivo fueron de $576.6 \pm 292.5 \Omega$ con la rodilla suspendida SC, $551.8 \pm 279.0 \Omega$ con la rodilla suspendida en 2C, $542.1 \pm 262.6 \Omega$ con la rodilla suspendida en 4C y $522.5 \pm 240.1 \Omega$ con la rodilla suspendida en RC.

Las medias y desviaciones estándar de los valores resistivos en todos los estados a los que se sometió la rodilla a tracción con el grupo de mujeres en ambas configuraciones se enumeran en la tabla 6-2.

Tabla 6-2. Valores medios \pm D.E. de la resistencia R_s al someter la rodilla en tracción con ambas configuraciones.

	Configuración Vertical (Ω)				Configuración Horizontal (Ω)			
	SC ¹	2C ²	4C ³	RC ⁴	SC ¹	2C ²	4C ³	RC ⁴
Media	544	512	500	496	577	551.8	542.1	522.5
D.E.	162	132	125	123	292.5	279.0	262.6	240.1

1. Rodilla suspendida a 90° sin peso
2. Rodilla soportando un peso de 2.266 kg
3. Rodilla soportando un peso de 4.532 kg
4. Retirando el peso de la rodilla (recuperación)

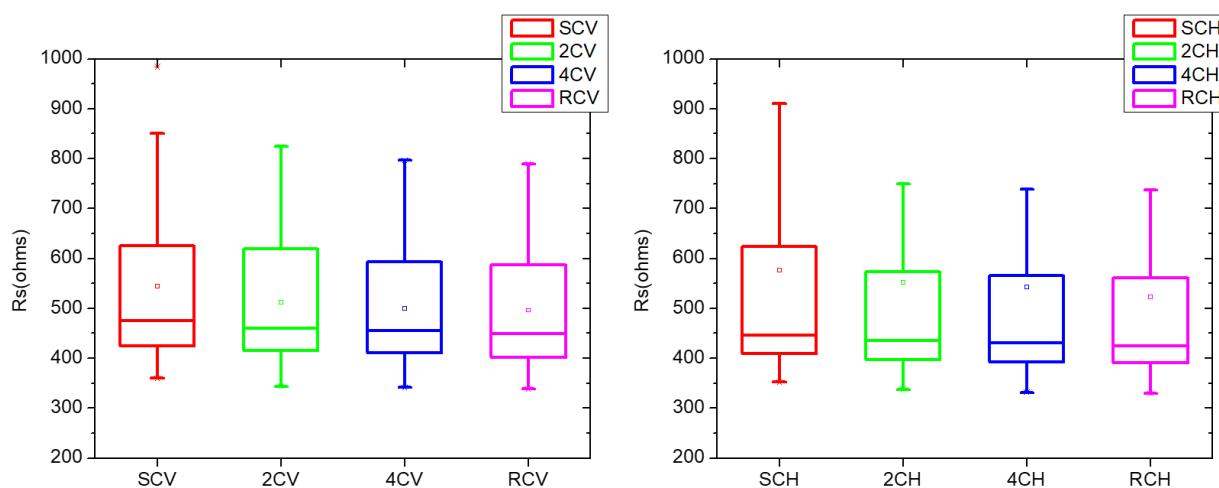


Figura 6-5. Gráfico de cajas de los valores medios (\pm D.E.) de la resistencia R_s en el grupo de mujeres, configuración vertical (izquierda) y configuración horizontal (derecha).

Los resultados del análisis estadístico t-test para muestras relacionadas en la configuración vertical, evidenciaron diferencias estadísticamente significativas al comparar el estado SC con 2C ($p<0.05$) en las medias del valor resistivo R_s ($p=0.006$). De igual manera, se evidenciaron diferencias estadísticamente significativas en las medias de los valores resistivos ($p<0.05$), para las comparaciones de los estados SC con 4C ($p=0.004$) y al comparar SC con RC ($p=0.005$), respectivamente.

En la configuración horizontal se observa el mismo comportamiento, se evidenciaron diferencias estadísticamente significativas al comparar el estado SC con 2C ($p<0.05$) en las medias del valor resistivo R_s ($p=0.021$). De igual manera, se evidenciaron diferencias estadísticamente significativas en las medias de los valores resistivos ($p<0.05$), para las comparaciones de los estados SC con 4C ($p=0.023$) y al comparar SC con RC ($p=0.035$), respectivamente.

En la figura 6-6, se observan las medias del valor resistivo R_s en ambas configuraciones para el grupo de mujeres voluntarias. Se puede observar en la gráfica el mismo comportamiento que se evidenció en el grupo de hombres, conforme se va incrementando la carga en la articulación de la rodilla, el valor medio de la resistencia disminuye.

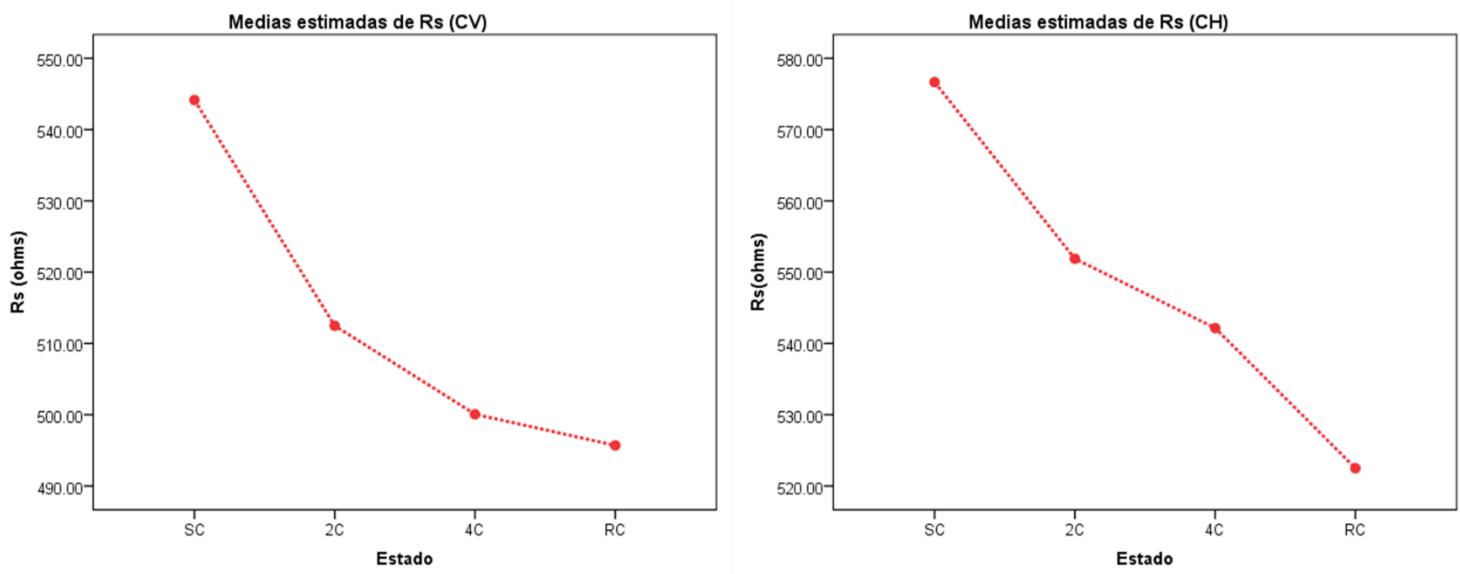


Figura 6-6. Gráfico de los valores medios de la resistencia R_s en el grupo de mujeres voluntarias, configuración vertical (izquierda) y configuración horizontal (derecha).

6.3 Elemento capacitivo C

6.3.1 Grupo Hombres

Los valores medios ($\pm DE$) del elemento capacitivo (C) en el modelo electrónico, ajustado con los parámetros de impedancia en el grupo de hombres con la configuración vertical fueron de 14.6 ± 3.4 nF con la rodilla suspendida a 90° sin peso (SC), 16.0 ± 3.9 nF con la rodilla suspendida con 2 pesos colocados en el tobillo (2C), 16.3 ± 4.2 nF con la rodilla suspendida con 4 pesos colocados en el tobillo (4C) y 16.6 ± 4.3 nF con la rodilla suspendida quitando los pesos (RC).

Para la configuración horizontal, los valores medios ($\pm DE$) del elemento capacitivo fueron de 15.0 ± 3.4 nF con la rodilla suspendida SC, 15.6 ± 3.5 nF con la rodilla suspendida en 2C, 16.0 ± 3.7 nF con la rodilla suspendida en 4C y 16.2 ± 3.8 nF con la rodilla suspendida en RC.

Las medias y desviaciones estándar de los valores capacitivos en todos los estados a los que se sometió la rodilla a tracción con el grupo de hombres en ambas configuraciones se enumeran en la tabla 6-3.

Tabla 6-3. Valores medios \pm D.E. del capacitor C al someter la rodilla en tracción con ambas configuraciones.

	Configuración Vertical (nF)				Configuración Horizontal (nF)			
	SC ¹	2C ²	4C ³	RC ⁴	SC ¹	2C ²	4C ³	RC ⁴
Media	14.6	16.0	16.3	16.6	15.0	15.6	16.0	16.2
D.E.	3.4	3.9	4.2	4.3	3.4	3.5	3.7	3.8

1. Rodilla suspendida a 90° sin peso
2. Rodilla soportando un peso de 2.266 kg
3. Rodilla soportando un peso de 4.532 kg
4. Retirando el peso de la rodilla (recuperación)

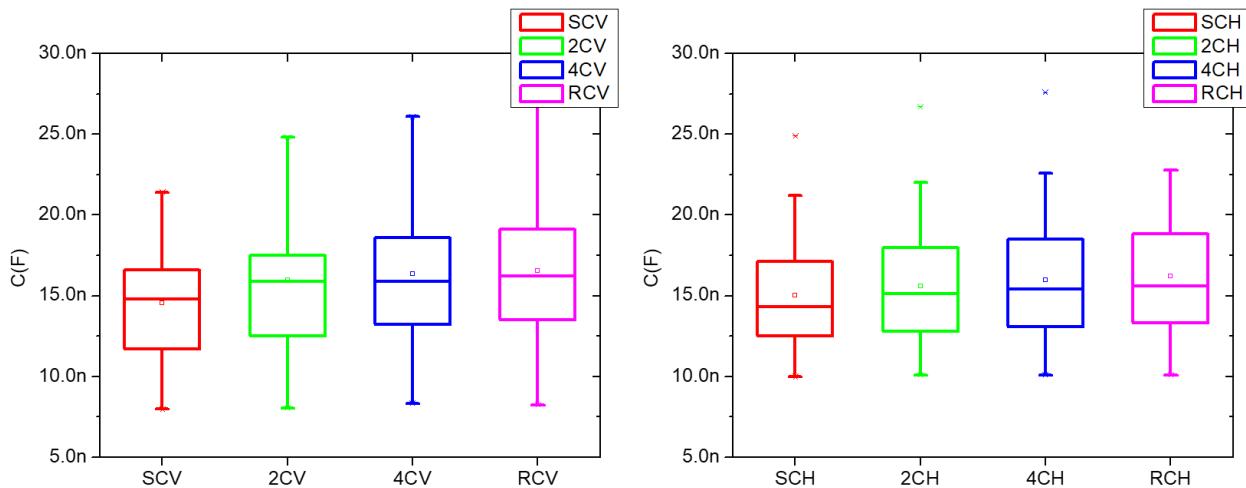


Figura 6-7. Gráfico de cajas de los valores medios (\pm D.E.) del capacitor C en el grupo de hombres, configuración vertical (izquierda) y configuración horizontal (derecha).

La prueba estadística de correlación de Pearson entre las determinaciones de capacitancia del primer estado (SC) y las correspondientes a los otros tres (2C, 4C y RC), usando ambas configuraciones, evidenció una correlación nula.

En la figura 6-8, se observan las medias del valor capacitivo C en ambas configuraciones para el grupo de hombres. Se puede observar en la gráfica que conforme se va incrementando la carga en la articulación de la rodilla, el valor medio del elemento capacitivo también aumenta.

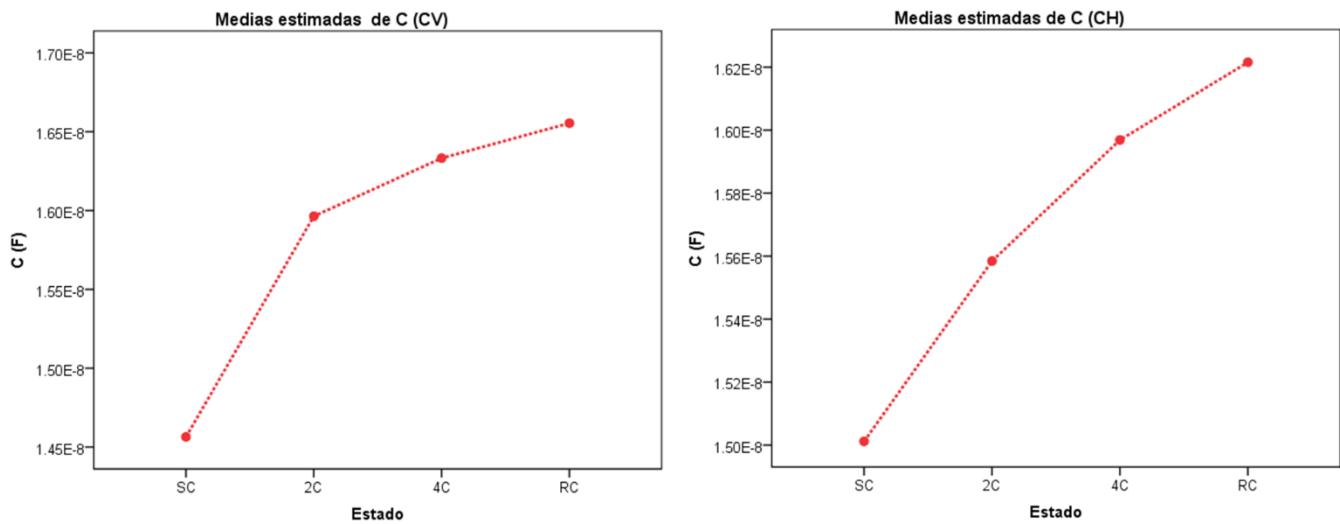


Figura 6-8. Gráfico de los valores medios del capacitor C en el grupo de hombres, configuración vertical (izquierda) y configuración horizontal (derecha).

6.3.2 Grupo Mujeres

Los valores medios ($\pm DE$) del elemento capacitivo (C) en el modelo electrónico, ajustado con los parámetros de impedancia en el grupo de mujeres con la configuración vertical fueron de 12.5 ± 3.0 nF con la rodilla suspendida a 90° sin peso (SC), 13.7 ± 3.0 nF con la rodilla suspendida con 2 pesos colocados en el tobillo (2C), 14.1 ± 3.1 nF con la rodilla suspendida con 4 pesos colocados en el tobillo (4C) y 15.7 ± 7.4 nF con la rodilla suspendida quitando los pesos (RC).

Para la configuración horizontal, los valores medios ($\pm DE$) del elemento capacitivo fueron de 13.7 ± 3.2 nF con la rodilla suspendida SC, 14.5 ± 3.3 nF con la rodilla suspendida en 2C, 15.0 ± 3.4 nF con la rodilla suspendida en 4C y 15.2 ± 3.5 nF con la rodilla suspendida en RC.

Las medias y desviaciones estándar de los valores capacitivos en todos los estados a los que se sometió la rodilla a tracción con el grupo de mujeres en ambas configuraciones se enumeran en la tabla 6-4.

Tabla 6-4. Valores medios \pm D.E. del capacitor C al someter la rodilla en tracción con ambas configuraciones.

	Configuración Vertical (nF)				Configuración Horizontal (nF)			
	SC ¹	2C ²	4C ³	RC ⁴	SC ¹	2C ²	4C ³	RC ⁴
Media	12.5	13.7	14.1	15.7	13.7	14.5	15.0	15.2
D.E.	3.0	3.0	3.1	7.4	3.2	3.3	3.4	3.5

1. Rodilla suspendida a 90° sin peso
2. Rodilla soportando un peso de 2.266 kg
3. Rodilla soportando un peso de 4.532 kg
4. Retirando el peso de la rodilla (recuperación)

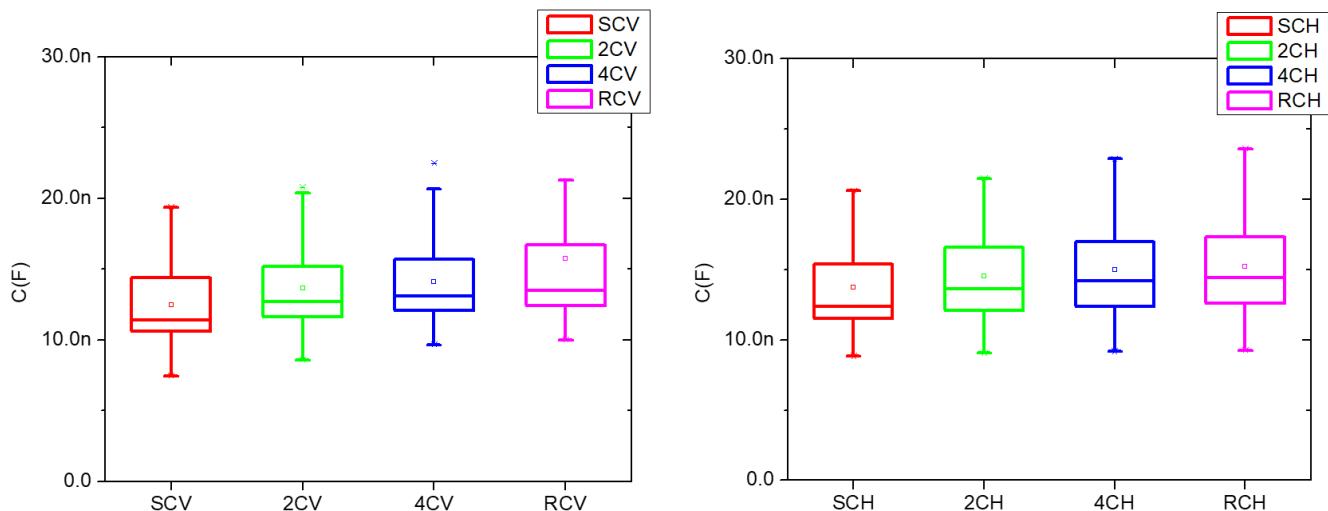


Figura 6-9. Gráfico de cajas de los valores medios (\pm D.E.) del capacitor C en el grupo de mujeres, configuración vertical (izquierda) y configuración horizontal (derecha).

La prueba estadística de correlación de Pearson entre las determinaciones de capacitancia del primer estado (SC) y las correspondientes a los otros tres (2C, 4C y RC), usando ambas configuraciones, evidenció una correlación nula.

En la figura 6-10, se observan las medias del valor capacitivo C en ambas configuraciones para el grupo de mujeres. Se observa como el valor medio del elemento capacitivo aumenta a medida que la carga para someter la rodilla en tracción incrementa.

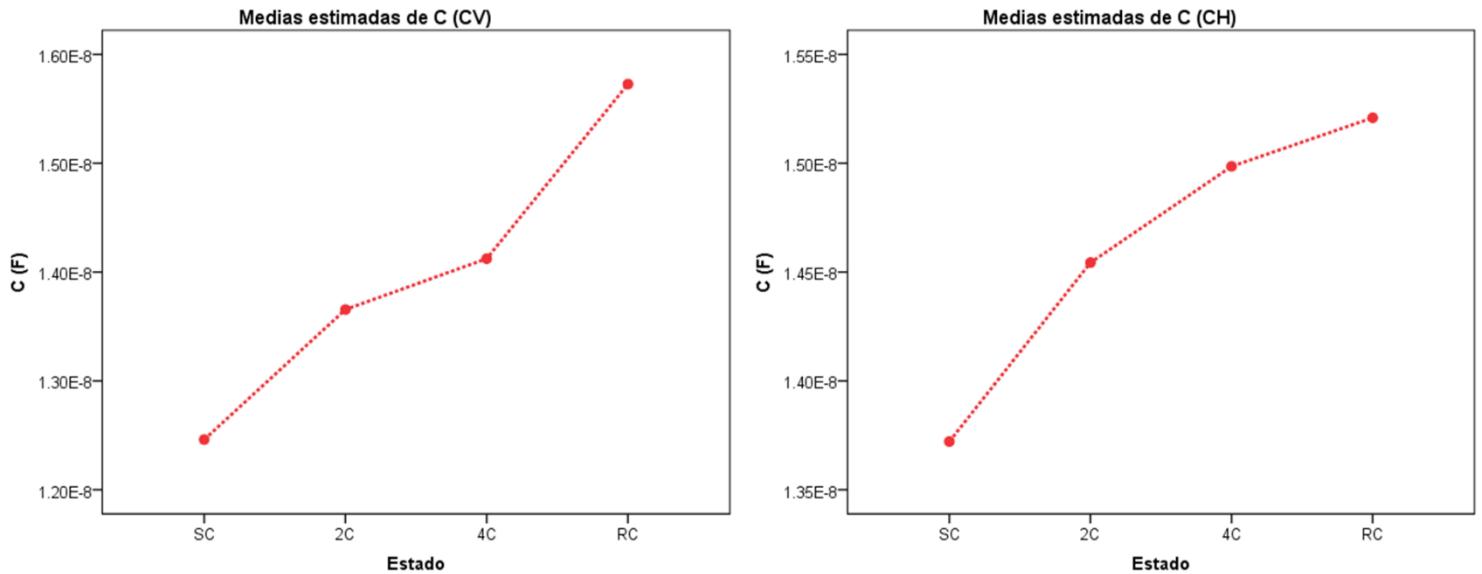


Figura 6-10. Gráfico de los valores medios del capacitor C en el grupo de mujeres, configuración vertical (izquierda) y configuración horizontal (derecha).

6.4 Elemento Rp

6.4.1 Grupo Hombres

Los valores medios ($\pm DE$) del elemento resistivo (Rp) en el modelo electrónico, ajustado con los parámetros de impedancia en el grupo de hombres con la configuración vertical fueron de 38.4 ± 25.6 K Ω con la rodilla suspendida a 90° sin peso (SC), 37.3 ± 27.4 K Ω con la rodilla suspendida con 2 pesos colocados en el tobillo (2C), 36.3 ± 25.8 K Ω con la rodilla suspendida con 4 pesos colocados en el tobillo (4C) y 36.1 ± 25.7 K Ω con la rodilla suspendida quitando los pesos (RC).

Para la configuración horizontal, los valores medios ($\pm DE$) del elemento resistivo fueron de 48.9 ± 30.9 K Ω con la rodilla suspendida SC, 48.0 ± 30.5 K Ω con la rodilla suspendida en 2C, 46.6 ± 27.6 K Ω con la rodilla suspendida en 4C y 46.6 ± 29.7 Ω con la rodilla suspendida en RC.

Las medias y desviaciones estándar de los valores resistivos en todos los estados a los que se sometió la rodilla a tracción con el grupo de hombres en ambas configuraciones se enumeran en la tabla 6-5.

Tabla 6-5. Valores medios \pm D.E. de la resistencia Rp al someter la rodilla en tracción con ambas configuraciones.

	Configuración Vertical (KΩ)				Configuración Horizontal (KΩ)			
	SC ¹	2C ²	4C ³	RC ⁴	SC ¹	2C ²	4C ³	RC ⁴
Media	38.4	37.3	36.3	36.1	48.9	48.0	46.6	46.6
D.E.	25.6	27.4	25.8	25.7	30.9	30.5	27.6	29.7

1. Rodilla suspendida a 90° sin peso
2. Rodilla soportando un peso de 2.266 kg
3. Rodilla soportando un peso de 4.532 kg
4. Retirando el peso de la rodilla (recuperación)

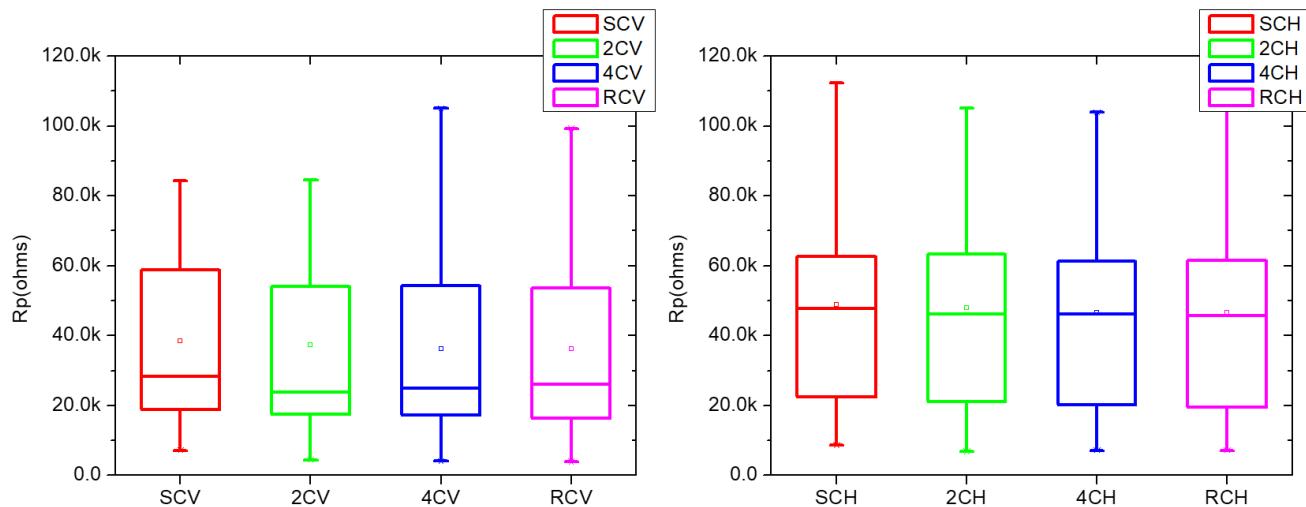


Figura 6-11. Gráfico de cajas de los valores medios (\pm D.E.) de la resistencia Rp en el grupo de hombres, configuración vertical (izquierda) y configuración horizontal (derecha).

Los resultados del análisis estadístico t-test para muestras relacionadas en la configuración vertical, no evidenciaron diferencias estadísticamente significativas al comparar el estado SC con 2C ($p>0.05$) en las medias del valor resistivo Rp ($p=0.139$). De igual manera, no se evidenciaron diferencias estadísticamente significativas en las medias de los valores resistivos ($p>0.05$), para las comparaciones de los estados SC con 4C ($p=0.075$) y al comparar SC con RC ($p=0.101$), respectivamente.

En la configuración horizontal se observa el mismo comportamiento, no se evidenciaron diferencias estadísticamente significativas al comparar el estado SC con 2C ($p>0.05$) en las medias del valor resistivo Rp ($p=0.370$) y de la comparación del estado SC con 4C ($p=0.169$).

Por el contrario, se evidenciaron diferencias estadísticamente significativas en las medias de los valores resistivos ($p<0.05$), de la comparación del estado SC con el estado RC ($p=0.026$).

En la figura 6-12, se observan las medias del valor resistivo R_p en ambas configuraciones para el grupo de voluntarios hombres.

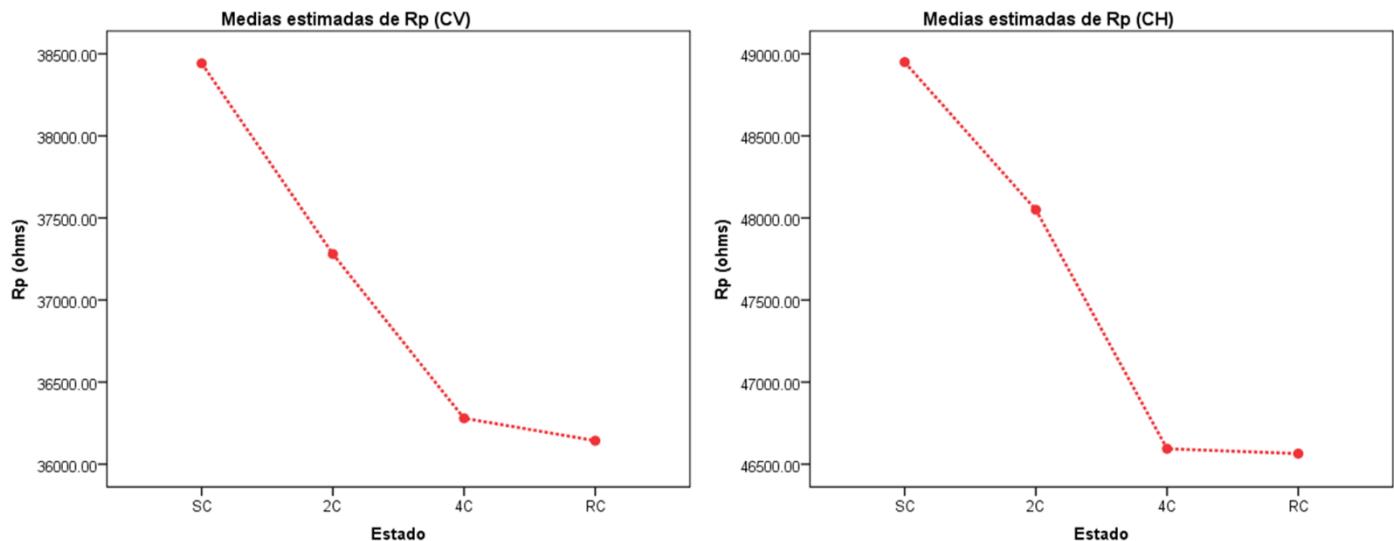


Figura 6-12. Gráfico de los valores medios de la resistencia R_p en el grupo de hombres, configuración vertical (izquierda) y configuración horizontal (derecha).

6.4.2 Grupo Mujeres

Los valores medios ($\pm DE$) del elemento resistivo R_p en el modelo electrónico, ajustado con los parámetros de impedancia en el grupo de mujeres con la configuración vertical fueron de 58.8 ± 23.9 K Ω con la rodilla suspendida a 90° sin peso (SC), 59.7 ± 25.4 K Ω con la rodilla suspendida con 2 pesos colocados en el tobillo (2C), 60.3 ± 26.2 K Ω con la rodilla suspendida con 4 pesos colocados en el tobillo (4C) y 60.1 ± 25.6 K Ω con la rodilla suspendida quitando los pesos (RC).

Para la configuración horizontal, los valores medios ($\pm DE$) del elemento resistivo fueron de 62.9 ± 27.9 K Ω con la rodilla suspendida SC, 63.3 ± 27.9 K Ω con la rodilla suspendida en 2C, 63.2 ± 27.4 K Ω con la rodilla suspendida en 4C y 63.5 ± 28.2 K Ω con la rodilla suspendida en RC.

Las medias y desviaciones estándar de los valores resistivos en todos los estados a los que se sometió la rodilla a tracción con el grupo de mujeres en ambas configuraciones se enumeran en la tabla 6-6.

Tabla 6-6. Valores medios \pm D.E. de la resistencia Rp al someter la rodilla en tracción con ambas configuraciones.

	Configuración Vertical ($K\Omega$)				Configuración Horizontal ($K\Omega$)			
	SC ¹	2C ²	4C ³	RC ⁴	SC ¹	2C ²	4C ³	RC ⁴
Media	58.8	59.7	60.3	60.1	62.9	63.3	63.2	63.5
D.E.	23.9	25.4	26.2	25.6	27.9	27.9	27.4	28.2

1. Rodilla suspendida a 90° sin peso
2. Rodilla soportando un peso de 2.266 kg
3. Rodilla soportando un peso de 4.532 kg
4. Retirando el peso de la rodilla (recuperación)

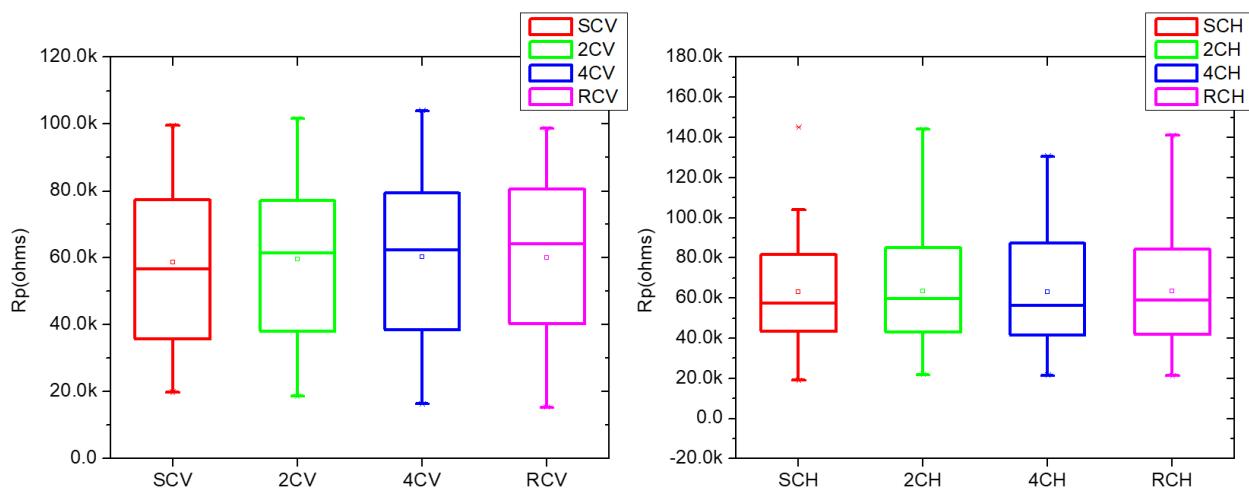


Figura 6-13. Gráfico de cajas de los valores medios (\pm D.E.) de la resistencia Rp en el grupo de mujeres, configuración vertical (izquierda) y configuración horizontal (derecha).

Los resultados del análisis estadístico t-test para muestras relacionadas en la configuración vertical, no evidenciaron diferencias estadísticamente significativas al comparar el estado SC con 2C ($p>0.05$) en las medias del valor resistivo Rp ($p=0.413$). De igual manera, no se evidenciaron diferencias estadísticamente significativas en las medias de los valores resistivos ($p>0.05$), para las comparaciones de los estados SC con 4C ($p=0.288$) y al comparar SC con RC ($p=0.417$), respectivamente.

En la configuración horizontal se observa el mismo comportamiento, no se evidenciaron diferencias estadísticamente significativas al comparar el estado SC con 2C ($p>0.05$) en las medias del valor resistivo Rp ($p=0.711$), así como de la comparación del estado SC con 4C ($p=0.853$) y al comparar los estados SC con el estado RC ($p=0.720$).

En la figura 6-14, se observan las medias del valor resistivo R_p en ambas configuraciones para el grupo de mujeres voluntarias. Los valores medios del elemento resistivo en el grupo de mujeres aumenta a medida que se incrementa la carga en la articulación para someterla a tracción, inversamente al comportamiento que se observa en la gráfica del grupo de hombres.

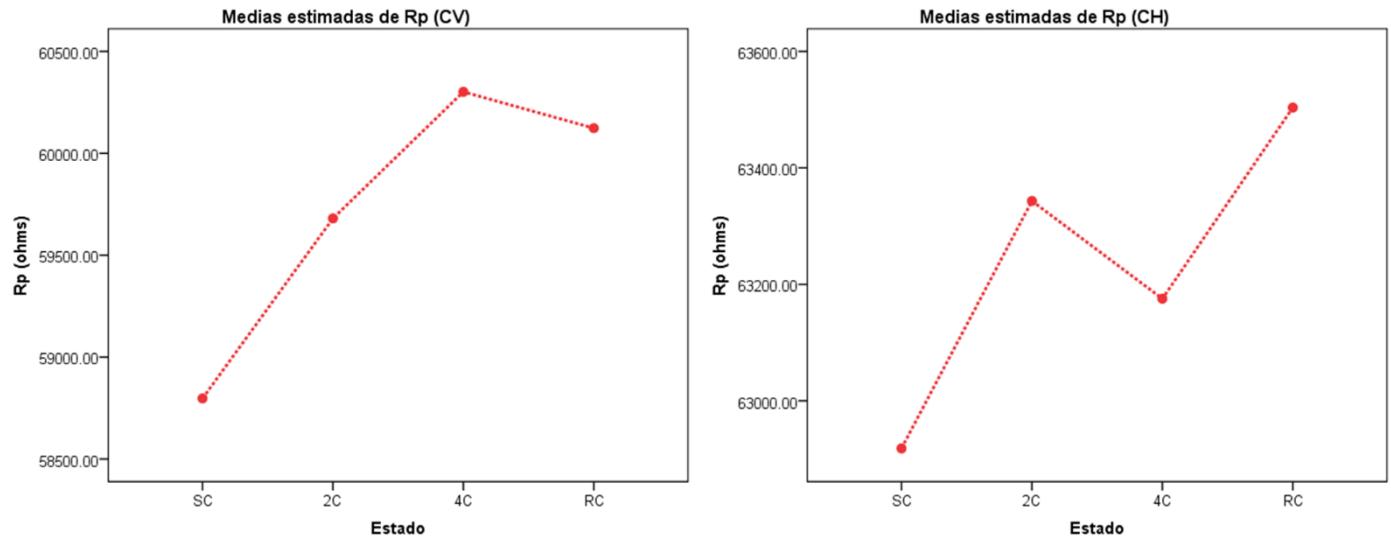


Figura 6-14. Gráfico de los valores medios de la resistencia R_p en el grupo de mujeres, configuración vertical (izquierda) y configuración horizontal (derecha).

Referencias

- [98] Grimnes S. and Mortensen O. G. (2000) Bioimpedance and Bioelectricity Basics, San Diego, CA: Academic Press.
- [99] Debye P. (1929) Polar molecules. New York: Dover 45.

Capítulo 7

Resultados obtenidos mediante el uso de tomografía por impedancia eléctrica (TIE)

7.1 Introducción

La tomografía de impedancia eléctrica (TIE) es un método de obtención de imágenes relacionadas con la distribución de conductividades en el interior de un objeto. La TIE utiliza la estimulación eléctrica y mide en la superficie del cuerpo para obtener imágenes de las propiedades eléctricas de los tejidos internos.

En el periodo de Agosto-Diciembre 2017 se realizaron las mediciones con la técnica de Tomografía por Impedancia Eléctrica, en un grupo de 8 voluntarios. Todos los voluntarios declararon no tener antecedentes de lesión en rodilla y cumplían con todos los criterios de inclusión descritos en el capítulo 4 (Metodología). Se realizó el protocolo establecido y mencionado en la sección 4.4.5 Procedimientos para las medidas con TIE.

Se analizó el conjunto de imágenes correspondientes a cada voluntario. Para el análisis de las imágenes se exportaron los valores al software Matlab 2015® para reconstruir la imagen y graficar el cambio adimensional de un pixel en el que se observara mayor variación, simultáneamente se graficó el cambio en el promedio de una región (ROI) previamente seleccionada.

Se estableció una escala entre 2 y -2 para todas las imágenes, los resultados muestran el compilado de una imagen donde la rodilla se encuentra sometida a tracción, la gráfica de la evolución de un pixel, así como la gráfica de la ROI, a continuación, se demuestran los resultados obtenidos para cada voluntario.

7.2 Resultados obtenidos mediante TIE

En la tabla 7-1 se muestran los valores adimensionales del pixel y ROI en tres estados: 1) rodilla suspendida sin peso, 2) rodilla suspendida con un peso de 4 kg y 3) rodilla suspendida al retirar el peso.

Tabla 7-1. Valores del pixel y de la región de interés (ROI) en cada estado en el que la articulación de sometió a tracción.

Voluntario	Pixel	Estado 1 ¹	Estado 2 ²	Estado 3 ³	ROI	Estado 1 ¹	Estado 2 ²	Estado 3 ³
1.	(24,19)	0.31	-3.44	-0.83	X(22:27) Y(16:21)	-0.04	-0.73	-0.52
2.	(24,20)	0.38	0.30	0.37	X(20:29) Y(16:25)	0.27	0.24	0.26
3.	(14,16)	0.16	0.20	0.17	X(12:18) Y(13:19)	0.16	0.20	0.18
4.	(13,8)	-0.12	-0.01	-0.13	X(10:19) Y(4:12)	-0.03	0.03	-0.05
5.	(17,8)	-0.05	-0.13	-0.13	X(15:20) Y(5:10)	0.02	-0.04	-0.02
6.	(13,8)	-2.25	-0.39	-0.96	X(11:16) Y(5:10)	-2.02	-1.01	-1.51
7.	(8,17)	-1.06	-7.24	-7.51	X(6:11) Y(14:19)	-1.08	-3.52	-4.07
8.	(8,17)	-0.16	-0.55	-0.36	X(6:11) Y(16:21)	-0.15	-0.47	-0.34

1. Rodilla suspendida sin peso
2. Rodilla suspendida con ambas poleas
3. Rodilla suspendida al retirar el peso

A continuación, se muestran las figuras con el compilado de resultados correspondientes a cada voluntario.

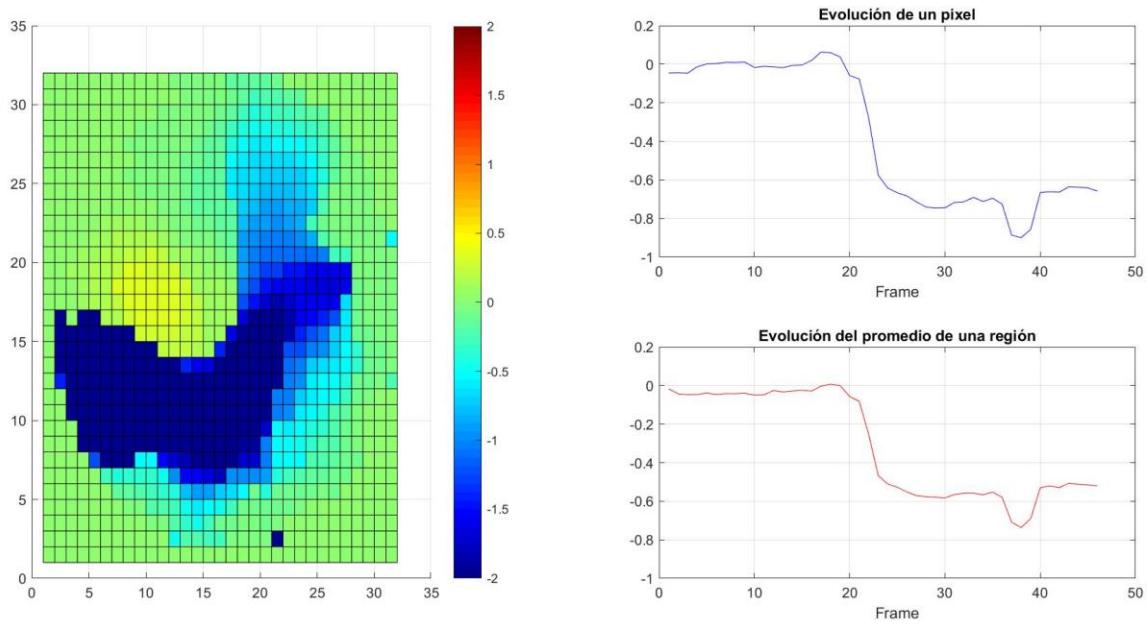


Figura 7-1. Resultados del voluntario #1 a la izquierda la imagen TIE (no. 30) reconstruida por el software y a la izquierda la evolución del pixel (24,19) (arriba), así como la evolución de la región (x:22-27, y:16-21) (abajo).

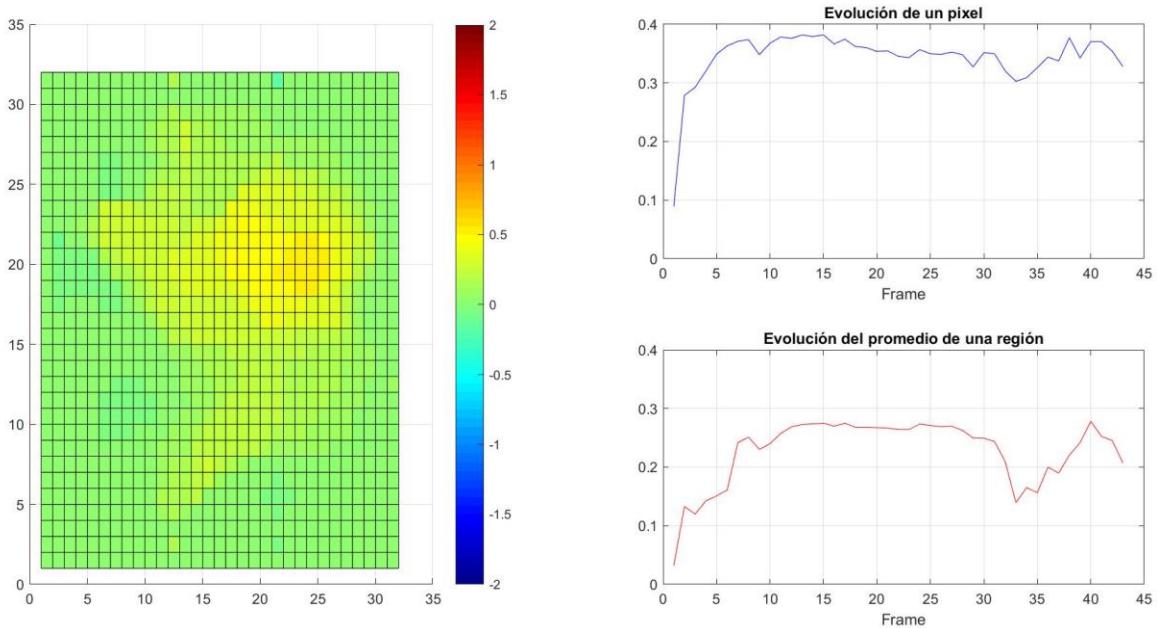


Figura 7-2. Resultados del voluntario #2 a la izquierda la imagen TIE (no. 30) reconstruida por el software y a la izquierda la evolución del pixel (24,20) (arriba), así como la evolución de la región (x:20-29, y:16-25) (abajo).

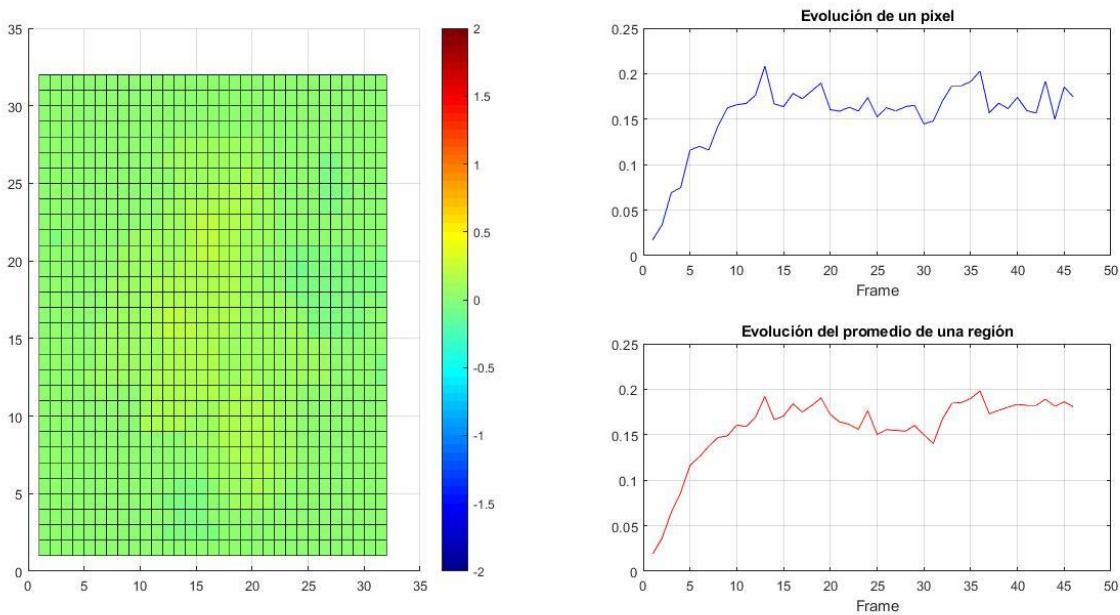


Figura 7-3. Resultados del voluntario #3 a la izquierda la imagen TIE (no. 30) reconstruida por el software y a la izquierda la evolución del pixel (14,16) (arriba), así como la evolución de la región (x:12-18, y:13-19) (abajo).

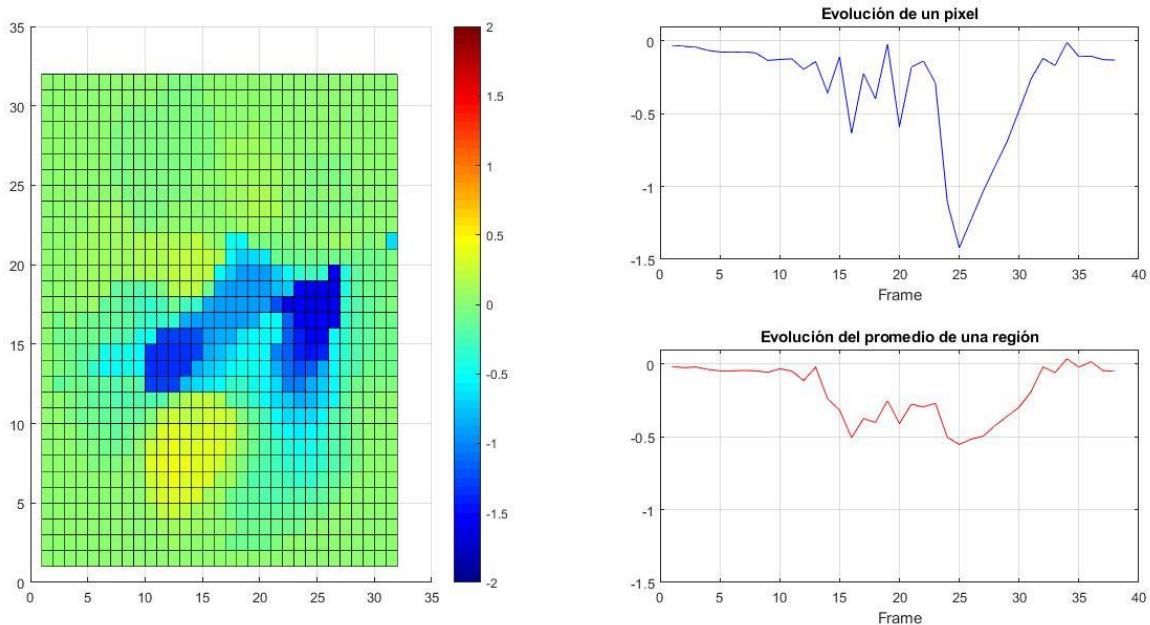


Figura 7-4. Resultados del voluntario #4 a la izquierda la imagen TIE (no. 30) reconstruida por el software y a la izquierda la evolución del pixel (13,8) (arriba), así como la evolución de la región (x:10-19, y:4-12) (abajo).

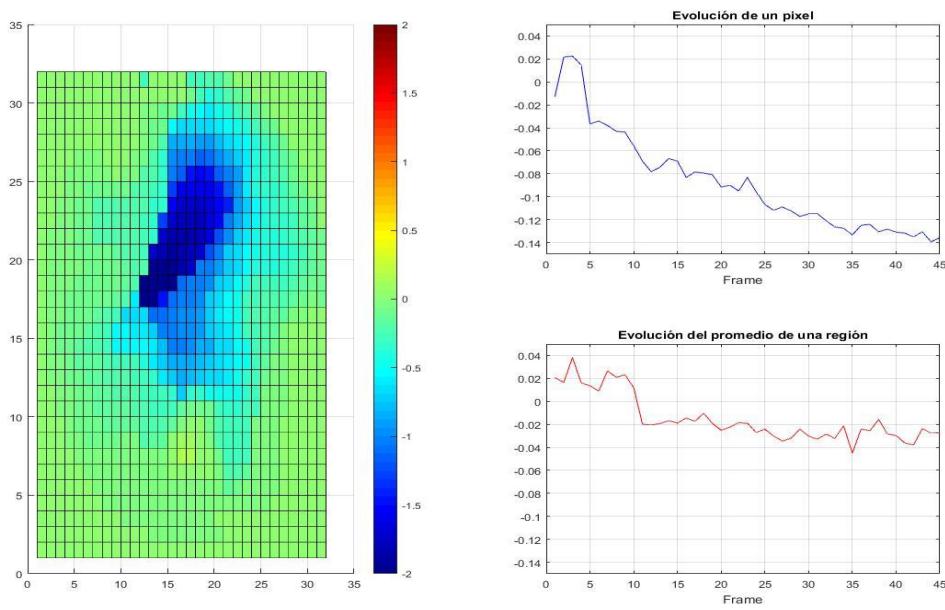


Figura 7-5. Resultados del voluntario #5 a la izquierda la imagen TIE (no. 30) reconstruida por el software y a la izquierda la evolución del pixel (17,8) (arriba), así como la evolución de la región (x:15-20, y:5-10) (abajo).

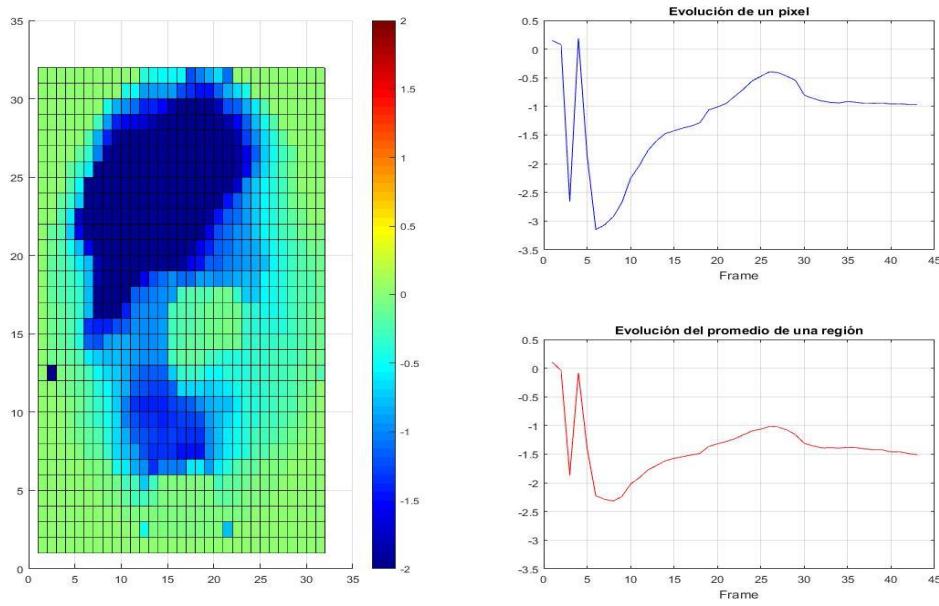


Figura 7-6. Resultados del voluntario #6 a la izquierda la imagen TIE (no. 30) reconstruida por el software y a la izquierda la evolución del pixel (13,8) (arriba), así como la evolución de la región (x:11-16, y:5-10) (abajo).

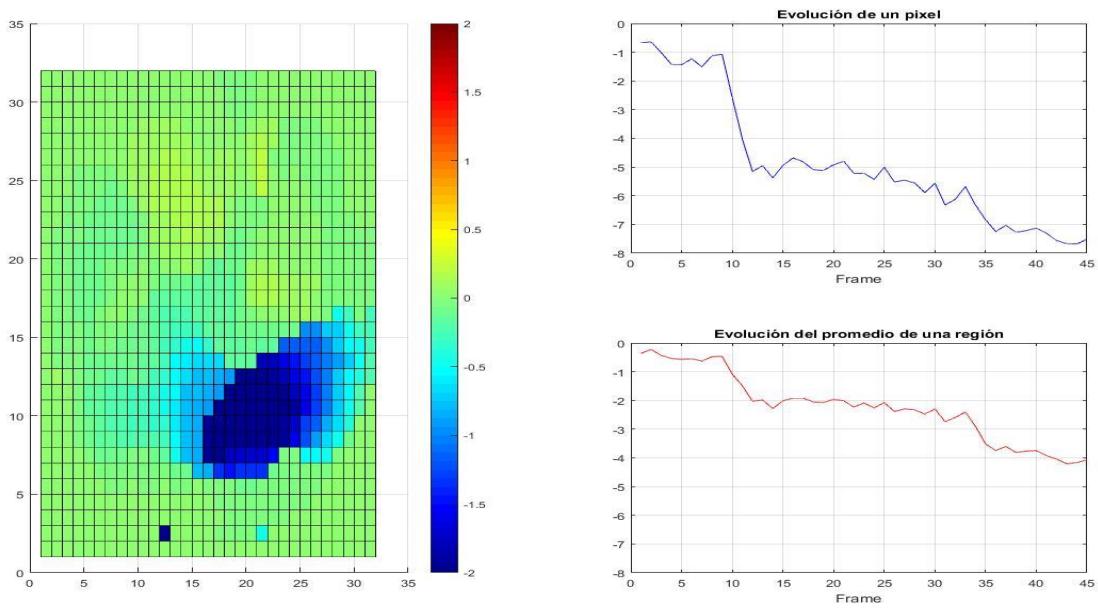


Figura 7-7. Resultados del voluntario #7 a la izquierda la imagen TIE (no. 30) reconstruida por el software y a la izquierda la evolución del pixel (8,17) (arriba), así como la evolución de la región (x:6-11, y:14-19) (abajo).

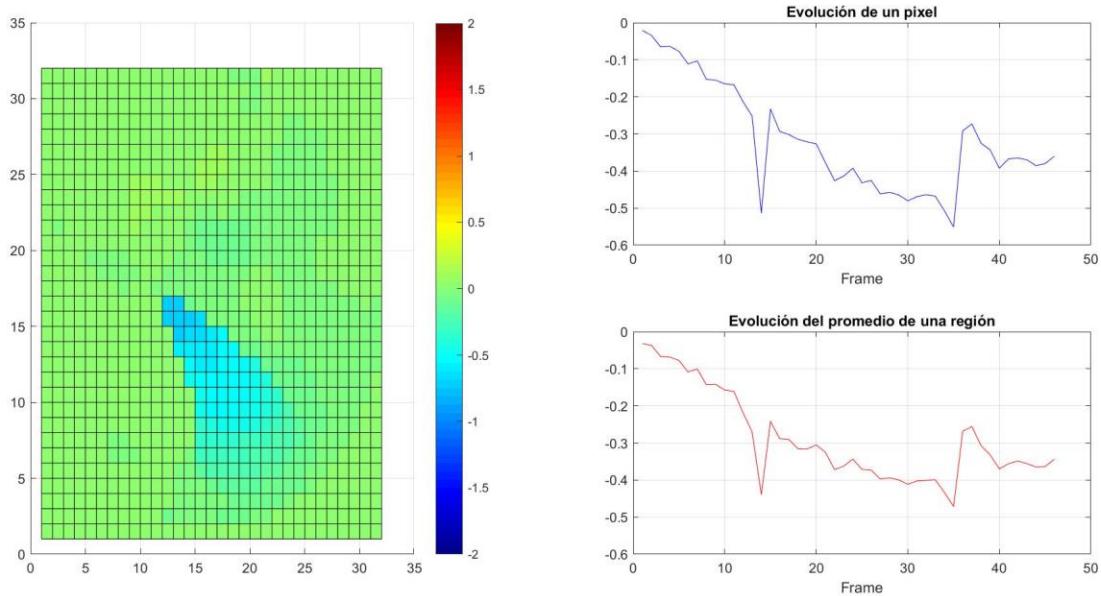


Figura 7-8. Resultados del voluntario #8 a la izquierda la imagen TIE (no. 30) reconstruida por el software y a la izquierda la evolución del pixel (8,17) (arriba), así como la evolución de la región (x:6-11, y:16-21) (abajo).

Capítulo 8

Discusión y Conclusiones

8.1 Introducción

El objetivo general del presente trabajo de investigación ha sido analizar las determinaciones de impedancia bioeléctrica (IBE) de los tejidos blandos de la rodilla mediante la técnica de espectroscopía de impedancia bioeléctrica (BIS), al estar la articulación sometida a una fuerza de tracción. Para ello, se midieron dos grupos de voluntarios sanos, sin ningún antecedente de lesión: se analizaron un total de 32 hombres y 29 mujeres. Todas las mediciones se realizaron mediante dos configuraciones de electrodos, una configuración vertical (a lo largo del ligamento rotuliano) y una configuración horizontal (colocando un electrodo del lado medial y otro lateral a la rótula). La rodilla se sometió en tracción con 4 poleas de 1.133 kg cada una. Por cada configuración de electrodos se realizaron 4 adquisiciones: 1) con la rodilla suspendida a 90° sin carga (SC), 2) con la rodilla soportando un peso de 2.226 kg (2C), 3) con la rodilla soportando un peso de 4.532 kg (4C), y 4) con la rodilla en recuperación, después de retirar los pesos (RC). Posteriormente, se analizaron las determinaciones de impedancia obtenidas a 50 kHz y se analizaron las diferencias entre cada estado (SC,2C,4C y RC) mediante una prueba estadística t-test para muestras relacionadas.

Así mismo, se obtuvo un modelo matemático basado en el modelo eléctrico de Debye. En dicho circuito se estimó el valor de cada elemento y de igual manera se compararon estos parámetros mediante pruebas estadísticas. Por último, se obtuvieron una serie de imágenes mediante la técnica de tomografía por impedancia eléctrica (TIE) con un tomógrafo basado en el AFE4300 de Texas Instrument®, construido por el Grupo de Investigación de Instrumentación Electrónica y Biomédica de la Universitat Politècnica de Catalunya, las medidas que se realizaron siguieron el mismo procedimiento que se utilizó con la técnica BIS, para el análisis de los datos se realizó un programa mediante el software Matlab® y se observaron los cambios adimensionales a lo largo de toda la medición de un pixel en donde se observará mayor variación y el promedio de la región (ROI) alrededor del pixel.

8.2 Respecto al uso de la espectroscopía por impedancia bioeléctrica

La dispersión de los datos del vector de impedancia (módulo y fase) obtenidos mediante BIS, en el grupo de hombres y mujeres dependen en gran medida de la variabilidad antropométrica de los sujetos. Así mismo, dichas determinaciones se ven también afectadas por las características propias de los tejidos de la rodilla. Las determinaciones de impedancia y de fase fueron disminuyendo y aumentando, respectivamente, conforme a la carga aplicada a la rodilla usando ambas configuraciones de electrodos tanto en el grupo de hombres como en el de mujeres.

En el grupo de hombres, usando la configuración vertical, de la primera condición de la rodilla (libre de carga) a la segunda (con una carga de 2.66 kg), la impedancia disminuyó y la fase aumentó aproximadamente un 6.5% y 2.5%, respectivamente. De la segunda condición a la tercera (con una carga de 4.532 kg), la impedancia disminuyó y la fase aumentó un 2% y un 0.5%, respectivamente. Finalmente, de la tercera a la última condición (retirando la carga), se evidenció una disminución y un aumento aproximadamente del 1.6% y 0.1%, respectivamente. En el caso de la configuración horizontal, la impedancia disminuyó y la fase aumentó aproximadamente un 4.2% y 0.6%, respectivamente. De la segunda condición a la tercera (con una carga de 4.532 kg), la impedancia disminuyó un 1.4% y, de la tercera a la última, la disminución fue del 1%. La fase no se incrementó de la segunda a la tercera etapa y de esta a la última. Este incremento se mantuvo en un 5%.

Las determinaciones de impedancia y fase en la configuración vertical fueron mayores que las obtenidas en la configuración horizontal en el grupo de hombres. La diferencia de las mediciones de impedancia y fase determinadas por ambas configuraciones en la primera condición de rodilla (suspendida sin carga) fueron del 9.3% y 2.8%, respectivamente. En lo que respecta a la segunda condición (carga de 2.266 kg), las diferencias fueron de 7.1% y 4.8%, respectivamente. En el caso de la tercera condición (carga de 4.532 kg), las diferencias de impedancia y fase fueron del 6.3% y 4.8%, respectivamente. Finalmente, las diferencias de impedancia y fase en la última condición (retirando la carga) fueron del 5.7% y 4.3%, respectivamente.

En el caso del grupo de mujeres voluntarias, usando la configuración vertical, de la primera condición de la rodilla (libre de carga) a la segunda (con una carga de 2.66 kg), la impedancia disminuyó y la fase aumentó aproximadamente un 8.1% y 3.5%, respectivamente. De la segunda condición a la tercera (con una carga de 4.532 kg), la impedancia disminuyó y la fase aumentó un 3.1% y un 1%, respectivamente. Finalmente, de la tercera a la última (retirando la carga), se evidenció una disminución y un aumento aproximadamente del 1% en ambos parámetros. En el caso de la configuración horizontal, la impedancia disminuyó y la fase aumentó aproximadamente un 5.1% y 1.6%,

respectivamente. De la segunda condición a la tercera (con una carga de 4.532 kg), la impedancia disminuyó y la fase aumentó un 3.5% y 0.9%, respectivamente, de la tercera a la última, la disminución de la impedancia fue del 3.2% y el aumento de la fase fue del 0.3%.

Las determinaciones de impedancia y fase en la configuración horizontal fueron mayores que las obtenidas en la configuración vertical en el grupo de mujeres, contrario al resultado obtenido en el grupo de hombres. No hubo diferencia de las mediciones de impedancia determinadas por ambas configuraciones en la primera condición de rodilla (suspendida sin carga), la diferencia en la fase en este estado fue 6.2%. En lo que respecta a la segunda condición (carga de 2.266 kg), las diferencias fueron de 3.2% y 4.4%, respectivamente. En el caso de la tercera condición (carga de 4.532 kg), las diferencias de impedancia y fase fueron del 2.8% y 4.2%, respectivamente. Finalmente, las diferencias de impedancia y fase en la última condición (retirando la carga) fueron del 0.6% y 2.9%, respectivamente.

De la comparación estadística de las determinaciones de impedancia obtenidas a 50kHz, se evidenció que en la configuración vertical (en ambos grupos de voluntarios), existen diferencias estadísticamente significativas ($p<0.05$), en los parámetros tanto de magnitud como de fase. Mientras que, en la configuración horizontal, en hombres y mujeres, sólo se evidenciaron diferencias estadísticamente significativas ($p<0.05$) en el parámetro de magnitud de impedancia. Esto nos indica que al someter la articulación a una fuerza de tracción existe una elongación en la estructura de la rodilla y se obtienen cambios en los valores de impedancia.

Posteriormente, se obtuvo un modelo eléctrico RC de tres elementos (modelo de Debye), en el que se estimó cada uno de sus parámetros: una resistencia (R_s) conectada en serie a un arreglo en paralelo de un capacitor (C) y una resistencia (R_p).

Se analizaron las variaciones de los parámetros del modelo de Debye (R_s , C y R_p) a cada condición de la rodilla, usando ambas configuraciones de electrodos, en los dos grupos de voluntarios. De los resultados obtenidos, no se evidenciaron en ambos grupos cambios en los parámetros C y R_p a cada estado de rodilla. Sin embargo, el parámetro R_s mostró un decremento entre cada condición de rodilla tanto en el grupo de hombres como de mujeres. En el caso de los hombres, para la configuración de electrodos vertical, de la primera a la segunda condición se evidenció un decremento del 5.2%. De la segunda a la tercera se mostró una disminución del 2%, y de la tercera a la última condición de la rodilla fue del 1.8%. Para la configuración horizontal, de la primera a la segunda condición se mostró una disminución del 3.9%. De la segunda a la tercera, se evidenció un decremento del 1.7% y de la tercera a la última no se evidenciaron cambios.

En el caso del grupo de mujeres, para la configuración vertical, de la primera a la segunda condición se evidenció un decremento del 5.9%. De la segunda a la tercera condición se mostró una disminución del 2.3%. Por último, de la tercera a la cuarta condición de la

rodilla decrementó un 0.8%. Para la configuración horizontal, de la primera a la segunda condición se mostró una disminución del 4.4%. De la segunda a la tercera, se evidenció un decrecimiento del 1.8% y de la tercera a la última decrementó un 3.6%.

De lo anterior, se evidenciaron, además, diferencias estadísticamente significativas en las medias de R_s , al comparar cada estado al que se sometió la articulación (2C, 4C y RC) con el estado basal (SC), en los dos grupos de voluntarios usando ambas configuraciones de electrodos. Esta tendencia se observó en los valores medios de la magnitud de la impedancia a 50 kHz.

De la comparación de las determinaciones de R_p , se evidenciaron diferencias estadísticamente significativas de las determinaciones obtenidas en la condición base (SC) de la rodilla y aquellas obtenidas en el estado de recuperación (RC) para la configuración horizontal en el grupo de hombres. En cambio, en el grupo de mujeres no.

8.3 Respecto al uso de la tomografía por impedancia eléctrica

El sistema de medida TIE, gracias al software realizado en Labview, construye con las medidas una matriz de 8x8 y posteriormente, por medio de un algoritmo de reconstrucción se generan las imágenes.

De los resultados obtenidos al analizar las imágenes TIE de rodilla, se evidencia un cambio en todos los voluntarios en dos momentos importantes, alrededor de la imagen 10 que es el momento donde se colocaron los pesos, y alrededor de la imagen 35, donde se retiró el peso de la extremidad. Se puede observar que existe un cambio, sin embargo, en algunas medidas es un cambio positivo mientras que en el resto el cambio es negativo.

Los cambios estructurales de los tejidos de la rodilla, al estar sometida a una fuerza de tracción, son visibles y cuantificables (en términos de impedancia) a través de las imágenes TIE.

Este estudio abre una línea de investigación en la obtención de imágenes en rodilla mediante la técnica TIE, para estudios futuros se debe considerar aumentar la muestra de voluntarios y analizar pacientes con alguna patología en rodilla para compararlos, es importante mencionar que siempre es necesario comparar el lado lesionado con el lado sano del paciente, ya que las medidas varían entre cada sujeto.

8.4 Conclusiones

Los cambios estructurales de los tejidos blandos de la rodilla debidos a una fuerza de tracción fueron detectados de manera no invasiva mediante la técnica de bioimpedancia eléctrica usando dos diferentes configuraciones de electrodos (vertical y horizontal) en un

grupo de hombres y mujeres sanos. Los mayores cambios de impedancia se observaron con el uso de la configuración vertical debido a los cambios de la estructura tisular del ligamento rotuliano. Así mismo, se evidenciaron cambios en la estructura celular del ligamento rotuliano a través de las determinaciones de la fase en la misma configuración. Los cambios de la estructura tisular de la articulación de la rodilla, representados por los parámetros del vector de impedancia en ambas configuraciones de electrodos, se caracterizaron a partir de un modelo eléctrico de Debye. Únicamente, en la configuración vertical se evidencia un cambio decreciente en la magnitud de los parámetros resistivos a medida que los tejidos blandos de la rodilla se someten a una fuerza de tracción. En cambio, en los parámetros capacitivos se evidencia un incremento en la magnitud. Esto puede ser debido a que los tejidos al ser sometidos a una tracción sufren una elongación, en donde, el área del tejido disminuye causando un decremento en la magnitud de la medida de impedancia. Por otro lado, las medidas del capacitivas aumentan debido a los cambios de flujo biológico que modifican el transporte iónico en la región tisular provocando una diferencia en las propiedades dieléctricas, específicamente en la capacitancia.

8.5 Perspectivas del estudio

Las perspectivas del presente trabajo para futuros estudios son: añadir un grupo con pacientes que estén diagnosticados con alguna patología en el tejido blando de la rodilla, analizar este grupo de pacientes mediante las técnicas BIS y TIE, obtener mediante la técnica TIE una secuencia de imágenes de rodilla y analizar su comportamiento, realizar una muestra estratificada por cada una de las patologías que presenten los pacientes y, por último, validar el sistema en el ámbito clínico.

Anexos

Formato de consentimiento informado

USO DE LA ESPECTROSCOPIA DE IMPEDANCIA BIOELÉCTRICA PARA LA CARACTERIZACIÓN TISULAR DE LA RODILLA SOMETIDA A TRACCIÓN

El objetivo de este estudio es evaluar en forma íntegra la condición de la rodilla en mujeres y hombres utilizando la técnica de espectroscopia de bioimpedancia eléctrica (BIS). La BIS es una técnica no invasiva y libre de radiaciones que ha sido utilizada en diversos estudios clínicos. Además de obtener las determinaciones de BIS se evaluarán diferentes parámetros antropométricos como: el peso, la talla, la circunferencia del abdomen, cintura y cadera y otras como la grasa corporal de cada una de los y las participantes.

A los participantes también se les interrogará acerca de las actividades físicas que practican o practicaban (frecuencia con la que la practican y cuánto tiempo tienen de practicarlo). Por último, se les realizará una serie de mediciones en la rodilla con un aparato NO INVASIVO y que no produce ningún tipo de molestia. Las mediciones se efectuarán con la rodilla en reposo a 90 grados y suspendida. Las mediciones de bioimpedancia se realizarán antes y después de aplicar varios pesos colocados en el tobillo para poner la rodilla en tracción.

Esta evaluación no tiene ningún riesgo, por lo que, se tiene la confianza de invitarle a participar en este estudio como voluntario, con la seguridad de que su integridad física no será alterada. La duración aproximada del estudio es alrededor de media hora a cuarenta minutos.

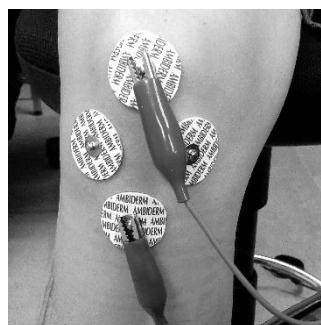


Figura 1. Los electrodos para evaluar la rodilla en posición estática se colocarán como se muestra en esta figura.

DESCRIPCIÓN DEL PROCEDIMIENTO

A cada voluntario(a), se le evaluará siguiendo el siguiente procedimiento:

Primera parte

- 1.Firma del formato de consentimiento (es el documento que está Ud., leyendo en este momento).
- 2.El paciente deberá de presentarse con ropa cómoda (un short y un top) para la toma de las mediciones antropométricas. Este procedimiento no tiene riesgo alguno.

Segunda parte

1. *Interrogatorio clínico*: se interrogará acerca de los hábitos de ejercicio, así como los antecedentes personales de enfermedad y no enfermedad.
2. *Exploración Física*: Ud., deberá de presentarse con ropa cómoda, ligera que permita la evaluación de su peso, talla, grasa corporal y las circunferencias del abdomen, cintura y cadera.

Tercera parte

Durante esta parte se evaluará como responde el cuerpo humano a diferentes frecuencias de la corriente inyección por medio de dos electrodos, los cuáles se colocarán en la parte medial y lateral de la rótula de la rodilla como se muestra en la figura 1. El participante no debe utilizar crema ni ninguna otra sustancia en la zona donde se van a colocar los electrodos para no alterar las medidas. Las evaluaciones se efectuarán, estando el participante sentado, relajado, erguido con las piernas suspendidas antes y después de colocar un peso en la extremidad para realizar la evaluación con la rodilla en tracción.

RIESGOS Y DESACUERDOS

En este estudio cada voluntario(a), será tratado(a) con respeto y además de estar consciente de todo lo que se está realizando, tiene la libertad y el libre albedrío de retirarse en el momento que así lo considere. En cada sección de medidas, el(la) voluntario(a) deberá de retirarse las cosas de metal como relojes, pulseras, anillos, cintos, carteras con monedas además deberá de vestir ropa sin ningún metal (como cierres, adornos metálicos y otros).

Debido a que se ha probado que estas técnicas de medición no producen daños para la salud, el riesgo de participar en este estudio es mínimo. Pero si el(la) voluntario(a) presenta cualquier síntoma o signo el día del estudio o posterior al mismo, nosotros ni el Departamento nos haremos responsables, ni se cubrirán los costos del tratamiento.

BENEFICIOS

El(la) voluntario(a), tendrá una evaluación de su estado de salud. Además, estará colaborando para la implementación de una nueva técnica NO INVASIVA, de medición de la condición de ambas rodillas, la cual se efectuará sin NINGÚN RIESGO para la salud, el cual puede emplearse para diagnosticar lesión de rodilla en hombres y mujeres.

CONFIDENCIALIDAD

Por ética, el nombre de cada voluntario(a), así como la información proporcionada y obtenida en cada medición, será confidencial y solo la conocerán los abajo firmantes.

PAGO

El(la) voluntario(a) no será remunerado económicamente por la participación en este estudio, pero tendrá una evaluación completamente gratuita de su estado de salud, recibirá sus resultados por escrito y una conferencia en la que podrá resolver sus dudas sobre cualquier tema relacionado con la lesión.

COLABORACIÓN

Si usted ha leído y entendido lo anterior, está en libertad de colaborar o rehusarse a participar en esta investigación. Al firmar, usted acepta colaborar bajo las indicaciones y descripción previa. Es importante recordarle que no estará renunciando a ningún derecho que la Ley le otorgue.

INFORMACIÓN

Dr. José Marco Balleza Ordaz

788-5100 Ext. 8472/8532

Ing. Marysol García Pérez

477-228-84-06

Voluntario

Firma

Fecha

Investigador (a) responsable

Firma

Fecha

Testigo

Firma

Fecha

Referencias

- [1] S.L.Y. Woo, R.E. Dedski, J. Zeminski, S.D. Abramowitch, S.S. Chan y J. Fenwick, "Injury and repair of ligaments and tendons", *Annu Rev. Biomed. Engng.*, Vol 2, pp. 83-118, (2000).
- [2] M. Z. Bendjaballah, A. Shirazi-adl y D.J. Zukor, "Biomechanics of the human knee joint in compression: reconstruction, mesh generation and finite element analysis", *Knee*, Vol. 2, pp. 69-79, (1995).
- [3] B. Beynnon, J. Yu, D. Huston, B. Fleming, R. Johnson, L. Haugh y M. Pope, "A sagital plane model of the knee and cruciate ligaments with application of a sensitivity analysis", *ASME J. Biomech. Engng.*, Vol. 118, pp. 227-239, (1996).
- [4] G. Li, J. Gil, A. Kanamori y S.L. Woo, "A validated three-dimensional computational model of a human joint", *ASME J. Biomech. Engng.*, Vol. 121, pp. 657-662, (1999).
- [5] T.L.H. Donahue, M.L. Hull, M.M. Rashid y R.C. Jacobs, "A finite element model of the human knee joint for the study of tibio-femoral contact", *ASME J. Biomech. Engng.*, Vol. 124, pp. 273-280, (2002).
- [6] Peña, Estefanía; Calvo, Begoña; Doblaré, Manuel. "Biomecánica de la articulación de la rodilla tras lesiones ligamentosas". *Revista internacional de métodos numéricos para cálculo y diseño en ingeniería*, 2006, Vol. 22, núm. 1
- [7] Suganuma J, Nakamura S. (2004). Measurement of tensión of tendón tissue base don electrical impedance. *Journal or Orthopaedic Science*. 9 302-309.
- [8] Gajre S, Singh U, Saxena R, Anand S. (2007). Electrical impedance signal analysis in assessing the possibility of non-invasive diagnosis of knee osteoarthritis. *Journal of Medical Engineering & Technology*. 31 (4) 288-299.
- [9] Neves EB, Pino AV, de Almeida RMVR, de Souza MN. (2009) Knee bioelectric impedance assessment in healthy/with osteoarthritis subjects. *Physiological measurement*. 31(2) 207-219.
- [10] Kinoshita H, Miyakawa S, Mukai N, Kono I. (2006). Measurement of Tissue Hardness for Evaluating Flexibility of the Knee Extensor Mechanism. *Sports Medicine and Rehabilitation. Football Science*. 3 15-20.
- [11] Yang Y, Wang J, Gang Y, Niu F, Ping H. (2006). Design and preliminary evaluation of a portable device for the measurement of bioimpedance spectroscopy. *Physiological Measurement*. 27 1293-1310.
- [12] Kun S, Ristic B, Peura R A and Dunn R M (2003). Algorithm for tissue ischemia estimation based on electrical impedance spectroscopy *IEEE Trans. Biomed. Eng.* 50 1352–9

- [13] Mayer M, Brunner P, Merwa R and Scharfetter H (2005). Monitoring of lung edema using focused impedance spectroscopy: a feasibility study Physiol. Meas. 26 185–92
- [14] A° berg P, Nicander I, Hansson J, Geladi P, Holmgren U and Ollmar S (2004). Skin cancer identification using multifrequency electrical impedance—a potential screening tool IEEE Trans. Biomed. Eng. 51 2097–102
- [15] Skourou C, Hoopes P J, StrawbridgeRRand PaulsenKD (2004). Feasibility studies of electrical impedance spectroscopy for early tumor detection in rats Physiol. Meas. 25 335–46
- [16] Dean DA, Ramanathan T, Machado D, Sundararajan R. (2008). Electrical impedance spectroscopy study of biological tissues. Journal of Electrostatics. 66 165-177.
- [17] Lloret-Riera M. Generalidades. En: Anatomía aplicada a la actividad física y deportiva. Tercera Edición. España: Paidotribo; 2012. p. 16-45.
- [18] Silvela F. Histología. Primera Edición. España: CTO Editorial; 2013.
- [19] Anatomía de rodilla. Fisioterapia para todos. Disponible en: <http://www.fisioterapiaparatodos.com/anatomia/anatomia-de-rodilla/> [Fecha de acceso: 15 de Marzo del 2017]
- [20] Arnheim D. Modern Principles of Athletic Training. St. Louis, Missouri; 1985
- [21] Lesiones de los meniscos. Disponible en: <http://www.cto-am.com/menisco.htm> [Fecha de acceso: 15 de Marzo del 2017]
- [22] García-Porrero J. Aparato locomotor de la extremidad inferior. En: Anatomía Humana. España: Mc GrawHill; 2005. p. 299-301
- [23] Ligamento cruzado anterior. Disponible en: <http://es.slideshare.net/salomemartinez/ligamento-cruzado-anterior-21223873> [Fecha de acceso: 27 de Febrero del 2015]
- [24] Arnheim D. Modern Principles of Athletic Training. St. Louis, Missouri; 1985
- [25] Góngora-García L. et al. Articulación de la rodilla y su mecánica articular. MEDISAN 2003; 7(2): 100-109.
- [26] Kinesioterapia I. Disponible en: <https://es.slideshare.net/KaworuDix/rodilla-27230937> [Fecha de acceso: 02 de Junio del 2017]
- [27] Walker, B. Explicación de la lesión deportiva. En: La anatomía de las lesiones deportivas. Primera edición. Barcelona, España: Paidotribo; 2010. p. 28 – 45.
- [28] Vorvick, Linda J. Lesión del ligamento medial colateral. University of Washington School of Medicine. Mediline Plus. Actualizado 04 de Marzo del 2015. Disponible en: http://www.nlm.nih.gov/medlineplus/spanish/ency/esp_imagepages/8863.htm [Fecha de acceso: 07 de Marzo del 2015]
- [29] Lesión del ligamento cruzado anterior. Actualizado 09 de Octubre del 2011. Disponible en: <http://experiencialesionlca.blogspot.mx/> [Fecha de acceso: 07 de Marzo del 2015]

- [30] Personal de Healthwise. Desgarros de menisco. Revisado 10 de Septiembre del 2012. Disponible en: <https://espanol.kaiserpermanente.org/static/health-encyclopedia/es-us/kb/zm24/22/zm2422.shtml> [Fecha de acceso: 07 de Marzo del 2015]
- [31] ¿Qué es la bursitis? Disponible en: <http://www.fairview.org/espanol/BibliotecadeSalud/art%C3%ADculo/82640> [Fecha de acceso: 08 de Marzo del 2015]
- [32] Síndromes de plica. Fecha de actualización: 10 de Noviembre del 2011. Disponible en: <http://osteomuscular.com/RODILLA/plicarodilla.html> [Fecha de acceso: 08 de Marzo del 2015]
- [33] Lesiones de rodillas de corredores: la enfermedad Osgood-Schlatter. Prevención para corredores. Runfitters. Disponible en: <http://runfitters.com/2012/06/lesiones-en-rodillas-de-corredores-la-enfermedad-osgood-schlatter-prevencion-para-corredores/> [Fecha de acceso: 08 de Marzo del 2015]
- [34] Cuando su hijo tiene osteocondritisdisecante. Fairview. Disponible en: <http://www.fairview.org/espanol/BibliotecadeSalud/art%C3%ADculo/89344> [Fecha de acceso: 08 de Marzo del 2015]
- [35] Síndrome Femoropatelar. Disponible en: <http://www.tonbenar.com/Sindromefemoropatelar.aspx> [Fecha de acceso: 08 de Marzo del 2015]
- [36] Rodilla del saltador (tendinitis rotuliana). Disponible en: <http://www.rchsd.org/health-articles/rodilla-de-saltador-tendinitis-rotuliana/> [Fecha de acceso: 08 de Marzo del 2015]
- [37] Condromalacia rotuliana. Disponible en: <http://traumamodern.blogspot.mx/2012/12/condromalacia-rotuliana-parte-i.html> [Fecha de acceso: 08 de Marzo del 2015]
- [38] Walker, B. Lesiones deportivas de rodilla. En: La anatomía de las lesiones deportivas. Primera edición. Barcelona, España: Paidotribo; 2010. p. 776-854.
- [39] Luxación recidivante de rótula. Disponible en: <http://drcmelendez.com/luxacion-recidivante-de-rotula.html> [Fecha de acceso: 08 de Marzo del 2015]
- [40] Walker, B. Tratamiento y rehabilitación de la lesión deportiva. En: La anatomía de las lesiones deportivas. Primera edición. Barcelona, España: Paidotribo; 2010. p. 177 – 45.
- [41] Bahr R., Maehlum S. Lesiones deportivas. Diagnóstico tratamiento y rehabilitación. Tercera Edición. Madrid, España: Editorial Panamericana; 2004.
- [42] García Prieto E., Alonso Moreno F.J., Vicario Espinoza C., Jiménez Pina I. Exploración de rodilla y hombro. SEMERGEN 2009; 35(10): 517-522.
- [43] Rayos X óseo (radiografía). Disponible en: <https://www.radiologyinfo.org/sp/info.cfm?pg=bonerad> [Fecha de acceso: 14 de Agosto del 2017]

- [44] Wilkinson ID, Paley MNJ. Magnetic resonance imaging: basic principles. In: Grainger RC, Allison D, Adam, Dixon AK, eds. Diagnostic Radiology: A Textbook of Medical Imaging. 5th ed. New York, NY: Churchill Livingstone; 2008: chap 5.
- [45] Borba-Neves E, Visintainer-Pino A, Rodrigues de Alameida R, Nogueira M. Knee bioelectric impedance assessmentin healthy/ with osteoarthritis subjects. IOP science 2010; 31 :(207-219)
- [46] Torreblanca-Orozco O., González-Sánchez J., Procedimientos, técnicas y comunicaciones en ortopedia y traumatología. Rev Mex Ortop Traum 2002; 16(1): Ene.-Feb: 36-39. Disponible en: <http://www.medigraphic.com/pdfs/ortope/or-2002/or021j.pdf> [Fecha de acceso: 16 de Agosto del 2017]
- [47] Professional Medical Information System. Promis Cardio Fitness. Cádiz: Manual del Usuario; 2005, p. 3-4, 22-6, 42- 57.
- [48] De Lorenzo A, Abdreoli A, Maite J, Withers P. Predicting body cell mass with bioimpedance by using theoretical methods: a technological review. J Appl Physiol 1997; 82(5): 1542-58.
- [49] Berral RFJ, Rodríguez BE. Impedancia bioeléctrica y su aplicación en el ámbito hospitalario. Rev Hosp Jua Mex 2007; 74 (2).
- [50] Grimnes S., Martinsen O. Introduction. En: Bioimpedance and bioelectricity basics. Gran Bretaña: Elsevier; 2008,1-6.
- [51] Schwan, H.P. The bioimpedance field: some historical observations, Alemania: In Gersing, E. and Schaefer, M., IX Internacional Conference on Electrical Bio-Impedance. ICPRBI, Vol. 1 pp. 1-4; 1995.
- [52] Schwan, H.P. (1955) Electrical properties of body tissues and impedance plethysmography. IRE Trans Biomed. Electron., Vol 3, pp 32-46
- [53] Casas, O. (1998) Contribución a la obtención de imágenes paramétricas en tomografía de impedancia eléctrica para la caracterización de tejidos biológicos. Tesis Doctoral, Universitat Politècnica de Catalunya, Barcelona.
- [54] Geddes, L.A. Detection of physiological events by impedance. In Principles of Applied Biomedical Instrumentation. New York, USA: Wiley Interscience; 1989
- [55] Patterson, R. Bioelectric Impedance Measurements. In Bronzino, J.D., The Biomedical Engineering Handbook. Boca Raton: CRC Press Heidelberg Springer in cooperation by IEEE Press; 2000.
- [56] Holder, D. (ed) (2005). Electrical Impedance Tomography Methods, History and Applications. Medical Physics. 32(8):423-449.
- [57] Definición de célula eucariota. Disponible en: <https://www.definicionabc.com/ciencia/celula-eucariota.php> [Fecha de acceso: 09/11/2017]
- [58] Grimnes S., Martinsen O. Passive Tissue Electrocical Properties. En: Bioimpedance and bioelectricity basics. Gran Bretaña: Elsevier; 2008, 93-138.

- [59] Schwan H.P. (1985) Dielectric properties of cell surface and biological system. Stud. Biophys. 110:13-18.
- [60] Rigaud B., Morucci J.P. and Chauveau N. (1996) Bioelectrical impedance technique in medicine. 1. Bioimpedance measurements – Second section: Impedance spectrometry. Critical Reviews in Biomedical Engineering, 24: 257 – 351.
- [61] Balleza M. Monitorización del patrón ventilatorio (PV) mediante tomografía por impedancia eléctrica (TIE) en pacientes con enfermedad pulmonar obstructiva crónica (EPOC). [Tesis doctoral]. Barcelona, España: Universidad Politécnica de Catalunya; 2012.
- [62] Ferrero Corral JM, Ferrero y de Loma-Osorio JM, Arnau Vives Antonio. (1994) Bioelectrónica. Señales bioeléctricas. Ed. Univ. Poliéc. De Valencia. 595 pg.
- [63] Barsoukov E., Ross J. Impedance Spectroscopy Theory, Experiment, and Applications. USA: Wiley-Interscience; 2005.
- [64] Cole KS. Membranes, ions and impulses: a chapter of classical biophysics. Berkeley, CA: Univ of California Press; 1972.
- [65] Jaffrin M., Morel H. Body fluid volumes measurements by impedance: A review of bioimpedance spectroscopy and bioimpedance analysis methods. Medical Engineering & Physics. 2008; 30(10): 1257-1269
- [66] Schwan, H.P. Electrical properties of body tissues and impedance plethysmography IRE Trans. Biomed.Electron., Vol.3, pp.32-46, 1955
- [67] Nyboer J., Murray P., Sedensky J.A. Blood flow indices in amputee and control limbs by mutual electrical impedance plethysmography American Heart Journal, Vol.87, pp.704-710, 1974
- [68] Kubicek W.G., Karnegis J.N., Patterson R.P., Witsoe D.A., Mattson R.H., Development and evaluation of an impedance cardiac output system Aerospace Med., Vol.37, pp.1208-1212, 1966
- [69] Casas O. Contribución a la obtención de imágenes paramétricas en tomografía de impedancia eléctrica para la caracterización de tejidos biológicos. [Tesis doctoral]. Barcelona, España: Universitat Politècnica de Catalunya; 1998.
- [70] 1260 Impedance/Gain-Phase Analyzer. Disponible en: https://mm.ece.ubc.ca/mediawiki/images/8/8b/1260_manual.pdf [Fecha de acceso: 14 de Noviembre del 2017]
- [71] Barber D. C., and Brown B. H. (1984). Applied potential tomography. J Phys Eng Sci Instrum. 17(9): 723-733
- [72] I. Frerichs et al., Chest electrical impedance tomography examination, data analysis, terminology, clinical use and recommendations: consensus statement of the Translational EIT development study group. Thorax, vol.72, pp 83-93, 2017.

- [73] Foster K. R. and Schwan H. P. (1989). Dielectric properties of tissues and biological materials: a critical review. *Critical Reviews in Biomedical Engineering*. 17 (1):25-104.
- [74] Barber D. C., Brown B. H., Freeston I. L. (1983). Imaging spatial distributions of resistivity using applied potential tomography. *Electronics Letter*, 19: 93-95.
- [75] Brown B. H. and Seagar A. D. (1987). The Sheffield data collection system. *Clin Phys Physiol Meas*. 8 Suppl A: 91-997
- [76] Wilson A. J., Milnes P., Waterworth A. R., Smallwood R. H., Brown B. H. (2001). Mk3.5: a modular, multi-frequency successor to the Mk3a EIS/EIT system. *Physiol Meas*, 22:49-54.
- [77] Brown B. H. (2003). Electrical impedance tomography (EIT): a review. *Journal of Medical Engineering & Technology*. 27(3):97-108.
- [78] Geselowitz, D. B. (1971). An application of electrocardiographic leas theory to impedance plethysmography. *IEEE Trans Biomed Eng*. 18:38-41
- [79] Datasheet AFE4300. URL Disponible en: <http://www.ti.com/lit/ds/symlink/afe4300.pdf>
- [80] Arregui A. Diseño de un sistema de tomografía de impedancia eléctrica basado en el AFE4300. [Trabajo Final de Grado]. Barcelona, España: Universitat Politècnica de Catalunya; 2017.
- [81] Fricke, H., Morse S. (1925) The electric resistance and capacity of blood for frequencies between 800 and 4 1/5 million cycles. *The Journal of General Physiology*, 153-167.
- [82] Debye P. (1929) Polar molecules. New York: Dover 45.
- [83] Cole K.S (1940) Permeability and impermeability of cell membranes of ions, In Proc. Cold spring Harbor Symp. Quant. Biol. 8: 110-112.
- [84] Grimnes S. and Mortinsen O. G. (2000) Bioimpedance and Bioelectricity Basics, San Diego, CA: Academic Press.
- [85] McAdams E.T. and Jossinet J. (1996) Problems in equivalent circuit modeling of the electrical properties of biological tissues. *Bioelectrochemistry and Bioenergetics*, 40:147-152.
- [86] Grimnes S. and Mortinsen O.G. (2005) Cole electrical impedance model – A critique and alternative. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, 52: 132-135.
- [87] McAdams E.T. and Jossinet J. (1995) Tissue impedance: a historical overview. *Physiological Measurements*, 16: A1-A13.
- [88] Jacqueline Wigodski S. Metodología de la investigación: Variables. Plantilla simple. Blogger [Internet] Disponible en: <http://metodologiaeninvestigacion.blogspot.mx/2010/07/variables.html> [Fecha de acceso: 24 de Marzo del 2016]

- [89] 2016 World Medical Association, Inc. WMA Declaration of Helsinki - Ethical Principles for Medical Research Involving Human Subjects. Disponible en: <http://www.wma.net/en/30publications/10policies/b3/> [Fecha de acceso: 24 de Marzo del 2016]
- [90] Marfell-Jones M, Olds T, Stewart A and Carter L. Estándares Internacionales para mediciones antropométricas. Capítulo 2: Marcas Anatómicas y 4: pliegues subcutáneos de tejido adiposo. Manual ISAK, 2006. Disponible en: <http://www.nutrisys-py.com/descarga/img/-Estandares%20internacionales%20para%20Mediciones%20Antropometricas.pdf> [Fecha de acceso: 29 de Mayo del 2015]
- [91] Disponible en: <http://www.equipamiento-medico.net/empresas/5/ortopedia-9-de-julio> [Fecha de acceso: 27 de Marzo del 2016]
- [92] Disponible en: http://www.seca.com/es_mx/productos/todos-los-productos.html [Fecha de acceso: 27 de Marzo del 2016]
- [93] Disponible en: http://www.nutrisys-py.com/store/producto_lista.php?id=55 [Fecha de acceso: 27 de Marzo del 2016]
- [94] 1260A Impedance Analyzer. Disponible en: <http://www.ameteksi.com/products/frequency-response-analyzers/1260a-impedance-analyzer> [Fecha de acceso: 05 de Septiembre del 2017]
- [95] Arregui Villaplana A. Diseño de un sistema de tomografía de impedancia eléctrica basado en el AFE4300 [Tesis Licenciatura] Barcelona: Universitat Politècnica de Catalunya; 2017
- [96] Geselowitz, D. B. (1971). An application of electrocardiographic leas theory to impedance plethysmography. IEEE Trans Biomed Eng. 18:38-41
- [97] Paul D., Mabel D., Jingzhong W., et al. Prediction of percentage body fat from anthropometry and bioelectrical impedance in Singaporean and Bejing Chinese. Asia Pacific J Clin Nutr (2000) 9(2): 93–98
- [98] Grimnes S. and Mortinsen O. G. (2000) Bioimpedance and Bioelectricity Basics, San Diego, CA: Academic Press.
- [99] Debye P. (1929) Polar molecules. New York: Dover 45.



Oficio número: FMVL-18-11
Asunto: Aprobación tesis
Marysol García

León, Gto., Junio 27, 2018

Dr. David Yves Delepine Ghislain
Director
División de Ciencias e Ingenierías

Por medio de la presente me permito informar que he revisado el trabajo titulado “Uso de la espectroscopía de impedancia bioeléctrica para la caracterización tisular de la rodilla sometida a tracción” que para obtener el grado de “Maestría en Ciencias Aplicadas” presenta Marysol García Pérez.

Considero que el trabajo tiene el nivel y calidad suficiente para obtener dicho grado por lo que no tengo inconveniente en que se realicen los procedimientos necesarios para su presentación ante el comité respectivo.

Sin otro en particular me despido quedando a sus órdenes para cualquier aclaración al respecto.

ATENTAMENTE
“LA VERDAD OS HARÁ LIBRES”

Dr. Francisco Miguel Vargas Luna
Profesor Titular B

C.c.p. Marysol García
C.c.p. Archivo FMVL

DEPARTAMENTO DE INGENIERÍA FÍSICA,
DIVISIÓN DE CIENCIAS E INGENIERÍAS, CAMPUS LEÓN

Loma del Bosque 102, Fracc. Lomas del Campestre, C.P. 37150 León, Gto., Ag. Pormex 110, C.P. 37000 Tel. +52 1 768 5100
Fax. +52 1 768 5100 ext. 8410. <http://www.dica.udg.mx>



Asunto: Carta aval de sinodal

León, Gto., Junio 27 del 2018

Dr. David Delepine
Director
División de Ciencias e Ingenierías

PRESENTE:

Por medio de la presente hago constar que he revisado la tesis titulada: “**Uso de la espectroscopía de impedancia bioeléctrica para la caracterización tisular de la rodilla sometida a tracción**” que para obtener el grado de Maestría en Ciencias Aplicadas presenta la Ing. **MARYSOL GARCÍA PÉREZ** (NUA: 426511). Le comunico que he discutido cuidadosamente dicha tesis con la sustentante, a quien le he hecho llegar mis comentarios y correcciones. Le expreso además que en lo general me parece un buen trabajo por lo que avalo su presentación.

Sin otro particular por el momento, aprovecho para reiterarle las seguridades de mi consideración más distinguida.

Atentamente

DR. PABLO VÍCTOR CERÓN RAMÍREZ

PROFESOR DCI
Sinodal

**DEPARTAMENTO DE INGENIERÍA FÍSICA,
DIVISION DE CIENCIAS E INGENIERÍAS, CAMPUS LEÓN**

Loma del Bosque 103, Fracc. Lomas del Campestre, C.P. 37150 León, Gto., México. Tel. (477) 788-5100, Fax: (477) 788-5100 ext. 8410, <http://www.fisica.ugto.mx>

UNIVERSIDAD DE GUADALAJARA
CENTRO UNIVERSITARIO DE LOS VALLES
DEPARTAMENTO DE CIENCIAS NATURALES Y EXACTAS

Dr. David Yves Ghislain Delepine
Director de la División de Ciencias e Ingenierías
Universidad de Guanajuato

PRESENTE:

Por medio de la presente hago constar que he revisado la tesis de licenciatura de la **Lic. Marysol García Pérez**, Alumna del Programa de Maestría en Ciencias Aplicadas de la División de Ciencias e Ingenierías de Universidad de Guanajuato, Campus León, cuyo nombre de tesis es “*Uso de la espectroscopía de impedancia bioeléctrica para la caracterización titular de la rodilla sometida a tracción*”. En dicha tesis se hicieron las modificaciones pertinentes, por tal motivo sugiero que le permitan realizar su defensa de tesis para la obtención del grado de Maestría en Ciencias Aplicadas.

Sin otro en particular, le envío un cordial saludo.

Atentamente
Amea, Jalisco a 27 de junio de 2018


Dr. Roberto Alejandro Santos Silva
Profesor Asociado B
CUValles
Universidad de Guadalajara

UNIVERSIDAD DE
GUANAJUATO



Oficio número: IDH-Docencia-MGP-18

Asunto: Revisión de tesis

León, Gto., a 27 de Junio de 2017

**DR. DAVID YVES GHISLAIN DELEPINE
DIRECTOR DE LA
DIVISIÓN DE CIENCIAS E INGENIERÍAS
P R E S E N T E**

Por este medio le informo que he revisado el documento de tesis de maestría de la Lic. en Ingeniería Biomédica **Marysol García Pérez**, y entregado mis observaciones para corregirlo, las cuales la estudiante se ha comprometido a incorporar en la versión final. Doy mi aprobación para que se proceda al examen recepcional, una vez que se cumplan los procedimientos administrativos correspondientes..

Sin más por el momento nos despedimos de Ud. enviándole un cordial saludo.

ATENTAMENTE
“LA VERDAD OS HARÁ LIBRES”

A handwritten signature in blue ink.

DRA. MA. ISABEL DELGADILLO CANO