

**ESTUDIO COMPARATIVO DE LAS CARACTERÍSTICAS
ELÉCTRICAS ENTRE ELECTRODOS TEXTILES
TRATADOS CON POLÍMEROS ELECTROACTIVOS
PEDOT:PSS Y ELECTRODOS COMERCIALES DE
AG/AGCL EN LA ADQUISICIÓN DE SEÑALES ECG**

Luis Reinel Castrillón Osorio



UNIVERSIDAD PONTIFICIA BOLIVARIANA
ESCUELA DE INGENIERÍAS
MAESTRÍA EN INGENIERÍA
MEDELLÍN
2016

**ESTUDIO COMPARATIVO DE LAS CARACTERÍSTICAS
ELÉCTRICAS ENTRE ELECTRODOS TEXTILES
TRATADOS CON POLÍMEROS ELECTROACTIVOS
PEDOT:PSS Y ELECTRODOS COMERCIALES DE
AG/AGCL EN LA ADQUISICIÓN DE SEÑALES ECG**

Luis Reinel Castrillón

Trabajo de grado para optar al título de Magister en Ingeniería: Área Ingeniería Biomédica

Director

Henry Hermel Andrade Caicedo, PhD



UNIVERSIDAD PONTIFICIA BOLIVARIANA
ESCUELA DE INGENIERÍAS
MAESTRÍA EN INGENIERÍA
MEDELLÍN
2016

NOTA DE ACEPTACIÓN

Presidente del Jurado

Jurado

Jurado

Marzo de 2016

“A mi familia y amigos, mi soporte diario y la razón de ser de todos mis esfuerzos. ”

Agradecimientos

Este trabajo no hubiese sido posible sin el esfuerzo, apoyo y aportes de una gran cantidad de personas que favorecieron que esta empresa saliera adelante.

Mis más sinceros agradecimientos a:

PhD. **Henry Andrade**, Universidad Pontificia Bolivariana, director de mi trabajo de grado, por el acompañamiento permanente, por los aportes realizados y por toda la gestión desarrollada para que los objetivos del proyecto se cumplieran.

PhD. **José Francisco Sáenz**, de la Universidad de Cagliari, por la propuesta del trabajo grado, por facilitarme el material de prueba y por todas las sugerencias aportadas.

MD. **Jairo Pérez**, Universidad Pontificia Bolivariana, por el apoyo técnico, gestión de recursos y acompañarme durante todo el proceso.

A las diferentes personas que participaron en el proyecto como sujetos de prueba y auxiliares de laboratorio, muchas gracias por sacrificar sus espacios de descanso, sueño y sus actividades de los fines de semana.

PhD. **Lucelly López**, Universidad Pontificia Bolivariana y MD **Jaime Gutiérrez**, Universidad Católica de Oriente, por el asesoría del análisis estadísticos de los datos.

PhD. **Andrés Orozco**, Universidad Pontificia Bolivariana, por asesoría brindada en la segmentación de las señales ECG.

MD. **Ana Cecilia Ortiz** y Enf. **Catalina Borja**, Universidad Católica de Oriente, por facilitarme las instalaciones del Centro de Simulación Hospitalaria para la realización de las pruebas.

Esp. **Jorge Mario Garzón**, Universidad Católica de Oriente, por prestarme la mayor parte de los equipos de laboratorio utilizados en el desarrollo del trabajo.

MD **Nelson Escobar**, Universidad Pontificia Bolivariana, por apoyarme en los procesos de gestión y trámites administrativos propios de este tipo de trabajos.

A mis compañeros de trabajo de la Universidad Católica de Oriente, por su apoyo técnico y moral.

Y en general a todas las personas del Centro de Bioingeniería (UPB) y de la Universidad Católica de Oriente que realizaron aportes para que este trabajo se pudiera concluir de manera satisfactoria.

Índice general

Índice de Figuras	XI
Índice de Tablas	XII
Resumen	XIII
1. Introducción	1
1.1. Planteamiento del problema	1
1.2. Justificación	2
1.3. Objetivo del trabajo	4
1.4. Pregunta de investigación	5
2. Marco teórico	6
2.1. Electrodo ECG	6
2.1.1. Desempeño y requerimientos	7
2.1.2. Parámetros de evaluación	8
2.2. Electrónica textil	11
2.2.1. Electrodo textil	13
3. Materiales y métodos	17
3.1. Entorno de pruebas	17
3.2. Medición de impedancia de contacto	19
3.2.1. Definiciones y consideraciones	19
3.2.2. Estrategia de medición	21

3.2.3.	Protocolo de medición	33
3.2.4.	Procesamiento y análisis de datos	35
3.2.5.	Análisis estadístico	38
3.3.	Medidas de polarización	40
3.3.1.	Definiciones y consideraciones	40
3.3.2.	Estrategia de medición	41
3.3.3.	Protocolo de medición	43
3.3.4.	Procesamiento y análisis de datos	44
3.3.5.	Análisis estadístico	45
3.4.	Medidas de ruido	45
3.4.1.	Definiciones y consideraciones	45
3.4.2.	Estrategia de medición	47
3.4.3.	Protocolo de medición	51
3.4.4.	Procesamiento y análisis de datos	52
3.4.5.	Análisis estadístico	54
3.5.	Medidas de desempeño	54
3.5.1.	Definiciones y consideraciones	54
3.5.2.	Estrategia de medición	54
3.5.3.	Protocolo de medición	54
3.5.4.	Procesamiento y análisis de datos	55
3.5.5.	Análisis estadístico	55
3.6.	Consideraciones éticas	55
4.	Resultados	60
4.1.	Impedancia de contacto	60
4.2.	Polarización	67
4.3.	Ruido	72
4.3.1.	Cuantificación del ruido	72
4.3.2.	Correlación	76
4.3.3.	Segmentación	78

<i>ÍNDICE GENERAL</i>	VIII
4.4. Desempeño en el tiempo	80
5. Discusión	82
6. Conclusiones	87
Bibliografía	96

Índice de Figuras

2.1. Interfaz electrodo-electrolito	7
2.2. Áreas claves en el desarrollo de la electrónica textil	12
2.3. Estructura molecular de los polímeros conductores	14
2.4. Estructura molecular del PEDOT:PSS	14
2.5. Aplicaciones del polímero PEDOT	15
3.1. Centro de simulación hospitalaria.	18
3.2. Tipos de electrodo.	19
3.3. Modelo Cole-Cole	20
3.4. Modelo Cole-Cole para un electrodo de $Ag/AgCl$	21
3.5. Esquema para medir la impedancia $Z_{sum} = Z_{contact} + Z_{SB23}$	22
3.6. Método de los tres voltímetros para medir la impedancia $Z_{sum} = 2Z_{contact} + Z_{SB23}$	23
3.7. Segundo método para medir la impedancia $Z_{sum} = 2Z_{contact} + Z_{SB23}$	25
3.8. Esquema para determinar $ Z_{23} = Z_{contact} + Z_{SB23} $	26
3.9. Esquema para determinar $ Z_{SB23} $	27
3.10. Modelo de impedancia de contacto para electrodos de $Ag/AgCl$	29
3.11. Prueba de impedancia en modelo eléctrico.	30
3.12. HandyScope HS3 de la empresa TiePie.	31
3.13. Software de adquisición del equipo HandyScope	31
3.14. Medición impedancia de contacto	32
3.15. Interfaz en MATLAB® para circuito de suicheo	33
3.16. Segmento del código del algoritmo de automatización	34

3.17. Protocolo para la medición de impedancia de contacto.	35
3.18. Desfase entre ondas sinusoidales	36
3.19. Curva de Lissajous de dos ondas sinusoidales	37
3.20. Impedancia de contacto con modelo Cole-Cole.	39
3.21. Área bajo la curva de magnitudes de impedancia.	40
3.22. Sensor CASSY LAB.	41
3.23. Interfaz de usuario CASSY LAB.	42
3.24. Medición de polarización	43
3.25. Protocolo para la medición de polarización.	45
3.26. Ejemplo medida de polarización	46
3.27. Tarjeta ADS1298ECG de Texas Instrument.	47
3.28. Conexión de la tarjeta de adquisición para la captura de dos señales simultáneas.	48
3.29. Ubicación de los electrodos para la medida simultánea de la segunda derivación de la señal ECG.	49
3.30. Señales ECG de prueba.	49
3.31. Señales de prueba ECG filtradas digitalmente	50
3.32. Señales ECG adquiridas con electrodos de <i>Ag/AgCl</i> y Nylon-Plata	50
3.33. Señales ECG filtradas.	51
3.34. Protocolo para la medición de ruido.	52
4.1. Ejemplo de medida de impedancia de contacto	61
4.2. Impedancia de contacto de los diferentes tipos de electrodo en un sujeto de prueba.	62
4.3. Impedancia de contacto promedio por tipo de electrodo	63
4.4. Prueba de impedancia de contacto entre electrodos	64
4.5. Impedancia electrodos textiles vs electrodos de <i>Ag/AgCl</i>	65
4.6. Impedancia total: Electrodos textiles vs Electrodos de <i>Ag/AgCl</i>	67
4.7. Ejemplo de medida de polarización.	68
4.8. Polarización entre tipos de electrodos textiles.	69
4.9. Polarización electrodos textiles vs electrodos de referencia <i>Ag/AgCl</i>	70
4.10. Segmentos de señales ECG tomadas con cada uno de los materiales de prueba.	73

4.11. Ruido en electrodos textiles.	74
4.12. Comparación de niveles de ruido electrodos textiles vs electrodos de <i>Ag/AgCl</i> . 74	
4.13. Segmentos de la señal ECG filtrada tomados con diferentes tipos de electrodos. 76	
4.14. Segmento de una señal ECG con un electrodo textil y su referencia. 77	
4.15. Análisis de correlación. 77	
4.16. Porcentaje de error en la detección de señales cardíacas. 79	
4.17. Comportamiento de electrodos textiles en hombres y mujeres. 79	
4.18. Medidas de desempeño. 81	
5.1. Modelo circuital de la impedancia de contacto en electrodos textiles. 84	
5.2. Modelo circuital incluyendo el nivel de polarización. 85	
5.3. Aproximación modelo Cole-Cole. 86	

Índice de Tablas

1.1. Reacciones en la piel causadas por algunos electrodos de ECG de uso clínico	2
2.1. Señales indeseadas en la adquisición de biopotenciales	10
4.1. Impedancia de contacto electrodos textiles vs electrodos de <i>Ag/AgCl</i> . . .	66
4.2. Polarización electrodos textiles vs electrodos de <i>Ag/AgCl</i>	71
4.3. Potencia del ruido electrodos textiles vs electrodos de <i>Ag/AgCl</i>	75
4.4. Porcentaje de error en la segmentación vs tipo de electrodo	80

Resumen

La electrónica textil es una tecnología emergente con aplicación específica en el campo médico. El desarrollo de dispositivos textiles para el monitoreo de biopotenciales promete convertirse en una herramienta para la detección temprana de enfermedades y la promoción del autocuidado, gracias al desarrollo de los polímeros electroactivos y los materiales nanoestructurados. Investigadores de la Universidad de Cagliari han desarrollado un nuevo tipo de electrodo textil a partir de telas comunes tratadas con polímeros conductores PEDOT:PSS, que pueden ser utilizados para la detección de señales ECG; sin embargo, se desconocen sus propiedades eléctricas respecto a electrodos de *Ag/AgCl* utilizados convencionalmente. El objetivo del presente trabajo es realizar una evaluación de las características eléctricas de estos electrodos comparados con electrodos comerciales de *Ag/AgCl* y electrodos textiles construidos con una tela comercial de nylon-plata. También se pretende determinar si existen diferencias significativas entre los tipos de tela usados como base en la construcción del electrodo. Para ello fueron evaluadas cuatro características eléctricas: impedancia de contacto, polarización, ruido y desempeño en el tiempo, utilizando cuatro tipos de electrodos tratados con PEDOT:PSS: algodón, algodón-poliéster, lycra y poliéster, realizando cada prueba sobre cuatro sujetos sanos. Las pruebas realizadas mostraron que los electrodos textiles detectan señales ECG con porcentajes de error menores al 2 %, presentan un funcionamiento adecuado después de 36 horas, la polarización media es de 15.4 mV y las impedancias de contacto son mayores en los electrodos textiles que en los electrodos comerciales. De igual manera se muestra que el tipo de material usado como base textil del electrodo no es una variable significativa en la valoración eléctrica del electrodo.

Capítulo 1

Introducción

1.1. Planteamiento del problema

Para el monitoreo de la función cardíaca, tradicionalmente se utilizan electrodos desechables de $Ag/AgCl$, estos tienen un comportamiento adecuado durante periodos cortos de tiempo, pero pueden ser incómodos debido a que utilizan adhesivos para mejorar el acoplamiento con la piel, requieren el uso de geles u otras sustancias que mejoren la adquisición de la señal y se necesita de personal calificado para realizar las medidas y la interpretación de la información recopilada. Cuando el tiempo de uso de estos electrodos es mayor a 24 horas se presentan cambios negativos en sus propiedades eléctricas producto de la absorción de la piel de cierto contenido de agua libre y la viscosidad de los geles usados en la adquisición de las señales [1]. En la Tabla 1.1 se presentan diferentes tipos de electrodos de uso comercial y las diferentes reacciones que se presentan en la piel, clasificadas en cuatro escalas de color que van desde reacciones leves y en pocos electrodos (color verde) hasta fuertes reacciones en muchos electrodos (color rojo) [2].

Estas características no deseadas de los electrodos convencionales obliga a los investigadores a buscar nuevas alternativas orientadas a la comodidad y al monitoreo por largos periodos de tiempo.

Investigadores de la Universidad de Cagliari (Italia) han estado trabajando en los últimos años en el desarrollo de un tipo de electrodo textil que pueda ser utilizado la medición de señales cardíacas, el objetivo es desarrollar sistemas vestibles de monitoreo permanente de la actividad eléctrica del corazón durante largos periodos de tiempo. Para la construcción de estos electrodos, los investigadores han desarrollado una técnica a partir del tratamiento textiles de uso convencional con polímeros electroactivos PEDOT:PSS. Sin embargo, a la fecha no se ha realizado un estudio formal, metodológico y con rigurosidad científica que permita determinar las características eléctricas de los electrodos construidos, la calidad de las señales cardíacas que pueden ser adquiridas y el tipo de material textil

	Reacción Epidérmica		Reacciones dérmicas				Reacciones con folículos capilares		
			Eritema		Eritema con edema	Pápulas critomatosas	Eritema	Pápulas critomatosas	Pústulas
	Vesículas	Erosiones	Difusión	Anillo Periférico					
Electrodo de piel Beckman									
Electrodo de piel Datascope									
Electrodo de espuma Dracard									
Electrodo PVC Dracard									
Electrodo Daisy GE									
Hellige 217 177 01/02									
HP 14057									
HP 14248A									
Electrodo Mediocotest Astronaut									
Mediocotest A-15-O									
Electrodo ECG-AB Nordvinor									
Red Dot 2241									
Electrodo desechable Siemens									
Tektronix 119-0197-00									
V-trace									
Zepro Mono-Disc 1145									

Reacción moderada en algunos electrodos	Fuerte reacción en algunos electrodos	Moderada reacción en la mayoría de los electrodos	Fuerte reacción en la mayoría de los electrodos
---	---------------------------------------	---	---

Tabla 1.1: Reacciones en la piel causadas por algunos electrodos de ECG de uso clínico

que debe ser empleado para la construcción de los mismos para obtener mejor desempeño eléctrico.

1.2. Justificación

Factores como el aumento de la población (particularmente en los países en vía de desarrollo), la insuficiente infraestructura hospitalaria instalada, la afección de enfermedades a poblaciones que antes no se consideraban vulnerables, la necesidad de monitoreo permanente a pacientes en rehabilitación, el uso de equipos médicos costosos y la necesidad de personal experto, hacen que poco a poco los sistemas de salud superen su capacidad de servicio y tiendan al colapso. Previendo crisis mayores, la Organización Mundial de la Salud (OMS) recomienda a los gobiernos establecer mecanismos que fortalezcan la prevención de la enfermedad y la promoción del autocuidado [3]. Para llevar estas recomendaciones a una realidad tangible se deben desarrollar sistemas de monitoreo de bajo costo, fácil fabricación, comodidad, que no requieran de la presencia permanente de personal médico y que permitan generar alertas tempranas sobre posibles afecciones de la salud, especialmente de aquellas enfermedades que son indetectables o impredecibles en periodos cortos de tiempo.

De acuerdo con la OMS, la labor médica se fundamenta en cuatro pilares principales: diagnóstico, tratamiento, rehabilitación y prevención. Este último aspecto, es quizás el menos valorado, particularmente en aquellos países que tienen bajos ingresos y donde las

políticas en salud son de tipo reaccionario.

Sin embargo, la promoción del autocuidado y la prevención de la enfermedad, son aspectos que pueden ayudar a mejorar la calidad de vida de las personas a largo plazo y evitar daños irreparables en el futuro. En pro de lograr este objetivo, se hace necesario el desarrollo de sistemas de monitoreo de bajo costo, fácil manipulación y que puedan ser incorporados de manera cómoda a la cotidianidad de las personas. Estos sistemas deben permitir realizar un seguimiento permanente de diferentes señales fisiológicas relacionadas con estados patológicos posteriores.

Es por esta razón que en los últimos años, los investigadores han dedicado grandes esfuerzos al desarrollo de sistemas de monitoreo ambulatorio de alto desempeño que puedan ser incorporados a elementos de uso común para las personas, como es el caso de sensores vestibles.

La industria de los vestibles (*wearables*) ha estado creciendo en forma vertiginosa hasta el punto que en el año 2015 se registraron intercambios comerciales por veinte mil millones de dólares en el mundo y se proyecta que en el año 2025 este mercado crezca a setenta mil millones, gracias a la participación e inversión en investigación de empresas como Google, Intel, Apple y Microsoft [4].

El desarrollo de la electrónica orgánica y la industria de los textiles inteligentes prometen convertirse en una alternativa tecnológica que sirva como herramienta para dar soluciones prácticas y simplificadas a los problemas de salud que se visionan en el futuro. La enfermedad cardiovascular esta catalogada por la OMS como la mayor causa de muerte a nivel global con cerca de 17.5 millones de muertes en el año 2012 lo que representa el 31 % de las muertes a nivel mundial y resulta fundamental para su tratamiento la detección temprana [5]. La enfermedad cardiovascular se convierte entonces en un tema de investigación en el que pueda tomar un papel sobresaliente los sistemas de monitoreo vestibles.

Un electrodo ECG es un dispositivo que permite medir las señales eléctricas del corazón. La medición de dichas señales está directamente relacionada con la fisiología cardíaca, por ende es ampliamente utilizada en el campo médico con el fin de realizar diagnóstico, detectar enfermedades o simplemente como instrumento de prevención.

Se estudian, hoy en día, otras alternativas para la medición del comportamiento cardíaco a partir del uso electrodos textiles que pueden ser incorporados al vestuario y mediante los cuales es posible registrar datos durante largo periodos de tiempo y ser llevados a dispositivos que alerten sobre la aparición de algún tipo de anomalía en el comportamiento del corazón.

Estos electrodos alternativos son construidos a partir de materiales de uso común en el campo textil como es el caso del algodón, el poliéster, la lycra o el nylon. Las telas por si solas no tienen la capacidad para registrar las bioseñales del cuerpo humano, por lo tanto deben ser tratadas con compuestos que mejoren su conducción eléctrica tales como polímeros, estructuras de carbono y sustratos metálicos [6].

El desarrollo de electrodos vestibles representa una evolución en los sistemas de medida en el campo biomédico. La incorporación de dispositivos de medición de variables en el vestuario, contribuye al fortalecimiento de áreas como la medicina deportiva, las terapias de rehabilitación e incluso en la identificación factores de riesgo en personas sanas.

Las características textiles de los electrodos vestibles (flexibilidad, comodidad, fácil fabricación, durabilidad, etc), representan una ventaja importante con respecto a los electrodos comerciales. Sin embargo, para que sea práctico su uso, deben satisfacerse ciertas condiciones: un electrodo textil debe tener propiedades conductoras adecuadas y un potencial de polarización estable, debería ser lavable y no alergénico, deberían utilizar la humedad generada en el cuerpo para favorecer la adquisición de los biopotenciales y deben adherirse naturalmente a la piel para disminuir perturbaciones en las señales sin la necesidad de usar adhesivos.

1.3. Objetivo del trabajo

Investigadores de la Universidad de Cagliari (Italia) actualmente se encuentran trabajando en el desarrollo de dispositivos de medición que puedan ser incorporados al vestuario y que sirvan para la detección de potenciales biológicos de manera superficial - electrodos textiles- mediante el tratamiento de telas comunes con compuestos poliméricos electroactivos, particularmente el Poli(3,4-etilendioxitiofeno)-poli(estireno sulfonato) o en forma simplificada, PEDOT:PSS. Estos electrodos han sido probados de manera preliminar; sin embargo, a la fecha de inicio de la presente investigación, no se conocía un estudio formal que permitiera determinar cuantitativamente sus características eléctricas comparadas con los electrodos usados convencionalmente.

Los electrodos de uso convencional han sido ampliamente estudiados y probados, hasta tal punto que la Asociación para el Avance de la Instrumentación Médica (AAMI) y el Instituto Nacional de Estándares Americanos (ANSI) han propuesto un estándar “Disposable ECG Electrodes - ANSI/AAMI EC12:2000/(R)2010”, que contiene los requerimientos de desempeño y métodos de prueba para electrodos para electrocardiografía (ECG) desechables. Sin embargo, no existe un estándar similar para electrodos textiles electroconductivos o que operen sin uso de geles [7]. Este hecho obliga a identificar en la literatura científica cuales son las variables eléctricas más relevantes y recursivas en la caracterización de electrodos textiles

Con este trabajo se busca realizar una caracterización que permita determinar la funcionalidad de los electrodos textiles en aplicaciones biomédicas, es decir, evaluar el desempeño de las propiedades eléctricas de electrodos textiles tratados con PEDOT:PSS comparado con electrodos convencionales *Ag/AgCl* y electrodos textiles de hilos de nylon-plata fabricados a partir de materiales comerciales. De igual manera se pretende identificar si el tipo de tela usado como base en la fabricación de los electrodos tiene una influencia

significativa en las propiedades eléctricas de los mismos.

Cada uno de los electrodos será evaluado en función de cuatro características fundamentales reportadas en la literatura científica: impedancia de contacto [8–12], polarización [13–15], niveles de ruido [7, 10, 16, 17] y desempeño en el tiempo [2, 10, 13, 18].

1.4. Pregunta de investigación

¿Son los electrodos textiles tratados con PEDOT:PSS funcionales, es decir, pueden ser usados para detectar señales cardíacas con todas sus componentes morfológicas?, ¿existen diferencias significativas, desde el punto de vista eléctrico, entre los electrodos textiles tratados con PEDOT:PSS y los electrodos convencionales de *Ag/AgCl*?, ¿electrodos textiles construidos con telas de nylon-plata (comercial) presentan mejor comportamiento que los electrodos tratados con PEDOT:PSS?, ¿el tipo de textil usado como base en la elaboración de electrodos tratados con PEDOT:PSS influye en las características eléctricas del electrodo?.

Capítulo 2

Marco teórico

Los (bio)electrodos son un tipo particular de transductor que son utilizados para la medición de biopotenciales generados en el sistema neurológico, muscular y cardiovascular. El desarrollo de electrodos que puedan ser embebidos en el vestuario, implica un avance relevante en el campo biomédico, en la medida que tengan un comportamiento funcional similar a los electrodos usados tradicionalmente.

A continuación se describen algunos conceptos generales más relevantes que ayudarán a entender mejor el objeto de estudio de este trabajo, para ello se hace una descripción general del funcionamiento de los electrodos, se presentan las principales características eléctricas de los electrodos en general, se resumen los diferentes métodos empleados para la medición de características eléctricas en electrodos y se trata con especificidad los electrodos textiles (principios, técnicas, materiales y métodos).

2.1. Electrodos ECG

Un (bio)electrodo es un elemento transductor que permite convertir movimientos de cargas iónicas en corrientes eléctricas, es usado para la detección de eventos bioeléctricos. Generalmente consta de una interfaz metal-electrolito; el metal es el material del electrodo y el electrolito puede ser un sustrato o gel que se pone en la superficie del electrodo, o un fluido de tejidos que entra en contacto con el electrodo bajo el integumento, o también puede ser la sudoración segregada por las glándulas sudoríparas que se acumula entre el electrodo en seco y la piel. Cuando el electrodo metálico entra en contacto con el electrolito se genera un intercambio de iones y electrones. Hay una tendencia de los iones metálicos a entrar en la solución y de los iones de la solución a combinarse con el metal del electrodo, el resultado es una redistribución de cargas que se puede diagramar como se presenta en la Figura 2.1 [19].

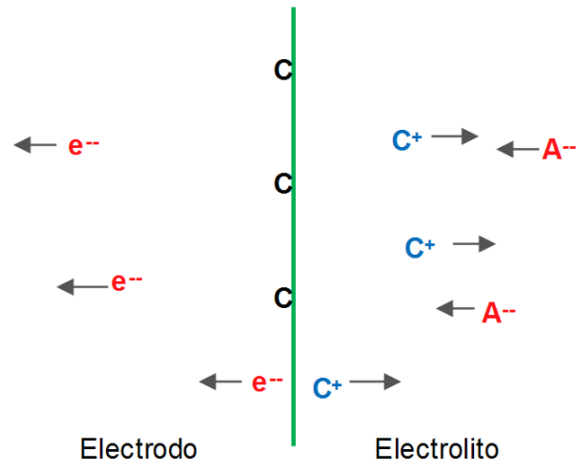


Figura 2.1: Interfaz electrodo-electrolito. Disponible en [20]

2.1.1. Desempeño y requerimientos

Un electrodo para la adquisición de biopotenciales debe cumplir con ciertos estándares de desempeño eléctrico obligatorios, antes de ser utilizado en alguna aplicación clínica. El estándar ANSI/AAMI EC12:2000 establece los requerimientos para electrodos desechables usados en diagnóstico o monitoreo de señales ECG [21]. Como el electrodo entra en contacto con la piel, éste debe ser biocompatible y cumplir criterios de seguridad los cuales se describen en el estándar ISO 10993 para la evaluación médica de dispositivos electrónicos [22, 23].

Los principales lineamientos recomendados por la norma “EC12: 2010, in Disposable ECG electrode” [21] para la evaluación de electrodos, son los siguientes:

Impedancia AC: el valor promedio de impedancia a 10 Hz para al menos 12 pares de electrodos conectados gel-a-gel, con un nivel de corriente que no excede 100 μA pico a pico, no debería exceder a 2 $k\Omega$. Ninguno de los pares individuales de impedancias debería exceder a 2 $k\Omega$.

Voltaje de offset DC: después de un periodo de estabilización de un minuto, un par de electrodos conectados gel-a-gel no debería exhibir un voltaje de offset mayor que 100 mV .

Inestabilidad de offset combinada y ruido interno: después de un periodo de estabilización de un minuto, un par de electrodos conectados gel-a-gel no debería generar un voltaje mayor a 150 μV pico a pico en la banda de paso (respuesta en frecuencia de primer orden) de 0.15 a 100 Hz , durante los cinco minutos siguientes al periodo de estabilización.

Tiempo de duración: debe garantizarse un tiempo de uso en condiciones adecuadas de al menos 8 horas.

2.1.2. Parámetros de evaluación

En la presente sección se hace una descripción de las principales características eléctricas de electrodo que serán objeto de estudio en este trabajo: impedancia, polarización, relación señal a ruido y respuesta en el tiempo, teniendo en cuenta que las pruebas serán realizadas utilizando señales ECG provenientes de personas sanas.

Dichas características están directamente relacionadas con la calidad de la señal ECG obtenida. Una impedancia muy grande, por ejemplo, causa cambios significativos en la amplitud y forma de la señal ECG, o reducción de la razón de rechazo en modo común (en inglés CMRR, *Common Mode Rejection Ratio*) que resulta en una alta interferencia de la señal de 60 Hz. Un potencial de electrodo alto causa saturación o alinealidades en las etapas amplificadoras en los que se encuentran acoplados los electrodos [13]. La presencia de ruido afecta gravemente la forma de onda de la señal, ya que las magnitudes de los biopotenciales tienden a ser muy bajos. Con el paso del tiempo los geles que sirven de interfaz entre la piel y el electrodo tienden a evaporarse y perder sus propiedades químicas generando aumentos de impedancia, ruido y otros artefactos en la señal [7].

Polarización de electrodo

La capa externa de la piel es un conductor pobre y para mejorar el contacto y disminuir los artefactos de movimiento, una pasta suele ser aplicada entre la piel y el electrodo [24]. La pasta y el electrodo sin embargo, crean una celda galvánica que induce un pequeño potencial a menudo llamado el potencial de Nernst, E , que entre dos electrodos puede ser descrito por la ecuación 2.1:

$$E = E_1^0 - E_2^0 - \frac{RT}{nF} \ln \frac{a_1}{a_2} \quad (2.1)$$

donde E_i^0 , es el potencial del material comparado con el electrodo de hidrógeno estándar [19], R es la constante de gas molar, T la temperatura, n el número de electrones de valencia en el metal, F la constante de Faraday y a_i la actividad química. Idealmente E sería cero si se utilizan el mismo tipo de electrodos y la misma pasta o gel, pero ya que la superficie de electrodo reacciona un poco con el aire circundante y electrolito, siempre va a presentarse una diferencia de potencial. Se suele utilizar materiales estables para minimizar tanto el potencial E como su variación con el tiempo [11, 14, 15, 19].

Aquellos electrodos donde la corriente fluye libremente y la interfaz electrodo/electrolito se comporta como un resistor puro son denominados electrodos no polarizables. Los electrodos de platino-hidrógeno y $Ag/AgCl$, normalmente utilizados en los equipos médicos, son considerados buenos ejemplos dentro de esta clasificación; sin embargo, la solución salina, de uso común como electrolito entre la piel y el electrodo, cuando entra en contacto con el platino hace que los electrodos se vuelvan altamente polarizables [25].

Por otro lado los electrodos polarizables se caracterizan porque se genera una corriente DC entre el electrodo y los alrededores del electrolito; un ejemplo de este tipo de electrodos de uso común son los electrodos de acero inoxidable; si bien esta es una condición no deseada, este tipo de electrodos son muy utilizados en dispositivos implantables debido a su resistencia mecánica, resistencia a la corrosión generada por los fluidos del organismo y su baja toxicidad [25].

Impedancia de electrodo

Cuando el electrodo transmite una corriente del cuerpo, las corrientes iónicas inducen un potencial variante en el electrodo con un ángulo de fase negativo. Este cambio de fase depende de la capa cargada entre el gel de electrodo y electrodo que puede ser modelado como dos planos diferentemente cargados separados por una distancia d el uno del otro. Ya que d es una distancia molecular, la capacitancia a menudo es muy alta. Un modelo aproximado de la capacitancia C se presenta en la ecuación 2.2:

$$C = Kf^{-\alpha} \quad (2.2)$$

Donde K es una constante que representa la unión electrodo-electrolito, f es la frecuencia y α es una constante que representa la disminución de la capacitancia con el aumento de la frecuencia. Una presunción común es asumir $\alpha = 0.5$ y que la reactancia y la resistencia son aproximadamente iguales, modelo conocido como la impedancia de Warburg [11, 14, 15, 19].

Ruido en las señales bioeléctricas

Hay ciertas señales indeseables que tienden a ocultar las medidas de los biopotenciales, estas se clasifican en ruido, artefactos e interferencias y sus principales fuentes se presentan en la tabla 2.1. El ruido se refiere a fluctuaciones aleatorias de voltaje con amplitudes que se distribuyen en forma aproximadamente gaussiana. Fluctuaciones de voltaje irregulares o no recurrentes son comúnmente denominadas como artefactos. Las interferencias se refieren a presencias de señales permanentes y reiterativas que provienen del exterior del sistema [26].

La impedancia de contacto es un parámetro significativo para determinar la calidad de una señal puesto que se relaciona directamente con señales indeseadas; el ruido térmico, por ejemplo, es directamente proporcional a la parte resistiva de la impedancia de contacto de un electrodo. Sin embargo, el ruido térmico es una cantidad despreciable comparado con el ruido total que se genera en la interfaz del electrodo [26–29]. La parte reactiva de la impedancia de contacto de electrodo está relacionada con artefactos de movimiento e interferencias [24, 26, 30, 31].

El ruido en la interfaz metal-electrolito produce una variación en el potencial de media celda. Este ruido generalmente es indistinguible del ruido interno del sistema

Ruido	Artefactos	Interferencia
Ruido térmico	Artefactos de movimiento	Acople capacitivo
Ruido metal-electrolito	Otros eventos bioeléctricos	Acople inductivo
Ruido de amplificador		Radiación electromagnética

Tabla 2.1: Señales indeseadas en la adquisición de biopotenciales

amplificador [26, 27]; sin embargo Gondran *et al.* han reportado valores de ruido pico a pico de $0.3 \mu V$ en un ancho de banda de $0.5 Hz$ a $100 Hz$ usando electrodos de $Ag/AgCl$, estos valores fueron definidos usando un método de correlación cruzada con dos medidas en canales independientes, lo cual elimina la contribución del ruido de amplificador [28].

El ruido generado en la interfaz piel-electrolito es un parámetro que aún no está completamente modelado [26], la principal dificultad radica en la imposibilidad de aislar las señales de otra actividad muscular. Estudios previos han mostrado que este ruido es mayor que el ruido térmico asociado a la parte resistiva de la impedancia de contacto y al ruido producido entre la interfaz metal-electrolito a bajas frecuencias [24], pero a frecuencias superiores a $100 Hz$ el ruido térmico es comparable con el ruido de la interfaz piel-electrodo [28]. La presencia de ruido puede disminuirse al reducir la impedancia de contacto del electrodo. El incremento en el área de contacto no genera una disminución en el exceso de ruido [26].

Desempeño en el tiempo

Los electrodos desechables están diseñados para tener un comportamiento adecuado durante periodos de tiempo de al menos ocho horas [21]. Los protocolos hospitalarios establecen que dichos electrodos deben ser remplazados entre cada 8 a 24 horas [18].

Los electrodos convencionales que usan geles presentan varios problemas en la adquisición de señales ECG durante largos periodos de tiempo, tales como:

- Son usados solamente una vez y luego son desechados.
- Con el paso del tiempo algunos pacientes desarrollan irritación en la piel, reacciones alérgicas y crecimiento de bacterias.
- Los electrodos no pueden tenerse almacenados durante tiempos mayores a un año.
- Los pacientes tienen dificultades para ducharse con los electrodos puestos.

- Con el tiempo tiende a secarse la interfaz de los electrodos, lo que produce incremento en la impedancia de contacto que genera ruido y otros artefactos en la medida de las señales.
- La piel de los pacientes debe prepararse para disminuir la impedancia del electrodo, esta preparación consiste en la limpieza y abrasión de la piel para eliminar las células más externas de la superficie (*stratum corneum*). Este procedimiento no es práctico durante largos periodos de tiempo porque tales células se regeneran a las 24 horas y el efecto de abrasión desaparece.

A causa de estas limitaciones, los investigadores han tratado de encontrar alternativas a los electrodos de *Ag/AgCl* que puedan cumplir con los requisitos de la adquisición de señales ECG durante periodos largos de tiempo [7, 18].

2.2. Electrónica textil

Los textiles inteligentes y dispositivos usables, *wearables*, constituyen una tecnología emergente en la actualidad con aplicaciones a la medicina [32], el entretenimiento [33], la industria militar y la aeroespacial [34]. Esta tecnología no tiene como fin remplazar la electrónica tradicional basada en silicio, sino convertirse en una alternativa de desarrollo y generar su propio mercado. Su principal avance se encuentra en el campo del monitoreo de variables físicas y estímulos electroquímicos tales como temperatura, presión, corriente eléctrica, fuerza, entre otros. Las áreas claves para el desarrollo de los sensores textiles se resumen en la Figura 2.2.

La posibilidad de incorporar circuitos eléctricos al vestuario se ha convertido en una realidad debido a las características eléctricas de los tipos de materiales usados.

Sensores capacitivos: son usados principalmente para la medición de fuerza, presión y aplicaciones de sensado táctil. Los condensadores de tela son construidos a partir de materiales conductores que actúan como placas de electrodos que están separados por dieléctricos y espaciadores de diferentes orígenes. Las placas pueden ser tejidos, cosidos, bordados de hilos conductores, o pueden ser pintadas, impresos, rociados, en el caso de las tintas conductoras, polímeros y las pinturas. Los dieléctricos usados normalmente son espumas sintéticas, telas y polímeros suaves. Las fibras capacitivas son construidas a partir de hilos de silicio depositados con metales [35, 36].

Sensores resistivos: pueden ser utilizados para la medición de presión debido a la correlación existente entre ambas variables. Estos tipos de sensores son fabricados en estructura de tela de hilo, fibras o recubrimientos [35]. La presión aplicada a una cuadrícula de intersección de hilos conductores bordadas produce un cambio en la resistencia de contacto de la intersección, la ubicación de la presión aplicada sobre el tejido puede ser

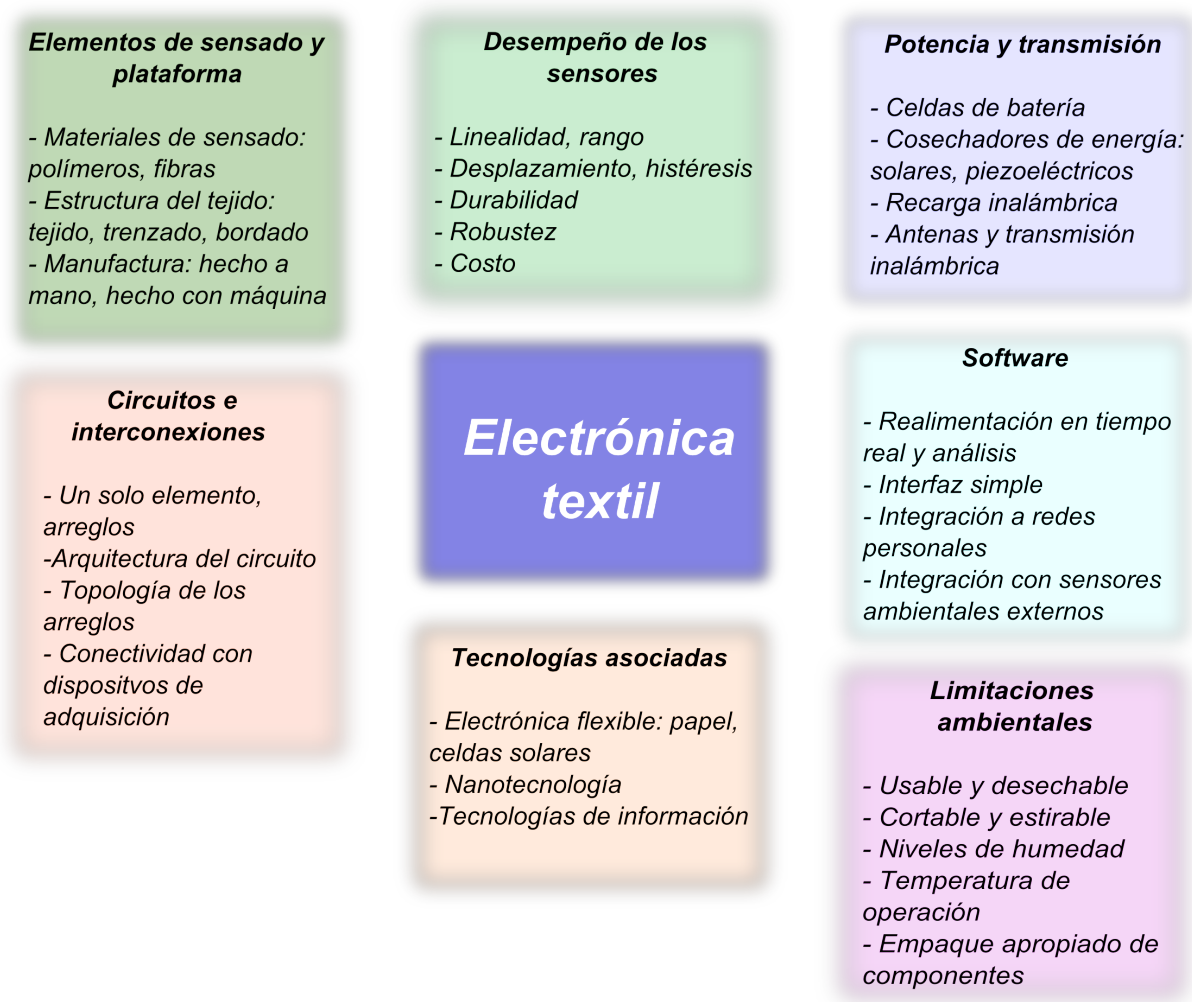


Figura 2.2: Áreas claves en el desarrollo de la electrónica textil. Imagen disponible en [35]

identificado mediante la detección de la posición donde el cambio de las resistencias se produce [37].

Sensores de tensión: los tejidos pueden ser utilizados para medir estiramiento mecánico utilizando diferentes métodos. Se usan fibras metálicas como el acero inoxidable tejidas en telas para construir textiles pierzorresistivos. Cuando se estira en la dirección de las columnas, la resistencia del sensor del tejido aumenta inicialmente y luego disminuye. El aumento inicial en la resistencia se debe a la mayor longitud de los hilos. Sin embargo, en la fase de disminución de la resistencia, los huecos entre las hebras de hilo se reduce, lo que permite la adición de un mejor contacto que aumenta la conductividad entre caminos paralelos que tiene como consecuencia una disminución de la resistencia [35].

Piezorrecurrimientos para sensado de características: los tejidos pueden ser convertidos a textiles inteligentes aplicando materiales de recubrimiento piezorresistivo [38], piezocapacitivo [39] o piezoeléctricos [40], usando principalmente polímeros debido a sus propiedades elásticas. También se pueden usar tintes o pinturas pero tienen limitaciones en flexibilidad y desempeño. Los recubrimientos pueden ser externos donde se modifica las cargas conductoras o internamente sensibles a cambios de elongación, presión y estímulos mecánicos. Las características de los sensores recubiertos dependerán de factores como la geometría y la mecánica interna de los hilos o telas, el tipo de sustrato usado, la composición del recubrimiento y la técnica utilizada en el proceso [35].

2.2.1. Electrodo textiles

Los electrodos convencionales usados para el monitoreo bioeléctrico usualmente consisten de electrodos planos de $Ag/AgCl$ acoplados a geles, empleados para mejorar la impedancia entre la piel y el electrodo. Se han realizado varios intentos de bioelectrodos completamente vestibles totalmente integrados en los sustratos textiles para detección de señales y variables bioeléctricas [41, 42]. Algunos de ellos son realizados a partir de hilos tejidos en textiles con propiedades conductoras, tales como hilos completamente metálicos o hilos hechos con fibras natural/sintético mezcladas con fibras conductoras (por ejemplo acero inoxidable o plata). A pesar de su flexibilidad mecánica, los hilos que contienen fibras orgánicas electroconductoras (por ejemplo carbono o fibras poliméricas conductoras) no son muy usadas, puesto que ellas no garantizan normalmente la sensibilidad y conductividad necesaria requerida para esta aplicación [6].

Sin embargo, el desarrollo de nuevos compuestos poliméricos y métodos de tratamiento de los hilos, pueden ayudar a mejorar dicho desempeño eléctrico, permitiendo obtener señales bioeléctricas con características similares a los electrodos convencionales. Para el desarrollo del presente trabajo se hace uso de electrodos fabricados a partir de tejidos tratados con el polímero conductor poly(3,4-ethylenedioxythiophene) dopado con poly(styrenesulfonate) o PEDOT:PSS.

Polímeros electroactivos

Shirikawa, Heeger y MacDiarmid fueron los primeros en reportar el descubrimiento de los polímeros conductores en el año 1977 [43], y por este trabajo fueron galardonados con el premio nobel de Química en el año 2000. Ellos probaron que al dopar el poliacetileno con pentafluoruro de arsénico el polímero resultante conducía corrientes eléctricas.

Si bien los polímeros orgánicos son de naturaleza aislante, es posible obtener polímeros semiconductores a partir de cadenas de estructuras moleculares conocidas como conjugación, que consiste en una estructura de enlaces simples y dobles que se alternan como se muestra

en la Figura 2.3, pero a diferencia de los aislantes orgánicos, esta conjugación debe ser extensa, es decir que se dé a lo largo de toda una molécula, o en su gran mayoría, con lo cual el material ya no será regido por las características del enlace σ , sino por las características del enlace π . El enlace π es más débil y esta debilidad se traduce en inestabilidad, lo que conduce a que el *gap* del enlace π sea menor [44].

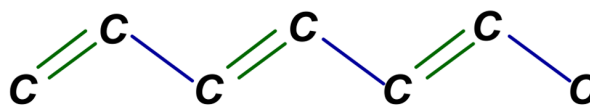


Figura 2.3: Estructura molecular de los polímeros conductores

En estado neutral, los polímeros conjugados tienen una conductividad en el rango que va de los aislantes a los semiconductores. Para aumentar su conductividad, los polímeros suelen ser dopados con partículas de cargas iónicas positivas P o negativas N. Las partículas dopantes remplazan un átomo a lo largo de la cadena estructural y se unen mediante enlaces covalentes a los átomos vecinos en la matriz [45].

PEDOT:PSS

El poli(3,4-etilenodioxitiofeno) P-dopado -PEDOT- es uno de los polímeros conjugados más estudiados y caracterizados. Su estructura se presenta en la Figura 2.4. El PEDOT:PSS ha sido utilizado como material para electrodo, en las películas delgadas de transistores orgánicos, como capa de transporte de huecos en OLEDs, recubrimiento de superficies duras en microelectrónica, MEMS de películas delgadas [46], así como en fibras, tejidos y otros sustratos estirables (ver Figura 2.5) [45]. Dependiendo del tipo de contra-ión el PEDOT puede aumentar su rango de conductividad [47].

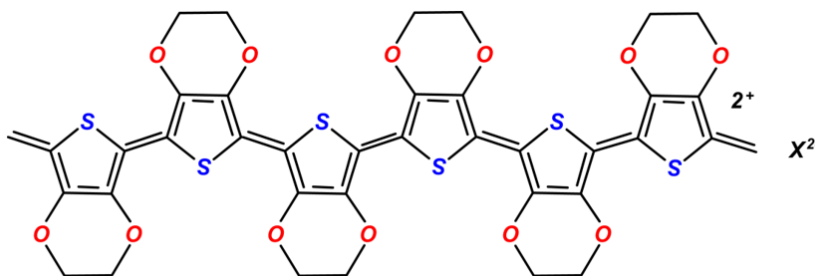


Figura 2.4: Estructura molecular del PEDOT:PSS

Particularmente, el PEDOT:PSS es un ionómero complejo de politiofeno sustituido con un polianión [poli(estireno sulfonato)], comercialmente conocido como Clevios que tiene

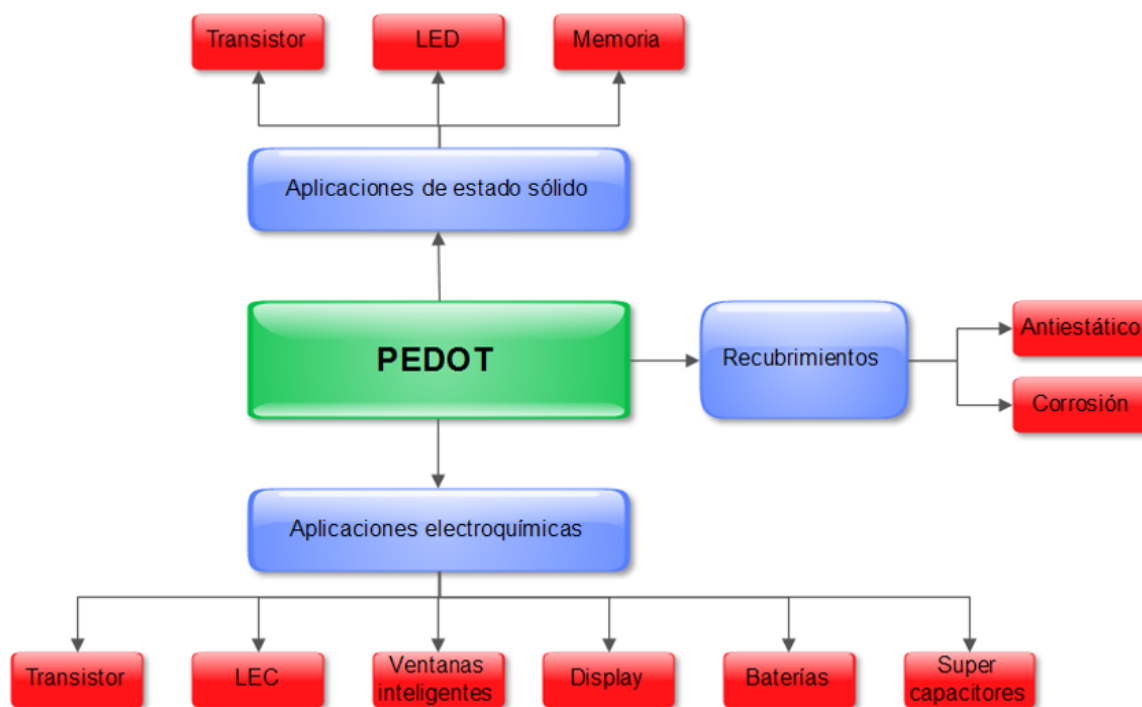


Figura 2.5: Aplicaciones del polímero PEDOT

propiedades conductoras destacadas (hasta 1000 S/cm dependiendo de la formulación), comparado con otros polímeros del mercado. Es un producto de la familia de los monómeros, catalíticos, su principal aplicación está en la creación de capas delgadas poliméricas eléctricamente conductoras. Entre sus principales características se destacan: estabilidad química y térmica, transparente, altamente conductor, fácil uso, manejo seguro y escalable a nivel industrial [48].

Los politiofenos representan una clase importante de polímeros utilizados en los procesos de recubrimiento de tejidos debido a solubilidad, procesabilidad, y estabilidad ambiental. Además de propiedades de conductividad eléctrica también tiene propiedades electroluminiscentes y actividad óptica no lineal. Sin embargo, generalmente no son solubles en agua lo cual los hace difícil de aplicar en técnicas de revestimiento. Por otro lado el PEDOT:PSS tiene características de viscosidad deseadas para métodos de recubrimiento y una alta solubilidad en agua [35]. El PEDOT:PSS puede ser microfabricado en formas de nanotubos [49], nanocables [50], nanofibras y nanovarillas [51]. Se utilizan en sensores piezorresistivos para la medición de tensiones. El PEDOT también puede ser spin-revestido [52], recubierto por inmersión cuando se encuentra en forma de solución acuosa sobre diferentes tipos de sustratos. Otros métodos de aplicación incluyen deposición

química de vapor, impresión por chorro de tinta, láser y ablación [35].

Capítulo 3

Materiales y métodos

3.1. Entorno de pruebas

El desarrollo de las pruebas fue realizada en el Centro de Simulación Hospitalaria de la Universidad Católica de Oriente (Figura 3.1), este lugar es un espacio donde los estudiantes de la facultad de ciencias de la salud realizan sus prácticas de laboratorio y está acondicionado con todos los equipos, medios, protocolos y personal capacitado propio de los ambientes médicos, condiciones que resultan muy favorables para la realización de las experimentaciones.

El objetivo de las pruebas consistía en la medición de cuatro parámetros de interés: impedancia de contacto, polarización, cantidad de ruido y desempeño en el tiempo. Se probaron cinco tipos de electrodos, cuatro de ellos tratados con PEDOT:PSS en materiales de algodón, algodón-poliéster (65 % algodón, 35 % poliéster), lycra y poliéster, y el otro construido a partir de una tela comercial de nylon-plata *Shieldex* de referencia MEDTEX P-130. Cada prueba, con cada uno de los materiales, fue realizada en cuatro sujetos sanos, de contextura física y edad semejante (dos hombres y dos mujeres). Como caso especial, el conjunto de datos recopilados para la medición de ruido, corresponde a ocho sujetos (cuatro hombres y cuatro mujeres), esto debido a que el protocolo usado para las mediciones de desempeño temporal es igual al utilizado las mediciones de ruido y por ende, el primer conjunto de mediciones de desempeño pueden ser utilizadas para complementar los análisis de ruido.

Los electrodos fueron construidos a partir de secciones de tela $2\text{ cm} \times 2\text{ cm}$ cosidos con hilo conductor de plata, a un material de mayor rigidez que sirviera como soporte. En la Figura 3.2 se presentan cada uno de los tipos de electrodo que fueron caracterizados en esta investigación.

Se realizó un mayor énfasis en la descripción del procedimiento para la medición de la



Figura 3.1: Centro de simulación hospitalaria.

impedancia de contacto debido a las diferentes posibilidades que se tiene para realizar el procedimiento, lo que requiere mayor intervención de los investigadores y la realización de varias pruebas de concepto previas a las experimentaciones. La medición de los otros parámetros, están acordes a los estándares establecidos por la literatura científica y los equipos de medida utilizados permiten que el procedimiento resulte más fácil de implementar y de entender.

Las pruebas fueron realizadas en horarios entre las ocho y las doce del mediodía, con excepción de las medidas de desempeño que requieren mediciones en intervalos amplios de tiempo. El orden de cada uno de los experimentos y de los sujetos de prueba, fue escogido de manera aleatoria con el fin de evitar cualquier tipo de sesgo.

Todas las pruebas estadísticas fueron realizadas con una plataforma basada en lenguaje R, conocida como *Rwizard*.

En cada una de las mediciones realizadas se utilizan electrodos desechables de $Ag/AgCl$,

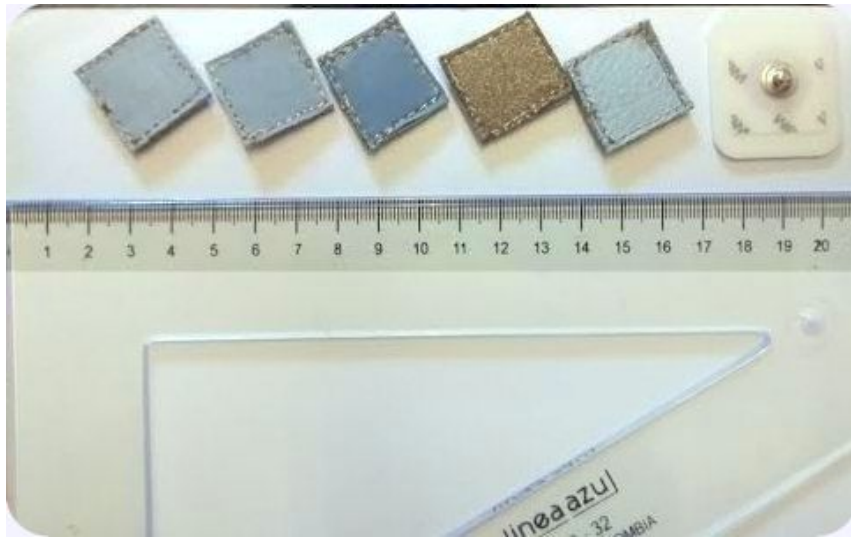


Figura 3.2: Tipos de electrodo utilizados en las pruebas. De izquierda a derecha: Algodón, Algodón-Poliéster, Lycra, Nylon-Plata, Poliéster, Comercial.

los cuales se encuentran estandarizados, regulados, caracterizados y son ampliamente aceptados en el campo médico. La intención en cada caso es comparar el comportamiento de cada una de las variables medidas con respecto a las señales patrón obtenidas con los electrodos comerciales.

3.2. Medición de impedancia de contacto

3.2.1. Definiciones y consideraciones

La impedancia de contacto se refiere a la impedancia que se presenta en la interfaz piel-electrodo. La medición de este parámetro es importante en la caracterización de un electrodo, puesto que representa la oposición al movimiento libre de cargas iónicas y está directamente relacionado con la calidad de las señales y la susceptibilidad al ruido resultante en el momento de la adquisición de la señal ECG. La impedancia de contacto varía de forma impredecible producto de los cambios fisiológicos que se presenta en el sujeto de prueba y no necesariamente en función de las propiedades de los electrodos [53].

La realización de la medición de la impedancia de contacto pretende determinar como es la interacción y el acople del material de prueba con la piel de la persona. Para poder hacer una comparación de este parámetro se hace necesario realizar medidas simultáneas de los diferentes tipos de electrodos, en diferentes lugares de la piel y con diferentes sujetos de prueba [53].

En forma general, la impedancia de contacto se puede modelar como una capa conductiva y una estructura capacitiva en serie con un arreglo de elementos RC en paralelo [54]; sin embargo, para el caso de los electrodos textiles el modelo puede ser simplificado con el uso de únicamente del arreglo RC [55]. Un modelo de aproximación más comúnmente aceptado para la aproximación de datos de bioimpedancia e impedancia electroquímica es el modelo Cole-Cole [56] el cual se presenta en la Figura 3.3 y que consta de dos elementos resistivos y un elemento de constante de fase Z_{CPE} .

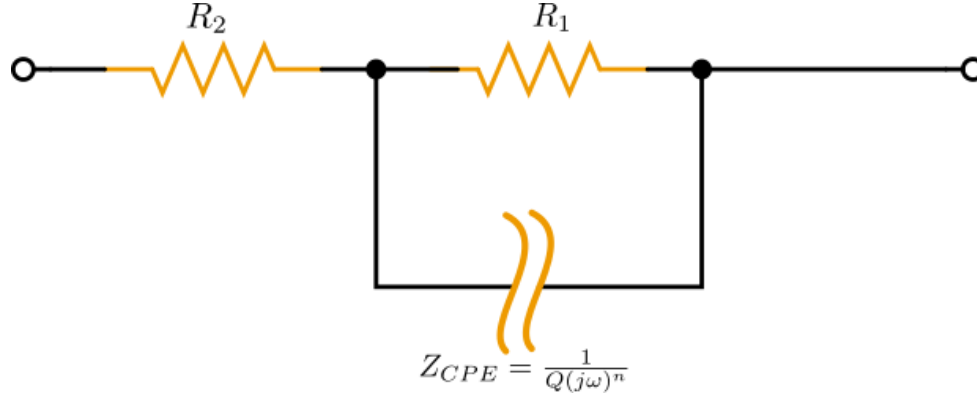


Figura 3.3: Modelo Cole-Cole

Las pruebas deben realizarse 30 minutos después de un tiempo de estabilización *in situ*. Para realizar las mediciones es necesario utilizar una fuente AC con frecuencia variable en el rango de $0.1 \text{ Hz} - 1 \text{ MHz}$. Si bien, las componentes espectrales de las señales *ECG* no superan los 150 Hz , las frecuencias muy altas o muy bajas en la medición son utilizados para efectos de aproximación y sintonización del modelo [55]. Una vez tomados los datos, se procesan con el fin de obtener el modelo eléctrico, para ello se utilizan algoritmos de optimización como el de Levenberg-Marquardt [57]. Bajo estas condiciones el modelo Cole-Cole para un electrodo de $Ag/AgCl$ se presenta en la Figura 3.4 [55].

Allyon et Seoane realizan una descripción detallada acerca del cálculo de los parámetros Cole-Cole en la medición de biomedancia [58] para lo cual se usan las siguientes ecuaciones:

$$R(\omega) = R_2 + \frac{R_1(1 + R_1Q\omega^n \cos(\frac{n\pi}{2}))}{1 + 2R_1Q\omega^n \cos(\frac{n\pi}{2}) + (R_1Q\omega^n)^2}$$

$$X(\omega) = -\frac{R_1^2 Q \omega^n \sin(\frac{n\pi}{2})}{1 + 2R_1Q\omega^n \cos(\frac{n\pi}{2}) + (R_1Q\omega^n)^2}$$

Donde R y X representan la parte resistiva y reactiva, respectivamente, de la impedancia medida, y R_1 , R_2 , Q y n son los parámetros a hallar.

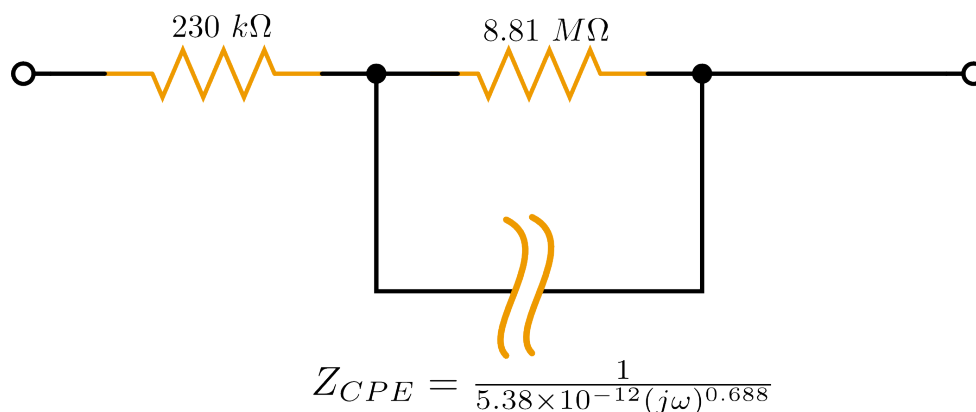


Figura 3.4: Modelo Cole-Cole para un electrodo de $Ag/AgCl$

3.2.2. Estrategia de medición

Existen en el mercado equipos especializados para la medición de impedancia de contacto como el CompactStat [55], Solartron 1294 [1] y HP 33120A [26] reportados en la literatura científica para este tipo de trabajos; estos equipos generalmente son de alto costo o no permiten la medición de impedancias de manera simultánea, el cual es uno de los principios fundamentales del desarrollo de este trabajo, poder comparar la señal obtenida con el electrodo textil y el electrodo comercial. Estas dificultades iniciales obligan al estudio de otros procedimientos con los cuales poder realizar la medición.

Para la medición de la impedancia de contacto se toma como base el procedimiento reportado por Xie *et. al* [8], que utiliza un método de tres electrodos y multímetros para la obtención de la impedancia. El procedimiento consiste en determinar la respuesta de los electrodos cuando se varía la frecuencia de una fuente sinusoidal de voltaje. Este método es efectivo en la medición de magnitud absoluta de la impedancia pero no permite discriminar la componente resistiva y reactiva. Para poder encontrar dichas componentes individualmente, se proponen cuatro procedimientos de medición basados en los siguientes esquemas circuitales:

Esquema 1: el diagrama circuitual se presenta en la Figura 3.5. En este esquema se usa un osciloscopio de dos canales con los cuales se puede obtener la impedancia $Z_{sum} = Z_{contact} + Z_{SB23}$. Donde $Z_{contact}$ representa la impedancia de contacto de un electrodo y Z_{SB23} representa la impedancia del tejido subcutáneo entre los electrodos dos y tres.

Se mide el voltaje en el electrodo 3, V_{e3} , y el voltaje en la resistencia de referencia, V_r , con respecto al voltaje del generador, V_g , ambas medidas en su forma fasorial (magnitud y fase), de allí se obtiene $V_{32} = V_{e3} - V_r$. La impedancia se calcula como:

$$Z_{sum} = Z_{contact} + Z_{SB23} = \frac{V_{32}}{V_r} R$$

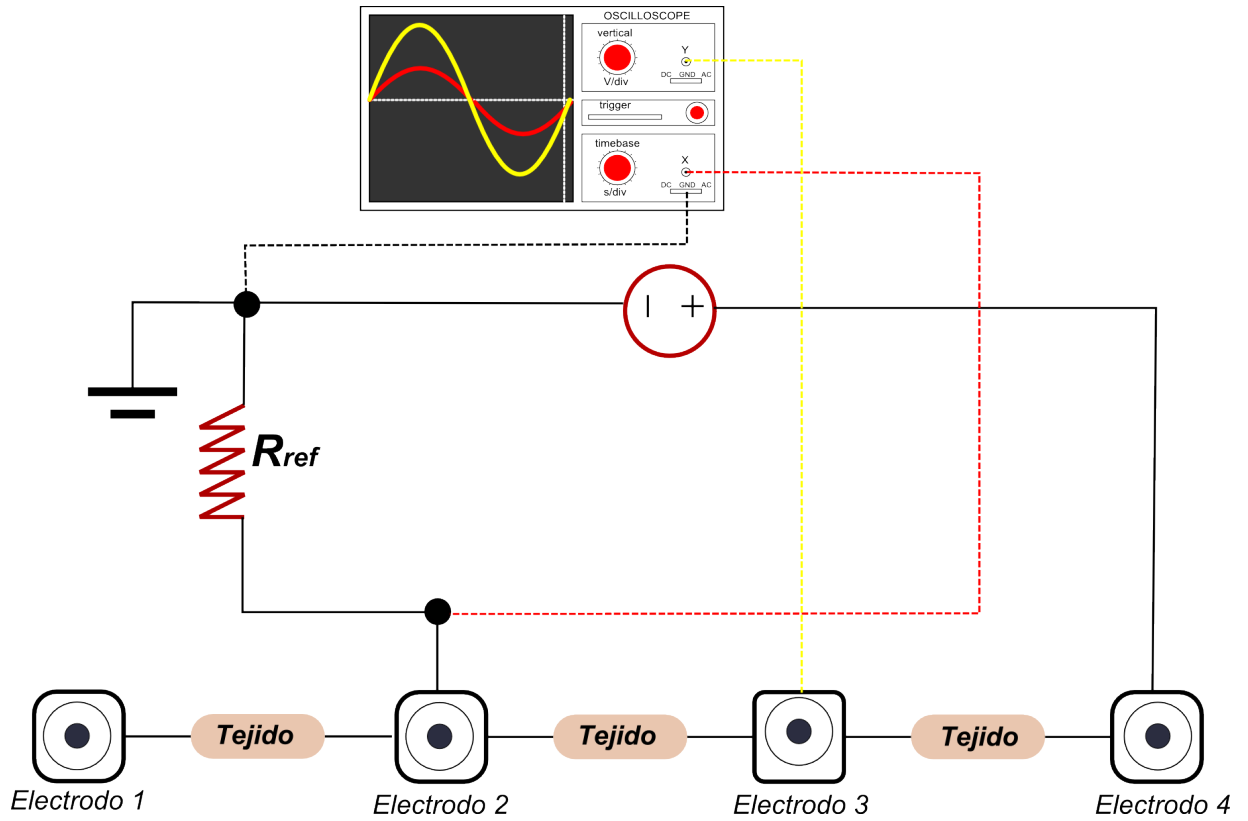


Figura 3.5: Esquema para medir la impedancia $Z_{sum} = Z_{contact} + Z_{SB23}$

Esquema 2: el esquema se presenta en la Figura 3.6. El método empleado se conoce como el método de los tres voltímetros [59] y se utiliza para obtener la impedancia $Z_{23} = 2Z_{contact} + Z_{SB23}$.

El voltaje medido en la resistencia es:

$$\mathbf{V}_r = \mathbf{I}R$$

El voltaje medido entre los electrodos es:

$$Z_{23} = R_{23} - jX_{23}$$

$$|\mathbf{V}_z| = |\mathbf{I}||Z_{23}| = |\mathbf{I}|\sqrt{R_{23}^2 + X_{23}^2}$$

El voltaje en el generador:

$$|\mathbf{V}_g| = |\mathbf{I}||Z_T| = \mathbf{I}\sqrt{(R + R_{23})^2 + X_{23}^2}$$

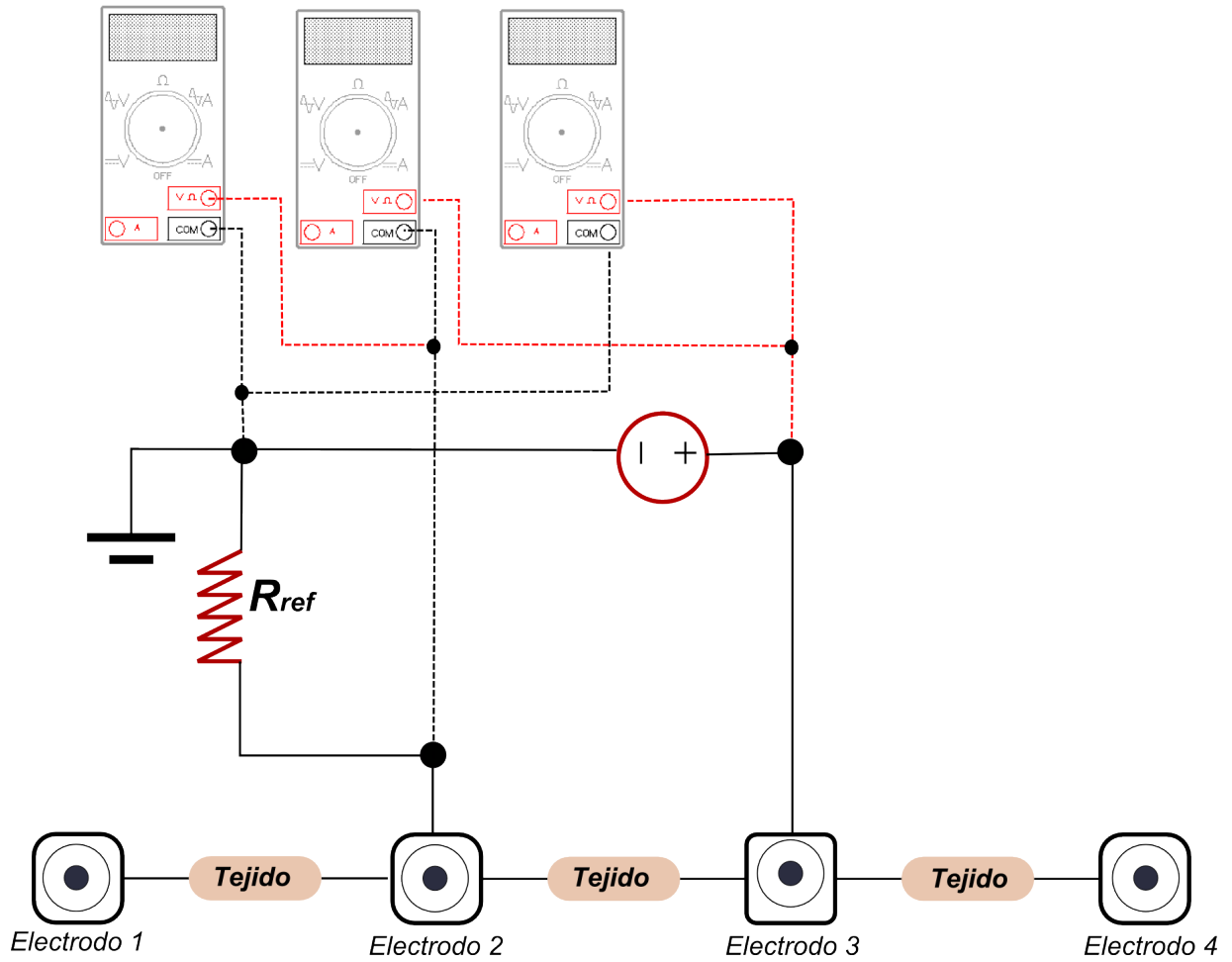


Figura 3.6: Método de los tres voltímetros para medir la impedancia $Z_{sum} = 2Z_{contact} + Z_{SB23}$

Por tanto:

$$\left(\frac{|V_g|}{|V_r|}\right)^2 = \frac{(R_{23} + R)^2 + X_{23}^2}{R^2}$$

$$\left(\frac{|V_z|}{|V_r|}\right)^2 = \frac{R_{23}^2 + X_{23}^2}{R^2}$$

Despejando la reactancia de esta última ecuación:

$$X_{23} = \sqrt{R^2 \left(\frac{|V_z|}{|V_r|}\right)^2 - R_{23}^2}$$

De donde R_{23} se puede calcular como:

$$R_{23}^2 + 2RR_{23} + R^2 + X_{23}^2 = R^2 \left(\frac{|\mathbf{V}_g|}{|\mathbf{V}_r|} \right)^2$$

$$R_{23}^2 + X_{23}^2 = R^2 \left(\frac{|\mathbf{V}_z|}{|\mathbf{V}_r|} \right)^2$$

Al restar las ecuaciones se tiene que:

$$2RR_{23} + R^2 = R^2 \left(\frac{|\mathbf{V}_g|}{|\mathbf{V}_r|} \right)^2 - R^2 \left(\frac{|\mathbf{V}_z|}{|\mathbf{V}_r|} \right)^2$$

Al despejar R_{23} se tiene que:

$$R_{23} = \frac{R}{2} \left[\left(\frac{|\mathbf{V}_g|}{|\mathbf{V}_r|} \right)^2 - \left(\frac{|\mathbf{V}_z|}{|\mathbf{V}_r|} \right)^2 - 1 \right]$$

De esta manera la impedancia Z_{23} es un valor conocido:

$$Z_{23} = R_{23} - jX_{23} = 2Z_{contact} + Z_{SB23}$$

Esquema 3: se presenta en la Figura 3.7. Este método permite determinar la impedancia $Z_{23} = R_{23} - jX_{23} = 2Z_{contact} + Z_{SB23}$ (igual que el presentado en el esquema 2). La diferencia con el esquema anterior radica en el uso de un osciloscopio en lugar de multímetros y el uso de ecuaciones más simples.

Se mide el voltaje en la resistencia de referencia, \mathbf{V}_r , con respecto al voltaje del generador, \mathbf{V}_g (en su forma fasorial: magnitud y fase); de allí se obtiene $\mathbf{V}_{32} = \mathbf{V}_g - \mathbf{V}_r$ la impedancia se calcula como:

$$Z_{23} = 2Z_{contact} + Z_{SB23} = \frac{\mathbf{V}_{32}}{\mathbf{V}_r} R$$

Esquema 4: se presenta en la Figura 3.8. Con este circuito se puede determinar la magnitud $|Z_{23}| = |Z_{contact} + Z_{SB23}|$.

Al realizar la medida con esta configuración (considerando que la corriente en el voltímetro V_{23} es despreciable) se tiene que:

$$|Z_{sum}| = |Z_{contact} + Z_{SB23}| = \frac{|\mathbf{V}_{23}|}{|\mathbf{I}|}$$

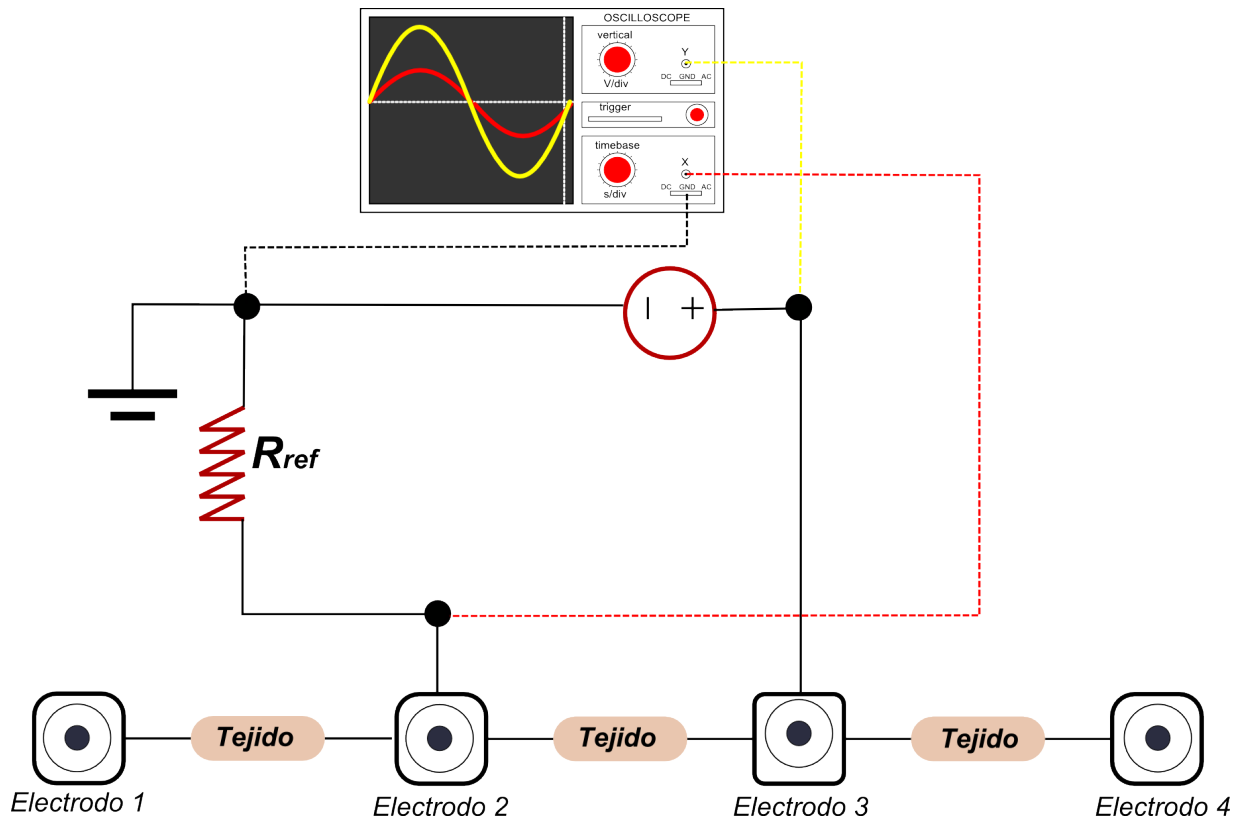


Figura 3.7: Segundo método para medir la impedancia $Z_{sum} = 2Z_{contact} + Z_{SB23}$

Pero teniendo en cuenta que $|\mathbf{I}| = \frac{|\mathbf{V}_R|}{R}$ entonces:

$$|Z_{sum}| = |Z_{contact} + Z_{SB23}| = \frac{|\mathbf{V}_{23}|}{|\mathbf{V}_R|} R$$

El electrodo 1 presente en cada uno de los esquemas estudiados hasta el momento no cumple ninguna función en estas mediciones, se ha dejado como una referencia que permita entender con mayor facilidad el esquema que se presenta a continuación.

Esquema 5: se presenta en la figura 3.9. Con este circuito se puede determinar la magnitud de la componente piel-cuerpo entre el electrodo 2 y el electrodo 3 $|Z_{SB23}|$.

Al realizar la medida con esta configuración (considerando que la corriente en el voltímetro \mathbf{V}_{23} es despreciable) se tiene que:

$$|Z_{SB23}| = \frac{|\mathbf{V}_{23}|}{|\mathbf{I}|}$$

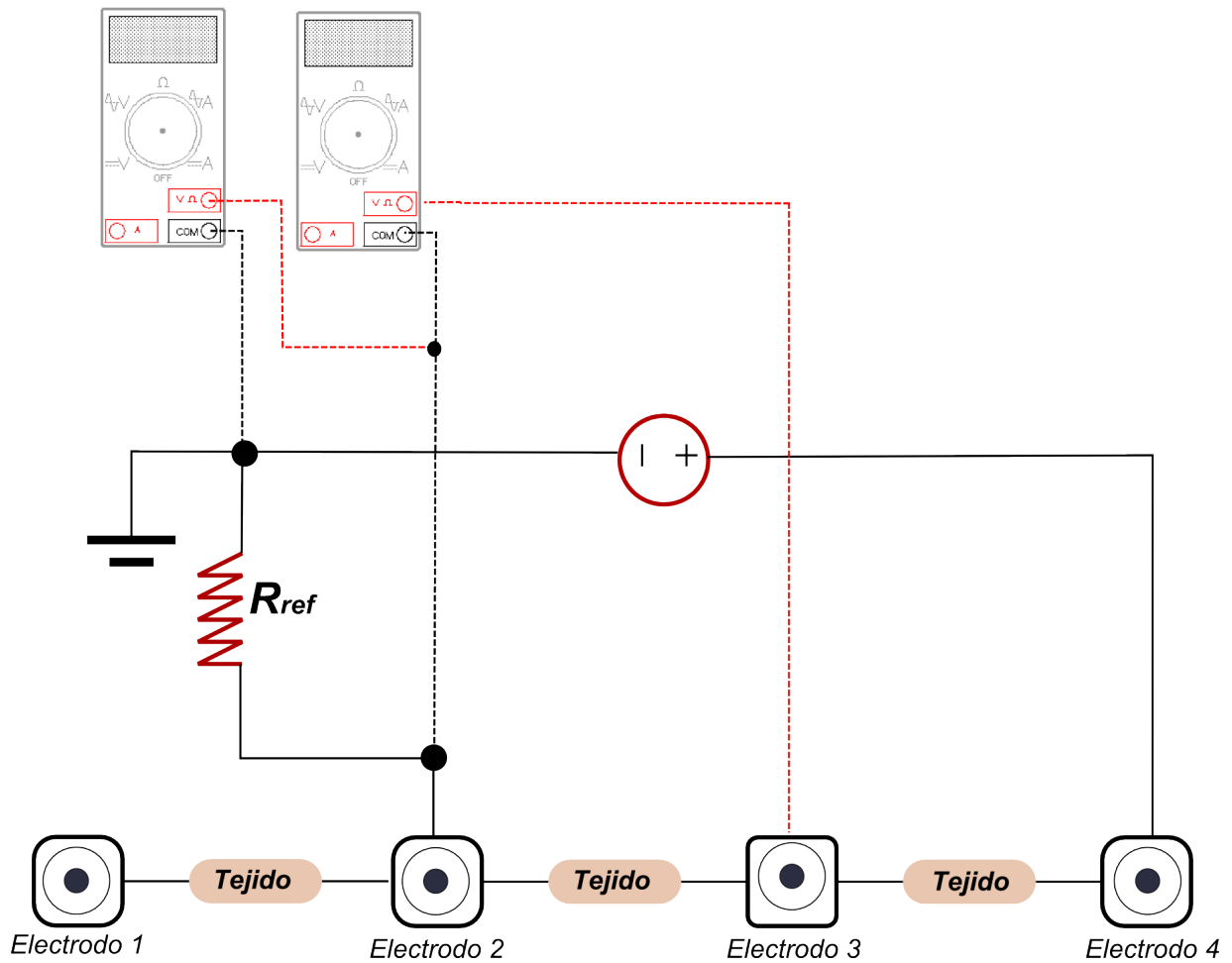


Figura 3.8: Esquema para determinar $|Z_{23}| = |Z_{contact} + Z_{SB23}|$

Pero teniendo en cuenta que $|\mathbf{I}| = \frac{|\mathbf{V}_R|}{R}$ entonces:

$$|Z_{SB23}| = \left(\frac{|\mathbf{V}_{23}|}{|\mathbf{V}_R|} \right) R$$

A partir de estos esquemas se proponen cuatro procedimientos para la medición de la impedancia de contacto:

Procedimiento 1:

1. Implementar el esquema 1 para obtener $Z_{sum} = Z_{contact} + Z_{SB23}$
2. Implementar el esquema 2 para obtener $Z_{23} = 2Z_{contact} + Z_{SB23}$

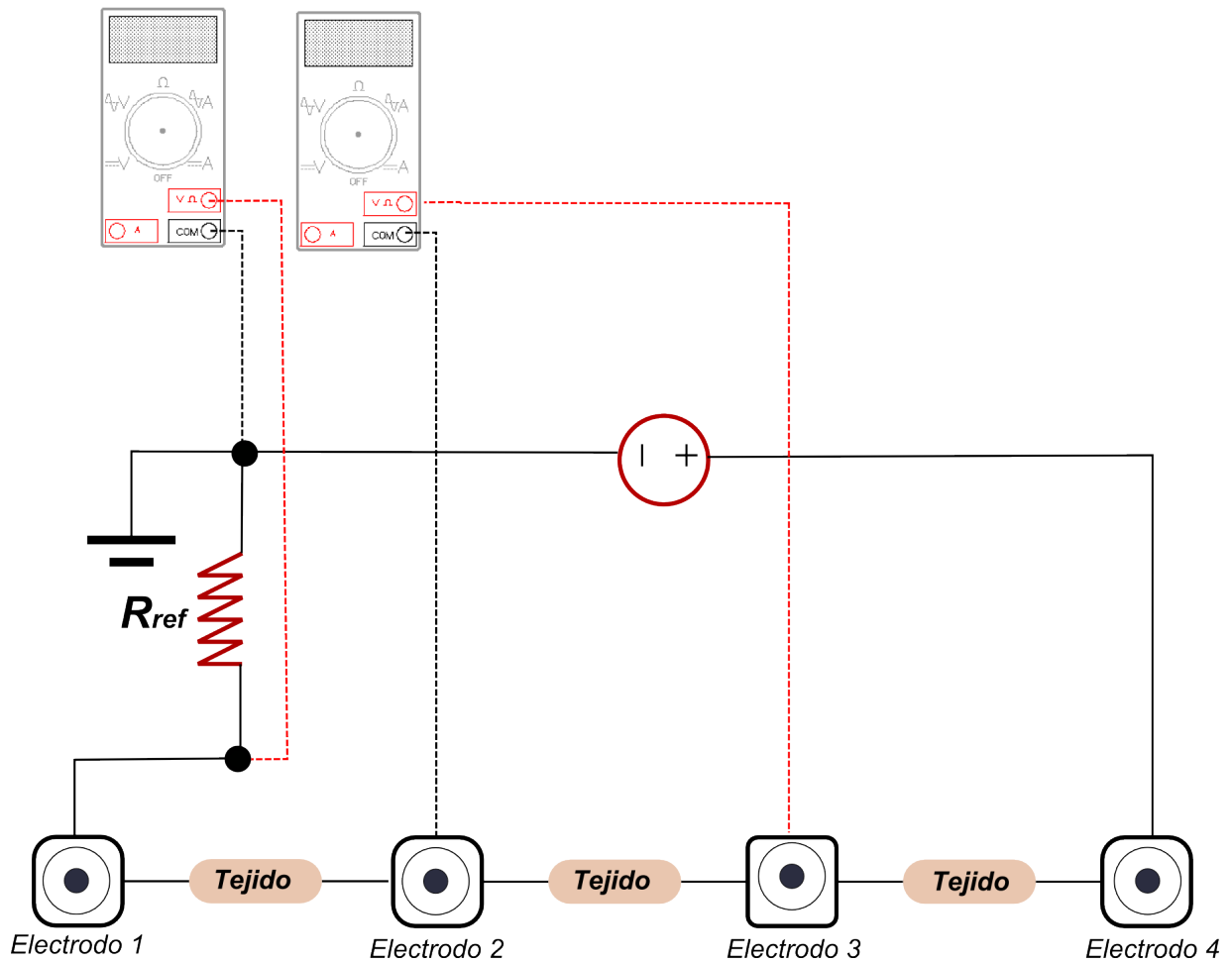


Figura 3.9: Esquema para determinar $|Z_{SB23}|$

3. La impedancia de contacto se obtiene como $Z_{contact} = Z_{23} - Z_{sum}$

Procedimiento 2:

1. Implementar el esquema 1 para obtener $Z_{sum} = Z_{contact} + Z_{SB23}$
2. Implementar el esquema 3 para obtener $Z_{23} = 2Z_{contact} + Z_{SB23}$
3. La impedancia de contacto se obtiene como $Z_{contact} = Z_{23} - Z_{sum}$

Procedimiento 3:

1. Implementar el esquema 4 para obtener $|Z_{sum}| = |Z_{contact} + Z_{SB23}|$

2. Implementar el esquema 5 para obtener $|Z_{SB23}|$
3. Implementar el esquema 2 para obtener $Z_{23} = 2Z_{contact} + Z_{SB23}$
4. Plantear un sistema de cuatro ecuaciones no lineales con cuatro incógnitas:

$$\begin{aligned}
 |Z_{sum}|^2 &= (R_{contact} + R_{SB23})^2 + (X_{contact} + X_{SB23})^2 \\
 |Z_{SB23}|^2 &= R_{SB23}^2 + X_{SB23}^2 \\
 R_{23} &= 2R_{contact} + R_{SB23} \\
 X_{23} &= 2X_{contact} + X_{SB23}
 \end{aligned}$$

Procedimiento 4:

1. Implementar el esquema 4 para obtener $|Z_{sum}| = |Z_{contact} + Z_{SB23}|$
2. Implementar el esquema 5 para obtener $|Z_{SB23}|$
3. Implementar el esquema 3 para obtener $Z_{23} = 2Z_{contact} + Z_{SB23}$
4. Plantear un sistema de cuatro ecuaciones no lineales con cuatro incógnitas:

$$\begin{aligned}
 |Z_{sum}|^2 &= (R_{contact} + R_{SB23})^2 + (X_{contact} + X_{SB23})^2 \\
 |Z_{SB23}|^2 &= R_{SB23}^2 + X_{SB23}^2 \\
 R_{23} &= 2R_{contact} + R_{SB23} \\
 X_{23} &= 2X_{contact} + X_{SB23}
 \end{aligned}$$

Con el fin de validar cada uno de los procedimientos planteados, se realiza una prueba de concepto; para ello se construye un modelo circuital que representa la interconexión entre los electrodos, la piel y el tejido [60] como el que se presenta en la Figura 3.10.

Al aplicar los cuatro procedimientos se obtienen los resultados mostrados en la Figura 3.11.

Cada uno los procedimientos probados funciona correctamente y pueden ser utilizados en el desarrollo de las pruebas. Se toma la decisión de escoger el procedimiento 1 debido a que los métodos que utilizan voltímetros presentan mayor dificultad en la medición de los datos a bajas frecuencia y la alta dependencia de la intervención humana aumenta la probabilidad de error en la captura de la información.

De acuerdo con lo explicado, para la realización de las mediciones es necesario un generador de funciones sinusoidales, un osciloscopio de dos canales, y cinco electrodos (dos para medición de la impedancia del electrodo textil, dos para la medición de la impedancia en el electrodo desechable y un electrodo que sirva de referencia).

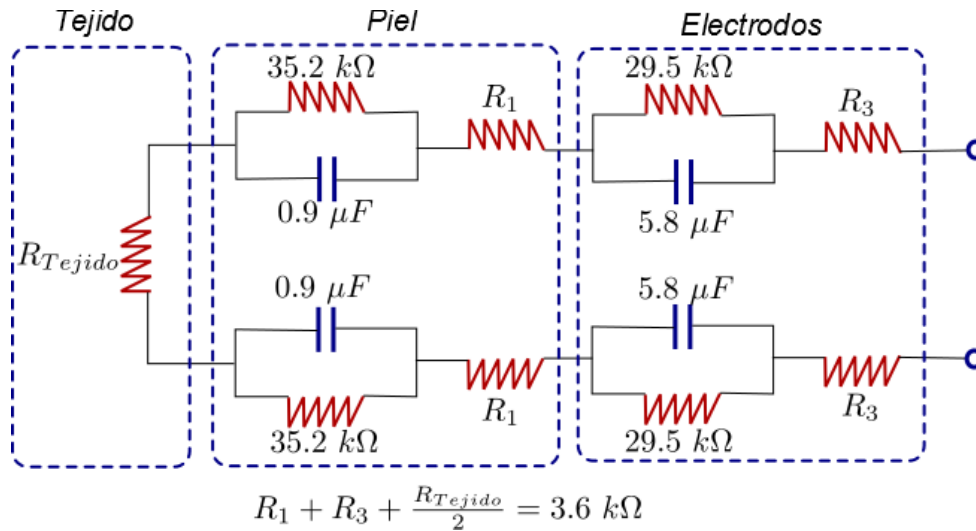


Figura 3.10: Modelo de impedancia de contacto para electrodos de $Ag/AgCl$

El equipo utilizado para realizar las pruebas es un dispositivo *HandyScope HS3* de 50 MHz de la empresa TiePie, el cual se muestra en la Figura 3.12.

El dispositivo HandyScope es un dispositivo digital con comunicación USB que cuenta con dos canales de osciloscopio y generador de funciones, con el cual se pueden medir señales hasta de 50 MHz con una resolución de 16 bits, y generar funciones sinusoidales hasta de 2 MHz con una resolución de 14 bits. Las principales ventajas que ofrece este dispositivo para el desarrollo de este trabajo se encuentran en que toda la interfaz y generación de funciones se genera directamente desde el computador mediante una aplicación del fabricante (*TiePie Multi Channel*) cuya interfaz se presenta en la Figura 3.13, además permite exportar los datos de medición con sus respectivos metadatos en formato *.mat* los cuales pueden ser leídos y procesados utilizando MATLAB®.

El esquema de medición para esta prueba se presenta en la Figura 3.14.

Debido a que el proceso de medición consiste en ubicar las terminales de medida y alimentación en diferentes puntos del esquema y generar ondas sinusoidales de diferentes frecuencias, este proceso puede presentar retardos que afecten la medición, hay mayor probabilidad de error humano y la organización de la información se hace más complicada. Para optimizar esta labor, aprovechando las ventajas de configuración del HandyScope, se ha construido un sistema de hardware/software para automatizar el proceso que mejore la confiabilidad y la velocidad en la adquisición de los datos.

El sistema de automatización consta de un circuito de suicheo, encargado de ubicar las terminales de medición y alimentación en los diferentes puntos, el cual es controlado desde un computador a través de comunicación serial utilizando un dispositivo microcontrolado. Haciendo uso de MATLAB® se construye un entorno gráfico con el cual se establece la

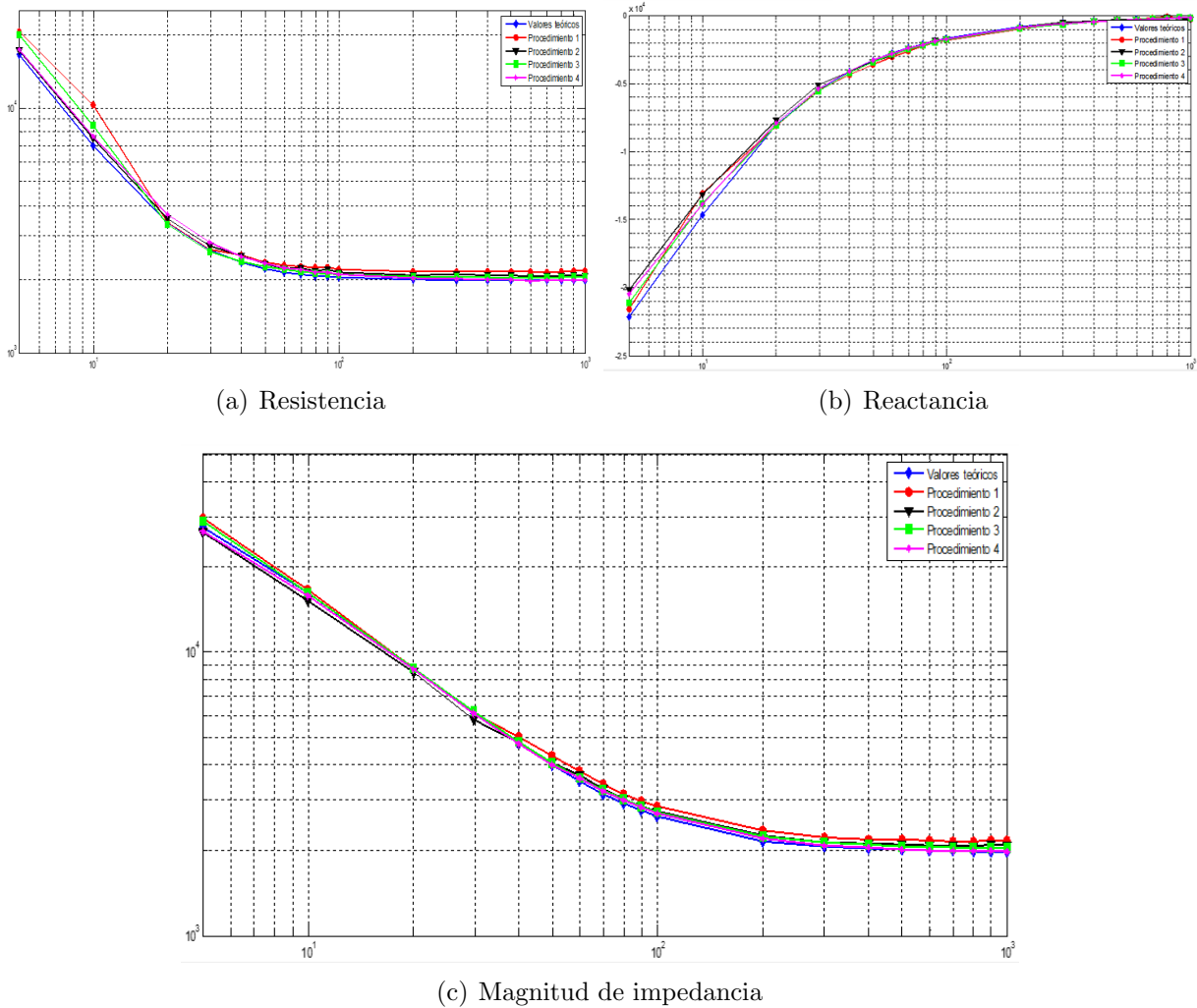


Figura 3.11: Prueba de impedancia en modelo eléctrico.

comunicación serial para comunicarse con el circuito de suicheo y cuya interfaz puede observarse en la Figura 3.15.

Para la automatización del proceso se utiliza la aplicación *AutoIT* que permite mediante programación de *scripts* la ejecución de tareas de manera periódica y automática en el computador. En la Figura 3.16 se presenta un segmento del código implementado en este desarrollo.

El programa se encarga de:

1. Establecer los parámetros de la onda senoidal generada en el software del equipo HandyScope



Figura 3.12: HandyScope HS3 de la empresa TiePie. Imagen tomada de la sitio web del fabricante www.tiepie.com

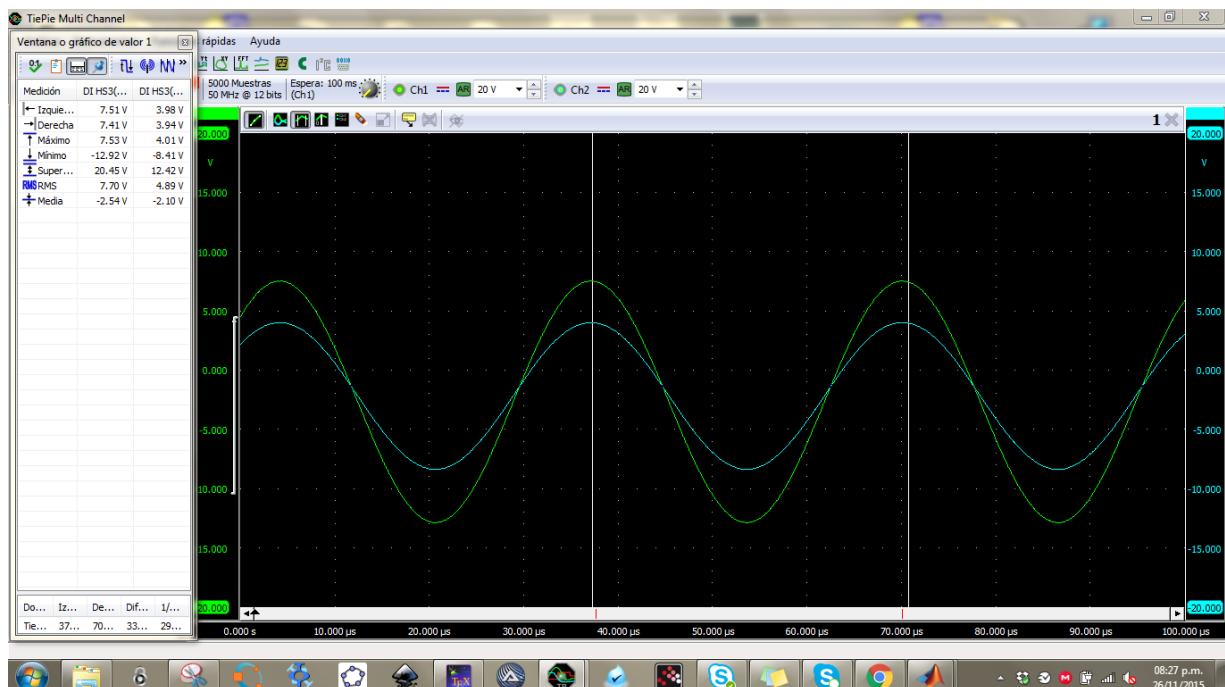


Figura 3.13: Software de adquisición del equipo HandyScope

2. Ubicar las terminales de alimentación y medición con el circuito de suicheo a través de la aplicación de MATLAB®
3. Almacenar las ondas generadas con extensión *.mat* en una carpeta específica, asignando el nombre del archivo, fecha y hora de la prueba y condiciones de la medición.

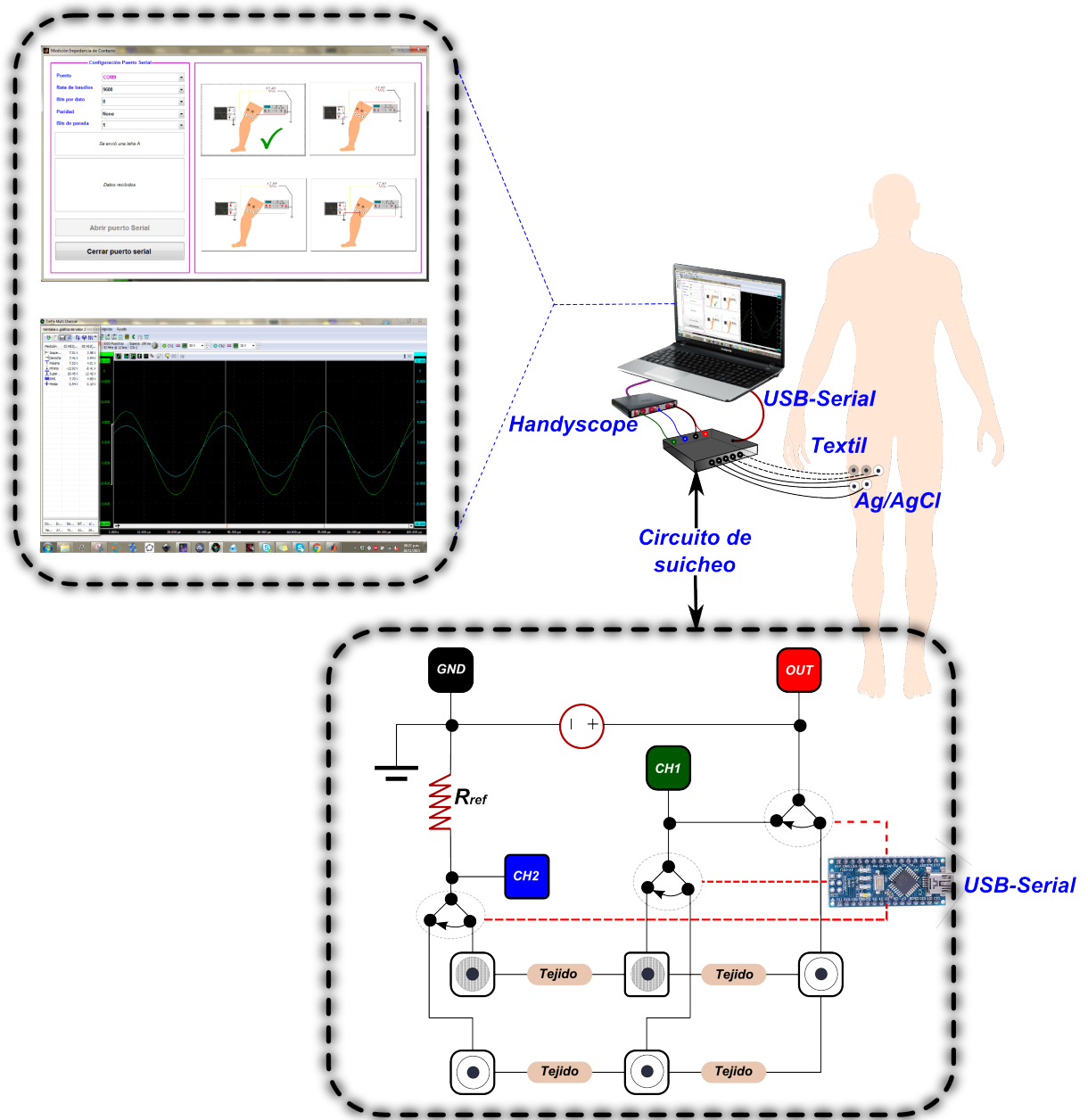


Figura 3.14: Medición impedancia de contacto

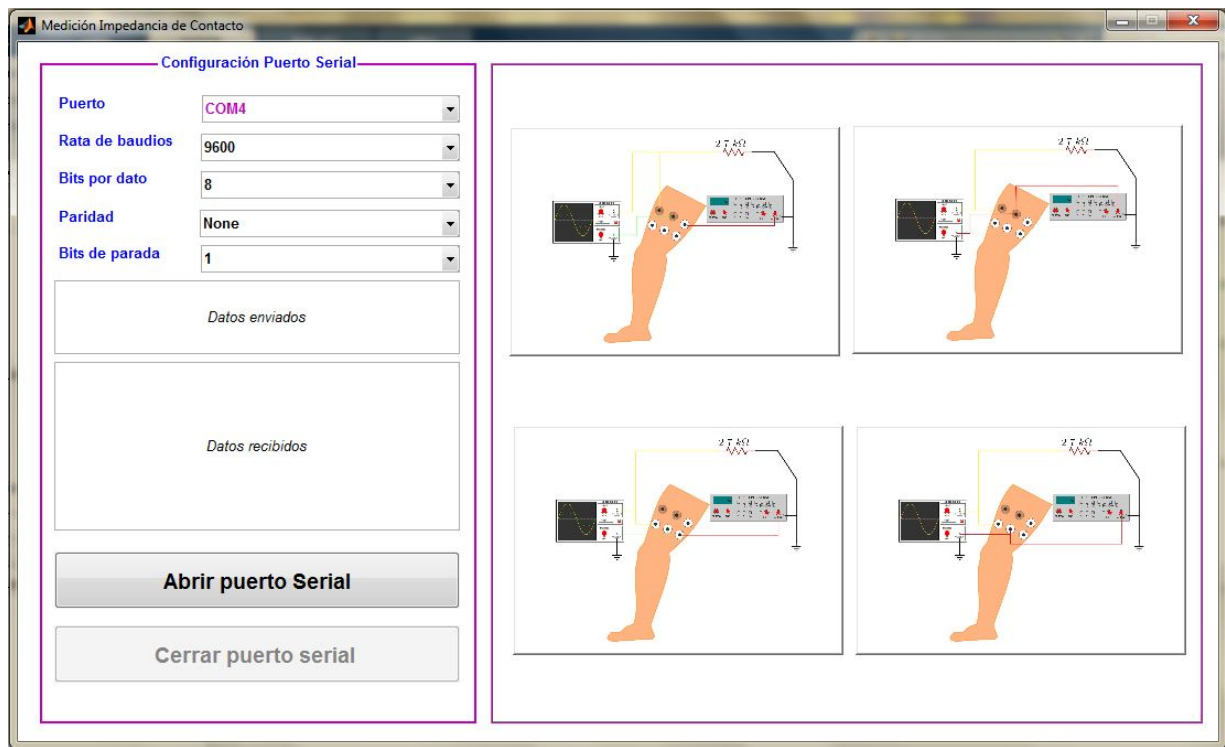


Figura 3.15: Interfaz en MATLAB® para circuito de suicheo

3.2.3. Protocolo de medición

Una vez el procedimiento de medición de impedancia de contacto ha sido probado y validado se procede a la realización de las pruebas en los diferentes sujetos. Para garantizar resultados válidos todas las pruebas deben ser realizadas mediante el seguimiento exacto de un conjunto de pasos.

Para realizar la medición es necesario el uso de dos electrodos textiles y tres electrodos de referencia. Cada prueba se realiza mediante la ejecución del siguiente protocolo de medición:

1. La persona se recuesta sobre una camilla y se registra la hora.
2. Se ubica el punto medio entre la cadera y la rodilla en la pierna derecha de la persona, este será el punto de referencia.
3. Se depila y se limpia con alcohol la zona de la pierna 5 cm por debajo del punto de referencia y se ubican tres electrodos desechables que servirán de referencia y los dos electrodos textiles que se quiere evaluar. Los electrodos son sujetados con una banda elástica.

```

48
49 Func WinWaitActivate($title,$text,$timeout=0)
50 WinWait($title,$text,$timeout)
51 If Not WinActive($title,$text) Then WinActivate($title,$text)
52 WinWaitActive($title,$text,$timeout)
53 EndFunc
54 While 1
55 $nMsg = GUIGetMsg()
56 Switch $nMsg
57 Case $GUI_EVENT_CLOSE
58 Exit
59
60 Case $inicio
61 _AU3RecordSetup()
62 For $i = GUICtrlRead($numfreq) To GUICtrlRead($Datos)-1 Step 1
63     If $i>=3 then
64         $timeautoscale=4000
65     EndIf
66     WinWaitActivate("Program Manager","")
67     MouseClick("left",960,734,1) ; Clic en la barra para maximizar el programa de Matlab
68     Sleep($timeclick)
69     _WinWaitActivate("Medición Impedancia de Contacto","")
70     MouseClick("left",662,181,1) ; Clic primera medida (A)
71     Sleep($timeclick)
72     WinWaitActivate("Program Manager","")
73     MouseClick("left",886,745,1) ; Clic en la barra de tareas para maximizar ventana del HandyScope
74     Sleep($timeclick)
75     WinWaitActivate("TiePie Multi Channel","")
76     MouseClick("left",116,214,2) ; Doble-clic para abrir el Generador
77     Sleep($timeclick)
78     _WinWaitActivate("AWG Handyscope HS3-100(14889)","")
79     MouseClick("left",369,85,1) ; Clic para modificar la frecuencia del Generador
80     Sleep($timeclick)
81     WinWaitActivate("Indicar frecuencia","")
82     ClipPut($frequency[$i]) ; Nombre de archivo
83     Send("{CTRLDOWN}{CTRLUP}") ; Ctrl + v para pegar valor de frecuencia
84     MouseClick("left",109,70,1) ; Aceptar valor de frecuencia
85     Sleep($timeclick)
86     WinWaitActivate("AWG Handyscope HS3-100(14889)","")
87     MouseClick("left",554,22,1) ; Minimizar Generador del Handyscope
88     Sleep($timeclick)
89     WinWaitActivate("TiePie Multi Channel","")
90     MouseClick("left",75,102,1) ; Clic Autoescala
91     Sleep($timeautoscale)
92     MouseClick("right",749,445,1) ; Clic derecho para desplegar opciones

```

Figura 3.16: Segmento del código del algoritmo de automatización

4. Se conecta el equipo de medición y se espera a que hayan transcurrido 30 minutos desde el momento que se tomó la hora inicialmente.
5. Una vez transcurrido este tiempo se comienza con la realización de las medidas: con el generador de señales se introduce una señal eléctrica de baja intensidad (que bajo ninguna circunstancia superará los $64.9 \mu A$) y se mide la respuesta en los canales del osciloscopio. Esta señal se varía desde una frecuencia de $0.1 Hz$ a $1 MHz$. La persona no debería sentir ningún tipo de efecto puesto que los valores de corriente utilizados se encuentran por debajo del umbral de sensibilidad humano.
6. Luego se desplazan los electrodos textiles al punto de referencia (previa depilación y limpieza de la zona) y se colocan tres nuevos electrodos desechables. Los electrodos anteriores se desechan.
7. Se conecta el equipo y se realizan las mismas mediciones en este punto.
8. Se repite el procedimiento para un punto ubicado $5 cm$ por encima del lugar de referencia.
9. El procedimiento realizado en la pierna derecha se repite para la izquierda utilizando el mismo par de electrodos textiles, completando un total de seis mediciones en seis lugares diferentes.

10. Una vez terminada la prueba, los electrodos son etiquetados con un código que representa el sujeto, tipo de prueba, tipo de material y la fecha.

Este procedimiento tiene una duración de tres horas por cada tipo de electrodo textil, es decir, 15 horas en total realizando las pruebas con los cinco tipos de electrodo sobre cada voluntario. Cada electrodo se evalúa en un día diferente, acorde a un calendario previamente establecido.

En la Figura 3.17 se ilustra el proceso de medición de la impedancia de contacto.

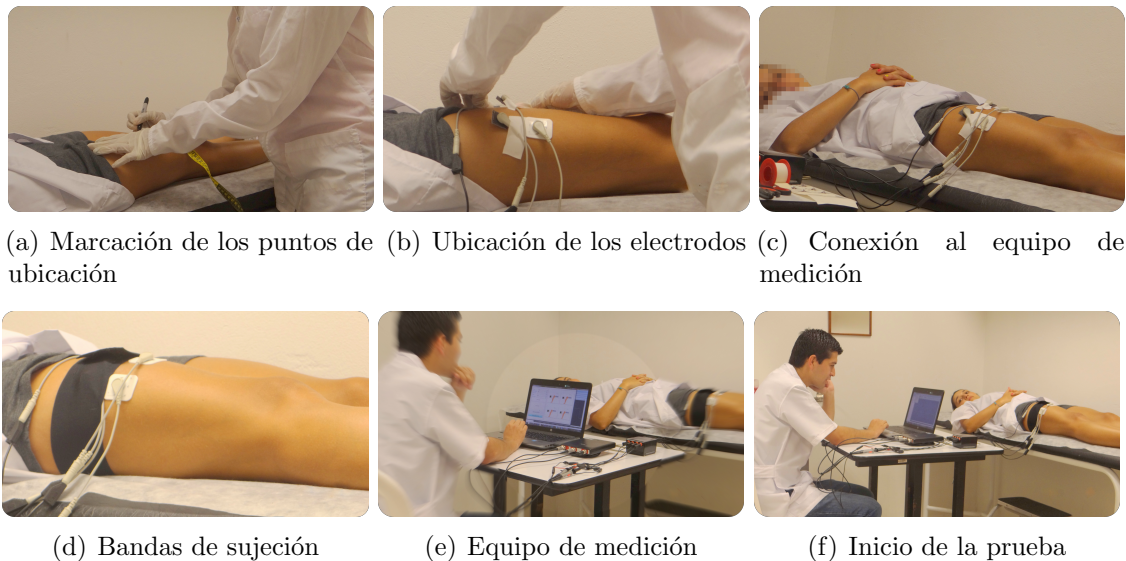


Figura 3.17: Protocolo para la medición de impedancia de contacto.

3.2.4. Procesamiento y análisis de datos

El resultado de aplicar los procedimientos anteriores es la obtención de ondas de voltaje desfasada como las que se presenta en la Figura 3.18 para cada una de las frecuencias de interés en los puntos de medición.

En primer lugar los datos son filtrados digitalmente aplicando filtros pasabandas a la frecuencia de interés y filtros promediadores para eliminar el nivel DC o posibles artefactos. Los filtros son diseñados utilizando la herramienta *fdatool* de MATLAB®.

A partir de las formas de onda se determinan los voltajes en su forma fasorial (magnitud y fase). La magnitud se calcula mediante la obtención de los picos máximos de cada una de las ondas. La fase se calcula aplicando dos técnicas: figuras de Lissajous y correlación. La aplicación de ambas técnicas se hace necesaria para tener mayor seguridad en los valores

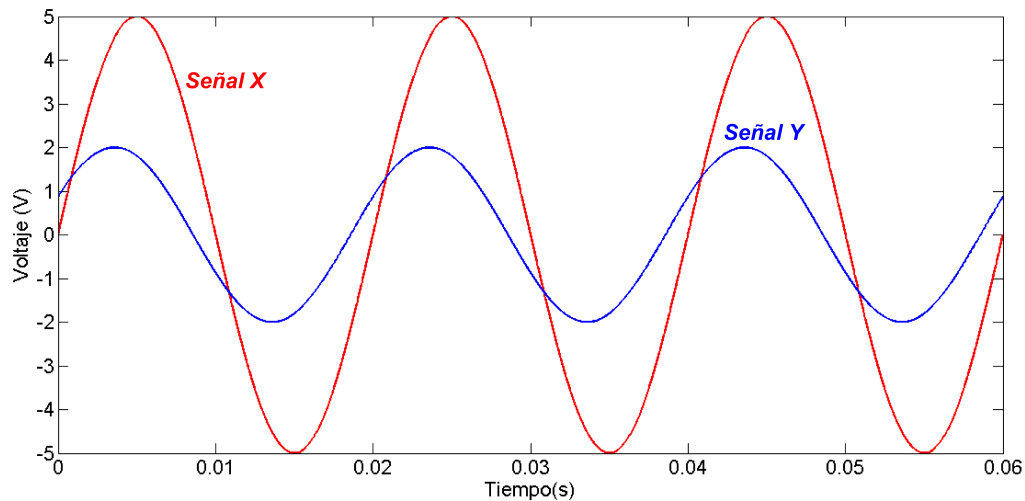


Figura 3.18: Desfase entre ondas sinusoidales

obtenidos puesto que el proceso debe realizarse de manera automática (mediante software) debido al volumen de datos que se debe procesar.

Análisis de correlación

El análisis de correlación es una operación del procesamiento de señales que permite determinar que tanto se parecen dos señales discretas entre si, y funciona particularmente bien para señales de tipo sinusoidal. La correlación entre dos señales discretas x e y , se define como:

$$r_{xy}(l) = \sum_{n=-\infty}^{\infty} x(n)y(n-l)$$

Donde l representa el desplazamiento en tiempo discreto correspondiente entre señales.

Dos señales sinusoidales entregarán un valor de correlación máxima cuando se encuentren en fase. Al encontrar el valor l donde la correlación es máxima y conociendo la frecuencia de muestreo se puede determinar la fase, mediante la siguiente regla:

$$\theta = \frac{360lF}{F_s}$$

Donde F es la frecuencia de las señales y F_s es la frecuencia de muestreo.

Como caso particular, de la Figura 3.18 se conoce que la frecuencia de muestreo es de $F_s = 2 \times 10^6$ muestras/s, la frecuencia de la señal es $F = 50$ Hz y que la correlación máxima

correspondiente 5.9819×10^5 se presenta cuando el desplazamiento es de $l = 2795$ *muestras* por tanto el desfase entre ondas es de $\theta = 25.155^\circ$.

El análisis de correlación para la medición de bioimpedancia es una técnica utilizada para el trabajo con electrodos textiles [61].

Figuras de Lissajous

Las curvas de Lissajous son figuras en dos dimensiones donde las coordenadas x e y están dadas por funciones paramétricas y corresponden a la composición de dos movimientos armónicos simples. Para el caso de las señales analizadas se utilizan las ordenadas de cada una de las ondas de voltaje obtenidas en las mediciones, en este caso el parámetro es el producto ωt . Las curvas de Lissajous son obtenidas mediante la medición directa en un osciloscopio digital o analógico. Como ambas señales son de tipo sinusoidal y tienen la misma frecuencia, la figura de Lissajous resultante corresponde una elipse con eje focal rotado. Para el caso de las señales de la Figura 3.18 la curva de Lissajous resultante se presenta en la Figura 3.19.

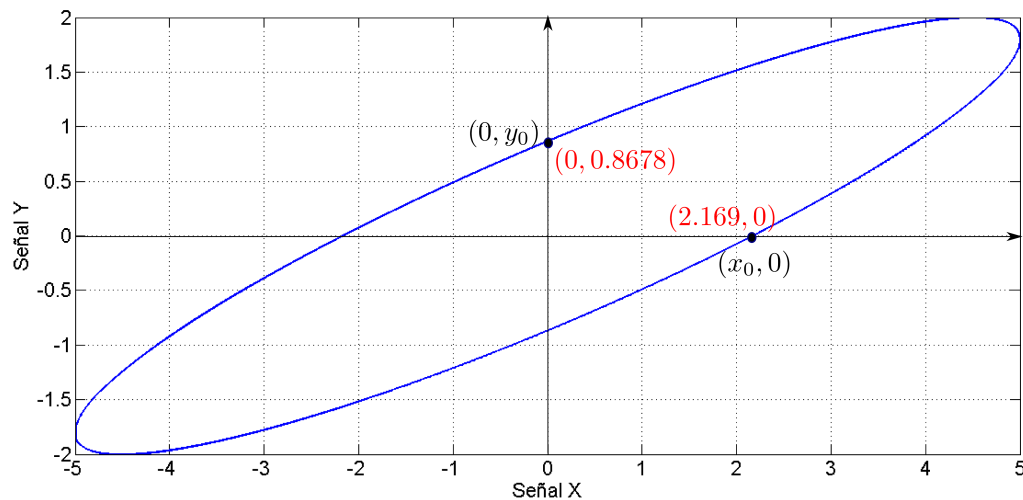


Figura 3.19: Curva de Lissajous de dos ondas sinusoidales

La determinación de la fase a partir de esta gráfica se obtiene a partir de los interceptos de la elipse con cada uno de los ejes coordenados. Las ondas x e y están dadas por las

ecuaciones¹:

$$\begin{aligned}x(t) &= X_0 \text{sen}(\omega t) \\y(t) &= Y_0 \text{sen}(\omega t + \theta)\end{aligned}$$

De esta forma cuando $\omega t = 0$ $x(t) = 0$ y $y(t) = y_0 = Y_0 \text{sen}(\theta)$ el desfase se puede calcular como:

$$\theta = \text{sen}^{-1} \left(\frac{y_0}{Y_0} \right)$$

Que para el caso particular analizado corresponde a:

$$\theta = \text{sen}^{-1} \left(\frac{0.8678}{2} \right) = 25.7143^\circ$$

A partir de las diferentes pruebas realizadas en el desarrollo de este trabajo se observa que el método de curvas de Lissajous arroja mejores resultados cuando se tienen pocos periodos de la señal y el análisis de correlación presenta respuesta más positiva cuando las señales sinusoidales están contaminadas con ruido.

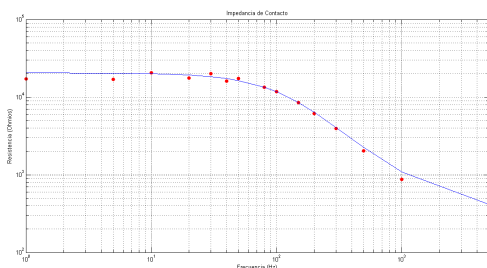
Modelo Cole-Cole

Una vez los datos de medición de impedancia son tabulados, consolidados y se identifiquen cada una de sus componentes, se intenta construir un modelo referencial que permita predecir un comportamiento general de la impedancia de contacto en los electrodos textiles. Para lograrlo se construye un algoritmo en MATLAB® utilizando las herramientas que brinda los *toolbox* de optimización y ajuste de curvas. En la Figura 3.20 se presenta las gráficas del modelo Cole-Cole ajustado al conjunto de datos obtenidos en los procesos de pruebas de concepto iniciales.

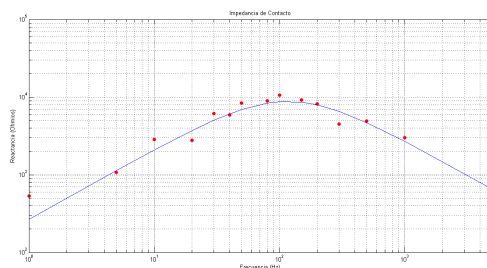
3.2.5. Análisis estadístico

A partir de los datos de impedancia recopilados se realizan las gráficas de la magnitud de la impedancia versus la frecuencia, tanto para los electrodos textiles como para los electrodos utilizados como referencia. Cada conjunto de datos de una curva se debe convertir en un único valor numérico con el cual se puedan realizar comparaciones fácilmente. El concepto empleado en este caso es el de área bajo la curva [62]. En la Figura 3.21 se presenta una medición particular donde se muestran las gráficas de impedancia obtenidas con dos tipos de materiales. Se observa claramente que la impedancia del material A es

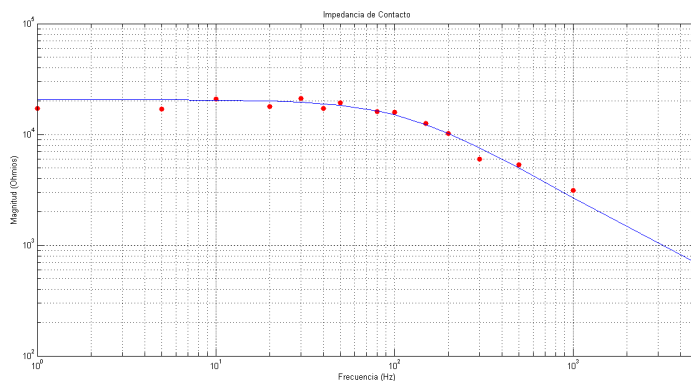
¹Donde el valor del ángulo de desfase puede ser tanto positivo como negativo dependiendo si la señal está adelantada o atrasada respecto a la otra.



(a) Resistencia



(b) Reactancia



(c) Magnitud

Figura 3.20: Impedancia de contacto con modelo Cole-Cole.

mayor que la magnitud de la impedancia del material B. De igual manera el área bajo la curva del material A es mayor que el área bajo la curva del material B. Esta relación directa entre magnitud y área permite convertir una serie de mediciones, con gran cantidad de datos, en un único valor numérico. Todos los valores numéricos de las diferentes áreas son tabulados para su posterior comparación.

Con los datos de área debidamente tabulados se procede a realizar pruebas de comparación. En los casos que los supuestos estadísticos de normalidad y homocedasticidad se cumplan, se utiliza análisis de varianza ANOVA multifactorial. Cuando los supuestos no se satisfacen se realizan pruebas no paramétricas como *Kruskall-Wallis* y *Wilcoxon*. Los principales factores a evaluar son: el tipo de material del electrodo (algodón, algodón-poliéster, lycra, nylon-plata y poliéster) y el comportamiento respecto a la referencia (electrodo textil vs electrodo de referencia), también se tienen en cuenta el factor sexo del sujeto de prueba con el fin de valorar si determinado tipo de material opera de mejor manera en hombres o mujeres.

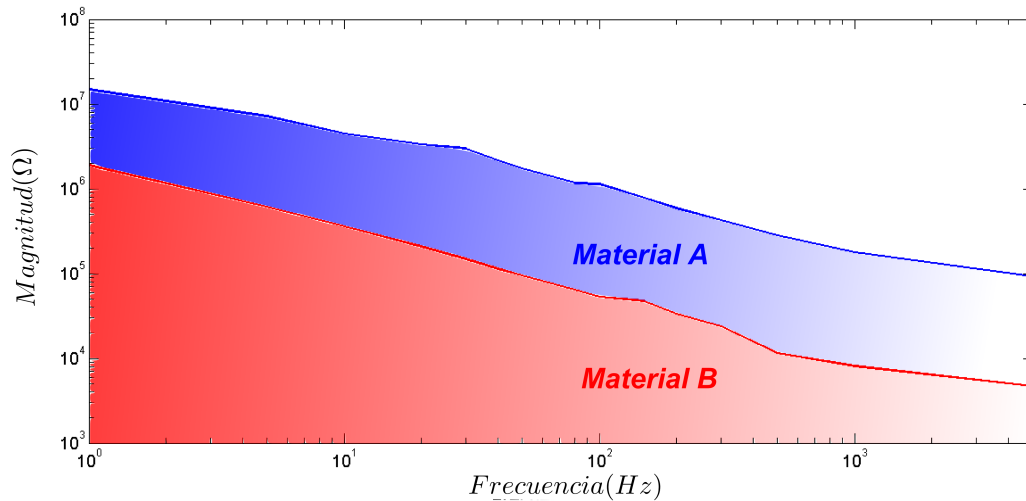


Figura 3.21: Área bajo la curva de magnitudes de impedancia.

3.3. Medidas de polarización

3.3.1. Definiciones y consideraciones

Cuando se realizan medidas de bioseñales se utilizan arreglos de dos o más electrodos. El análisis de polarización o potencial de electrodo permite determinar el desplazamiento DC que sufren las señales producto del proceso de fabricación de los electrodos y las interfaces con la piel humana. Cuando los niveles de polarización son altos, se puede generar saturación en los amplificadores y sistemas electrónicos utilizados para la adquisición y acondicionamiento de las señales, lo que implica pérdida de información.

Si los valores de polarización son conocidos y constantes se pueden establecer estrategias para eliminar la componente DC de manera analógica o digital. No sucede lo mismo si los datos de polarización son variantes en el tiempo o no se conoce los niveles de polarización típicos de los electrodos.

Para la obtención de biopotenciales se utilizan medidas entre pares de electrodos. Suponiendo que se utilizan electrodos con las mismas características y del mismo tipo, se esperaría anulación de los potenciales DC en la medición; sin embargo, debido a la dificultad de construir electrodos con idénticas características, siempre se van a presentar diferencias en los electrodos y, por ende, cambios de potencial. Estas diferencias en las mediciones encontradas entre pares de electrodos es lo que se pretende cuantificar y analizar.

Además de la medida de potencial en un instante dado, también se deben tener cuenta aspectos como el tiempo de estabilización y la región donde deben realizarse las mediciones.

El tiempo de estabilización se refiere al instante a partir del cual las mediciones de polarización tienden a ser constantes. Hay que tener en cuenta que mientras el sujeto de prueba entra en reposo absoluto, se presentan señales electromiográficas que afectan la medición. Por otro lado, el lugar donde se realizan las mediciones se debe escoger de tal manera que los electrodos estén poco expuestos a los biopotenciales, donde haya poca contribución de señales ECG y que se tenga el área necesaria para ubicar tanto los electrodos que se desean evaluar como los electrodos de referencia.

Bajo estas condiciones las mediciones de este parámetro son realizadas en circuito abierto sobre la parte alta de la pierna del sujeto de prueba, tal y como propone Rattffalt [15].

3.3.2. Estrategia de medición

Los valores de polarización de los electrodos se obtienen mediante la medición de niveles de potencial DC en las terminales de un par de electrodos conectados a la piel. Estos niveles son de baja magnitud, por tanto se requiere un equipo de resolución orden de los mV para obtener medidas confiables.

En este trabajo se ha usado un sensor *CASSY LAB* diseñado por la empresa *Leybold Didactic* como el que se muestra en la Figura 3.22. Este sensor es un dispositivo digital de 12 bits que permite medir tensiones, corriente y potencia, cuenta con comunicación serial a través de puerto USB con un computador y tasas de muestreo de hasta 200000 muestras/s.



Figura 3.22: Sensor CASSY LAB.

Permite medir potenciales con una resolución de $100 \mu V$ y tienen ventajas adicionales que garantizan un mejor resultado. Tiene dos canales de adquisición de potencial independientes, los cuales son usados para realizar la medición simultánea, en el mismo grupo muscular, de niveles DC tanto en electrodos textiles como en los electrodos de referencia. Cuenta con software de fabricante donde se visualiza los datos de medición y con el cual se pueden realizar procesamiento de datos (suma y resta de señales, programación de funciones, valores rms, medidas espectrales, etc). La interfaz de usuario del programa se presenta en la Figura 3.23.

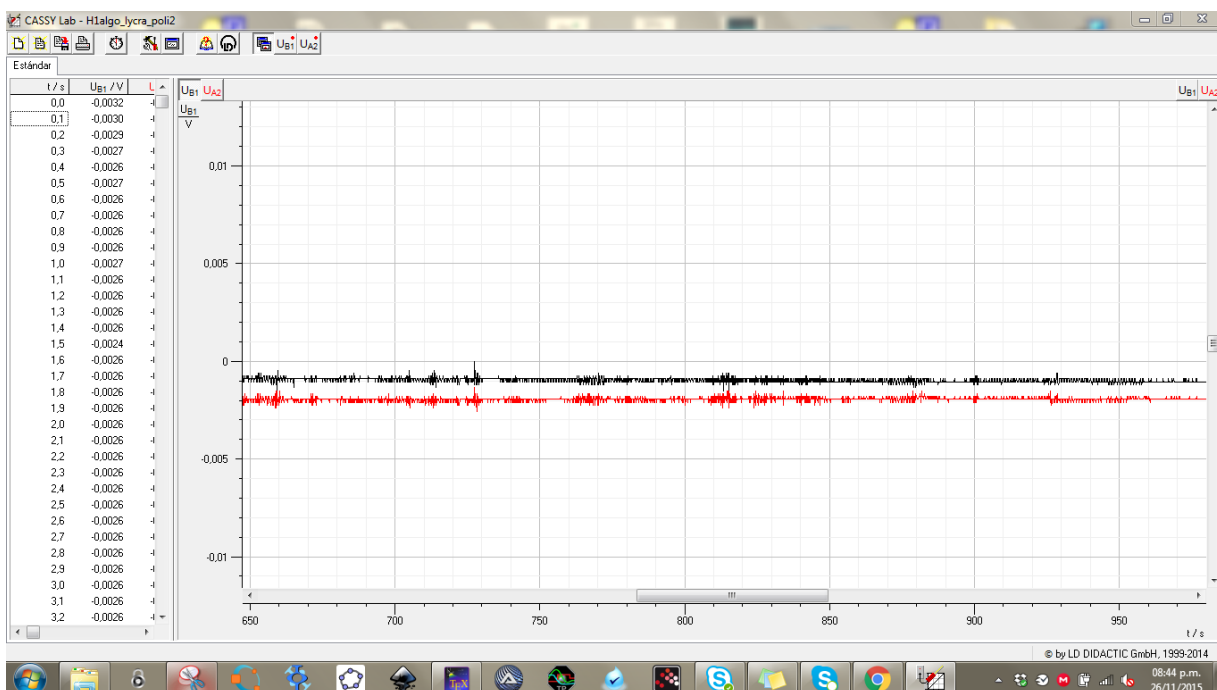


Figura 3.23: Interfaz de usuario CASSY LAB.

Como la adquisición de los datos se realiza a través del computador, se pueden programar series de mediciones, estableciendo el tiempo de muestreo y el número de muestras que se tomarán. Tiene capacidad de adquirir hasta 16000 datos en distintos intervalos de tiempo.

El procedimiento de medida se realiza siguiendo el esquema que se presenta en la Figura 3.24.

Las pruebas se realizan durante un tiempo aproximado de media hora siguiendo los lineamientos reportados por Rattfalt *et. al.* [15].

Inicialmente se realizan algunas mediciones que tienen como fin establecer el tiempo adecuado de muestreo que debe utilizarse en las experimentaciones. Los resultados preliminares mostraron poca variabilidad en las datos por tanto se opta por la escogencia

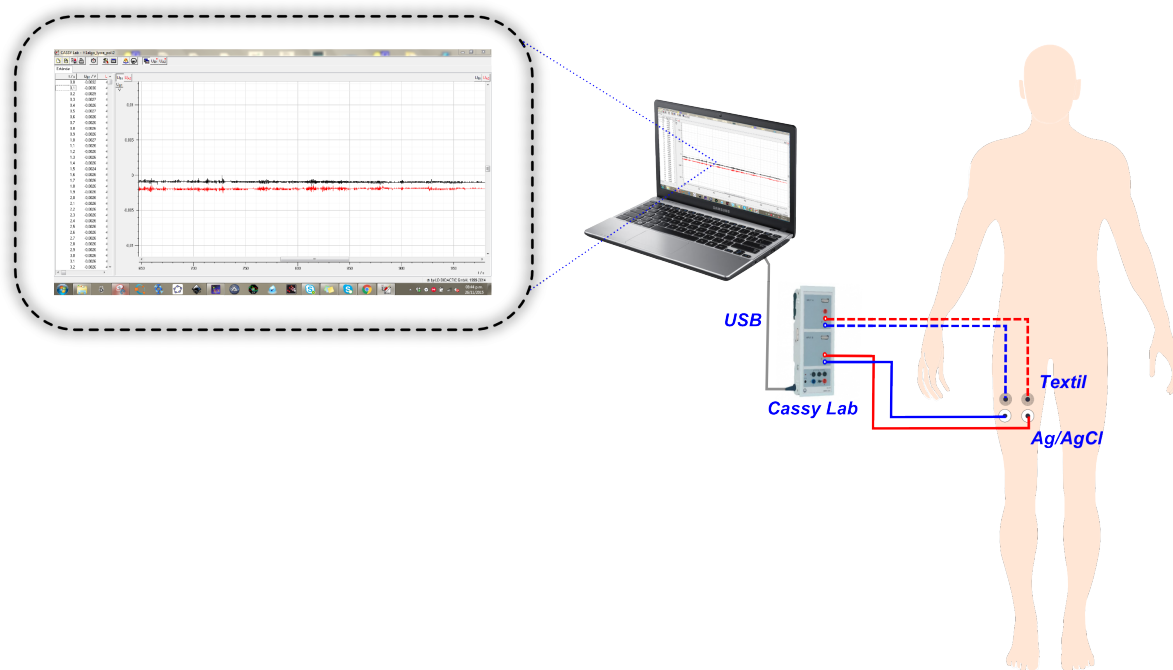


Figura 3.24: Medición de polarización

de un tiempo de muestreo de 100 ms y se toman 16000 muestras, con lo cual se tiene suficiente información para el análisis estadístico.

3.3.3. Protocolo de medición

Una vez definida la estrategia de medición se procede a la realización de las pruebas mediante el seguimiento de un conjunto de pasos. Para la medición se utilizan dos electrodos desechables y los dos electrodos textiles a evaluar. El protocolo de la prueba es el siguiente:

1. La persona se recuesta sobre una camilla y se toma la hora.
2. Se ubica el punto medio entre la cadera y la rodilla en la pierna derecha de la persona, este será el punto de referencia.
3. Se depila y se limpia con alcohol la zona de la pierna 5 cm por debajo del punto de referencia y se ubican dos electrodos desechables que servirán de referencia y los dos electrodos textiles que se quiere evaluar. Los electrodos son sujetos con una banda elástica.

4. Se conecta el equipo de medición y se espera a que hayan transcurrido 15 minutos desde el momento que se tomó la hora inicialmente.
5. Una vez transcurrido este tiempo se comienza con la realización de las medidas, se registra señales eléctricas durante 30 minutos.
6. Luego se desplazan los electrodos textiles al punto de referencia (previa depilación y limpieza de la zona) y se colocan dos nuevos electrodos desechables. Los electrodos anteriores se desechan.
7. Se conecta el equipo y se realizan las mediciones en este punto.
8. Se repite el procedimiento para un punto ubicado 5 *cm* por encima del lugar de referencia.
9. El procedimiento realizado en la pierna derecha se repite para la izquierda utilizando los mismos electrodos textiles.
10. Una vez terminadas las seis mediciones, los electrodos textiles son empacados y etiquetados.

A diferencia de la prueba de impedancia, la prueba es de carácter pasivo, es decir, en ésta no se introduce ningún tipo de señal a la persona, solamente se realiza el registro de información. El tiempo estimado para esta medición es de aproximadamente tres horas por cada electrodo, lo que implica un tiempo total de 15 horas para todos los electrodos por cada sujeto de prueba. Cada prueba se hace en días diferentes previa programación. En la Figura 3.25 se ilustra el desarrollo del protocolo de prueba para medidas de polarización.

3.3.4. Procesamiento y análisis de datos

Para el análisis de datos de las medidas de potencial de electrodo se utiliza el criterio de razón de cambio medio X_i sugerido por Rattfalt [15], el cual puede ser calculado para cada tipo de electrodo como la diferencia media absoluta entre dos muestras consecutivas:

$$\bar{X}_i = \frac{\sum_t |X_i(t) - X_i(t+1)|}{15999} \quad t = 0, 1, 2, \dots, 15999$$

$$\bar{X} = \frac{\sum_i \bar{X}_i}{n}$$

Donde i denota cada sujeto en particular y n el número total de sujetos por cada tipo de electrodo. Sin embargo, el conjunto de datos obtenido muestra poca cantidad de datos atípicos (producidos principalmente por las señales musculares producto de los movimientos involuntarios del sujeto de prueba). Esta estabilidad en los datos permite trabajar con la mediana de cada medición para el análisis estadístico, tal y como se muestra en la Figura 3.26.

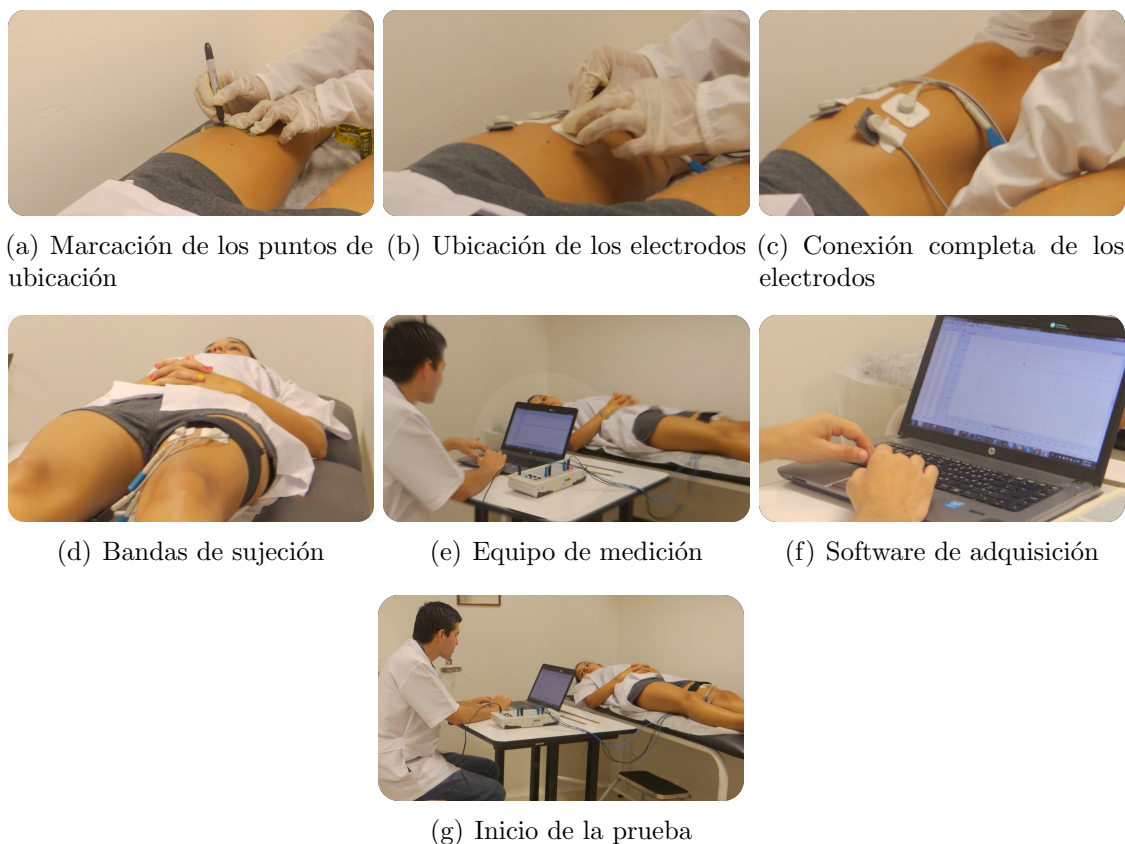


Figura 3.25: Protocolo para la medición de polarización.

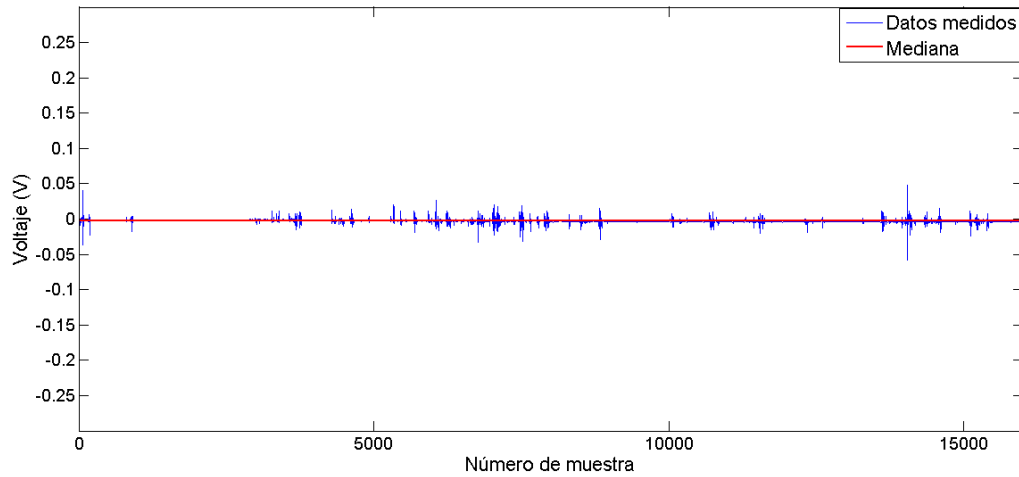
3.3.5. Análisis estadístico

A partir de cada medición para cada uno de los sujetos de prueba y materiales, los datos son tabulados para su análisis estadístico. Estos datos son los que se utilizan para realizar los análisis comparativos entre materiales siguiendo los mismos principios, definiciones y procedimientos descritos para el estudio de la impedancia de contacto.

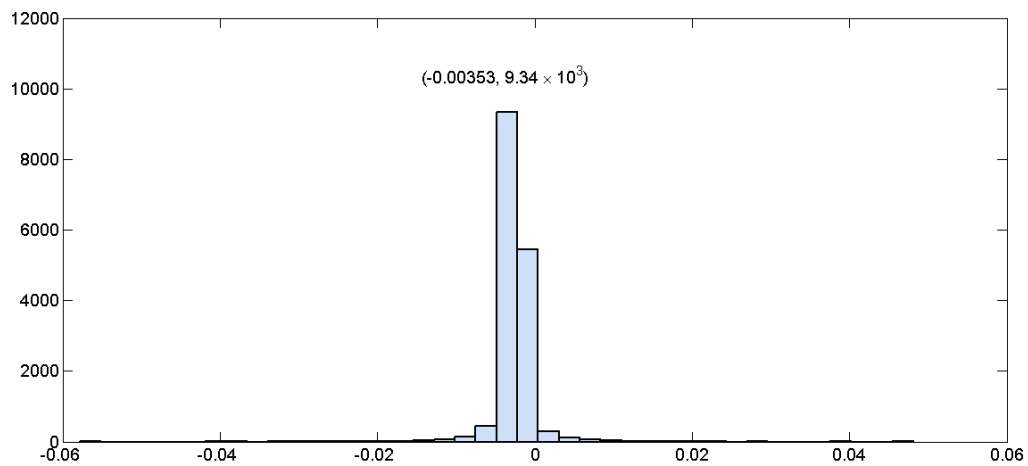
3.4. Medidas de ruido

3.4.1. Definiciones y consideraciones

Estas medidas tienen como objetivo cuantificar qué tanto afectan las interferencias externas, las señales biológicas, el material de electrodo, el contacto con la piel y los equipos de medición la calidad de la señal cardíaca obtenida con electrodos textiles en comparación con las obtenidas de manera simultánea con electrodos comerciales de $Ag/AgCl$, y si esta



(a) Mediana



(b) Histograma

Figura 3.26: Ejemplo medida de polarización

presencia de ruido es tan grande que no permita la identificación de las componentes fundamentales de la señal cardíaca (onda P, complejo QRS, onda T).

Las pruebas fueron realizadas usando la derivación II, midiendo de manera simultánea con electrodos textiles y electrodos de referencia como sugiere Takamatsu [63]. Las pruebas se realizan colocando al voluntario en reposo absoluto con el fin de obtener señales de mayor calidad, reduciendo los movimientos musculares y los artefactos respiratorios. Para lograr este reposo absoluto cada una de las pruebas debe realizarse un tiempo después que

el paciente se encuentra en posición. El comportamiento de los electrodos en pacientes en movimiento no fue considerados en este estudio.

Las pruebas fueron realizadas con una tarjeta ECG de evaluación y no con un dispositivo comercial de uso clínico, la razón radica en que los equipos comerciales vienen configurados para obtener una señal ECG completa (12 derivaciones) pero no están diseñadas para realizar pruebas simultáneas. Este tipo de equipos se ha utilizado en estudios similares [64,65].

Para evitar el riesgo de choque eléctrico la alimentación de los dispositivos se realiza con baterías de litio-polímero.

3.4.2. Estrategia de medición

Para poder medir el desempeño en el tiempo y la relación señal a ruido de los electrodos se hace necesario poder realizar medidas de manera simultánea. Para este fin se hace uso de una tarjeta de adquisición de *Texas Instrument*® construida a partir de un dispositivo *ADS1298* como la que se muestra en la Figura 3.27. Esta tarjeta cuenta con ocho canales de datos con los que se podría realizar igual número de medidas en el mismo instante de tiempo a una frecuencia de muestreo de 500 *muestras/s*. Las pruebas que se realizan consisten en la captura de una misma derivación de una señal ECG, utilizando pares de electrodos diferentes en cada caso (electrodos de *Ag/AgCl* que sirven como referencia y los electrodos de prueba). La tarjeta está configurada para capturar las 12 derivaciones de la señal cardíaca, por tanto para poder realizar las medidas por cada uno de los canales de manera independiente se hace necesario alterar su conexión por defecto.

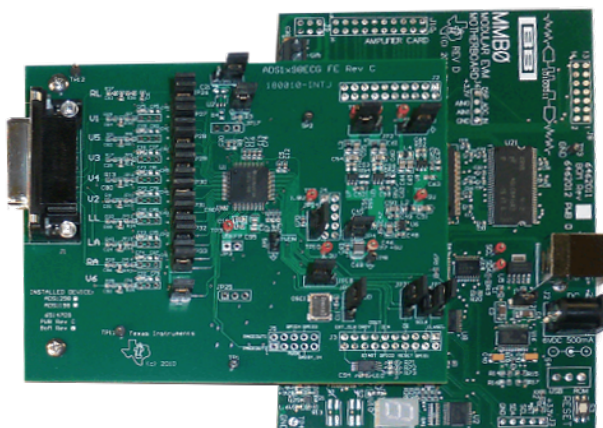


Figura 3.27: Tarjeta ADS1298ECG de Texas Instrument.

En las pruebas que aquí se presentan se hace uso de los canales 1, 5 y 8 de la tarjeta de adquisición. Para que pueda realizarse la medida simultánea se utiliza la configuración presentada en la Figura 3.28.

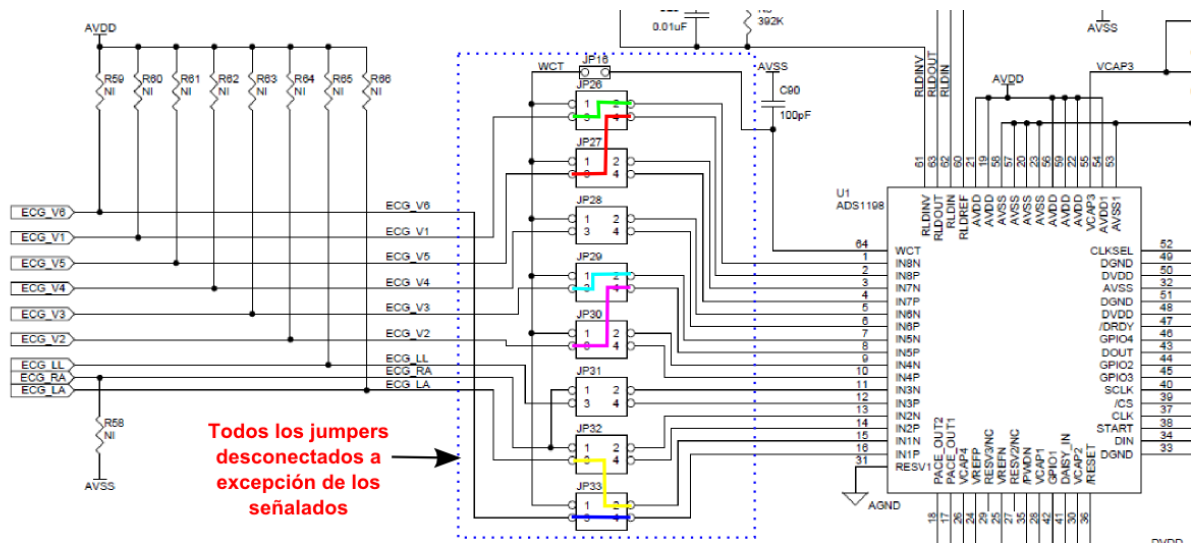


Figura 3.28: Conexión de la tarjeta de adquisición para la captura de dos señales simultáneas.

La ubicación de los electrodos y la conexión de la tarjeta para la obtención de la segunda derivación de la señal ECG de tres tipos de electrodos se presenta en la Figura 3.29.

Con el fin de validar el método de medición, inicialmente se realizan mediciones utilizando electrodos de *Ag/AgCl* en dos de los canales de la tarjeta (1 y 8). Las señales obtenidas se presenta en la Figura 3.30. Se puede observar que hay una alta presencia de ruido, esto se debe a las condiciones en que fueron tomadas las medidas (interferencia de otros equipos electrónicos, conexiones eléctricas sin tierra física, además de ser al mismo tiempo sujeto de prueba y preparador de la misma)

En la Figura 3.31 se presenta las señales ECG después de ser filtradas digitalmente. Como se puede observar las señales electrocardiográficas tienen la morfología correcta y son claramente identificables. Los datos capturados fueron filtrados usando MATLAB®.

A partir de las pruebas anteriores y tras comprobar el correcto funcionamiento del equipo de adquisición se procede a una segunda prueba la cual consiste en determinar si los electrodos construido a partir de tejidos de nylon-plata pueden ser utilizados para la captura de señales ECG. Para ello las pruebas se realizan en otro sujeto de prueba (Mujer), en un ambiente eléctricamente más limpio. Se realiza la medida de señales ECG haciendo uso de electrodos desechables de *Ag/AgCl* que sirvan como referencia y los electrodos construidos a partir de tejidos de nylon-plata. Los resultados obtenidos se pueden apreciar en las Figuras 3.32 y 3.33 donde se muestra que el proceso de filtrado digital de la señal no es necesario y que las señales obtenidas con ambos tipos de electrodo son prácticamente idénticas.

De esta manera se ha probado que se cuenta con dispositivo adecuado para la captura de

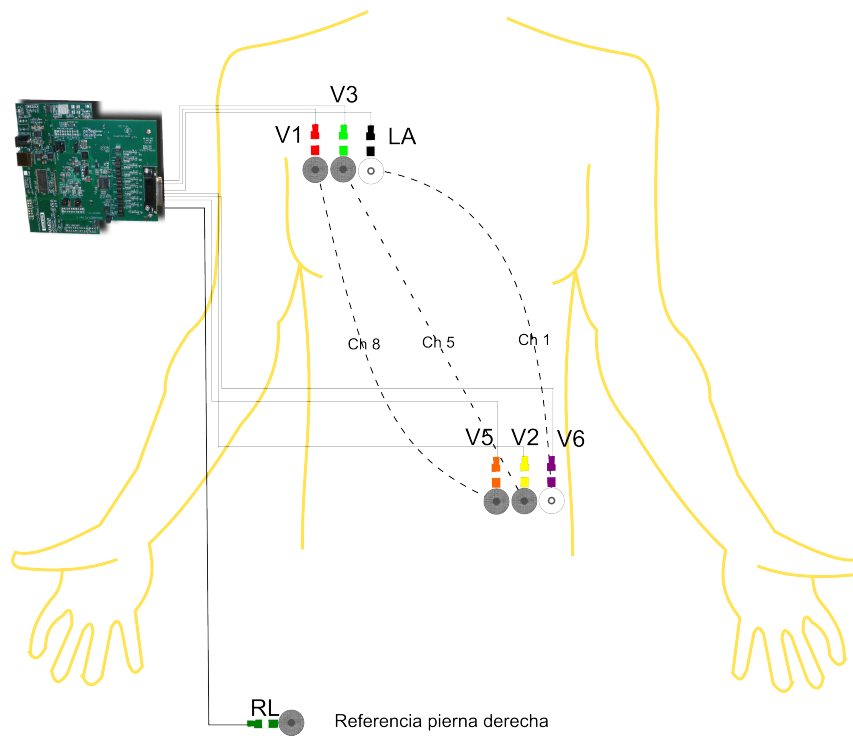


Figura 3.29: Ubicación de los electrodos para la medida simultánea de la segunda derivación de la señal ECG.

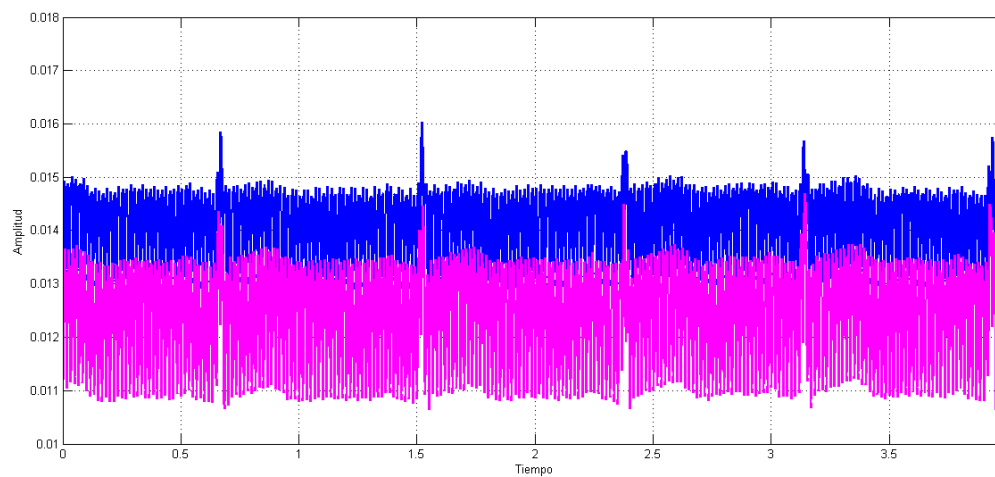


Figura 3.30: Señales ECG adquiridas: Azul - canal 1, Magenta - canal 8.

las señales electrocardiográficas, que es posible realizar la medida simultánea de bioseñales,

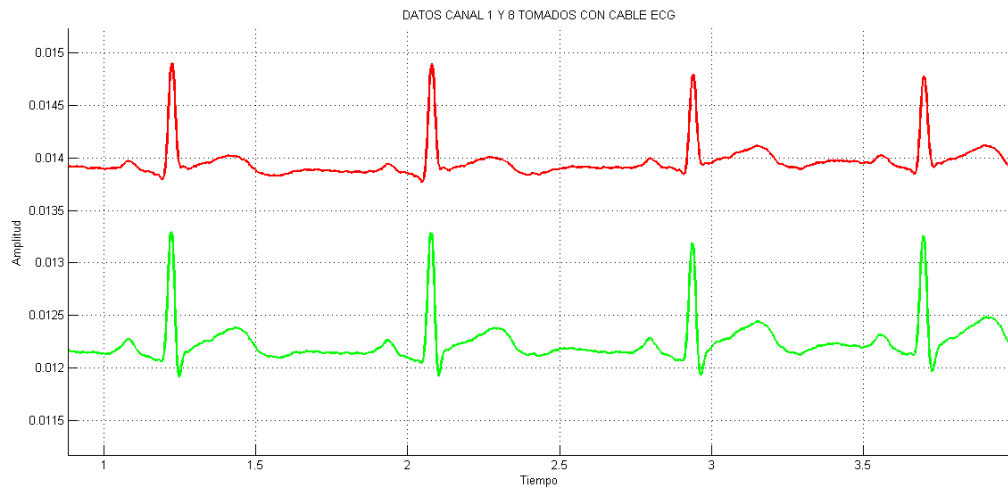


Figura 3.31: Señales ECG filtradas: Rojo - canal 1, Verde - canal 8.

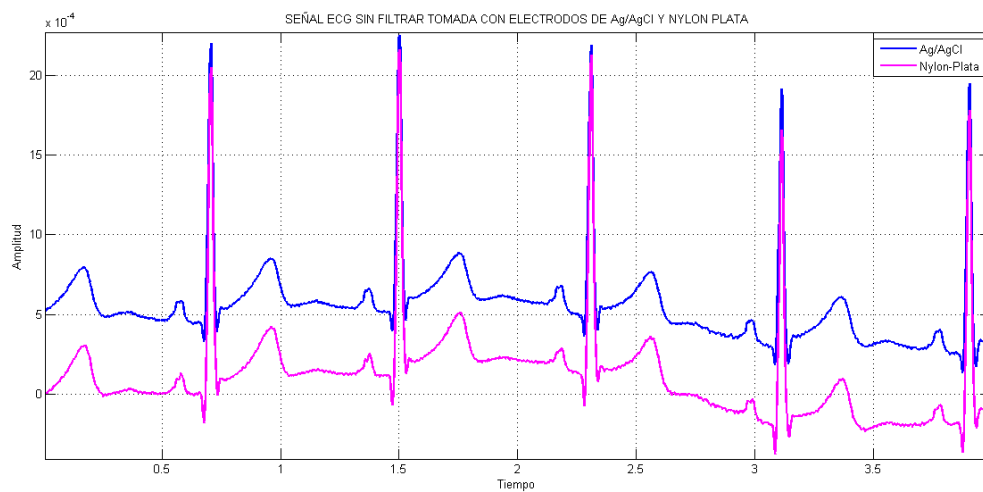


Figura 3.32: Señales ECG adquiridas con electrodos de $Ag/AgCl$ y Nylon-Plata

que los electrodos construidos a partir de tejidos de nylon-plata son funcionales y pueden ser utilizadas para la adquisición de señales cardíacas y que si garantizan ciertas condiciones no es necesario el uso de sistemas de filtrado adicionales.

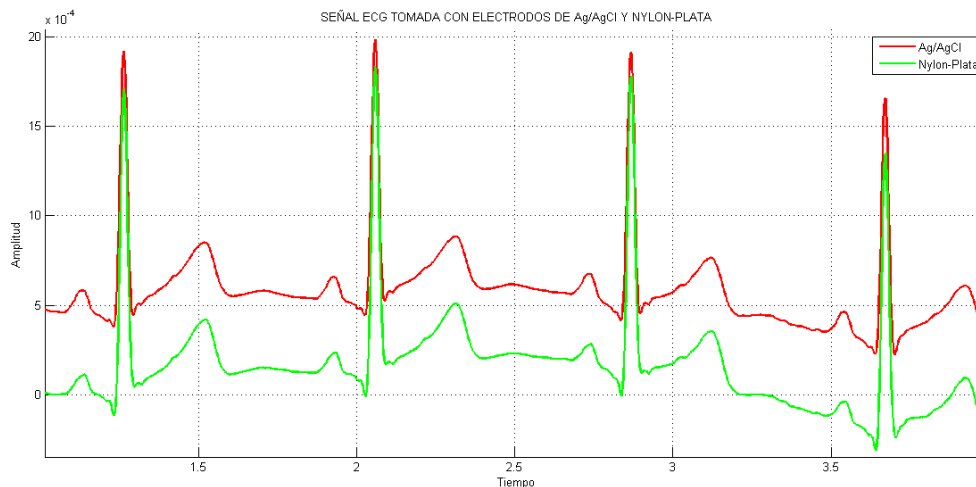


Figura 3.33: Señales ECG filtradas.

3.4.3. Protocolo de medición

Esta medida tiene como fin registrar señales electrocardiográficas y compararlas con las señales obtenidas con electrodos convencionales. Se hace uso de dos electrodos desechables y dos electrodos textiles de prueba. A continuación se presenta el protocolo a seguir para la realización de la medición:

1. La persona se recuesta sobre una camilla y se toma la hora.
2. Se ubica un electrodo desechable en la parte derecha del pecho y el otro en la parte izquierda del abdomen (previa depilación y limpieza de la piel donde se ubicarán los electrodos).
3. Se ubican los electrodos de prueba contiguos a los electrodos desechables y se sujetan con una banda elástica.
4. Se conecta el equipo de medición a los electrodos
5. Una vez transcurridos 15 minutos desde la toma de la hora inicial se inicia con las mediciones: un equipo de cardiografía registra de manera simultánea las señales cardíacas en ambos tipos de electrodo (los textiles y los de referencia) durante 5 minutos.
6. Una vez terminada la prueba, los electrodos textiles son empacados y etiquetados.

En la figura 3.34 se presenta gráficamente la implementación del protocolo para la medida de señales ECG.



Figura 3.34: Protocolo para la medición de ruido.

Esta prueba tiene una duración aproximada de una hora por cada tipo de electrodo textil, lo que implica una duración total de cinco horas por cada sujeto de prueba. Cada prueba se realiza en días diferentes.

3.4.4. Procesamiento y análisis de datos

Una vez la información es capturada se procede a un proceso de filtrado, que consiste en eliminar el desplazamientos de línea base a partir de un filtro promediador, y la eliminación de las componentes de la red eléctrica y sus respectivos armónicos, también se utiliza un filtrado pasabandas para eliminar las componentes que estén por fuera de la rango de las

señales cardíacas ($0.05 \text{ Hz} - 100 \text{ Hz}$) [66].

A partir de esta información se procede a realizar tres tipos de mediciones:

Potencia de ruido: con esta prueba se pretende cuantificar la potencia del ruido eliminado en el proceso de filtrado con el fin de evaluar cual tipo de electrodo tiene mayor afectación por las interferencias externas, el ruido biológico y los artefactos de movimiento muscular y respiratorio. El proceso consiste en determinar la diferencia entre la señal original y la señal filtrada y calcular su potencia media.

$$E = |ECG_{original} - ECG_{filtrada}|$$

$$\bar{P} = \frac{1}{N} \sum_{i=0}^{N-1} E^2$$

donde N representa el número de muestras. Esta primera aproximación arroja alguna información importante, sin embargo, no es suficiente para poder sacar conclusiones relevantes acerca de la afectación de las señales cardíacas con unos u otros electrodos, lo que implica que se debe profundizar en otros análisis.

Correlación: debido a que las señales cardíacas fueron tomadas de manera simultánea tanto con los electrodos textiles como con los electrodos comerciales, sobre la misma zona del cuerpo del voluntario, se espera que las dos señales capturadas sean morfológicamente iguales. Al aplicar un análisis de correlación cruzada normalizada entre las dos señales se espera obtener valores muy cercanos a la unidad. Si al realizar el análisis de correlación los valores obtenidos son bajos se debe a una alta afectación por ruido de la señal en el textil. Los pequeños retrasos que puedan sufrir las señales tomadas entre dos puntos cercanos son compensadas por los desplazamientos utilizados en el proceso de correlación y filtros de adelantamiento. Este procedimiento puede entregar datos erróneos si se presentan fallas en la adquisición de la señal patrón que se toma como referencia. La técnica de correlación cruzada como un instrumento para la determinación del ruido ha sido usado por Gondran *et al* [28] en trabajos similares.

Segmentación: el tercer proceso consiste en aplicar un algoritmo de segmentación a cada una de las señales capturadas de manera simultánea. El algoritmo puede detectar cada una de las componentes de la señal cardíaca en ambos conjuntos de datos. Con el algoritmo de segmentación se identifican y cuantifican ondas completas PQRST en el electrodo textil y el electrodo $Ag/AgCl$ a partir de los cuales se obtienen datos de porcentaje de error sobre los que se realizan los análisis estadísticos. El algoritmo de segmentación utilizado en este trabajo fue desarrollado en el Centro de Bioingeniería de la Universidad Pontificia Bolivariana y utiliza transformada Wavelet continua, transformada Wavelet discreta y el algoritmo de Pan & Tompkins [67, 68].

3.4.5. Análisis estadístico

Para este caso se realizan tres análisis basados en las tres variables de respuesta mencionadas anteriormente: potencia del ruido, correlación y porcentaje de error en la segmentación. Los datos tabulados son analizados mediante análisis paramétricos y no paramétricos como se explicó para el caso del análisis de impedancia.

3.5. Medidas de desempeño

3.5.1. Definiciones y consideraciones

Las medidas de desempeño tienen como objetivo determinar el nivel de deterioro de las señales ECG con cada tipo de electrodo con el paso de tiempo. El seguimiento de los electrodos es realizado durante un periodo de 36 horas, tiempo considerablemente amplio cuando se tiene en cuenta que de acuerdo con el estándar para electrodos desechables debe garantizarse su correcto funcionamiento al menos durante ocho horas y que las políticas hospitalarias establecen que estos deben ser cambiados cada 24 horas máximo.

En este intervalo se realizan un total de ocho mediciones espaciadas de tal manera que se pueda establecer un rango de tiempo de fallo en caso de presentarse. Esto implica intervalos cortos de tiempo en las primeras mediciones e intervalos más extensos en el transcurso de la prueba. En cada medición se utilizan electrodos de *Ag/AgCl* nuevos para obtener la señal de referencia, teniendo en cuenta que los electrodos desechables no están en evaluación.

Durante todo el proceso los electrodos textiles no son retirados de la piel del paciente y en cada medición parcial son ajustados.

3.5.2. Estrategia de medición

El objetivo es medir señales cardíacas durante un periodo de tiempo de cinco minutos, por tanto el proceso de adquisición es exactamente el mismo que el empleado para las medidas de ruido.

3.5.3. Protocolo de medición

Esta prueba tiene como fin determinar el deterioro de la calidad de la señal cardíaca con el paso del tiempo. El protocolo de medición es exactamente el mismo que el empleado en la prueba de ruido. Las diferencias específicas son las siguientes:

1. Una vez ubicados los electrodos textiles, estos no le serán retirados a la persona sino hasta un periodo de tiempo de 36 horas después.
2. Los electrodos permanecerán sujetos a la persona por medio de un par de bandas elásticas.
3. En este periodo de tiempo se realizan un total de ocho medidas en la hora 0, 1, 3, 7, 12, 24, 30 y 36.
4. Este proceso se debe repetir cinco veces (una por cada tipo de electrodo que se desea probar) en días diferentes.

3.5.4. Procesamiento y análisis de datos

A partir de cada una de las mediciones realizadas, las señales son filtradas eliminando las componentes de interferencia de la red eléctrica y limitando la señal a la banda de frecuencia de interés. A partir del algoritmo de segmentación se determina el error en la detección de ondas completas PQRST comparada con la señal de referencia tomada con el electrodo patrón. Los datos son tabulados en una hoja de cálculo para su posterior análisis.

3.5.5. Análisis estadístico

A partir de los datos obtenidos con el algoritmo de segmentación se realiza un análisis ANOVA de variables repetidas, donde se pretende determinar si hay diferencias significativas en el comportamiento del material con el transcurrir del tiempo. En tal caso poder determinar el tiempo exacto en que se presenta y si existe diferencia entre tipos de materiales con los cuales están contruidos cada conjunto de electrodos.

3.6. Consideraciones éticas

El presente proyecto involucra únicamente la evaluación de parámetros eléctricos de diferentes tipos de electrodos de base textil en pacientes para registrar señales de Electrocardiografía. La metodología de pruebas fue presentada y aprobada por el Comité de Ética Médica de la Universidad Pontificia Bolivariana.

Las pruebas se realizan utilizando sistemas comerciales de registro ECG y equipos de medida de variables eléctricas; y los datos son almacenados en un computador portátil. Con lo anterior se analiza el comportamiento de los electrodos a través de análisis estadísticos.

Dada la relevancia de la utilización de dispositivos electrónicos en la práctica médica, se diseñó un modelo de evaluación para la planificación y ejecución de los experimentos, el

análisis de los datos obtenidos y la validación de la información, se basa en la revisión del estado del arte. El modelo contempla actividades en las que se busca lograr, de una manera eficaz, la reducción de los niveles de riesgo en los pacientes, las actividades o procesos se ejecutan en el siguiente orden:

- Establecer el contexto de operación de los equipos de registro de ECG y medición de variables eléctricas y el público objetivo, definiendo con claridad las variables y los posibles factores que alteren su rendimiento.
- Identificar los riesgos del equipo como una combinación de probabilidad de la ocurrencia de un daño y la severidad del mismo.
- Analizar los riesgos de manera sistemática con la información disponible para identificar peligros y estimar daños o afectaciones. Se emplea el modelo AMFE como método de análisis de confiabilidad para identificar fallas, que tienen consecuencias significantes que afectan el desempeño del sistema en el medio y viceversa.
- Evaluar los riesgos del equipo a través de procesos de comparación de los mismos estimados frente a criterios de riesgo para determinar la aceptabilidad.
- Aplicar mecanismos de reducción a los riesgos identificados para la toma de decisiones e implementación de medias que permitan mantenerlos dentro de unos niveles de aceptación específicos.

Población de estudio

Se considera una población de pacientes de la Universidad Católica de Oriente y se toma una muestra de 16 adultos sanos (cuatro por cada prueba realizada); se verifica la información clínica de los voluntarios por medio de preguntas realizadas de forma verbal. La condición de adulto sano se entiende como una persona mayor de edad en pleno uso de todas sus capacidades físicas y mentales.

La selección de los pacientes se realizó de forma consecutiva a medida que el investigador detecte un paciente que cumpla los criterios de inclusión y no posea criterios de exclusión.

Criterios de inclusión

1. Pacientes ambulatorios de ambos sexos, de edades comprendidas entre 18 y 30 años.
2. Pacientes que otorguen su consentimiento por escrito para su inclusión en el estudio.
3. Pacientes que no sufran afecciones cardíacas o respiratorias.

4. Pacientes no fumadores.
5. Pacientes sin discapacidades o malformaciones físicas que intervengan en su desempeño motriz.
6. Pacientes con índice de masa corporal entre 18.5 y 24.99.

Criterios de exclusión

1. Pacientes en tratamiento con fármacos antihipertensivos y depresivos
2. Hipertensión arterial.
3. Mujeres embarazadas o lactantes.
4. Pacientes cuya situación patológica pueda interferir con el desarrollo del estudio.
5. Pacientes con intención de donar sangre en el transcurso del estudio.
6. Imposibilidad de otorgar su consentimiento informado.
7. Pacientes participantes en otros estudios de investigación que los puedan hacer propensos a ser afectado por métodos de diagnóstico como la electrocardiografía o medición de la frecuencia respiratoria por métodos de variación de impedancia.
8. Pacientes que no sean portadores de equipos médicos implantables como marcapasos, o que asista a algún tipo de terapia médica o no médica que involucre el uso de equipos electrónicos.
9. Personas que manifiesten reacción alérgica al algodón, poliéster, nylon o lycra.

Plan de recolección y técnicas

La recolección de los datos y selección de los pacientes se realiza con el apoyo del personal de salud de Bienestar Universitario en el Campus de la Universidad Pontificia Bolivariana y de la Facultad de Ciencias de la Salud de la Universidad Católica de Oriente, a quienes se le informó del alcance del proyecto y los criterios de inclusión y exclusión, los mismos determinaron la condición del paciente y recomendación para la prueba.

La pauta seguida para las mediciones es la siguiente:

1. Se confirman los criterios de inclusión y exclusión.
2. El paciente es informado oralmente y por escrito sobre el tipo de estudio en el que participa.

3. Se le informa de su derecho a abandonar el estudio en cualquier momento, si así lo desea.
4. Se obtiene el consentimiento informado firmado por el propio paciente e investigador.
5. Se le entrega una hoja informativa sobre el estudio. Se le informa expresamente de que sus datos personales no serán divulgados
6. Se hace una evaluación médica de cada uno de los pacientes antes y después de la recolección de la información.
7. Se inicia con las pruebas de acuerdo a los protocolos definidos en el consentimiento informado.

Para el desarrollo del proyecto se tiene un grupo interdisciplinar por parte del Centro de Bioingeniería y la Universidad de Cagliari que cuenta con investigadores expertos en instrumentación biomédica y cardiología. Un estudiante del programa de Maestría en Ingeniería- Área Biomédica, con el apoyo y orientación de los grupos de Investigación.

Consideraciones generales

Debido al componente de ensayo clínico, objetivo del presente proyecto, se sigue la metodología de Nebraska simplificada para identificar el componente ético [69].

Para el estudio se necesita de la participación de ocho hombres y ocho mujeres. Los adultos sanos se reclutarán por medio de avisos debidamente identificados con los logos de la UPB en los Campus de las Universidades que participan. No se ofrecerá ningún tipo de incentivo económico.

El paciente tiene derecho a retirarse en cualquier momento si expresa su voluntad de hacerlo o si durante las pruebas se presentase algún tipo de reacción alérgica en la piel.

Para la medición de impedancia era necesario introducir una corriente eléctrica al cuerpo humano. Dicha corriente es de muy baja intensidad ($50 \mu A$) y representa sólo un riesgo para el paciente, de acuerdo con la resolución número 8430 de 1993.. Las corrientes suministradas están unas cien veces por debajo del umbral de sensibilidad humano [70]. El umbral de sensibilidad es el valor de corriente para el cual una persona puede sentir el efecto de la electricidad, a este valor no se produce ningún tipo de daño en las personas. Este cálculo se basa en la impedancia interna de los dispositivos, la resistencia de referencia usada en la medida y los valores típicos de la impedancia de la piel y el tejido reportados en la literatura científica.

Los electrodos textiles son construidos a partir de materiales comunes como algodón, nylon, lycra y poliéster, el polímero con que se encuentran tratados (PEDOT:PSS) es de uso comercial y no tiene ningún tipo de contraindicación para la salud humana. El

material ha sido sometido a estudios toxicológicos sin presentar ningún tipo de resultado negativo [71].

Los adultos sanos incluidos en el estudio fueron previamente evaluados por parte del personal médico, con lo que se garantiza que las condiciones de salud de los participantes eran adecuadas y que en tal sentido los sujetos de estudio no sufrieron ningún tipo de riesgo asociado al uso del dispositivos de prueba.

Compromisos

Los investigadores garantizan salvaguardar el buen nombre de las instituciones que interviene, así como de los pacientes que participaron en este estudio, ya que en ninguna de las publicaciones, ponencias o algún otro tipo de divulgación de la información suscitada a través de esta Investigación se hará referencia a los pacientes; y se referirán a ellos como grupo de estudio, pacientes o sujetos de prueba.

El investigador principal, co-investigadores y auxiliares de investigación se comprometen a cumplir los principios éticos de beneficencia, justicia y dignidad humana, por lo tanto no utilizarán los datos encontrados en el estudio en contra de los pacientes participantes en este, se garantizará el anonimato de cada uno de ellos, se respetará la libertad que tienen los investigados para negar o aceptar su participación en el estudio. Igualmente se comprometen a acatar las recomendaciones que hacen la OMS y el código de Núremberg y evitarán que durante esta investigación se ocasionaren sufrimiento físico o mental a las personas.

Los datos hallados solo serán utilizados con fines investigativos, docentes y asistenciales, y que por ningún motivo intermediará un beneficio de tipo comercial.

Los investigadores acatarán la Resolución 8430 de 1993, del 4 de octubre emanada por el Ministerio de Salud, relacionada con riesgos mínimos para la salud, que expresa: *“Los estudios de riesgos mínimos para la salud son, estudios prospectivos que emplean los registros de datos a través de procedimientos comunes consistentes en exámenes físicos o psicológicos de diagnóstico o tratamiento rutinario: pesar al sujeto, pruebas de agudeza visual, colección de excretas, obtención de placenta durante el parto, recolección de líquido amniótico, obtención de saliva, dientes permanentes, dientes residuales, placa dental, corte de pelo, punción venosa en adultos en buen estado de salud.”*

Los resultados de las pruebas serán comunicados por los investigadores a los sujetos de estudio en un lenguaje claro y comprensible para ellos.

Capítulo 4

Resultados

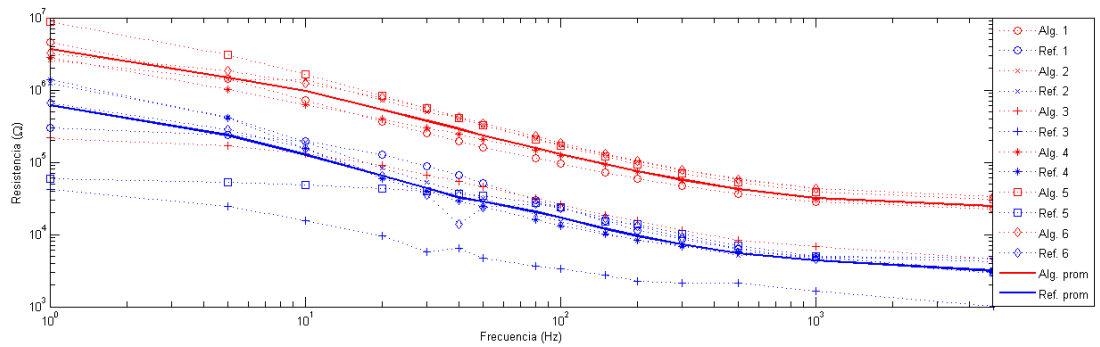
4.1. Impedancia de contacto

A partir de los datos recopilados de impedancia de contacto para cada uno de los sujetos de prueba, se realizaron las gráficas de resistencia, reactancia y magnitud con el fin de identificar el comportamiento de los electrodos, particularmente el interés radicó en determinar cómo es la variación de cada uno de los parámetros respecto a la frecuencia. La Figura 4.1 permitió ejemplificar el comportamiento de los electrodos textiles respecto a los electrodos de *Ag/AgCl* tomados como referencia. En este caso se observó una disminución progresiva de la impedancia con el aumento de la frecuencia (efecto resistivo y capacitivo) en ambos tipos de electrodo, además se notó que la impedancia de contacto es mayor en los electrodos textiles.

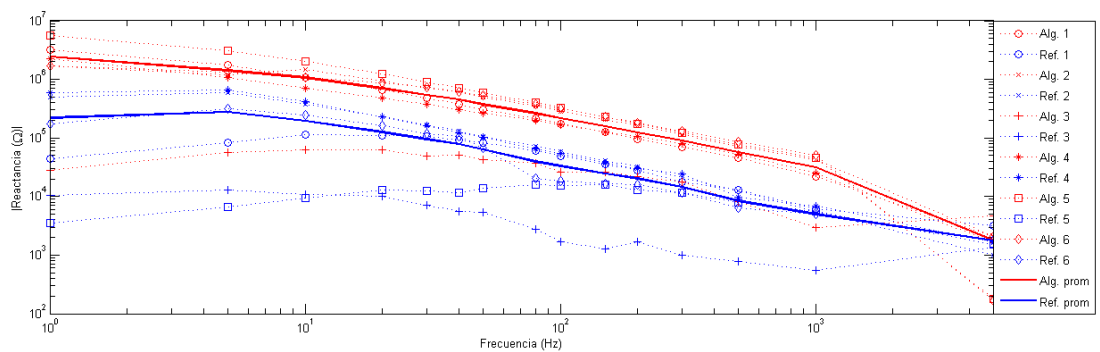
Los resultados descritos y comportamientos observados anteriormente para este caso particular son extendibles a la mayor parte de los datos adquiridos y analizados en la presente investigación. En la Figura 4.2 se presenta el comportamiento promedio en un sujeto prueba para cada uno de los tipos de electrodo. Se observó que los valores obtenidos con los electrodos de referencia presentaron menor impedancia de contacto respecto a los electrodos textiles.

En la Figura 4.3 se presenta el comportamiento promedio de la totalidad de los datos tomados, esto incluye medidas de resistencia, reactancia y magnitud de los cuatro sujetos de prueba con los cinco tipos de materiales de prueba comparado con los electrodos de referencia. Se puede observar una clara diferenciación entre cualquiera de los electrodos textiles y los electrodos de *Ag/AgCl*, donde se corrobora que en términos generales los electrodos comerciales presentaron una menor impedancia de contacto, este resultado general es coherente con lo observado en los casos específicos de las Figuras 4.1 y 4.2.

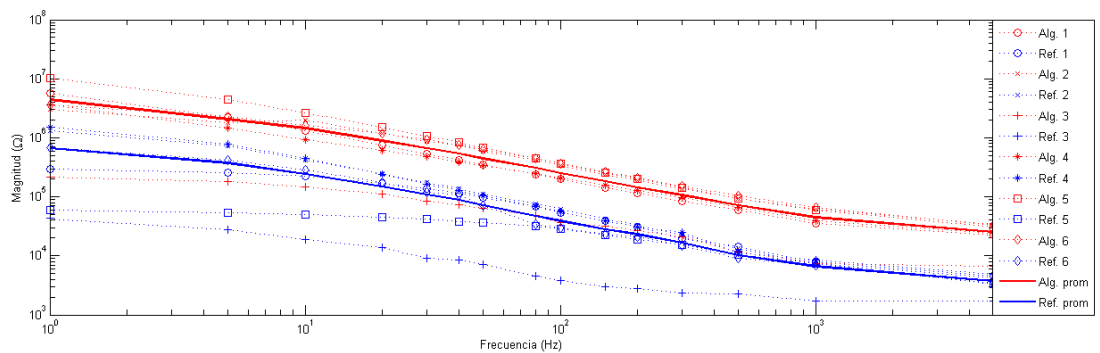
Comparando los resultados de los diferentes materiales entre sí, no se observaron



(a) Resistencia



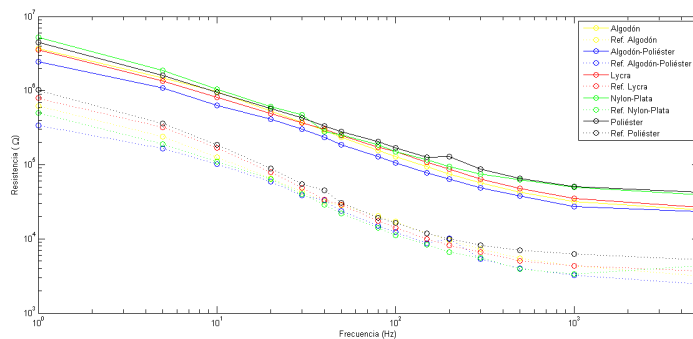
(b) Reactancia



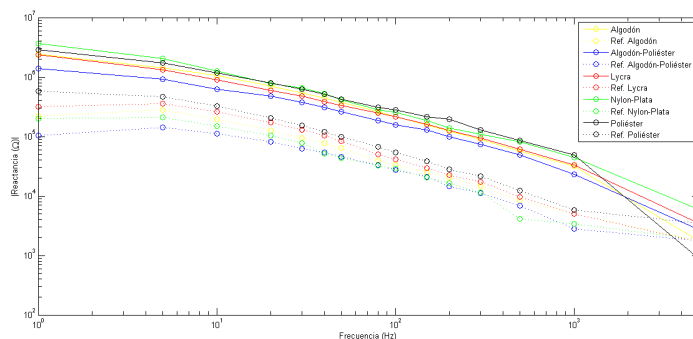
(c) Magnitud

Figura 4.1: Ejemplo de medida de impedancia de contacto. Representación de las medidas de electrodos de algodón (rojo) vs electrodos de $Ag/AgCl$ (azul) en uno de los sujetos de prueba. Las líneas punteadas representan las diferentes repeticiones y las líneas sólidas representan el comportamiento promedio de las mediciones.

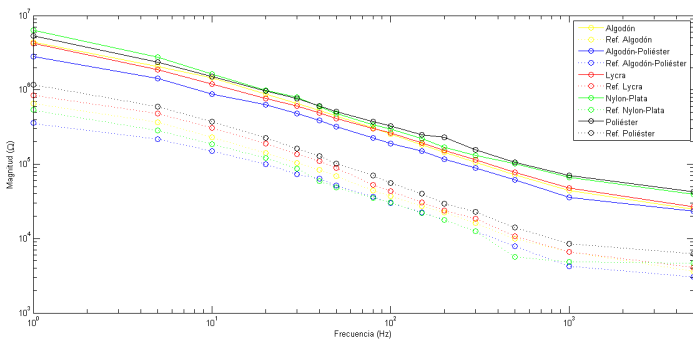
diferencias significativas de impedancia, sin embargo, los electrodos de lycra y algodón-poliéster presentan impedancias menores en las frecuencias de interés ($0 - 150 \text{ Hz}$).



(a) Resistencia



(b) Reactancia



(c) Magnitud

Figura 4.2: Impedancia de contacto de los diferentes tipos de electrodo en un sujeto de prueba. Las líneas sólidas corresponden a las medidas con electrodos textiles y las líneas punteadas corresponden a los electrodos de referencia de $Ag/AgCl$, para cada uno de los casos se observa una menor impedancia de contacto en los electrodos de referencia.

Debido a la naturaleza altamente variable presente en las diferentes mediciones de impedancia (incluso en un mismo sujeto con un mismo material), se hizo necesario un

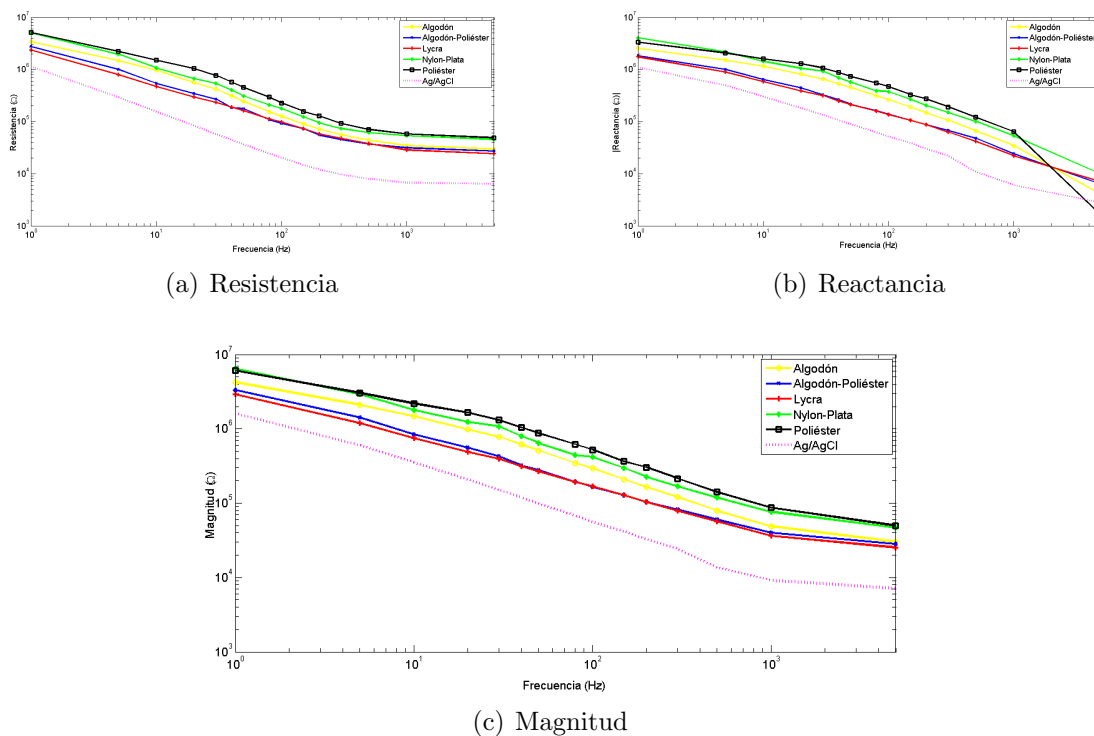


Figura 4.3: Impedancia de contacto promedio por tipo de electrodo.

análisis más detallado de la información.

Inicialmente cada serie de medida se convierte en un valor directamente correlacionado con la magnitud de la impedancia de contacto, en este caso se aplica el concepto de área bajo la curva. Se calculó el área resultante en cada serie de medida, se tabuló y se realizaron los análisis.

En un primer acercamiento se trató de encontrar si existe una diferencia significativa entre materiales, para ello se realizó un análisis de varianza ANOVA, pero debido a la variabilidad en la información, los supuestos de normalidad y homocedasticidad no se satisfacían; es por ello que los datos se analizaron utilizando pruebas no paramétricas, particularmente se realizó la prueba de *Kruskal-Wallis*. En la Figura 4.4 se presenta el resultado obtenido.

La prueba muestra que no hay evidencia estadística que indique diferencias significativas entre los diferentes materiales usados en la construcción de los electrodos textiles (p -valor = 0.8684, intervalo de confianza del 95 %).

El resultado obtenido no permite aseverar que haya un mejor tipo de electrodo textil respecto a los demás; sin embargo, hay algunos aspectos que es importante resaltar:

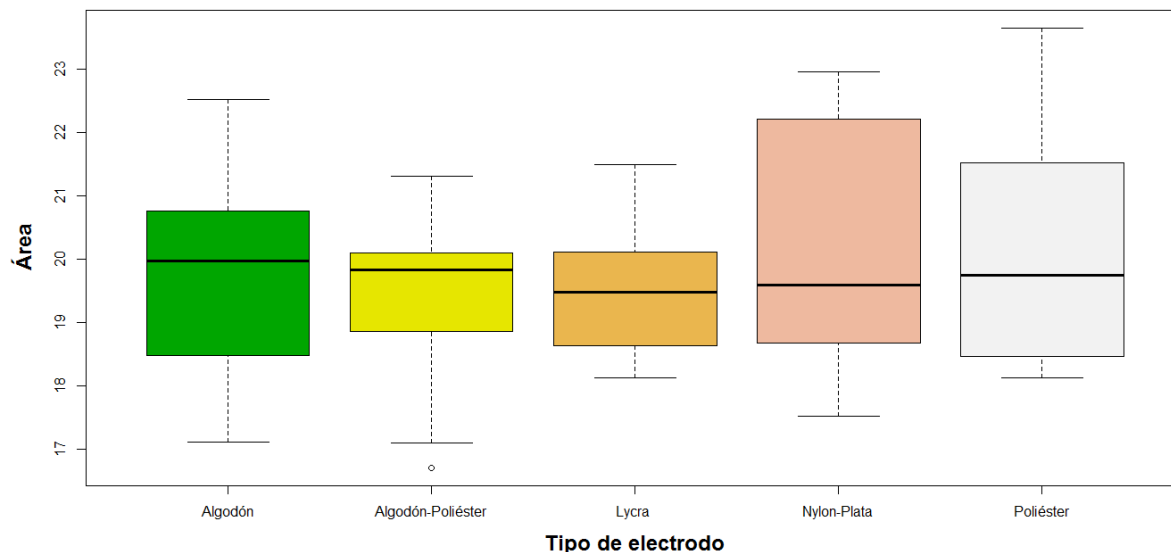


Figura 4.4: Prueba de impedancia de contacto entre electrodos.

- Los electrodos de lycra tienen una menor impedancia promedio respecto a los demás electrodos textiles.
- Los electrodos de lycra y algodón-poliéster presentan menor variabilidad.
- Los electrodos de nylon-plata tienen impedancia de contacto promedio baja pero son los que presentaron mayor variabilidad en sus datos.

En el siguiente paso se realizó una comparación entre electrodos textiles (cualquier material) y los electrodos de referencia. Al igual que para el caso anterior se trató de realizar un análisis ANOVA de dos vías, pero no se satisfacen los supuestos de normalidad e igualdad de varianzas, por lo tanto se recurrió a una prueba no paramétrica (*Wilcoxon*). El resultado obtenido se presenta en la Figura 4.5.

La prueba arrojó diferencias significativas entre los tratamientos ($p\text{-valor} = 2.2 \times 10^{-16}$, confiabilidad 95%), donde los electrodos textiles, en general, presentaron impedancias de contacto superiores respecto a los electrodos de *Ag/AgCl* y presentaron mayor dispersión.

Finalmente se comparó cada uno de los materiales de manera individual con la medida de referencia respectiva, tal y como se presenta en la Tabla 4.1.

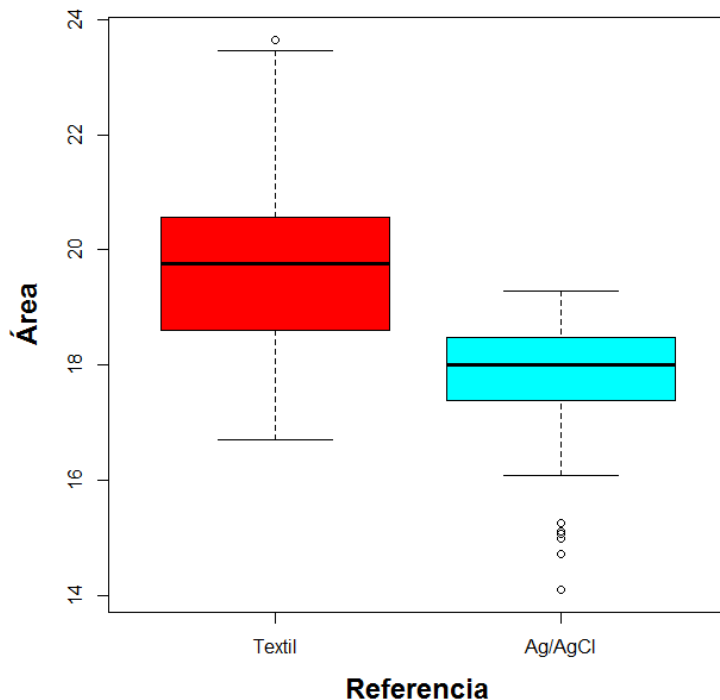


Figura 4.5: Impedancia electrodos textiles vs electrodos de *Ag/AgCl*.

Análisis	Gráfica
<p>Algodón: se realizó un análisis ANOVA de dos vías donde se compararon los electrodos de algodón con los electrodos de referencia. La prueba mostró diferencias significativas en el factor tipo de electrodo ($p - valor = 1.46 \times 10^{-6}$). El factor sexo y las interacciones entre factores no arrojaron diferencias considerables.</p>	

Análisis	Gráfica
<p>Algodón-Poliéster: se realizó un análisis ANOVA donde se compararon los electrodos textiles con los electrodos de <i>Ag/AgCl</i>. La prueba mostró diferencias significativas en el factor electrodo ($p - valor = 6.24 \times 10^{-6}$). El factor sexo y las interacciones entre factores no arrojaron diferencias considerables.</p>	
<p>Lycra: se realizó un análisis ANOVA donde se compararon los electrodos de lycra con los electrodos de referencia. La prueba mostró diferencias significativas en el factor tipo de electrodo ($p - valor = 1.47 \times 10^{-8}$). El factor sexo y las interacciones entre factores no arrojaron diferencias considerables.</p>	
<p>Nylon-Plata: se realizó un análisis no paramétrico (<i>Wilcoxon</i>) para comparar los electrodos de nylon-plata con los electrodos de referencia. La prueba mostró diferencias significativas en el factor tipo de electrodo ($p - valor = 8.867 \times 10^{-8}$). Se hace necesario el uso de una prueba no paramétrica puesto que los datos no cumplían con el supuesto de homocedasticidad.</p>	
<p>Poliéster: se realizó un análisis no paramétrico (<i>Wilcoxon</i>) para comparar los electrodos de poliéster con los electrodos de referencia. La prueba mostró diferencias significativas en el factor tipo de electrodo ($p - valor = 2.458 \times 10^{-5}$). Se hizo necesario el uso de una prueba no paramétrica puesto que los datos no cumplían con los supuesto de homocedasticidad y normalidad.</p>	

Tabla 4.1: Impedancia de contacto electrodos textiles vs electrodos de *Ag/AgCl*

Los resultados individuales fueron coherentes con los resultados obtenidos de manera general. Finalmente, en la Figura 4.6 se presenta un consolidado de los datos recopilados con electrodos textiles (azul) y electrodos de $Ag/AgCl$ (rojo).

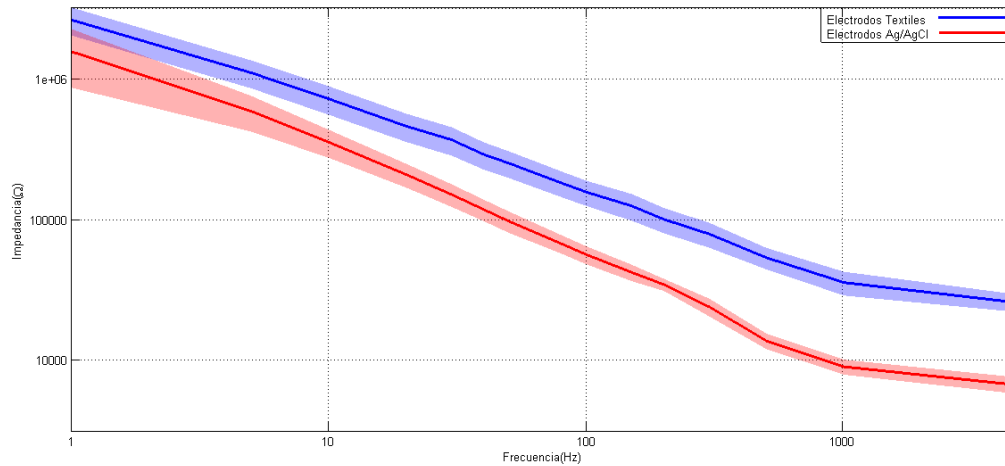


Figura 4.6: Impedancia total: Electrodo textiles vs Electrodo de $Ag/AgCl$

4.2. Polarización

En la Figura 4.7 se presenta el resultado de una medida de polarización en uno de los sujetos utilizando los electrodos textiles con electrodos de referencia de $Ag/AgCl$. Se puede observar de la gráfica, que los datos presentan poca variabilidad a lo largo de la medición (solamente pequeñas alteraciones debidos a movimientos musculares), y que los niveles de polarización tienden a ser constantes. El comportamiento observado en este caso particular se generaliza para el resto de las mediciones.

Debido a la poca dispersión entre mediciones se procedió entonces a eliminar los datos atípicos presentes en cada conjunto de observaciones, usando para ello el método del rango intercuartil [72]. De esta manera cada serie de medidas se convierte en un dato que representa el comportamiento promedio a lo largo del tiempo de medición, los datos son tabulados y se procedió a realizar análisis comparativos usando herramientas estadísticas.

Inicialmente se realizó un análisis ANOVA de dos vías tomando como factores el tipo de electrodo y el sexo, se cumplieron los supuestos de normalidad (*Kolmogorov-Smirnov*, $p - valor = 0.2051$) y homocedasticidad (prueba *Levene*, $p - valor = 0.1149$) y los resultados son presentados en la Figura 4.8.

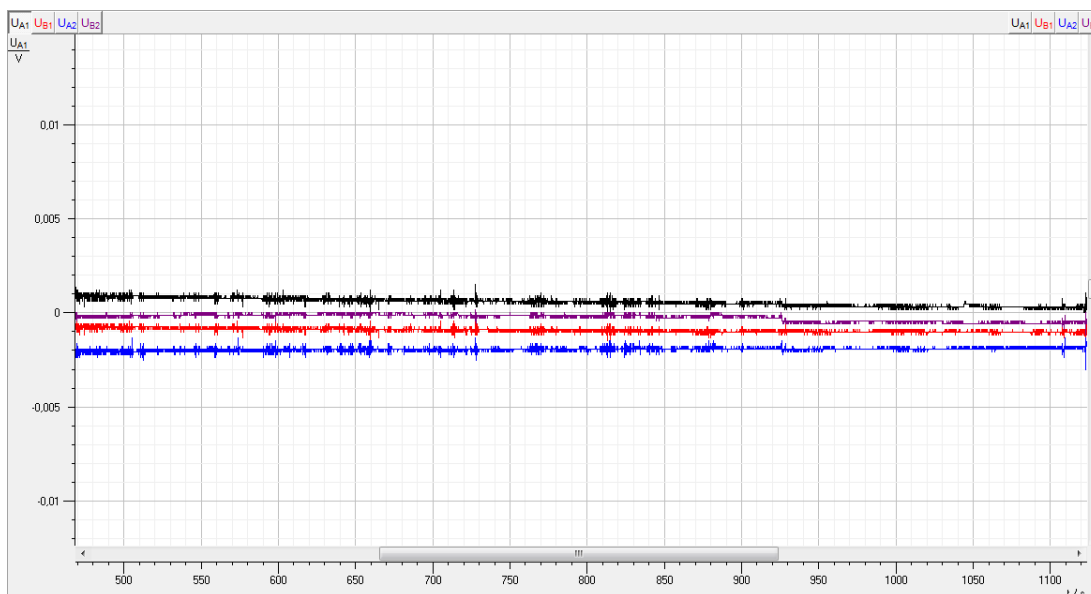
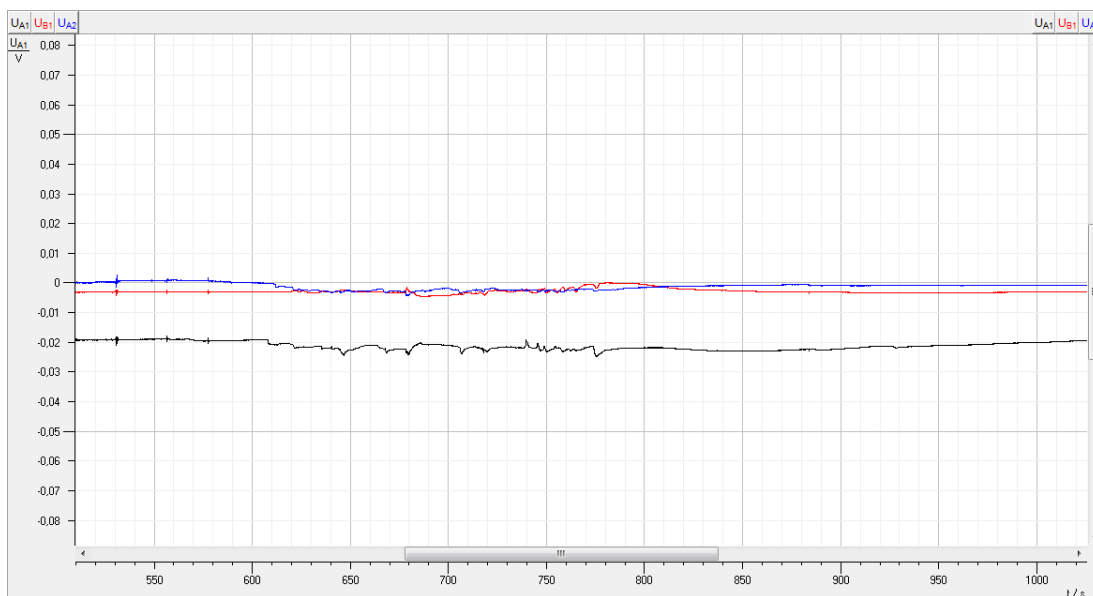
(a) Negro: Algodón, Rojo: Lycra, Azul: Poliéster, Morado: $Ag/AgCl$ (b) Negro: Algodón-Poliéster, Rojo: Plata, Azul: $Ag/AgCl$

Figura 4.7: Ejemplo de medida de polarización. Medidas de polarización usando los diferentes tipos de electrodos en un mismo sujeto, las medidas tienden a ser estables y se muestra poca variabilidad.

El resultado arrojó diferencias significativas en el factor tipo de electrodos (p -valor = 0.004035), donde se muestra que los electrodos de nylon-plata presentaron menor polarización que los electrodos de algodón-poliéster. Entre los demás materiales no se

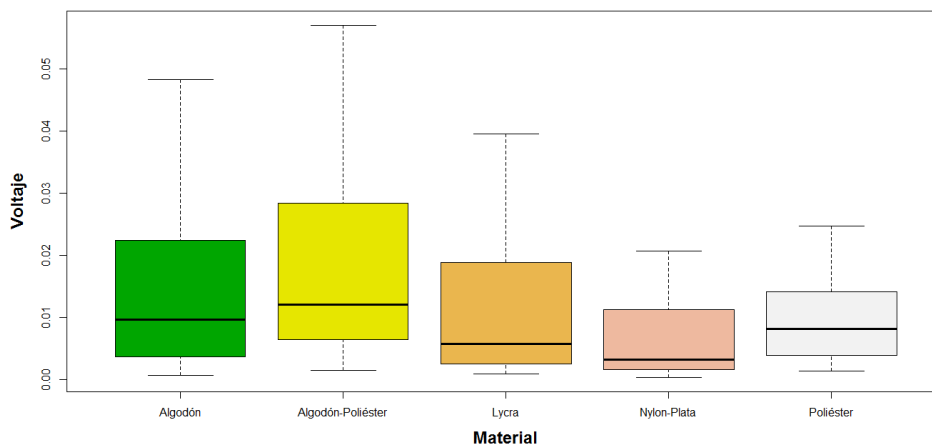


Figura 4.8: Polarización entre tipos de electrodos textiles.

observaron diferencias considerables, sin embargo, hay algunos resultados que es conveniente resaltar:

- Los electrodos de lycra y nylon-plata son los que presentaron menor polarización en promedio.
- Los electrodos de nylon-plata y los electrodos de poliéster son los que presentaron una menor dispersión de datos.
- Los electrodos de algodón-poliéster son los que presentaron mayor dispersión y mayor polarización promedio.
- No se presentaron diferencias significativas en el factor sexo ($p - valor = 0.327502$).
- Se presentaron diferencias significativas en la interacción sexo-tipo de electrodo ($p - valor = 0.000597$), en particular la polarización en los electrodos de algodón-poliéster y nylon-plata fue menor en las mujeres que en los hombres.

Después se comparó globalmente el comportamiento de los electrodos textiles con los electrodos de referencia de $Ag/AgCl$, los resultados se presentan en la Figura 4.9.

Inicialmente se realizó un análisis ANOVA de dos vías, pero debido a que el supuesto de normalidad no se satisfacían se realiza una prueba no paramétrica (*Wilcoxon*) que arrojó como resultado una diferencia considerable a favor de los electrodos de referencia ($p - valor < 2.2 \times 10^{-16}$).

Finalmente se comparó individualmente cada uno de los electrodos textiles con su referencia respectiva, los resultados y observaciones encontrados se resumen en la Tabla 4.2.

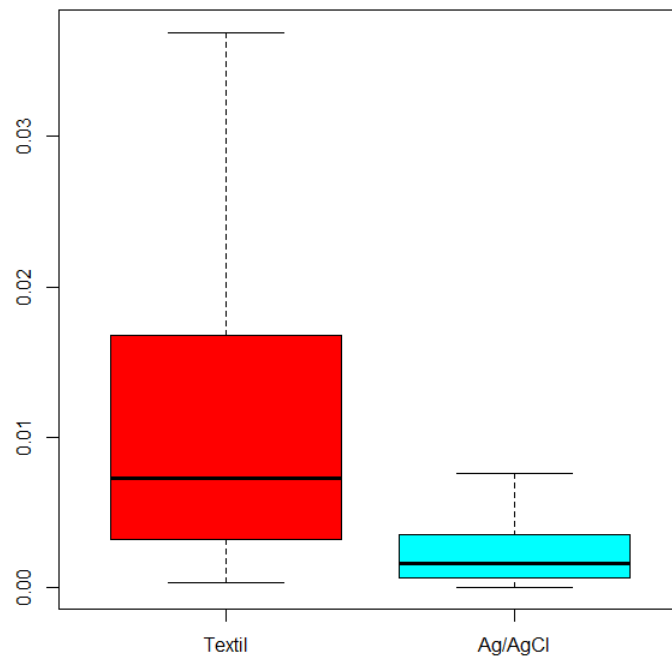


Figura 4.9: Polarización entre tipos de electrodos textiles.

Análisis	Gráfica
<p>Algodón: se realizó un análisis ANOVA de dos vías donde se compararon los electrodos de algodón con los electrodos de referencia. La prueba mostró diferencias significativas en el factor tipo de electrodo ($p - valor = 9.054 \times 10^{-7}$). El factor sexo y las interacciones entre factores no arrojaron diferencias considerables.</p>	

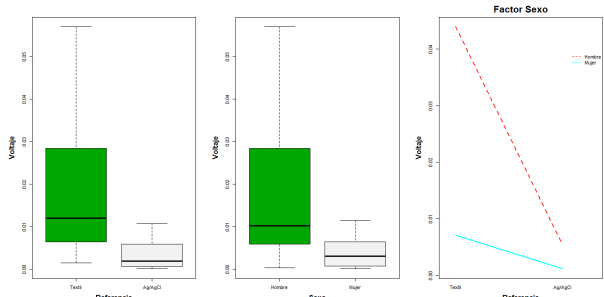
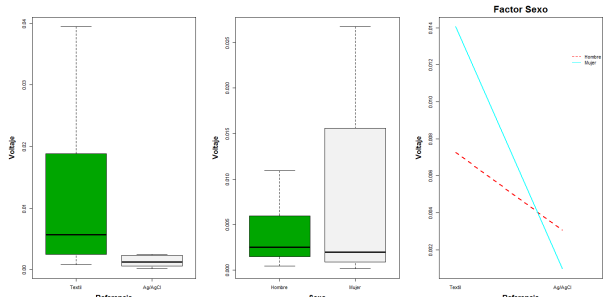
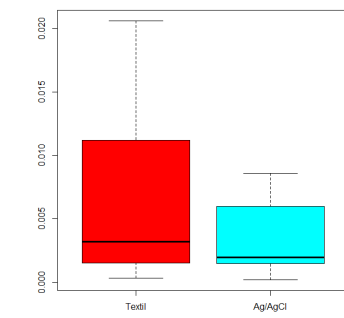
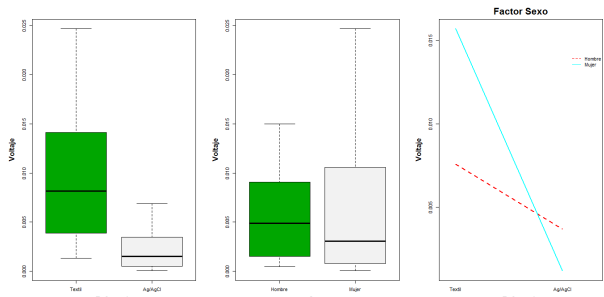
Análisis	Gráfica
<p>Algodón-Poliéster: se realizó un análisis ANOVA donde se compararon los electrodos textiles con los electrodos de <i>Ag/AgCl</i>. La prueba mostró diferencias significativas en el factor electrodo ($p - valor = 2.56 \times 10^{-9}$) el factor sexo ($p - valor = 2.91 \times 10^{-7}$). Las interacciones entre factores no arrojaron diferencias considerables.</p>	
<p>Lycra: se realizó un análisis ANOVA de dos vías donde se compararon los electrodos de Lycra con los electrodos de referencia. La prueba mostró diferencias significativas en el factor tipo de electrodo ($p - valor = 1 \times 10^{-6}$) y las interacciones entre factores ($p - valor = 0.00134$). El factor sexo no arrojó diferencias considerables.</p>	
<p>Nylon-Plata: se realizó un análisis no paramétrico (<i>Wilcoxon</i>) para comparar los electrodos de Nylon-Plata con los electrodos de referencia. La prueba no mostró diferencias significativas en el factor tipo de electrodo ($p - valor = 0.1415$). Se hizo necesario el uso de una prueba no paramétrica puesto que los datos no cumplen con el supuesto de homocedasticidad.</p>	
<p>Poliéster: se realizó un análisis ANOVA de dos vías donde se compararon los electrodos de Poliéster con los electrodos de referencia. La prueba mostró diferencias significativas en el factor tipo de electrodo ($p - valor = 6.369 \times 10^{-7}$) y las interacciones entre factores ($p - valor = 0.006307$). El factor sexo no arrojó diferencias considerables.</p>	

Tabla 4.2: Polarización electrodos textiles vs electrodos de *Ag/AgCl*

Los resultados mostraron que los electrodos tratados con PEDOT:PSS tienen una mayor polarización que los electrodos de referencia *Ag/AgCl*, por otro lado, al comparar los electrodos de nylon-plata con los electrodos de referencia no se presentó evidencia estadística que indique diferencias considerables entre ellos.

4.3. Ruido

Para determinar la calidad de la señal se realizaron tres pruebas: en la primera se cuantifica el ruido de la señal, en la segunda se realiza un análisis de correlación y en la tercera se identifican las componentes de las señales capturadas.

4.3.1. Cuantificación del ruido

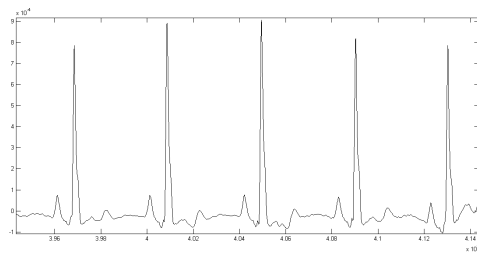
Las señales adquiridas, antes de ser comparadas y procesadas, son filtradas para eliminar componentes de ruido; estos niveles fueron cuantificados y tabulados para su posterior análisis. Al cuantificar el ruido se puede determinar que tipo electrodo es menos sensible a esta variable, información utilizada para realizar un comparativo entre los electrodos de diferentes materiales y también con los electrodos de *Ag/AgCl* tomados como referencia. En la Figura 4.10 se presentan segmentos de señales ECG tomadas con cada uno de los materiales de evaluación en uno de los sujetos de prueba.

Inicialmente se realizó un análisis ANOVA de doble vía con el fin de determinar, de acuerdo al tipo de material utilizado, cual tipo de electrodo presentaba menor sensibilidad al ruido. Los resultados obtenidos se presentan en la Figura 4.11.

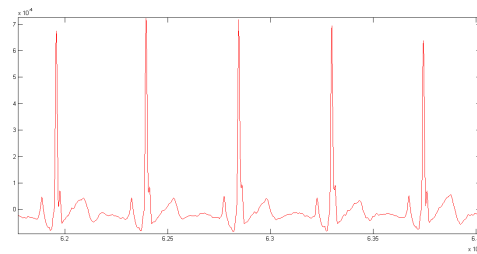
El análisis estadístico mostraron diferencias significativas entre electrodos ($p = 0.01945$), particularmente los electrodos de lycra son menos sensibles al ruido que los electrodos de nylon-plata. Entre los otros materiales no se observaron diferencias estadísticas, sin embargo, si se pueden realizar las siguientes anotaciones:

- Los electrodos de lycra son los de menor de sensibilidad al ruido y los electrodos de poliéster son los que presentan mayor sensibilidad.
- No se presentaron diferencias significativas en el factor sexo y la interacción del factor tipo de electrodo y sexo en el análisis.
- Los electrodos de algodón-poliéster presentaron mayor variabilidad.

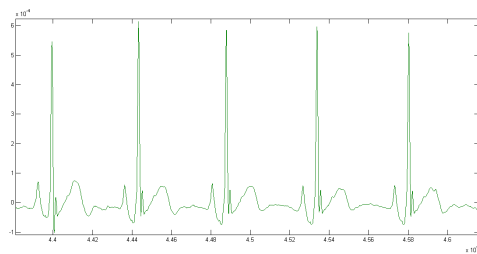
Se comparó el comportamiento general de los electrodos textiles con los electrodos de referencia de *Ag/AgCl*, para ello se realizó un análisis ANOVA de dos vías tomando como factores el tipo de electrodo (textil o desechable) y el sexo. Los resultados se presentan



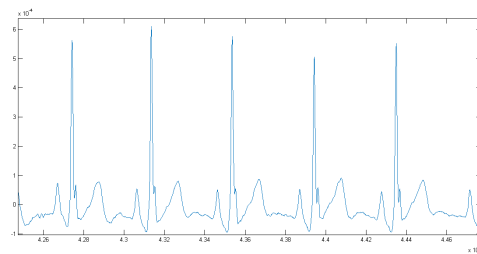
(a) Electrodo de Algodón



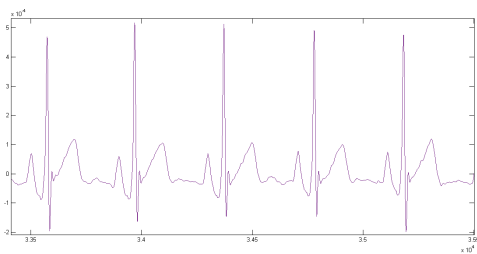
(b) Electrodo de Algodón-Poliéster



(c) Electrodo de Lycra



(d) Electrodo de Nylon-Plata



(e) Electrodo de Poliéster

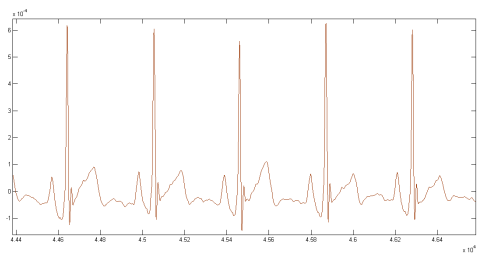
(f) Electrodo de $Ag/AgCl$

Figura 4.10: Segmentos de señales ECG tomadas con cada uno de los materiales de prueba.

en la Figura 4.12. Los supuestos de normalidad (*Shapiro – Wilk* $p - valor = 0.09372$) y homocedasticidad (*Levene* $p - valor = 0.2317$) se satisfacen.

Se pudo observar que existe una diferencia significativa en los niveles de ruido a favor de los electrodos de referencia ($p - valor = 9.17 \times 10^{-11}$), además se observó que en las mujeres los niveles de ruido son mayores que en los hombres ($p - valor = 0.0125$).

Luego se analizaron cada uno de los electrodos textiles respecto a su respectiva referencia, los resultados obtenidos se presentan en la Tabla 4.3.

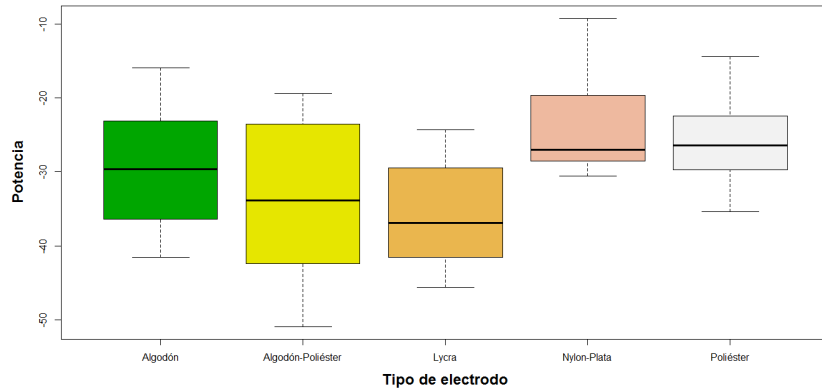


Figura 4.11: Ruido en electrodos textiles.

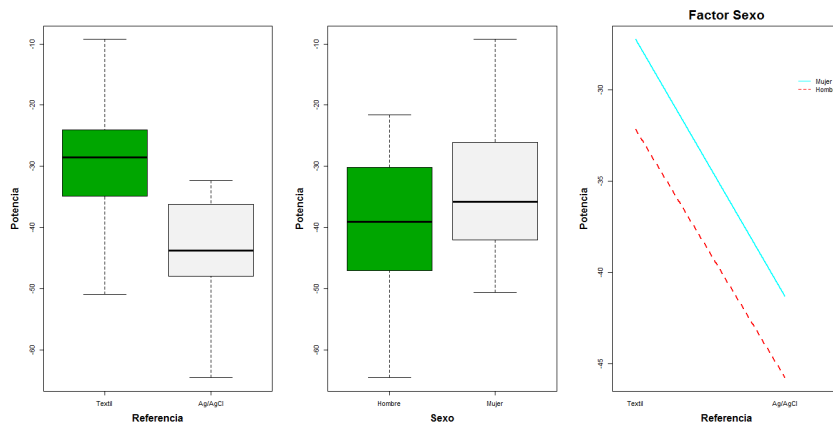


Figura 4.12: Comparación de niveles de ruido electrodos textiles vs electrodos de $Ag/AgCl$.

Análisis	Gráfica
<p>Algodón: se realizó un análisis ANOVA de dos vías donde se compararon los electrodos de algodón con los electrodos de referencia. La prueba mostró diferencias significativas en el factor tipo de electrodo ($p - valor = 0.0124$). El factor sexo y las interacciones entre factores no arrojaron diferencias considerables.</p>	

Análisis	Gráfica
<p>Algodón-Poliéster: se realizó un análisis ANOVA donde se compararon los electrodos textiles con los electrodos de <i>Ag/AgCl</i>. La prueba mostró diferencias significativas en el factor electrodo ($p - valor = 0.01604$) el factor sexo ($p - valor = 0.00761$). Las interacciones entre factores no arrojaron diferencias considerables.</p>	
<p>Lycra: se realizó un análisis ANOVA de dos vías donde se compararon los electrodos de lycra con los electrodos de referencia. La prueba muestra que no hay diferencia estadística significativa en ninguno de los factores.</p>	
<p>Nylon-Plata: se realizó un análisis ANOVA de dos vías donde se compararon los electrodos de nylon-plata con los electrodos de referencia. La prueba mostró diferencias significativas en el factor tipo de electrodo ($p - valor = 0.000139$). El factor sexo y las interacciones entre factores no arrojaron diferencias considerables.</p>	
<p>Poliéster: se realizó un análisis ANOVA de dos vías donde se compararon los electrodos de poliéster con los electrodos de referencia. La prueba muestra diferencias significativas en el factor tipo de electrodo ($p - valor = 0.0004695$). El factor sexo y las interacciones entre factores no arrojaron diferencias considerables.</p>	

Tabla 4.3: Potencia del ruido electrodos textiles vs electrodos de *Ag/AgCl*

Salvo en los electrodos de lycra, en todos los materiales se presenta diferencias estadísticas

significativas que evidencian que los electrodos textiles son más sensibles al ruido. En los electrodos de lycra también se observa esta tendencia pero los resultados del análisis no son lo suficientemente contundentes. El factor sexo en la mayoría de los casos no es un factor considerable, pero se muestra una tendencia en la cual en los hombres los niveles de ruido de las señales ECG son menores.

4.3.2. Correlación

Una vez las señales cardíacas tomadas con cada uno de los electrodos fueron filtradas (eliminando las componentes de ruido, desplazamiento de línea base, interferencias de la red eléctrica, artefactos, nivel DC, etc.), se procedió a realizar un análisis de correlación con el fin de determinar el grado de similitud entre la señal capturada en los electrodos textiles y la señal tomada como referencia con los electrodos de *Ag/AgCl*. La información que arrojó este procesamiento de la señal fue tabulada para su posterior análisis estadístico.

En la Figura 4.13 se presenta un segmento de la señal cardíaca filtrada, tomada en un individuo en particular, con cada uno de los tipos de electrodos que se encuentran en evaluación.

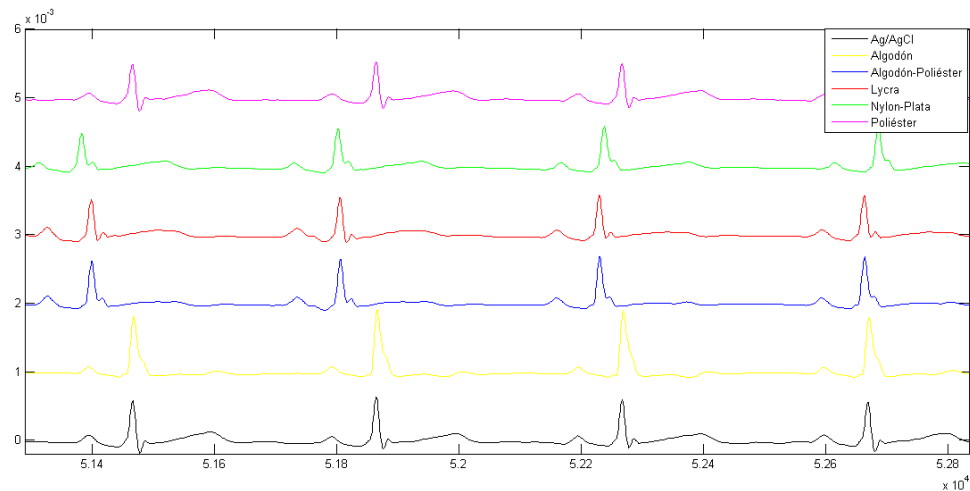


Figura 4.13: Segmentos de la señal ECG filtrada tomados con diferentes tipos de electrodos.

En la Figura 4.14 se presenta un segmento de una señal ECG tomada de manera simultánea con un electrodo textil y su respectivo electrodo de referencia.

Para poder identificar comportamiento y realizar la comparación entre electrodos, se hizo un análisis de ANOVA de dos vías tomando como factores el tipo de electrodo y el

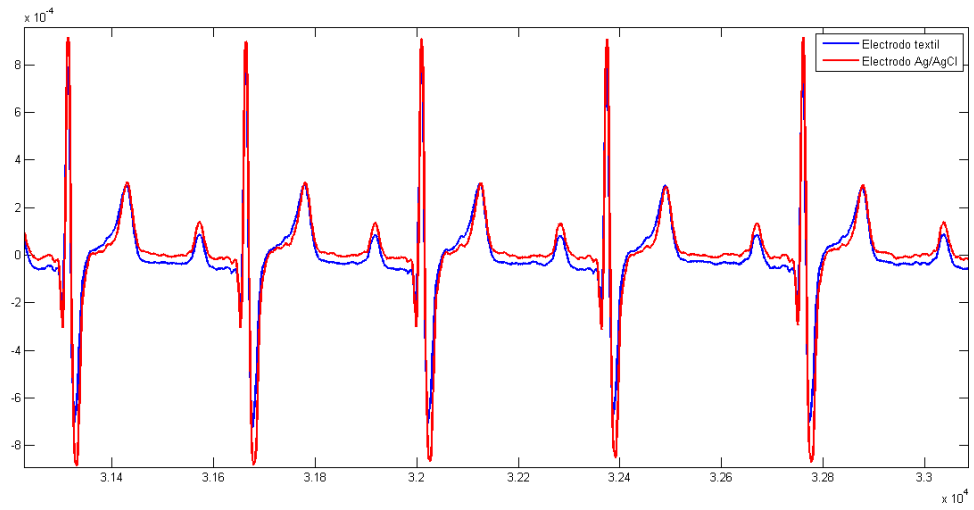


Figura 4.14: Segmento de una señal ECG con un electrodo textil y su referencia.

sexo (los supuestos de normalidad e igualdad de medianas se satisfacen). El resultado del análisis se presenta en la Figura 4.15

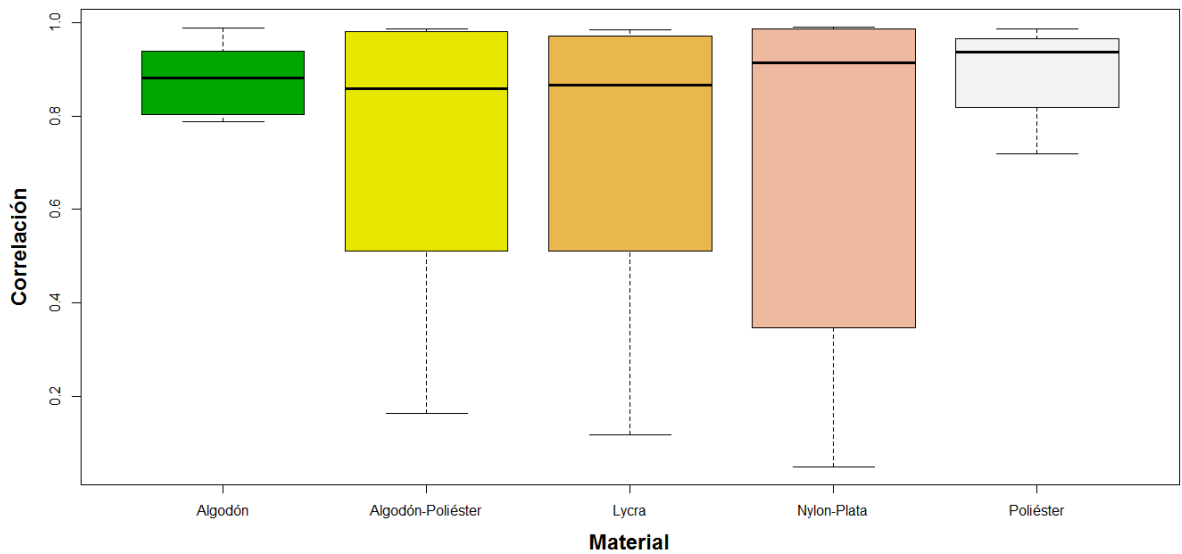


Figura 4.15: Análisis de correlación entre electrodos textiles respecto a electrodos de referencia.

El análisis ANOVA mostró que no hay diferencias estadísticas significativas que permitan afirmar que uno de los materiales textiles es mejor que los demás; sin embargo, hay una serie de observaciones que vale la pena resaltar:

- Existe diferencias significativas en el factor sexo (p -valor = 0.03321), particularmente la correlación es más alta en los hombres.
- La correlación media en cada uno de los electrodos superó el umbral del 80 %.
- Los electrodos de algodón-poliéster y los lycra tienen un comportamiento prácticamente igual.
- Los mejores resultados se obtienen con los electrodos de algodón y poliéster puesto que se generan altas correlaciones y el grado de dispersión es menor.
- Los electrodos de nylon-plata tienen una alta correlación promedio pero son los que presentan mayor variabilidad.
- No hay evidencia estadística que permita determinar diferencias relevantes en la interacción tipo de electrodo y sexo.

4.3.3. Segmentación

En este análisis se pretendió determinar la capacidad de los electrodos en la adquisición de la señal cardíaca. En esencia las señales adquiridas con cada tipo de electrodo son segmentadas usando un algoritmo basado en transformada Wavelet continua y discreta. A partir de esta segmentación se identificaron componentes completas y se realizó un conteo en los cinco minutos de señal tomada. El número de componentes cardíacos completos hallados se comparó con la señal tomada de manera simultánea con electrodos de referencia de $Ag/AgCl$ y se determinó el porcentaje de error, sobre el cual se realizaron los análisis estadísticos.

Los datos de error tabulados fueron analizados usando una prueba no paramétrica de variables independientes (*Kruskal-Wallis*) y los resultados se presentan en la Figura 4.16.

La prueba estadística mostró que no hay diferencias significativas entre los diferentes tipos de tratamientos (p - valor = 0.9965); sin embargo, hay algunas observaciones que vale la pena resaltar:

- En promedio todos los electrodos tienen el mismo comportamiento.
- Los electrodos de algodón y lycra presentaron menor dispersión, mientras que los electrodos de poliéster y algodón-poliéster presentaron mayor dispersión de datos.

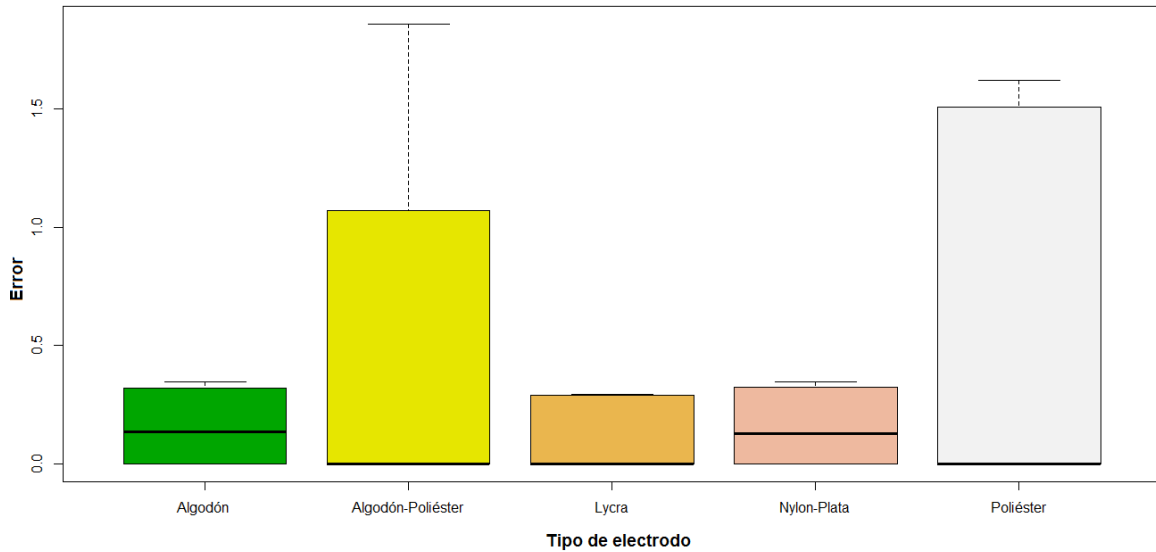


Figura 4.16: Porcentaje de error en la detección de señales cardíacas.

- Los electrodos textiles presentaron mejor comportamiento en hombres que en mujeres como se puede apreciar en la Figura 4.17.
- En la mayor parte de las mediciones (92.5 %) el error porcentual fue inferior al 2 % como se puede apreciar en la Tabla 4.4, es decir, son valores que se encuentran dentro del margen de tolerancia del algoritmo empleado (98 %) [67].

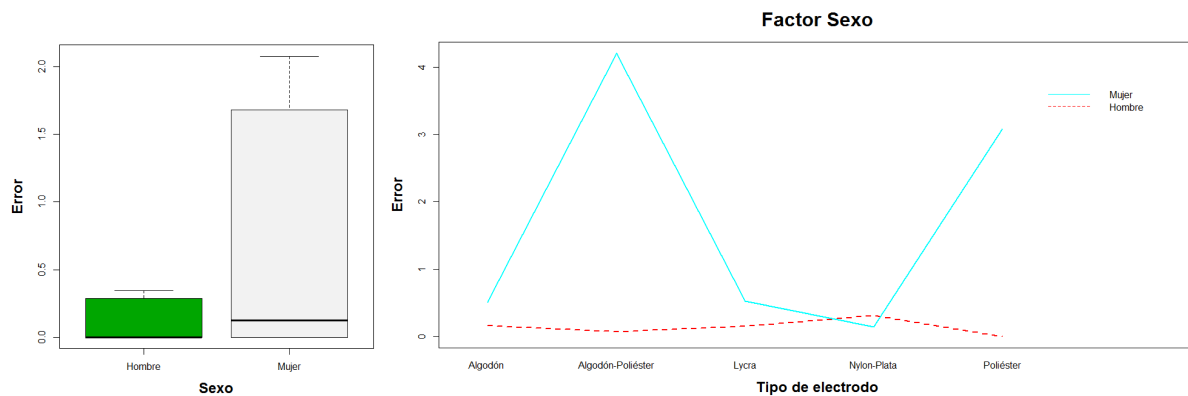


Figura 4.17: Comportamiento de electrodos textiles en hombres y mujeres.

Tipo de electrodo	Número de medidas			
	Error 0 %	Error 0-2 %	Error 2-5 %	Error >5 %
Algodón	4	4	0	0
Algodón-Poliéster	5	2	0	1
Lycra	5	2	1	0
Nylon-Plata	4	4	0	0
Poliéster	5	2	0	1

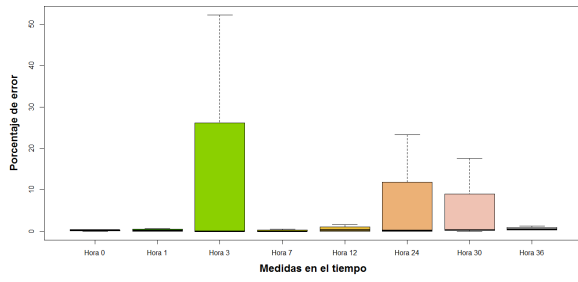
Tabla 4.4: Porcentaje de error en la segmentación vs tipo de electrodo

4.4. Desempeño en el tiempo

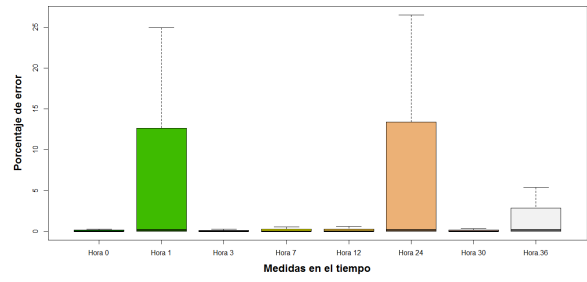
Para el análisis de desempeño se utiliza el algoritmo de segmentación usado para la medición de ruido. Se procedió de igual manera, es decir, se realizaron ocho mediciones en un intervalo de tiempo de 36 horas utilizando en cada caso electrodos de referencia nuevos, se determinaron la cantidad de ondas cardíacas completas con cada tipo de electrodo y se tabularon los porcentajes de error. A partir de esta información se realizó un análisis ANOVA de medidas repetidas para cada tipo de electrodo. En la Figura 4.18 se presenta gráficamente los resultados obtenidos para cada tipo de material.

De acuerdo con el análisis estadístico realizado para cada uno de los tipos electrodos no hay evidencia que permita establecer diferencias en el tiempo, por lo tanto es posible afirmar, en forma general, que después de 36 horas la calidad de las señales ECG capturadas es similar a las obtenidas en la hora cero; sin embargo, hay algunas observaciones que resulta importante destacar:

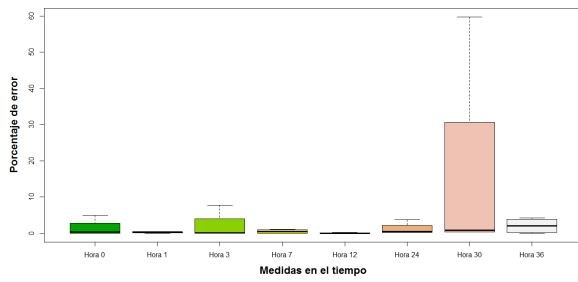
- A excepción de la última medición con los electrodos de nylon-plata, en todos los casos el error porcentual promedio es inferior al 5 %.
- Los electrodos de nylon-plata son los únicos que presentan una relación aparente entre el aumento del error porcentual y el tiempo.
- Los electrodos de algodón-poliéster y los electrodos de lycra son los que presentan menor dispersión en la información capturada, por ende un comportamiento más confiable.



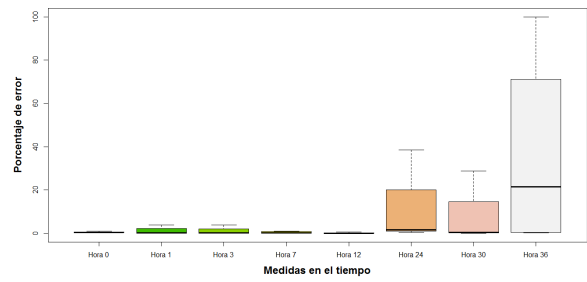
(a) Electrodo de Algodón



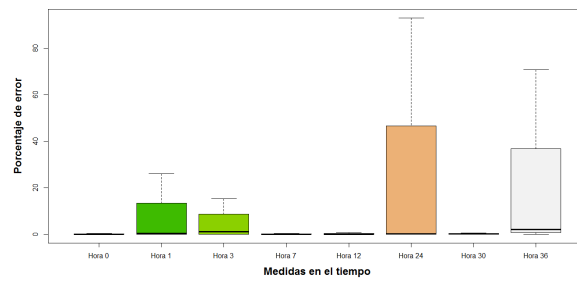
(b) Electrodo de Algodón-Poliéster



(c) Electrodo de Lycra



(d) Electrodo de Nylon-Plata



(e) Electrodo de Poliéster

Figura 4.18: Medidas de desempeño.

Capítulo 5

Discusión

Se han evaluado las principales características eléctricas de cinco tipos de electrodos textiles comparados con electrodos comerciales de *Ag/AgCl*. Cuatro de estos corresponden a electrodos tratados con PEDOT:PSS con base textil de algodón, poliéster, lycra y una mezcla de algodón y poliéster, además también se utilizan electrodos textiles construidos a partir de un tejido de uso comercial de nylon-plata. Las características evaluadas son la impedancia piel-electrodo, también conocida como impedancia de contacto, el nivel de polarización en circuito abierto de los electrodos, los niveles de ruido evaluado a partir de la calidad de las señales ECG y finalmente el desempeño de los electrodos en el tiempo. A partir de los resultados obtenidos hay varios aspectos que son de resaltar:

Los electrodos textiles evaluados cumplen con su función primaria que es la adquisición de señales cardíacas. Con cada uno de los materiales se adquirieron biopotenciales donde se pueden identificar claramente cada una de las componentes de la señal ECG. Vale la pena resaltar que durante el proceso no se utilizó ningún tipo de gel, sustrato o materiales adhesivo para mejorar la conductividad iónica, lo cual es muy destacable sobretodo pensando en las aplicaciones futuras de este tipo de materiales, particularmente, la construcción de prendas vestibles de uso diario para el monitoreo de signos vitales y la prevención de enfermedades. Se constituyen en un desarrollo emergente en el campo de los wearables donde el uso de los electrodos desechables resulta poco práctico.

En cada una de las cuatro pruebas los electrodos tratados con PEDOT:PSS no muestra diferencias estadísticas significativas entre ellos, de donde se concluye que el material de base no es parámetro relevante para el diseño de electrodos textiles. Los electrodos textiles con nylon-plata solamente presentaron un comportamiento superior en las pruebas de polarización pero muestran una ligera tendencia a tener un comportamiento más pobre en la adquisición de señales ECG. Los electrodos textiles de lycra mostraron un comportamiento más confiable, representado en valores medios menores respecto a los demás materiales y menor grado de dispersión en las diferentes repeticiones.

Hay una alta variabilidad en los datos de impedancia de contacto, incluso en un mismo sujeto, lo que dificulta la posibilidad de obtener resultados contundentes. Sin embargo, sí resulta claro que la impedancia de contacto es mayor en los electrodos textiles respecto a los electrodos comerciales. Uno de los factores que pudo influir fuertemente en estos resultados es el área efectiva de los electrodos textiles 4 cm^2 la cual no fue objeto de investigación en este trabajo. Con la electrónica textil resulta simple poder aumentar las áreas efectivas de los electrodos y de esta manera aumentar la adherencia con la piel y disminuir la impedancia de contacto. La relación existente entre área efectiva del electrodo con la impedancia de contacto ha sido demostrada por Puurtinen *et. al* [16]. Además una alta impedancia de contacto puede ser igualmente acoplada a dispositivos de adquisición gracias al desarrollo de sistemas electrónicos de alta y ultra-alta impedancia de entrada [73, 74].

Con respecto a las medidas de polarización los electrodos textiles tratados con PEDOT:PSS presentaron mayores valores nominales respecto a los electrodos comerciales y los electrodos construidos con nylon-plata. En cualquiera de los casos las medidas de polarización son bajas con valores promedios de 15.4 mV . El aspecto más relevante en la prueba es que los resultados de las mediciones resultaron ser muy estables bajo condiciones de completo reposo, ligeramente afectadas por algunos artefactos generados por el movimiento muscular. La estabilidad y uniformidad de los datos adquiridos facilita que estos niveles de polarización puedan ser removidos con facilidad tanto con etapas de acople o filtrado digital. Además, si el proceso de fabricación de los electrodos textiles se estandariza y se construyen electrodos con características similares, los niveles de polarización no afectaría la adquisición de biopotenciales en forma diferencial.

Si bien las señales tomadas con los electrodos textiles muestran mayor presencia de ruido que los electrodos comerciales, al realizar los diferentes análisis particularmente el de segmentación se logra identificar todas las componentes de la señal cardíaca, los porcentajes de error en general son menores al 2% el cual es un valor que se encuentra dentro del margen de error del algoritmo utilizado. Esto se convierte un resultado alentador para profundizar y explorar aplicaciones de este tipo de materiales. Las diferentes pruebas también muestran que en forma general los electrodos de nylon-plata presentan mayor sensibilidad al ruido que los demás electrodos textiles, y si bien no hay diferencia estadística significativa, sí fue una tendencia expresada en cada uno de los tres análisis realizados.

Otro aspecto a destacar en la evaluación de la calidad de las señales, es que la variable sexo sólo parece ser relevante en el análisis de ruido. En general, las señales capturadas con electrodos textiles en hombres son menos ruidosas y se identifican más claramente sus componentes PQRST. Esto puede ser justificado a partir de una mayor adherencia del electrodo textil a la anatomía masculina.

Las pruebas de desempeño en el tiempo mostraron que durante 36 horas los electrodos tratados con PEDOT:PSS aún tenían un comportamiento adecuado, es decir, después de este tiempo se siguen obteniendo señales ECG donde se identifican cada una las componentes de la señal cardíaca. Los electrodos de nylon-plata fueron los únicos que evidenciaron un

deterioro de la señal cardíaca con el tiempo. En algunos casos se obtuvieron problemas en la adquisición de la señal, pero no hay evidencia que permita relacionarlo a cambios de las propiedades de los electrodos en el tiempo; más bien es atribuible a un mal contacto con la piel producto de algún movimiento durante la medición, corrimiento del material o alguna desconexión momentánea. Se debe tener presente que en el proceso de adquisición no se puede realizar un seguimiento visual acerca de lo que se está midiendo y sólo cuando los datos son procesados y segmentados se puede conocer la calidad de los datos adquiridos.

El tiempo de la prueba de desempeño estuvo condicionado por la disponibilidad de los laboratorios y los tiempos de dedicación de los voluntarios de la prueba. Takamatsu *et. al* [63], reportan resultados positivos después de 72 horas utilizando electrodos textiles con características similares a los estudiados.

En la Figura 5.1 se presenta un modelo Cole-Cole referencial propuesto para electrodos textiles tratados con PEDOT:PSS. En la Figura 5.2 se presenta un modelo más detallado donde se incluye un par de electrodos ubicados en la piel y el valor de polarización medio obtenido en las mediciones. En la Figura 5.3 se presenta el comportamiento del modelo hallado comparado con los datos obtenidos con cada uno de los tipos de electrodos.

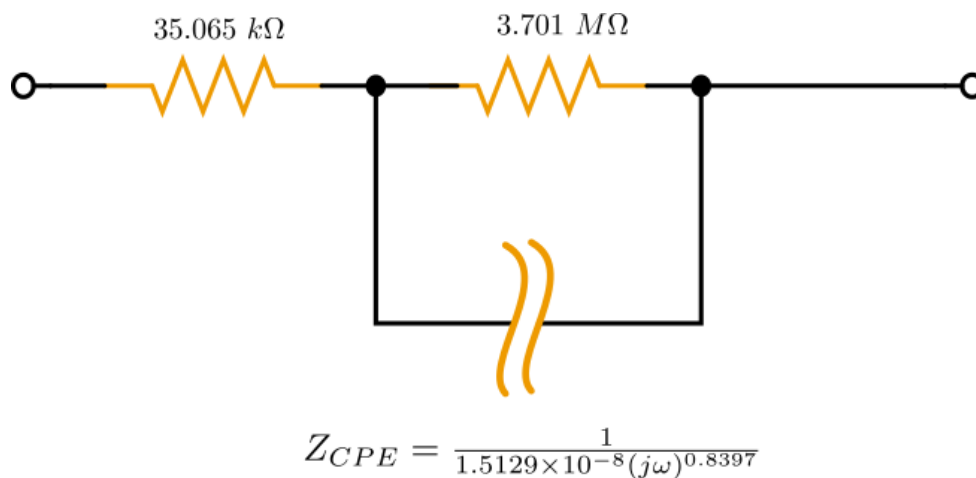


Figura 5.1: Modelo circuital de la impedancia de contacto en electrodos textiles.

El modelo propuesto sólo pretende mostrar el comportamiento medio de los electrodos en este trabajo y puede ser utilizado como punto de partida para otros investigadores que estén trabajando en temas similares. Para llegar a un modelo de validación es necesario aumentar la cantidad de pruebas y sujetos, de tal manera que se pueda corroborar, modificar y complementar el resultado obtenido. La alta variabilidad de los sistemas biológicos aumenta la dificultad de obtener modelos determinísticos y de predicción, y los modelos de referencia se convierten en una alternativa válida para exploraciones preliminares.

Recientemente se han reportado desarrollos que utilizan electrodos textiles tratados con PEDOT:PSS, que complementan y ofrecen nuevas visiones, posibilidades y metodologías

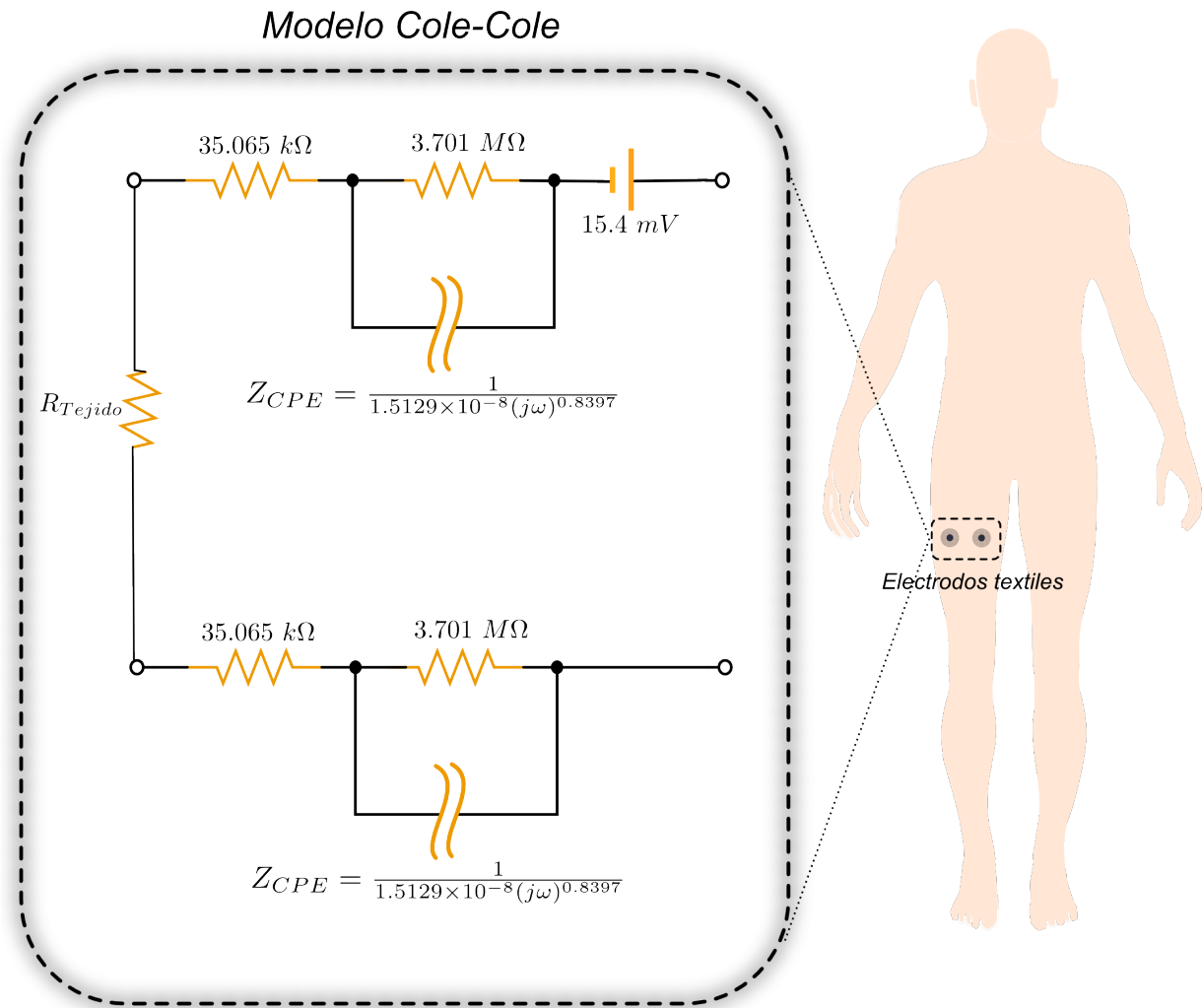
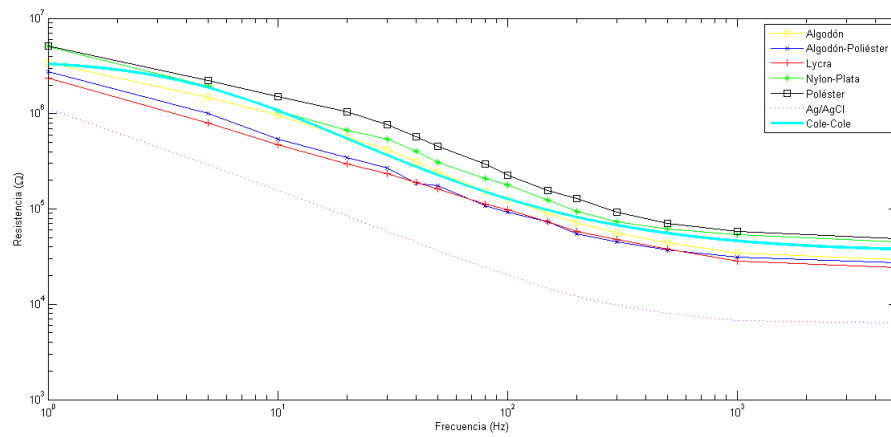
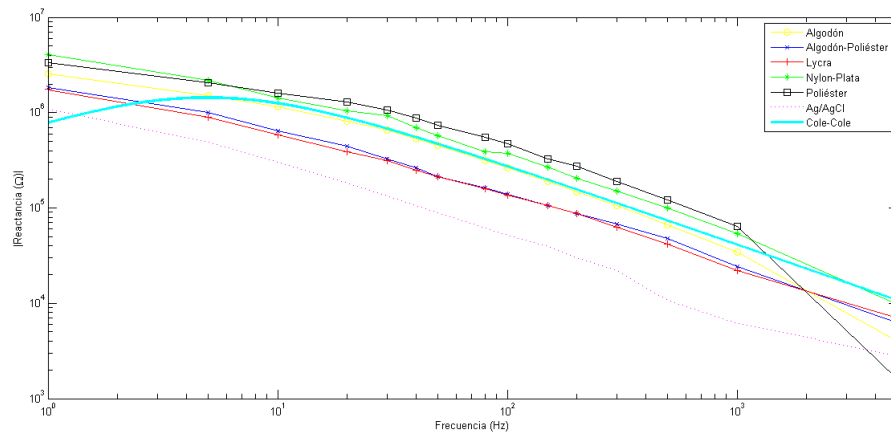


Figura 5.2: Modelo circuital incluyendo el nivel de polarización.

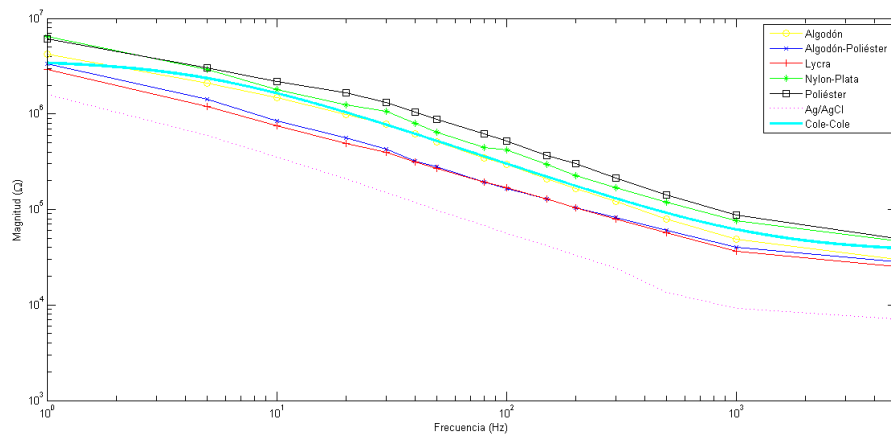
de trabajo a lo presentado en este documento. Uno de los aspectos que se resalta es la detección de señales ECG de sujetos en movimiento y en actividad física [63–65].



(a) Resistencia impedancia de contacto



(b) Reactancia impedancia de contacto



(c) Magnitud impedancia de contacto

Figura 5.3: Aproximación modelo Cole-Cole. Se presenta el comportamiento del modelo Cole-Cole propuesto comparado con los resultados obtenidos en los electrodos textiles.

Capítulo 6

Conclusiones

En el presente trabajo se han evaluado características eléctricas de electrodos textiles tratados con PEDOT:PSS, tomando como base cuatro tipos de tejidos de uso convencional en el vestuario: Algodón, Poliéster, Lycra y una mezcla de Algodón (35 %) y Poliéster (65 %). También se utilizó un tejido de uso comercial de Nylon-Plata el cual es usado para aplicaciones de electrónica vestible. Basado en la literatura científica reportada sobre el tema, se han evaluado cuatro parámetros que están directamente relacionados con la calidad de la señal ECG medida: impedancia de contacto, niveles de ruido en las señales adquiridas, polarización y desempeño en el tiempo. Cada prueba fue realizada, en condiciones de laboratorio, sobre cuatro sujetos sanos que accedieron de manera voluntaria a la participación de este trabajo.

Las pruebas de niveles de ruido que tenían como fin determinar la calidad de la señal ECG obtenida, han mostrado que todos los electrodos evaluados cumplen satisfactoriamente con su función primaria, es decir, se han adquirido conjuntos de señales cardíacas durante cinco minutos, donde se han podido identificar todas las componentes de la señal (onda P, complejo QRS, onda T) de manera automática mediante algoritmos de segmentación, obteniéndose errores en la identificación inferiores al 5 %. Las pruebas fueron particularmente positivas en sujetos de sexo masculino donde los errores en las mediciones fueron inferiores al 2 % el cual corresponde al margen de error del algoritmo empleado. Debido a que las electrodos eran ubicados en el pecho, sujetos con bandas elásticas, sin usar ningún tipo de adhesivo o gel que favoreciera el acople y la conducción, se logró mejor adherencia anatómica, bajo estas condiciones, en hombres que en mujeres. Un acople inadecuado genera mayor sensibilidad a artefactos producidos por el movimiento o la respiración, lo que origina pérdidas momentáneas de la señal cardíaca. El dispositivo utilizado para la medición tiene la ventaja de permitir adquirir varias señales ECG de manera simultánea lo que permitió realizar las comparaciones con los electrodos de $Ag/AgCl$, pero no permite hacer seguimiento en tiempo real de la señal que se está adquiriendo, esta limitante origina que sólo después de adquirida y analizada la señal se puede determinar si hubo pérdida

momentánea o desacople.

Las pruebas de desempeño temporal mostraron que los electrodos tratados con PEDOT:PSS aún eran funcionales después de 36 horas de estar adheridos a la piel y permitían adquirir señales ECG con las mismas características que al inicio de la prueba. En total se realizaron ocho mediciones de cinco minutos en el rango de las 36 horas, este resultado positivo inicial puede ser profundizado, puesto que representa un ventaja considerable respecto a los electrodos desechables de uso convencional en ambientes hospitalarios, los cuales deben ser remplazados al menos cada 24 horas. Sin embargo, los electrodos construidos del tejido Nylon-Plata no mostraron este mismo comportamiento, estos presentaron deterioro considerable de la señal cardíaca adquirida después de las 24 horas.

Las medidas de polarización mostraron que los electrodos textiles tienen niveles bajos, con un valor promedio 15.4 mV . El aspecto más relevante de esta medición, es que los valores medidos durante intervalos de tiempo de media hora tienden a ser constantes y solo se ven afectadas por los movimientos musculares involuntarios que realiza el sujeto de prueba. Este es un aporte significativo para el desarrollo de los equipos de adquisición puesto que estos niveles pueden ser removidos mediante mecanismos de acople DC o filtrado digital. Los electrodos de Nylon-Plata mostraron un comportamiento superior respecto a los electrodos tratados con PEDOT:PSS, comparable a los valores obtenidos con los electrodos de Ag/AgCl .

El alto costo de equipos especializados para la medición de impedancia de contacto y la dificultad para realizar medidas de manera simultánea (material de prueba y patrón), obligaron al desarrollo de una técnica de medición que utilice los métodos clásicos propuestos, llevados a cabo con equipos digitales genéricos de uso común en los laboratorios de electrónica, los cuales manipulados mediante equipos de cómputo, permiten automatizar tareas y procesar información en tiempo real. Con esta prueba se pudieron realizar mediciones en un rango de frecuencia de $0.5 \text{ Hz} - 1000 \text{ Hz}$. Las componentes de frecuencia de una señal cardíaca se encuentran entre $0.05 \text{ Hz} - 150 \text{ Hz}$, por lo tanto el comportamiento a baja frecuencia es una limitante del método propuesto, sin embargo, para efectos de este proyecto de caracterización resulto válido, puesto que las componentes de la señal analizadas PQRST se encuentran en el rango de $0.5 \text{ Hz} - 50 \text{ Hz}$ [68].

En ninguna de las pruebas realizadas se encontraron evidencias estadísticas significativas que permitan determinar que el material usado como base en los electrodos tratados con PEDOT:PSS tiene un comportamiento superior respecto a los demás. Por lo tanto en el desarrollo de sistemas de adquisición de señales ECG vestibles el tipo de material no es un aspecto a tener cuenta desde el punto de vista de la calidad de la señal y comportamiento eléctrico. Los estudios deberán estar orientados entonces a la caracterización mecánica del material que permita un mejor acople con la piel.

Las pruebas de impedancia de contacto, polarización y niveles de ruido mostraron

diferencias significativas a favor de los electrodos desechables. Por tanto a partir de los resultados obtenidos los electrodos textiles no cumplen con los estándares mínimos requeridos para ambientes hospitalarios y equipos de diagnóstico. Sin embargo, hay aspectos que deben ser considerados: después de 36 horas los electrodos textiles tratados con PEDOT:PSS aún son funcionales, se trabajó con electrodos $2\text{ cm} \times 2\text{ cm}$, al aumentar el área de los electrodos se pueden obtener mejores características eléctricas como ya ha sido reportado en la literatura científica; se puede orientar su aplicación al desarrollo de sistemas de uso común en deportistas, personas en rehabilitación o con riesgo de enfermedad cardíaca o sistemas de prevención, generación de alertas tempranas y promoción del autocuidado.

Actualmente el Centro de Bioingeniería de la Universidad Pontificia Bolivariana se encuentra trabajando en el desarrollo de electrodos textiles utilizando nanotecnología. En este proyecto se han presentado un conjunto de protocolos, metodologías y trabajo exploratorio que puede ser utilizado para la verificación, comparación y estudio de los nuevos materiales desarrollados en el Centro.

Se propone como trabajo futuro, el desarrollo de sistemas de monitoreo utilizando prendas vestibles que utilicen electrodos tratados con PEDOT:PSS donde se pueda estudiar aspectos como: comportamiento en periodos mayores de tiempo, comportamiento del material después procesos de lavado, ruido y artefactos de movimiento en personas en movimiento o actividad física, el efecto de la sudoración en la calidad de la señal ECG y diseño de dispositivos electrónicos para el acople de electrodos textiles. Esto con el fin de corroborar y complementar los resultados reportados en la literatura científica y crear dispositivos funcionales para el monitoreo ambulatorio.

Bibliografía

- [1] C. Tronstad, G. K. Johnsen, S. Grimnes, and O. r. G. Martinsen, “A study on electrode gels for skin conductance measurements,” *Physiological Measurement*, vol. 31, no. 10, p. 1395, 2010.
- [2] P. Ask, P. A. ÖDerg, S. ÖDman, T. Tenland, and M. Skogh, “ECG Electrodes: A Study of Electrical and Mechanical Long-term Properties,” *Acta Anaesthesiologica Scandinavica*, vol. 23, no. 2, pp. 189–206, 1979.
- [3] O. M. de la Salud OMS, “The helsinki statement on health in all policies.” <http://www.who.int/healthpromotion/conferences/8gchp>, 2013. [En línea; accedido 23-Enero-2016].
- [4] D. Raj and J. E. Ha-Brookshire, “How do they create Superpower? An exploration of knowledge-creation processes and work environments in the wearable technology industry,” *International Journal of Fashion Design, Technology and Education*, vol. 9, no. 1, pp. 82–93, 2016.
- [5] O. M. de la Salud, “Oms — enfermedades cardiovasculares.” <http://www.who.int/mediacentre/factsheets/fs317/es/>, 2016. [En línea; accedido 23-Enero-2016].
- [6] F. Carpi and D. De Rossi, “Electroactive polymer-based devices for e-textiles in biomedicine,” *Information Technology in Biomedicine, IEEE Transactions on*, vol. 9, no. 3, pp. 295–318, 2005.
- [7] V. Marozas, A. Petrenas, S. Daukantas, and A. Lukosevicius, “A comparison of conductive textile-based and silver/silver chloride gel electrodes in exercise electrocardiogram recordings,” *Journal of Electrocardiology*, vol. 44, no. 2, pp. 189–194, 2011.
- [8] L. Xie, G. Yang, L. Xu, F. Seoane, Q. Chen, and L. Zheng, “Characterization of dry biopotential electrodes,” 2013.
- [9] M. A. Mestrovic, R. J. N. Helmer, L. Kyrtzsis, and D. Kumar, “Preliminary study of dry knitted fabric electrodes for physiological monitoring,” 2007.

- [10] T. I. Oh, S. Yoon, T. E. Kim, H. Wi, K. J. Kim, E. J. Woo, and R. J. Sadleir, "Nanofiber web textile dry electrodes for long-term biopotential recording," *IEEE Transactions on Biomedical Circuits and Systems*, vol. 7, pp. 204–211, April 2013.
- [11] L. Beckmann, C. Neuhaus, G. Medrano, N. Jungbecker, M. Walter, T. Gries, and S. Leonhardt, "Characterization of textile electrodes and conductors using standardized measurement setups," *Physiological Measurement*, vol. 31, no. 2, p. 233, 2010.
- [12] Y. Chen, W. Pei, S. Chen, X. Wu, S. Zhao, H. Wang, and H. Chen, "Poly(3,4-ethylenedioxythiophene) (PEDOT) as interface material for improving electrochemical performance of microneedles array-based dry electrode," *Sensors and Actuators B: Chemical*, vol. 188, pp. 747–756, 2013.
- [13] R. P. Patterson, "The electrical characteristics of some commercial {ECG} electrodes," *Journal of Electrocardiology*, vol. 11, no. 1, pp. 23–26, 1978.
- [14] L. Rattfält, M. Lindén, P. Hult, L. Berglin, and P. Ask, "Electrical characteristics of conductive yarns and textile electrodes for medical applications," *Medical & Biological Engineering & Computing*, vol. 45, no. 12, pp. 1251–1257, 2007.
- [15] L. Rattfält, F. Björefors, D. Nilsson, X. Wang, P. Norberg, and P. Ask, "Properties of screen printed electrocardiography smartware electrodes investigated in an electrochemical cell," *Biomedical engineering online*, vol. 12, no. 1, p. 64, 2013.
- [16] M. M. Puurtinen, S. M. Komulainen, P. K. Kauppinen, J. A. V. Malmivuo, and J. A. K. Hyttinen, "Measurement of noise and impedance of dry and wet textile electrodes, and textile electrodes with hydrogel.," *Conference proceedings : ... Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society. IEEE Engineering in Medicine and Biology Society. Conference*, vol. 1, pp. 6012–5, Jan. 2006.
- [17] T. Pola and J. Vanhala, "Textile Electrodes in ECG Measurement," *Intelligent Sensors, Sensor Networks and Information, 2007. ISSNIP 2007. 3rd International Conference on*, pp. 635–639, 2007.
- [18] A. Baba and M. Burke, "Measurement of the electrical properties of ungelled ecg electrodes," *International journal of biology and biomedical engineering*, vol. 2, no. 3, pp. 89–97, 2008.
- [19] L. A. Geddes and L. E. Baker, *Principles of Applied Biomedical Instrumentation*. A Wiley-Interscience publication, Wiley, 1st ed., 1989.
- [20] J. Webster, *Medical Instrumentation: Application And Design, 3Rd Ed*. Wiley India Pvt. Limited, 2009.

- [21] ANSI/AAMI, “Disposable ECG Electrodes: American National Standard, ANSI/AAMI EC12:2000.” 2010.
- [22] I. O. for Standardization, “Use of International Standard ISO-10993: Biological Evaluation of Medical Devices.” 2013.
- [23] P. J. Xu, H. Zhang, and X. M. Tao, “Textile-structured electrodes for electrocardiogram,” *Textile Progress*, vol. 40, no. 4, pp. 183–213, 2008.
- [24] J. G. Webster, “Reducing motion artifacts and interference in biopotential recording.” *IEEE transactions on bio-medical engineering*, vol. 31, no. 12, pp. 823–826, 1984.
- [25] V. S. Bagotsky, *Fundamentals of electrochemistry*. John Wiley & Sons, 2nd ed., 2005.
- [26] I. Hokajärvi, *Electrode contact impedance and biopotential signal quality*. PhD thesis, Tampere University of Technology, 2012.
- [27] E. Huigen, A. Peper, and C. A. Grimbergen, “Investigation into the origin of the noise of surface electrodes,” *Medical and biological engineering and computing*, vol. 40, no. 3, pp. 332–338, 2002.
- [28] C. Gondran, E. Siebert, S. Yacoub, and E. Novakov, “Noise of surface bio-potential electrodes based on NASICON ceramic and Ag- AgCl,” *Medical and Biological Engineering and Computing*, vol. 34, no. 6, pp. 460–466, 1996.
- [29] M. Fernández and R. Pallás-Areny, “Ag-AgCl electrode noise in high-resolution ECG measurements,” *Biomedical instrumentation & technology / Association for the Advancement of Medical Instrumentation*, vol. 34, no. 2, pp. 125–130, 2000.
- [30] H. de Talhouet and J. G. Webster, “The origin of skin-stretch-caused motion artifacts under electrodes,” *Physiological Measurement*, vol. 17, no. 2, p. 81, 1996.
- [31] A. C. M. Van Rijn, A. Peper, and C. A. Grimbergen, “High-quality recording of bioelectric events,” *Medical and Biological Engineering and Computing*, vol. 28, no. 5, pp. 389–397, 1990.
- [32] F. Axisa, P. M. Schmitt, C. Gehin, G. Delhomme, E. McAdams, and A. Dittmar, “Flexible technologies and smart clothing for citizen medicine, home healthcare, and disease prevention,” *Information Technology in Biomedicine, IEEE Transactions on*, vol. 9, no. 3, pp. 325–336, 2005.
- [33] J. Farrington, “Wearable electronics and clothing from philips and levi,” *Technical Textiles International*, vol. 10, no. 8, pp. 22–24, 2001.

- [34] C. Tappert, A. Ruocco, K. Langdorf, F. Mabry, K. Heineman, T. Brick, D. Cross, S. Pellissier, and R. Kaste, “Military applications of wearable computers and augmented reality,” *Fundamentals of wearable computers and augmented reality*, pp. 625–647, 2001.
- [35] L. M. C. Flatau and A. B., “Smart fabric sensors and e-textile technologies: a review,” *Smart Materials and Structures*, vol. 23, no. 5, p. 53001, 2014.
- [36] Y. Hasegawa, M. Shikida, D. Ogura, and K. Sato, “Novel type of fabric tactile sensor made from artificial hollow fiber,” in *Micro Electro Mechanical Systems, 2007. MEMS. IEEE 20th International Conference on*, pp. 603–606, IEEE, 2007.
- [37] Z. Hui, T. X. Ming, Y. T. Xi, and L. X. Sheng, “Pressure sensing fabric,” in *MRS Proceedings*, vol. 920, pp. 0920–S05, Cambridge Univ Press, 2006.
- [38] A. Sawhney, A. Agrawal, P. Patra, and P. Calvert, “Piezoresistive sensors on textiles by inkjet printing and electroless plating,” in *MRS Proceedings*, vol. 920, pp. 0920–S05, Cambridge Univ Press, 2006.
- [39] F. Carpi, D. De Rossi, R. Kornbluh, R. E. Pelrine, and P. Sommer-Larsen, *Dielectric elastomers as electromechanical transducers: Fundamentals, materials, devices, models and applications of an emerging electroactive polymer technology*. Elsevier, 2nd ed., 2011.
- [40] K. J. Kim, Y. M. Chang, S. Yoon, and H. J. Kim, “A novel piezoelectric pvdf film-based physiological sensing belt for a complementary respiration and heartbeat monitoring system,” *Integrated Ferroelectrics*, vol. 107, no. 1, pp. 53–68, 2009.
- [41] R. Paradiso, “Wearable health care system for vital signs monitoring,” in *Information Technology Applications in Biomedicine, 2003. 4th International IEEE EMBS Special Topic Conference on*, pp. 283–286, IEEE, 2003.
- [42] R. Paradiso, A. Gemignani, P. Scilingo, and D. De Rossi, “Knitted bioclothes for cardiopulmonary monitoring,” in *Engineering in Medicine and Biology Society, 2003. Proceedings of the 25th Annual International Conference of the IEEE*, vol. 4, pp. 3720–3723, IEEE, 2003.
- [43] C. K. Chiang, C. R. Fincher Jr, Y. W. Park, A. J. Heeger, H. Shirakawa, E. J. Louis, S. C. Gau, and A. G. MacDiarmid, “Electrical conductivity in doped polyacetylene,” *Physical Review Letters*, vol. 39, no. 17, p. 1098, 1977.
- [44] L. G. Durango, *Electrónica Orgánica*. Universidad Pontificia Bolivariana, 2005.
- [45] D. Nilsson, *An organic electrochemical transistor for printed sensors and logic*. PhD thesis, Institutionen for teknik och naturvetenskap, 2005.

- [46] U. Lang, P. Rust, and J. Dual, "Towards fully polymeric mems: Fabrication and testing of pedot/pss strain gauges," *Microelectronic Engineering*, vol. 85, no. 5, pp. 1050–1053, 2008.
- [47] A. Aleshin, R. Kiebooms, R. Menon, F. Wudl, and A. J. Heeger, "Metallic conductivity at low temperatures in poly (3, 4-ethylenedioxythiophene) doped with PF 6," *Physical Review B*, vol. 56, no. 7, p. 3659, 1997.
- [48] Heraeus-Clevios, "Clevios conductive polymers." <http://www.heraeus-clevios.com/en/conductivepolymers/pedot-pss-conductive-polymers.aspx>, 2016. [En línea; accedido 23-Enero-2016].
- [49] O. S. Kwon, E. Park, O. Y. Kweon, S. J. Park, and J. Jang, "Novel flexible chemical gas sensor based on poly (3, 4-ethylenedioxythiophene) nanotube membrane," *Talanta*, vol. 82, no. 4, pp. 1338–1343, 2010.
- [50] H.-H. Lu, C.-Y. Lin, Y.-Y. Fang, T.-C. Hsiao, K.-C. Ho, D. Yang, and C.-W. Lin, "No gas sensor of pedot: Pss nanowires by using direct patterning dpn," in *Engineering in Medicine and Biology Society, 2008. EMBS 2008. 30th Annual International Conference of the IEEE*, pp. 3208–3211, IEEE, 2008.
- [51] O. Martínez, A. G. Bravo, and N. J. Pinto, "Fabrication of poly (vinylidene fluoride-trifluoroethylene)/poly (3, 4-ethylenedioxythiophene)- polystyrene sulfonate composite nanofibers via electrospinning," *Macromolecules*, vol. 42, no. 20, pp. 7924–7929, 2009.
- [52] X. Wang, M. Östblom, T. Johansson, and O. Inganäs, "Pedot surface energy pattern controls fluorescent polymer deposition by dewetting," *Thin Solid Films*, vol. 449, no. 1, pp. 125–132, 2004.
- [53] S. Grimnes, "Impedance measurement of individual skin surface electrodes," *Medical and Biological Engineering and Computing*, vol. 21, no. 6, pp. 750–755, 1983.
- [54] Y. M. Chi, T.-P. Jung, and G. Cauwenberghs, "Dry-Contact and Noncontact Biopotential Electrodes: Methodological Review," *Biomedical Engineering, IEEE Reviews in*, vol. 3, pp. 106–119, 2010.
- [55] F. Vanlerberghe, M. De Volder, M. O. de Beeck, J. Penders, D. Reynaerts, R. Puers, and C. Van Hoof, "2-Scale topography dry electrode for biopotential measurements," *Engineering in Medicine and Biology Society, EMBC, 2011 Annual International Conference of the IEEE*, pp. 1892–1895, 2011.
- [56] J.-B. Jorcin, M. E. Orazem, N. Pébère, and B. Tribollet, "CPE analysis by local electrochemical impedance spectroscopy," *Electrochimica Acta*, vol. 51, pp. 1473–1479, Jan. 2006.

- [57] D. Marquardt, “An Algorithm for Least-Squares Estimation of Nonlinear Parameters,” *Journal of the Society for Industrial and Applied Mathematics*, vol. 11, pp. 431–441, June 1963.
- [58] D. Ayllon, F. Seoane, and R. Gil-Pita, “Cole equation and parameter estimation from electrical bioimpedance spectroscopy measurements - A comparative study,” *Engineering in Medicine and Biology Society, 2009. EMBC 2009. Annual International Conference of the IEEE*, pp. 3779–3782, 2009.
- [59] A. Muciek and F. Cabiati, “Analysis of a three-voltmeter measurement method designed for low-frequency impedance comparisons,” *Metrology and Measurement Systems*, vol. 13, no. 1, pp. 19–33, 2006.
- [60] C. Assambo, A. Baba, R. Dozio, and M. J. Burke, “Determination of the parameters of the skin-electrode impedance model for ECG measurement,” in *Proceedings of the 6th WSEAS international conference on electronics, hardware, wireless and optical communications, Corfu Island, Greece*, pp. 90–95, 2007.
- [61] J. F. González, *Textile-enabled Bioimpedance Instrumentation for Personalized Health Monitoring Applications*. PhD thesis, KTH Royal Stockholm, Sweden, 2013.
- [62] D. L. C.-P. Elizabeth R. DeLong, David M. DeLong, “Comparing the areas under two or more correlated receiver operating characteristic curves: A nonparametric approach,” *Biometrics*, vol. 44, no. 3, pp. 837–845, 1988.
- [63] S. Takamatsu, T. Lonjaret, D. Crisp, J.-M. Badier, G. G. Malliaras, and E. Ismailova, “Direct patterning of organic conductors on knitted textiles for long-term electrocardiography,” *Scientific reports*, vol. 5, 2015.
- [64] D. Pani, A. Dessi, E. Gusai, J. F. Saenz-Cogollo, G. Barabino, B. Fraboni, and A. Bonfiglio, “Evaluation of novel textile electrodes for ECG signals monitoring based on PEDOT:PSS-treated woven fabrics,” *Engineering in Medicine and Biology Society (EMBC), 2015 37th Annual International Conference of the IEEE*, pp. 3197–3200, 2015.
- [65] D. Pani, A. Dessi, E. Gusai, J. F. Saenz-Cogollo, G. Barabino, B. Fraboni, and A. Bonfiglio, “Fully textile, pedot:pss based electrodes for wearable ecg monitoring systems,” *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, vol. 63, pp. 540–549, March 2016.
- [66] W. J. Tompkins, *Biomedical digital signal processing*. Editorial Prentice Hall, 1st ed., 1993.
- [67] C. Bustamante Arcila, S. Duque Vallejo, A. Orozco-Duque, and J. Bustamante Osorno, “Development of a segmentation algorithm for ecg signals, simultaneously applying

- continuous and discrete wavelet transform,” in *Image, Signal Processing, and Artificial Vision (STSIVA), 2012 XVII Symposium of*, pp. 44–49, Sept 2012.
- [68] J. Pan and W. J. Tompkins, “A real-time qrs detection algorithm,” *Biomedical Engineering, IEEE Transactions on*, no. 3, pp. 230–236, 1985.
- [69] E. D. Prentice and L. Antonson, “A protocol review guide to reduce irb inconsistency,” *IRB: Ethics & Human Research*, vol. 9, no. 1, pp. 9–11, 1987.
- [70] M. Villarrubia, “Seguridad eléctrica: efectos de la corriente eléctrica sobre el cuerpo humano,” *Montajes e instalaciones. Revista Técnica sobre la Construcción e Ingeniería de las Instalaciones*, vol. 341, pp. 51–61, 2000.
- [71] M. Asplund, E. Thaning, J. Lundberg, A. C. Sandberg-Nordqvist, B. Kostyszyn, H. von Holst, and Others, “Toxicity evaluation of PEDOT/biomolecular composites intended for neural communication electrodes,” *Biomedical Materials*, vol. 4, no. 4, p. 45009, 2009.
- [72] J. Laurikkala, M. Juhola, E. Kentala, N. Lavrac, S. Miksch, and B. Kavsek, “Informal identification of outliers in medical data,” in *Fifth International Workshop on Intelligent Data Analysis in Medicine and Pharmacology*, pp. 20–24, Citeseer, 2000.
- [73] G. Gargiulo, P. Bifulco, M. Cesarelli, M. Ruffo, M. Romano, R. A. Calvo, C. Jin, and A. van Schaik, “An ultra-high input impedance ECG amplifier for long-term monitoring of athletes,” *Medical Devices (Auckland, N.Z.)*, vol. 3, pp. 1–9, jul 2010.
- [74] Y. M. Chi, C. Maier, and G. Cauwenberghs, “Ultra-high input impedance, low noise integrated amplifier for noncontact biopotential sensing,” *IEEE Journal on Emerging and Selected Topics in Circuits and Systems*, vol. 1, pp. 526–535, Dec 2011.