



**ELABORACION DE UN LIBRO TEXTO Y MATERIAL DE LABORATORIO PARA
LA OPTATIVA INTRODUCCION A LA INGENIERIA BIOMEDICA**

ALEXANDER ARIZA NADJAR

**UNIVERSIDAD PONTIFICIA BOLIVARIANA
ESCUELA DE INGENIERÍA Y ADMINISTRACIÓN
FACULTAD DE INGENIERÍA ELECTRÓNICA
BUCARAMANGA**

2009

**ELABORACION DE UN LIBRO TEXTO Y MATERIAL DE LABORATORIO PARA
LA OPTATIVA INTRODUCCION A LA INGENIERIA BIOMEDICA**

ALEXANDER ARIZA NADJAR

**Trabajo de grado para optar al título de
Ingeniero Electrónico**

Director:

SAYRA MAGNOLIA CRISTANCHO

PhD en Ingeniería Biomédica

**UNIVERSIDAD PONTIFICIA BOLIVARIANA
ESCUELA DE INGENIERÍA Y ADMINISTRACIÓN
FACULTAD INGENIERÍA ELECTRÓNICA
BUCARAMANGA**

2009

Nota de Aceptación

Presidente del Jurado

Jurado

Jurado

Bucaramanga 26 de Marzo de 2009

A Dios,

A mi Padre Jose Ariza por su amor incondicional, y su infinita paciencia,

A mi madre Dayive Nadjar, por sus oraciones, su apoyo y por ser el más grande
pilar de mi vida,

A mi familia, por el ánimo que me brindaron,

A todos mis amigos, porque nunca me faltó su ayuda,

Y a ella... esa persona especial de mi vida, que no creo necesario nombrar...

Ella sabe quién es. Muchas gracias por todo

AGRADECIMIENTOS

El autor expresa su agradecimiento a:

Sayra Magnolia Cristancho, Phd en Ingeniería Biomédica. Por ser una gran directora, en quien pude siempre encontrar toda la ayuda, el consejo, y la colaboración que necesité. Gracias por creer y confiar ciegamente en mí.

Luis Enrique Corzo Parra, Ingeniero Electrónico. Por su gran aporte al desarrollo de este proyecto. Gracias por su amistad.

Maria Jose Bornacelli, Estudiante de Ingeniería Electrónica e Industrial. A pesar de no conocernos hace mucho, gracias por su invaluable aporte, sin el cual no hubiera podido dar por finalizado este proceso.

Angela Patricia Ariza Nadjar, mi hermana. Por su constante apoyo, risas y su constante interés en que todo esto fuera posible.

A todas las personas que de una u otra forma colaboraron con el desarrollo de este proyecto, a Freddy Vega, Catalina Luna, Juan Jose Castañeda, Diana Garcia, y demás amigos que tuve la fortuna de conocer en mi trayecto dentro de la universidad, gracias por sus consejos, frases de apoyo y momentos de felicidad que me brindaron.

A todos los profesores que me brindaron sus conocimientos durante la carrera, gracias por compartirlo. Espero poder devolver algún día parte de lo que ustedes me enseñaron.

CONTENIDO

INTRODUCCION	1
OBJETIVOS	16
1. MARCO TEORICO	17
1.1 ¿Qué es la Ingeniería Biomédica?	17
1.1.1 Rol de un Ingeniero Biomédico	20
1.2 Instrumentación biomédica	21
2. METODOLOGIA	27
2.1 Estructura del Libro texto	27
2.1.1 Capítulos	28
2.2 Proyectos de Laboratorio	36
2.2.1 Selección de los proyectos a realizar	36
2.2.2 Diseño	37
2.2.2.1 Proyecto ECG	37
• Electrocardiógrafo	37
• <i>Derivaciones del ECG</i>	38
• <i>Electrocardiograma</i>	39
• <i>Diseño de Filtros</i>	41
• <i>Simulaciones</i>	41
• <i>Pruebas en Protoboard</i>	42
• <i>Generación de guía de laboratorio</i>	42
• <i>Diseño PCB</i>	42
• <i>Pruebas finales</i>	42
2.2.2.2 Monitor de frecuencia cardíaca	43
• <i>Valores medios de la FC en función de la edad y del sexo</i>	43
• <i>Determinación de frecuencia cardíaca</i>	43
2.2.2.3 Diseño y construcción de un EMG	45

2.2.2.4	Tipos de contracciones musculares	47
•	<i>Diseño de Filtros</i>	48
•	<i>Simulaciones</i>	49
•	<i>Pruebas en Protoboard</i>	49
•	<i>Generación de guía de laboratorio</i>	49
•	<i>Diseño PCB</i>	49
•	<i>Pruebas finales</i>	50
3.	RESULTADOS	51
3.1	Elaboración de libro texto	51
3.1.1	CAPITULO 1. SISTEMAS FISIOLÓGICOS	51
3.1.2	CAPITULO 2. ELECTROFISIOLOGÍA.....	52
3.1.3	CAPITULO 3. BIOINSTRUMENTACIÓN	53
3.1.4	CAPITULO 4. BIOMECÁNICA Y BIOMATERIALES	56
3.1.5	CAPITULO 5. IMAGENOLÓGICA MÉDICA	57
3.1.6	CAPITULO 6. SIMULACIÓN QUIRÚRGICA.....	58
3.1.7	CAPITULO 7. ROBOTICA MÉDICA.....	59
3.1.8	CAPITULO 8. TELEMEDICINA.....	60
3.1.9	CAPITULO 9. EQUIPOS HOSPITALARIOS.....	61
3.1.10	CAPITULO 10. PRESENTE Y FUTURO.....	63
3.2	Desarrollo de proyectos de laboratorio	63
3.2.1	Diseño y construcción de un ECG de 3 derivaciones	64
3.2.1.1.	Cálculo de los componentes	66
3.2.1.2.	Simulaciones.....	71
3.2.2	Monitor de Frecuencia Cardíaca.....	83
3.2.3	Diseño y Construcción de un EMG	87
3.2.3.1	Cálculo de los componentes	90
3.2.3.2	Simulaciones.....	93

3.2.1.4. Implementación final.....	96
4. CONCLUSIONES.....	103
REFERENCIAS	105
ANEXOS.....	107

TABLA DE FIGURAS

Figura 1. El mundo de la Ingeniería Biomédica	18
Figura 2. Sistema básico de instrumentación biomédica con sensor para medir una señal, adquisición de datos, almacenamiento, capacidad de monitoreo, control y realimentación.	22
Figura 3. Composición del Libro texto para la materia Introducción a la Ingeniería Biomédica.....	27
Figura 4. Capitulo 1 Sistemas Fisiológicos	28
Figura 5. Capitulo 2 Electrofisiología	28
Figura 6. Capitulo 3 Bioinstrumentación.....	29
Figura 7. Capitulo 4 Biomecánica y Biomateriales	30
Figura 8. Capitulo 5 Imagenología médica	31
Figura 9. Capitulo 6 Simulación quirúrgica	31
Figura 10. Capitulo 10 Robótica médica	32
Figura 11. Capitulo 8 Telemedicina.....	33
Figura 12. Capitulo 9 Equipos hospitalarios	33
Figura 13. Capitulo 10 Presente y Futuro	34
Figura 14. Libro texto guía para la materia introducción a la Ingeniería Biomédica.....	35
Figura 15. Triangulo de Einthoven	38
Figura 17. Forma de onda de la señal electrocardiográfica	39
Figura 16. Derivaciones estándar del ECG.....	39
Figura 18. conteo de ciclos cardiacos.....	44
Figura 19. Medición del intervalo R-R.....	45
Figura 20. Ubicación de electrodos en el registro EMG de antebrazo	48
Figura 21. Diagrama de Bloques Electrocardiógrafo de 3 Derivaciones.....	64
Figura 22. Diagrama esquemático Electrocardiógrafo de 3 Derivaciones	65
Figura 23. Acople de impedancias	66
Figura 24. Interfaz de diseño del programa FilterPro de Texas Instruments.....	69
Figura 25. Diagrama de conexión filtro Rechazabanda Doble T.....	70
Figura 26. Diagrama circuital interno del dispositivo LF347.....	71
Figura 27. Simulación filtro Pasaaltos de 0.05Hz	72
Figura 28. Simulación filtro Pasabajos de 150Hz	72
Figura 29. Simulación filtro rechazabanda Doble T de 60Hz.....	73
Figura 30. Señal electrocardiográfica visualizada en el Fluke Scopemeter 123.....	74
Figura 31. Características de la señal ECG.....	75
Figura 32. Diagrama circuital implementado en Eagle de Cadsoft para el ECG	76
Figura 33. Diseño final del ECG implementado en PCB	77

Figura 34. Diseño de la visualización de la señal ECG en LABVIEW (Sección en cuadro rojo)	78
Figura 35. Señal ECG visualizada en LABVIEW	78
Figura 36. Diagrama de bloques contador de frecuencia cardiaca. (a) Selección de rango a detectar. (b) Contador de pulsos, si se detecta una señal entre el rango a evaluar aumentara un contador en 1, de ser falso el programa reevaluara la señal hasta que se detecte un pico. (c) Selección del tiempo de muestreo, en este caso es de 6 segundos. .	84
Figura 37. Diferentes casos para realizar el conteo de pulsos	84
Figura 38. Contador de frecuencia cardiaca. (Sección en cuadro rojo)	85
Figura 39. Diagrama de bloques Diseño EMG	88
Figura 40. Diagrama esquemático Electromiógrafo	89
Figura 41. Derivaciones de Einthoven	90
Figura 42. Parámetros de diseño FilterPro	92
Figura 43. Simulación filtro Pasaaltos Butterworth de 20Hz	93
Figura 44. Simulación filtro Pasabajos Chebychev de 500Hz	94
Figura 45. Contracción Isométrica del musculo Bíceps	95
Figura 46. Contracciones isotónicas. (a) Brazo extendido 180°. (b) Brazo flexionado a 90°. (c) Brazo flexionado a 45°	95
Figura 47. Fatiga isométrica sosteniendo un objeto de 10 lbs.	96
Figura 48. Diagrama circuital implementado en Eagle de Cadsoft para el EMG	96
Figura 49. Diseño final del EMG implementado en PCB	97
Figura 50. Diseño de la visualización de la señal ECG en LABVIEW	98
Figura 51. Visualización señal EMG. Contracciones isométricas	98
Figura 52. Visualización señal EMG. Fatiga isométrica	99

GLOSARIO

INGENIERÍA BIOMÉDICA: Aplicación de los conocimientos recabados de la relación entre la ciencia ingenieril y la médica, tal que a través de ambas pueden ser plenamente utilizados para el beneficio del hombre.

ESTUDIO ELECTROFISIOLÓGICO: Estudio de las diferentes señales bioeléctricas presentes en el cuerpo humano.

ELECTROCARDIOGRAFÍA: Es el estudio desde el exterior de la actividad eléctrica del corazón.

ELECTROMIOGRAFÍA: Es una prueba que evalúa la salud de los músculos y los nervios que controlan los músculos.

BIOMÉCANICA: Disciplina científica que tiene por objeto el estudio de las estructuras de carácter mecánico que existen en los seres vivos, fundamentalmente del cuerpo humano. Esta área de conocimiento se apoya en diversas ciencias biomédicas, utilizando los conocimientos de la mecánica, la ingeniería, la anatomía, la fisiología y otras disciplinas, para estudiar el comportamiento del cuerpo humano y resolver los problemas derivados de las diversas condiciones a las que puede verse sometido.

BIOMÁTERIALES: Productos biocompatibles que se colocan sobre algún órgano o hueso tratando de conseguir su regeneración y restaurar el defecto existente.

IMAGEN MEDICA: Colección de datos relativos a la interacción de alguna forma de radiación con un tejido. Son las transformaciones de estos datos en una o varias imágenes usando métodos matemáticos específicos y el desarrollo de la tecnología que permite extraer una información clínicamente válida.

ROBÓTICA MÉDICA: Robots de servicio que trabajan de forma autónoma o semiautónoma para realizar tareas útiles para el bienestar de las personas. En la práctica de la cirugía se han ido desarrollando procedimientos de trabajo basados en conceptos nuevos como, por ejemplo, la cirugía mínimamente invasiva. En ella se minimizan las incisiones que se practican al paciente, con lo que mejora su tiempo de recuperación.

TELEMEDICINA: Sistema integral y completo de suministro de atención en salud y educación a distancia, posibilitado a través de los sistemas de información y de comunicación, como tal, está basada en la comunicación, entre personas separadas geográficamente y debe cumplir ciertos estándares que aseguren el establecimiento de un buen consejo médico, opinión, diagnóstico o recomendación de tratamiento sin la presencia física del sujeto examinado.

SIMULACIÓN: Es la representación de un proceso o fenómeno mediante otro más simple, que permite analizar sus características.

TECNOLOGÍA: Conjunto de habilidades que permiten construir objetos y máquinas para adaptar el medio y satisfacer nuestras necesidades.

RESUMEN GENERAL DE TRABAJO DE GRADO

TITULO: ELABORACION DE UN LIBRO TEXTO Y MATERIAL DE LABORATORIO PARA LA OPTATIVA INTRODUCCION A LA INGENIERIA BIOMEDICA

AUTOR(ES): ALEXANDER ARIZA

FACULTAD: Facultad de Ingeniería Electrónica

DIRECTOR(A): SAYRA MAGNOLIA CRISTANCHO SOLANO

RESUMEN

El presente trabajo tiene como objetivo principal solucionar dos problemas que presenta el desarrollo adecuado de la materia optativa Introducción a la Ingeniería Biomédica. El primero es que la bibliografía actual a la que pueden recurrir los estudiantes es limitada, en comparación con las otras áreas de la electrónica estudiadas dentro de la universidad. Además de la limitada, la mayoría se encuentran en idioma inglés por lo cual el proceso de aprendizaje encuentra dificultades. Además se encuentra que el proceso de aprendizaje es mucho más rápido y fácil para los estudiantes si la materia en curso posee un libro texto. La estructura del presente proyecto está constituido por diez (10) capítulos, determinados por las áreas más importantes de la Ingeniería Biomédica, como son: Sistemas fisiológicos, Electrofisiología, Bioinstrumentación, Biomecánica y Biomateriales, Imagenología Médica, Simulación Quirúrgica, Robótica Médica, Telemedicina, Equipos hospitalarios y por último Ingeniería Clínica y Tendencias en investigación. Cada capítulo posee además una evaluación, compuesta por preguntas variadas basadas en la información ofrecida en los subcapítulos, para que de esta forma tanto el estudiante como el profesor puedan dar una valoración del aprendizaje. También se hace entrega de los prototipos y las guías de desarrollo de tres (3) proyectos de laboratorio. Los proyectos son: Diseño y construcción de un ECG de 3 derivaciones, Diseño de un Monitor de Frecuencia Cardíaca, y el Diseño y construcción de un EMG. Al final de cada proyecto también se evalúa, para su informe, si el estudiante ha logrado aprender algo con los objetivos. Por último, adicional a las guías se hace entrega de dos (2) PCBs con el ECG y EMG funcionando correctamente y un programa basado en el software de programación LABVIEW con el Monitor de Frecuencia Cardíaca implementado.

PALABRAS

CLAVE:

Ingeniería
Biomédica,
Instrumentación
médica,
electrocardiografía,
electromiografía,
frecuencia
cardíaca.

GENERAL ABSTRACT DEGREE WORK

TITULO: ELABORACION DE UN LIBRO TEXTO Y MATERIAL DE LABORATORIO PARA LA OPTATIVA INTRODUCCION A LA INGENIERIA BIOMEDICA

AUTOR(ES): ALEXANDER ARIZA

FACULTAD: Facultad de Ingeniería Electrónica

DIRECTOR(A): SAYRA MAGNOLIA CRISTANCHO SOLANO

RESUMEN

The present work has as main objective to solve two problems that are present in the adequate development of the optative class Introduction to Biomedical Engineering. First, the current bibliography to which students can resort is limited, in comparison with the other areas of electronics studied in the university. Besides, most of those are found to be in English language, meaning that the learning process finds a lot of difficulties. On the other hand, it's the fact that the learning process is a lot faster and easier to students if the coursing class posses a text book. The structure of the present project has as end to be attractive to student, is composed by ten (10) chapters, determined by the most important areas of Biomedical Engineering, as are: Physiologic Systems, Electrophysiology, Bioinstrumentation, Biomechanics and Biomaterials, Medical Imaging, Surgery Simulation, Medical Robotics, Telemedicine, Hospital Equipment, and finally Clinical Engineering and Investigation tendencies. Finally, every chapter has an evaluation, composed by varied questions based in the information offered in the subchapters, so both the student and teacher can give a valuation of the learning process.

Having under consideration that a class is more didactic if the previously knowledge studied in a classroom are applied to the development of distinct projects, is also given the prototypes and development guides of three (3) lab projects. The projects are: Design and construction of a 3 leads ECG, Design of a cardiac frequency monitor, and the Design and construction of an EMG. With this lab projects the student will be able to apply part of the acquired knowledge in the development of the class. Every guide posses an organized structure to its development, with is due previously preparation, as also different questions that the student must respond as the project advances. At the end of each Project is also evaluated, to its report, if the student has managed to learn something from the objectives. Finally, additional to the guides are also given two (2) PCBs with the ECG and EMG working properly, and a program based in the software LABVIEW with the implemented cardiac frequency monitor.

KEYWORDS:

Biomedical
Engineering,
Medical
instrumentation,
Electrocardiography,
Electromiography,
Cardiac frequency.

INTRODUCCION

El Committee of the Engineers Joint Council de los Estados Unidos definió en 1972 a la Ingeniería Biomédica como “la aplicación de los conocimientos recabados de un fértil cruce entre la ciencia ingenieril y la ciencia médica, tal que a través de ambas, pueden ser plenamente utilizados para el beneficio del hombre”. Esta definición es una de las más aceptadas para describir que es la Ingeniería Biomédica. Se suele cometer el error de confundir el término con otro muy relacionado como lo es la Bioingeniería, pero es de gran importancia diferenciar ambos términos para lo cual es útil conocer la siguiente definición de Heinz Wolf en 1970: “la bioingeniería consiste en la aplicación de las técnicas y las ideas de la ingeniería a la biología. El gran sector de la bioingeniería que se refiere especialmente a la medicina, puede llamarse más adecuadamente ingeniería biomédica”, ambas definiciones ayudan a establecer la relación que existe entre dos de las ramas más importantes de la ciencia como lo son la medicina y la ingeniería. La Ingeniería Biomédica en el mundo ha avanzado bastante desde sus inicios y ha logrado salvar innumerables vidas con inventos de tanto renombre como el marcapasos, el ECG, entre otros, y ha ayudado también a mejorar la calidad de vida de muchos con el uso de partes humanas artificiales, tanto que una de las operaciones de mayor éxito hoy en día es el reemplazo completo de la cadera, lo que cambia la vida de personas con problemas de artritis o del área pélvica. Si cualquier persona se tomara el tiempo para describir los beneficios del desarrollo de esta área probablemente tardaría meses e incluso años en la tarea.

En Colombia esta rama de la ciencia viene en desarrollo desde 1958 con el Dr. Jorge Reynolds Pombo, cuyo trabajo estaba relacionado con el marcapasos en humanos y la biotelemedría cardiaca de las ballenas. Desde entonces ha venido en crecimiento y es hasta ahora materia de estudio en varios establecimientos educativos superiores del país.

El presente trabajo es un esfuerzo para ayudar al desarrollo de esta área de la ciencia dentro de la Universidad Pontificia Bolivariana seccional Bucaramanga, mediante el diseño de un libro texto sobre la Ingeniería Biomédica, para aquellos interesados en enfocar sus conocimientos de Ingeniería Electrónica hacia dicha área. Además se proponen tres prácticas de laboratorio relacionadas con la bioinstrumentación, la cual es un área de la ingeniería biomédica muy afín con el perfil de la ingeniería electrónica de la Universidad Pontificia Bolivariana, seccional Bucaramanga. Se espera que este proyecto sea de gran ayuda para que esta área de la Ingeniería se desarrolle y sea el pilar para otras investigaciones que ayuden al crecimiento de la universidad.

OBJETIVOS

OBJETIVO GENERAL

- Redactar un texto guía para los estudiantes interesados en enfocar sus estudios de ingeniería electrónica en la rama de la biomédica. Este texto contará con los temas base para el estudio de la ciencia y además con temas de actualidad. Se incluirán guías y procedimientos para el desarrollo de tres proyectos de laboratorio a realizar durante un semestre académico.

OBJETIVOS ESPECIFICOS

- Realizar una revisión de literatura sobre los temas básicos requeridos en un curso introductorio sobre Ingeniería Biomédica, con base en distintos autores reconocidos mundialmente por sus aportes a esta ciencia.
- Realizar una recopilación de temas actuales en investigación a nivel nacional e internacional en el área de la Ingeniería Biomédica, los cuales serán presentados en el libro texto como casos de estudio.
- Establecer estándares para el desarrollo de (3) proyectos de laboratorio que puedan implementarse como parte del ofrecimiento semestral de la asignatura optativa Introducción a la Ingeniería Biomédica.
- Realizar las guías de procedimiento y los informes respectivos para cada proyecto de laboratorio propuesto.

1. MARCO TEORICO

1.1 ¿Qué es la Ingeniería Biomédica?

Muchos de los problemas que afrontan los profesionales de la salud actualmente son de extrema importancia para los ingenieros, debido a que dichos problemas involucran aspectos fundamentales de análisis, diseño y aplicación práctica de sistemas y dispositivos electrónicos. Estos problemas de diseño médico pueden variar desde construcciones muy complejas a gran escala, como el diseño e implementación de laboratorios clínicos automatizados, y sistemas de información en hospitales, hasta la creación de dispositivos relativamente pequeños y simples, como electrodos de registro y transductores que pueden ser utilizados para monitorear la actividad de procesos fisiológicos específicos en clínicas o establecimientos de investigación. Ya que la Ingeniería Biomédica envuelve la aplicación de conceptos, conocimiento, y aproximaciones de virtualmente todas las disciplinas de la ingeniería (electrónica, mecánica, eléctrica, química, entre otras) para resolver problemas relacionados con el cuidado de la salud, las oportunidades de interacción entre ingenieros y profesionales de la salud son muchas y variadas. Entonces, los Ingenieros Biomédicos pueden estar involucrados en, por ejemplo, el diseño de una nueva modalidad de imagenología médica o el desarrollo de dispositivos prostéticos médicos para ayudar a personas con discapacidades.

Los Ingenieros Biomédicos aplican principios de ingeniería eléctrica, electrónica, química, mecánica, óptica, entre otros, para el entendimiento, modificación o control de sistemas biológicos. Aquellos que trabajan dentro de un ambiente clínico son llamados más propiamente Ingenieros Clínicos, pero esta distinción teórica no siempre se observa en la práctica. La amplitud de la actividad de los Ingenieros Biomédicos ahora es muy significativa. El campo ha avanzado desde que concernía principalmente al desarrollo de dispositivos médicos en los cincuentas y sesentas, a incluir actualmente un más amplio rango de actividades. Como se ilustra en la figura 1, el campo de la Ingeniería Biomédica ahora incluye varias carreras en áreas nuevas. Estas áreas incluyen:

- Aplicación de sistemas de análisis de ingeniería (modelamiento fisiológico, simulación y control de problemas biológicos).
- Detección, medición, y monitorización de señales fisiológicas (por ejemplo biosensores e instrumentación biomédica).
- Interpretación diagnóstica por medio del uso de técnicas de procesamiento de señales de información bioeléctrica.
- Procedimientos y dispositivos terapéuticos y para rehabilitación (Ingeniería de Rehabilitación).
- Dispositivos para el reemplazo o mejoramiento de funciones corporales (órganos artificiales).

- Análisis computacional de información relacionada con el paciente, y toma de decisiones clínicas (por ejemplo informática médica e inteligencia artificial).
- Imagenología médica, esto es, la visualización gráfica de detalles anatómicos o de funciones fisiológicas.
- La creación de nuevos productos biológicos (por ejemplo biotecnología e ingeniería de tejidos).

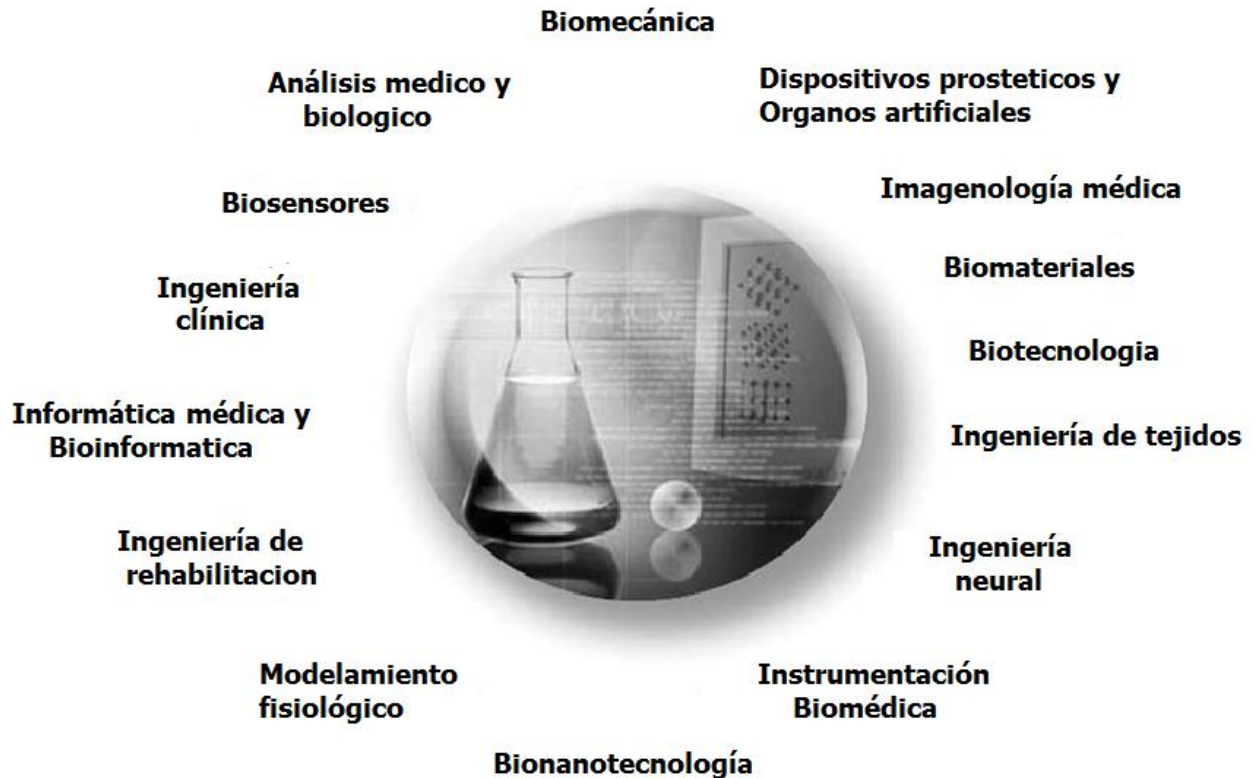


Figura 1. El mundo de la Ingeniería Biomédica

Fuente. John D. Enderle, Susan M. Blanchard, Joseph D. Bronzino, *Biomedical Engineering: a Historical Perspective*, "Introduction to Biomedical Engineering", Second Edition, 2005, Cap (8): p. 19.

Basados en todas las áreas mostradas previamente, se determinó cuáles iban a ser los capítulos que debían componer el libro texto.

Por otro lado los objetivos típicos de los Ingenieros Biomédicos incluyen:

- Investigación de nuevos materiales para órganos artificiales
- Desarrollo de nuevos instrumentos de diagnóstico para análisis de sangre
- Desarrollo de software para análisis de información de investigación médica

- Desarrollo de nuevos sistemas de imagenología diagnóstica
- Desarrollo de sistemas de telemetría para el monitoreo de pacientes
- Diseño de sensores biomédicos
- Desarrollos de sistemas para el diagnóstico y tratamiento de enfermedades
- Diseño de sistemas de control de lazo cerrado del cuerpo humano
- Diseño de ayudas para la comunicación de individuos con discapacidades
- Estudio de la dinámica de fluidos pulmonares
- Estudio de la biomecánica del cuerpo humano
- Desarrollo de material para ser usado como reemplazo de piel humana

La anterior lista no pretende incluir todas las aplicaciones, ya que muchas otras usan el talento y las habilidades del Ingeniero Biomédico. De hecho, la lista de las actividades del Ingeniero Biomédico depende del ambiente en el que trabaje. Esto es especialmente cierto para los ingenieros clínicos. Los ingenieros clínicos son responsables esencialmente de todos los instrumentos y sistemas de alta tecnología usados en los hospitales hoy en día, tanto para el entrenamiento del personal médico en seguridad, como para el diseño, selección y uso de la tecnología y poder dar así un servicio seguro y efectivo del cuidado de la salud.

La Ingeniería Biomédica es entonces una rama interdisciplinaria fuertemente basada tanto en la ingeniería como en las ciencias de la vida. Se extiende desde formulaciones teóricas no experimentales hasta muchas aplicaciones. Puede abarcar la investigación, desarrollo, implementación y operación. Entonces, como en la medicina práctica misma, es improbable que una sola persona adquiera la experiencia que abarque el campo entero. Como resultado ha habido una explosión de especialistas en Ingeniería Biomédica para cumplir el amplio espectro de actividades. Sin embargo, por la misma naturaleza interdisciplinaria de la actividad, hay una considerable interacción y colaboración de intereses y esfuerzo entre ellos.

Quizás el mayor beneficio potencial que se obtiene con la utilización de los Ingenieros Biomédicos es la identificación de problemas y necesidades del sistema de cuidado de la salud, los cuales pueden ser solucionados usando tecnología de ingeniería actual y sistemas metodológicos. Consecuentemente, el campo de los Ingenieros Biomédicos ofrece esperanza en la continua batalla por proveer un servicio para el cuidado de la salud de alta calidad a un costo razonable. Si se orienta directamente hacia la solución de problemas relacionados con aproximaciones de medicina preventiva, servicios ambulatorios, y similares, los Ingenieros Biomédicos pueden proveer las herramientas y técnicas que hagan el sistema de cuidado de la salud más efectivo y eficiente. [1]

1.1.1 Rol de un Ingeniero Biomédico

En el sentido más amplio, la Ingeniería Biomédica envuelve el entrenamiento de tres tipos de individuos:

1. El Ingeniero Clínico
2. El Ingeniero Biomédico de diseño
3. El científico de desarrollo

Aunque actualmente, se podría distinguir entre tres roles en los que se pueden desarrollar los Ingenieros Biomédicos, dichos roles son:

El primer tipo, el más común, sería el “solucionador de problemas”. Los Ingenieros Biomédicos mantienen la relación tradicional con los médicos y demás profesionales biológicos, con los cuales pueden identificar un problema que puede ser resuelto con la aplicación de la experiencia específica del ingeniero. Sin embargo, para que este proceso de solución de problemas sea eficiente y exitoso, debe existir un intercambio de información desde ambos lados. Los Ingenieros Biomédicos deben entender el problema biológico para aplicar su juicio y contribuir su conocimiento en la búsqueda de la solución del mismo, a su vez debe defender sus métodos en términos que el profesional biológico los pueda entender. Si no son capaces de realizar esto, no ameritan el término “Biomédico”.

El segundo tipo, el cual es más raro, es el llamado “emprendedor tecnológico” (como el Ingeniero de diseño en la industria). Este tipo de individuo asume que la brecha entre la educación tecnológica del científico o físico biológico y la capacidad tecnológica, se ha vuelto tan grande que el científico biológico no puede plantear un problema que cause la incorporación de aplicaciones de tecnología existente. Por lo tanto, los emprendedores tecnológicos examinan algunas partes del frente medico y biológico e identifican áreas en las cuales la tecnología avanzada podría resultar ventajosa. Entonces, plantean el problema y de inmediato proceden a proveer la solución primero conceptualmente y después en forma de hardware o de software. Finalmente, estos individuos deben convencer a la comunidad médica de que pueden proveer una herramienta útil, debido a que, la actividad del emprendedor es especulativa y no tiene ningún dispositivo final listo para mostrar resultados. Sin embargo, si la empresa es un éxito, ya sea científicamente o comercialmente, entonces se habrá logrado un avance mucho antes de lo que se hubiera podido lograr a través de los procedimientos corrientes. Debido a la naturaleza de su trabajo, los “emprendedores tecnológicos” deben poseer un gran conocimiento tanto de ingeniería como de medicina, además debe tener experiencia en numerosos sistemas médicos

El tercer tipo de Ingeniero Biomédico es el “ingeniero científico”, al cual le interesa más aplicar conceptos de ingeniería e industria en laboratorios de investigación y

exploración de procesos biológicos. La herramienta más poderosa a su disposición es la construcción de un modelo físico o matemático del sistema biológico bajo estudio. A través de técnicas de simulación y maquinaria computacional disponible, usan el modelo para entender aspectos que son muy complejos de entender ya sea con computación analítica, como a través de reconocimiento intuitivo. Adicionalmente, este proceso de simulación facilita el diseño de experimentos apropiados que pueden ser realizados en el mismo sistema biológico bajo estudio. Los resultados de dichos experimentos pueden, en ocasiones, ser usados para mejorar el modelo. Es esencial que el “ingeniero científico” trabaje en un ambiente biológico, particularmente cuando su trabajo tendrá una utilidad clínica. Este tipo de ingenieros son verdaderos compañeros del científico biológico y se han vuelto parte de los equipos de investigación formados en muchos institutos para desarrollar técnicas y experimentos que revelaran los misterios del organismo humano.

Cada uno de estos roles requiere una actitud diferente, además de un grado específico de conocimiento acerca del ambiente biológico. Sin embargo, cada ingeniero debe poseer las capacidades y experiencia en tecnología de ingeniería, por lo que para cumplir con este requisito los programas de educación tienen el desafío de desarrollar currículos que provean una exposición adecuada a ambientes biológicos, sin sacrificar las habilidades de ingeniería. En últimas el rol del Ingeniero Biomédico, como el del médico y la enfermera, es servir a la sociedad. La Ingeniería Biomédica es una profesión no un servicio técnico de habilidades. [2]

1.2 Instrumentación biomédica

Un sistema de instrumentación biomédica debe incluir dispositivos de salida que permita a operadores humanos observar la señal en un formato que sea fácil de entender. Estos dispositivos pueden ser numéricos o gráficos, discretos o continuos, y permanentes o temporales. La mayoría de los dispositivos de visualización de la salida son hechos para ser observados visualmente, pero algunos también incluyen una salida audible (por ejemplo, un sonido con cada latido del corazón). Además de mostrar los datos, muchos sistemas de instrumentación tienen la capacidad de almacenamiento de datos. En algunos dispositivos, la señal se almacena brevemente con el fin de que más adelante pueda ser procesada y transformada, o para que un operador pueda luego examinar los datos. En otros casos, las señales se almacenan de manera permanente de tal modo que diferentes sistemas de procesamiento de señales puedan ser aplicados en algún momento posterior. Los monitores Holter, por ejemplo, adquieren 24 horas de información de ECG de los datos, los cuales son procesados posteriormente para determinar actividad arrítmica y otras importantes actividades para diagnóstico. Con la invención del teléfono, y ahora con la Internet, las señales pueden ser adquiridas por un dispositivo en un lugar, tal vez el

domicilio del paciente, y ser transmitida a otro dispositivo para ser procesada y / o almacenada. Esto ha hecho posible, por ejemplo, que se pueda proporcionar información de diagnóstico rápido, si un paciente tiene un ritmo cardíaco inusual, mientras aun está en casa. Además le ha permitido también a instalaciones médicas en zonas rurales transmitir imágenes de diagnóstico a los hospitales de atención terciaria con el fin de que médicos especialistas puedan ayudar a los médicos generales llegar a diagnósticos más precisos.

Existen otros dos componentes que desempeñan un papel importante en sistemas de instrumentación. El primero es *la señal de calibración*. Una señal con amplitud y frecuencia conocida es aplicada al sistema de instrumentación en la entrada del sensor. La señal de calibración permite a los componentes del sistema ser ajustados de tal manera que la salida y entrada posean una conocida relación de medida. Sin esta información, es imposible convertir la salida de un sistema de instrumentación en una significativa representación de la medición. Otro componente importante, un *elemento de retroalimentación*, no es parte de todos los sistemas de instrumentación. Estos dispositivos incluyen marcapasos y ventiladores que estimulan el corazón o los pulmones. Algunos dispositivos de retroalimentación recopilan información de datos fisiológicos y estimulan una respuesta (por ejemplo, un latido del corazón o la respiración) cuando sea necesario, o son parte de los sistemas de biorretroalimentación en los que el paciente tiene conocimiento de una medición fisiológica (por ejemplo, la presión sanguínea) y usa un control consciente para cambiar la respuesta fisiológica. [3] La siguiente grafica muestra el diagrama de bloques con las etapas que conforman un dispositivo de instrumentación biomédica:

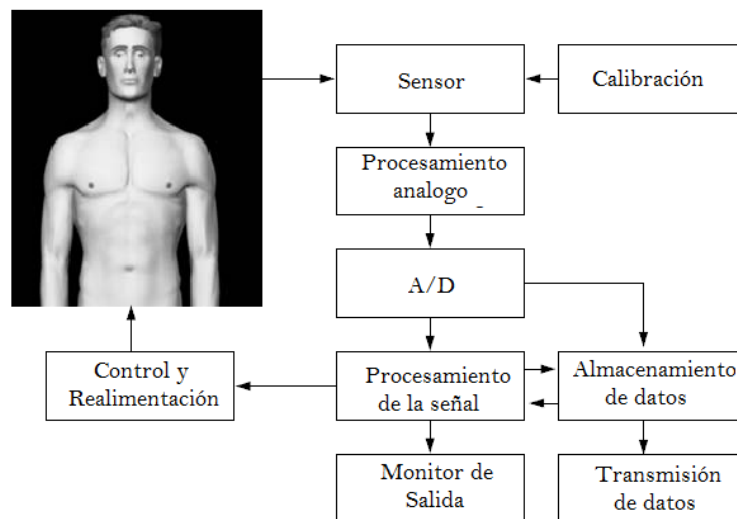


Figura 2. Sistema básico de instrumentación biomédica con sensor para medir una señal, adquisición de datos, almacenamiento, capacidad de monitoreo, control y realimentación.

Fuente. John D. Enderle, Susan M. Blanchard, Joseph D. Bronzino, *Bioinstrumentation, "Introduction to Biomedical Engineering"*, Second Edition, 2005, Cap (8): p. 400.

Sensor o transductor: En esta etapa es donde se recoge la señal del sistema biológico bajo estudio y su variable medida es convertida a una señal eléctrica que puede ser posteriormente procesada, ejemplos de variables medidas son:

- Temperatura
- Presión sanguínea
- Nivel de oxígeno en la sangre
- Frecuencia cardíaca
- Volumen cardíaco
- Corrientes eléctricas en el cuerpo (ECG, EMG, EEG, EGG, etc.)
- Otros

Los sensores usados pueden ser físicos, como por ejemplo los *extensómetros de metal líquido* que son muy útiles en aplicaciones biomédicas, puesto que son mecánicamente "obedientes" y proporcionan una mejor impedancia de acople a los tejidos biomédicos que cualquier otro tipo de extensómetro. La señal que se obtiene de este, puede ser usada para monitorear la respiración en pacientes o animales experimentales. Su ventaja principal es que no interfiere con los movimientos respiratorios del paciente, por lo que no aumenta el esfuerzo para respirar del mismo. Otro tipo de sensores son los electroquímicos, este tipo de sensores pueden ser usados como un solo dispositivo, por ejemplo en el sensado de los gases en la sangre, o como parte integral de algún otro elemento de sensado. [4] Un sensor electroquímico típico, consiste en un electrodo sensor (cátodo) y un contra electrodo (ánodo) separados por una delgada capa de electrolito. El gas que entra en contacto con el sensor reacciona sobre la superficie del electrodo sensor generando una reacción de oxidación o reducción. Los materiales del electrodo, específicamente desarrollados para el gas de interés, catalizan estas reacciones. Una corriente proporcional a la concentración de gas es generada, y puede ser medida para determinar la concentración del gas. Este tipo de sensores han sido clasificados como: sensores conductimétricos y de capacitancia, potenciométricos, y amperométricos. [5] El último tipo de sensores son los sensores ópticos, los cuales son los más utilizados, y existen en el mercado un gran número de estos. Estos dispositivos presentan la ventaja de ser no destructivos y de generar una señal en cortos periodos de tiempo. Las propiedades físicas utilizadas para cuantificar el analito son varias: cambios en la absorción, fluorescencia, luminiscencia e índice de refracción sobre la superficie del sensor entre otras. Existen sensores ópticos tanto para sistemas de detección directo como indirectos. Una de sus aplicaciones más común es la oximetría, los oxímetros de pulso monitorean de forma no invasiva la saturación de oxígeno (expresada como porcentaje o en decimales) de la hemoglobina arterial midiendo

los cambios de absorción de luz que resultan de las pulsaciones del flujo de la sangre arterial.

Calibración: Un pulso de calibración generalmente es usado para calibrar el bioamplificador. Esto le permite al especialista, por medio de la observación de la salida, ajustar la escala de tal forma que una deformación conocida corresponda a una señal de entrada. Esta etapa de calibración es además útil en la solución de problemas, ya que si funciona adecuadamente es claro que la electrónica mas allá de su salida funciona bien, de otra forma si una falla se presenta, esta ha ocurrido antes de dicha calibración, es decir durante el camino que recorre la señal.[6]

Procesamiento análogo: como se ha mencionado las variables fisiológicas medidas son convertidas en señales eléctricas. Dichas señales deben ser posteriormente procesadas si se desea obtener una adecuada visualización. Por ejemplo se sabe que la porción de señal electrocardiográfica útil se encuentra dentro del rango de frecuencia entre 0.05 Hz y 100 Hz, por lo que el procesamiento análogo requerido es el filtrado de dicha señal con un filtro pasabanda diseñado para funcionar con dichos valores. O se puede realizar una amplificación, lo que es absolutamente necesario en el estudio de bioseñales.

Conversión análogo-digital: el uso de un computador en un sistema de medición fisiológica pasa necesariamente por la conversión de la señal análoga procedente de los sensores a una señal digital capaz de ser entendida por el computador. A este proceso se le conoce como Conversión Analógica Digital (ADC). El conversor análogo-digital es el componente básico para que un computador pueda realizar la medida de la señal eléctrica análoga suministrada por el elemento sensor. Estos elementos pasan de una señal que varía continuamente a una señal que lo hace a saltos (resolución) y sólo cada cierto tiempo (muestreo). El conversor análogo-digital más sencillo consiste de un número de comparadores ajustados cada uno de ellos a niveles de tensión de referencia sucesivamente cada vez más elevado, obtenidos mediante un divisor resistivo de una misma fuente de alta estabilidad. Al aplicar una tensión a la entrada del conversor, conmutan todos aquellos conversores cuya tensión de referencia sea menor que la entrada. Un circuito lógico codifica la salida de los comparadores en un número en el formato binario deseado. La gran velocidad de muestreo y la cualidad de que la conversión se realiza con un sólo pulso de reloj, a este tipo de conversores se les conoce como conversores flash. Pero en la actualidad existen tipos de conversores mucho más potentes y con capacidad y velocidad de procesamiento muy grandes. [7]

Procesamiento de la señal: luego de que la señal ha sido convertida a forma digital, esta pasa por otra etapa de procesamiento. Es aquí donde se puede realizar otro filtrado por medio de software (si se desea) y la señal es

acondicionada para su posterior visualización. Es en esta etapa donde se planea cómo se visualizará la señal, qué tipo de visualización se llevara a cabo y además se realizan los ajustes necesarios para llevar a cabo una adecuada visualización. Por último se determina qué comportamiento deberá tener el sistema ante cualquier cambio de la señal medida.

Control y realimentación: la gran parte de sistemas de instrumentación biomédica incluye una etapa de control por realimentación. Por "control automático" o "control por realimentación" (o retroalimentación) se entiende que el dispositivo alcanza de forma automática los valores establecidos para sus variables de estado ("output") de forma muy precisa, a pesar de las variaciones que puedan producirse en la entrada ("input") del dispositivo. El control por realimentación se llama también control de *ciclo cerrado*, frente a los sistemas de control de *ciclo abierto*, donde no hay comparación de las variables de estado con los valores deseados para las mismas. El sistema se realimenta a sí mismo, pues el control óptimo se obtiene como función del estado real del sistema. La misma variable que se desea regular realimenta el regulador o dispositivo de control. De esta forma, el control por feedback es autocorrectivo, por lo que si en el sistema se produce una perturbación imprevista, el sistema es capaz de corregirla. El "feedback" o control de realimentación es el mecanismo básico por el cual los sistemas biológicos mantienen su equilibrio u homeóstasis. En las formas de vida superiores, las condiciones bajo las cuales la vida puede mantenerse son muy estrictas. Un cambio en la temperatura corporal de medio grado centígrado es normalmente un signo de enfermedad. La homeóstasis del cuerpo se mantiene gracias al uso del control por realimentación. [8]

Visualización: La mayoría de los dispositivos médicos poseen una combinación de ambos tipo de visualización, numérica y gráfica, además de integrar otros tipos como el sonoro, por ejemplo para los latidos del corazón en un ECG, junto a otros tipos como luces que permiten verificar qué características son medidas. En ocasiones esta visualización es permanente (ECG en cuidados intensivos). Los Displays Numéricos son dispositivos utilizados para mostrar o presentar información numérica de cualquier tipo. Por ejemplo se utilizan para mostrar en un dispositivo ECG la frecuencia cardíaca del paciente. La mayoría de dispositivos muestran la señal captada de forma gráfica, por medio del uso de Displays gráficos. Por lo tanto, es posible realizar un diagnóstico detallado de la misma. Las señales ECG, EEG, EMG, etc., poseen gráficas establecidas para un paciente normal, donde se contemplan rasgos característicos como, sexo, edad, género, entre otros, que facilitan la identificación de patologías en el paciente.

Almacenamiento de datos: esta es una etapa opcional, aunque la mayoría de los sistemas actuales lo incorporan. Hoy en día el almacenamiento de las mediciones de variables fisiológicas tiene dos fines. El primero es el estudio del comportamiento de alguna variable en algún paciente. Como no es posible

mantener al especialista en todo momento junto al paciente, es necesaria la creación de sistemas que permitan que el especialista estudie el comportamiento de la variable bajo estudio en diferentes escenarios de comportamiento. Por ejemplo, la monitorización cardiaca se realiza para saber el comportamiento del corazón en un día común del paciente, donde realiza sus actividades cotidianas, lo que permite un diagnóstico acorde con las necesidades individuales de cada sujeto.

El segundo fin del almacenamiento está relacionado con el desarrollo y la investigación. Al realizar estudios del comportamiento de variables o principios fisiológicos, es de gran importancia llevar un registro de todo el desarrollo de los mismos. Al estudiarse por ejemplo la locomoción humana son almacenados datos de modelos matemáticos, pruebas de video, y demás, los cuales luego de ser almacenados pueden ser usados para crear ambientes virtuales que permitan el análisis más detallado. O pueden ser transmitidos a otras personas o instituciones interesadas en el mismo campo de estudio.

Transmisión de datos: en el caso de que se esté realizando un estudio, o se implemente un sistema de monitorización, es imperativo la inclusión de un sistema de transmisión de datos. Ya sea a algún computador especializado, o directamente a alguna persona o institución en especial. Los distintos medios de transmisión varían desde la Internet, la radiofrecuencia, a las comunicaciones satelitales.

2. METODOLOGIA

2.1 Estructura del Libro texto

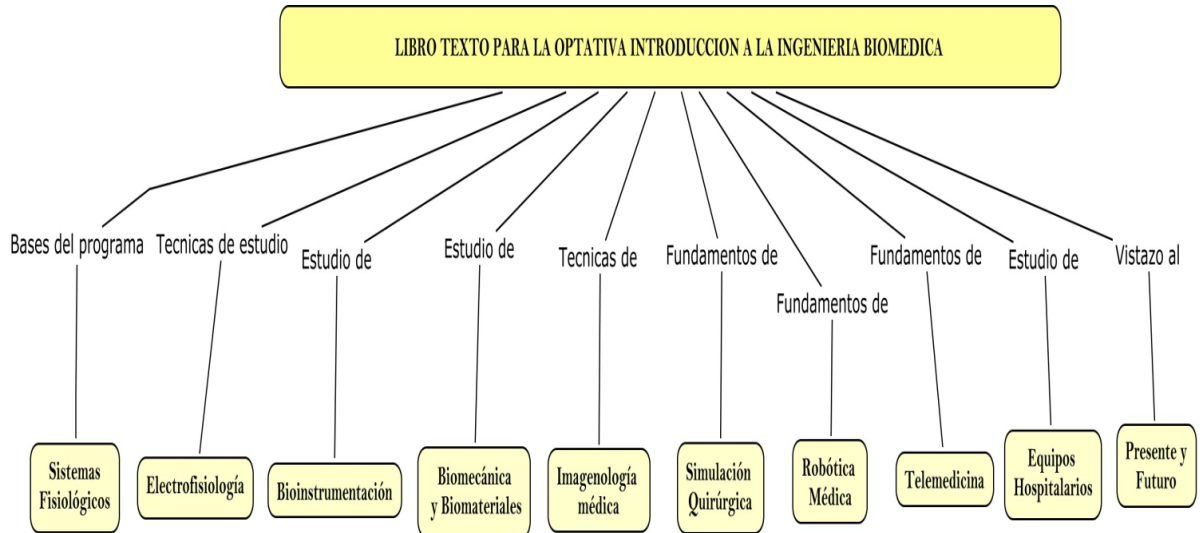


Figura 3. Composición del Libro texto para la materia Introducción a la Ingeniería Biomédica

El libro está compuesto por 10 capítulos, cada uno representando un área de estudio dentro de la Ingeniería Biomédica. Desde el primero hasta el último capítulo todos fueron estructurados de tal forma que el estudiante avance desde los temas más básicos, como Sistemas Fisiológicos y Electrofisiología, hacia temas como el estudio de la Bioinstrumentación, la Biomecánica y los Biomateriales. Para así trabajar temas actuales como la Imagenología Médica, Simulación Quirúrgica, Robótica Médica y la Telemedicina. A manera de aplicación de algunos temas expuestos (como por ejemplo el ecógrafo como aplicación del ultrasonido) y de introducción al último capítulo, el noveno capítulo trabaja los aspectos más importantes de los equipos hospitalarios más usados actualmente. Por último el capítulo de Presente y futuro es una exposición concisa de qué es la Ingeniería clínica, y también un breve vistazo a lo que se está desarrollando actualmente en el campo Biomédico desde el punto de vista investigativo.

2.1.1 Capítulos

Cada capítulo fue compuesto por diversos subcapítulos según fuera necesario. A continuación se mostrará los temas que se incluyeron en cada uno de estos:

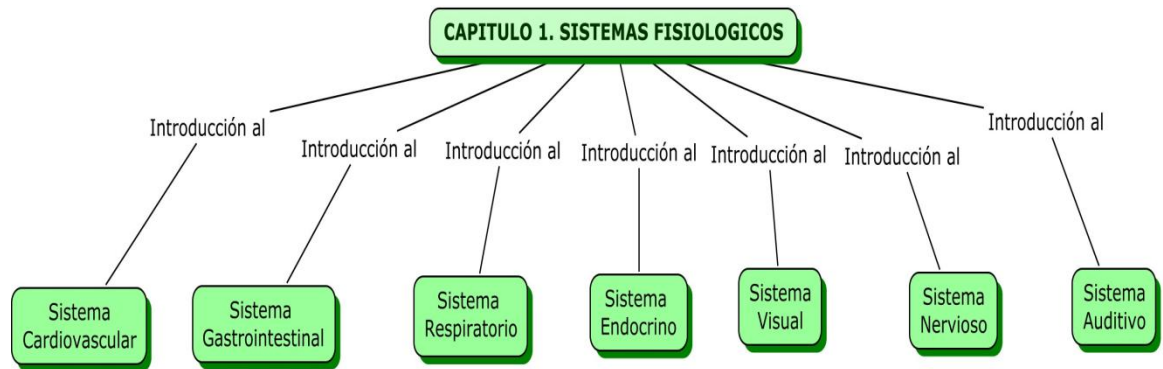


Figura 4. Capítulo 1 Sistemas Fisiológicos

El primer capítulo es la introducción a la base primordial del estudio de la Ingeniería Biomédica. Aunque los conocimientos de Ingeniería son de inmensa importancia, su aplicación no sería posible en este campo si no se tiene un conocimiento correcto de cómo funcionan los sistemas de control del cuerpo humano. Este capítulo no pretende dar una respuesta a todas las interrogantes que se pueden plantear con estos temas, sino más bien ser una introducción con un enfoque de conocimientos hacia los aspectos de mayor interés para la ingeniería.

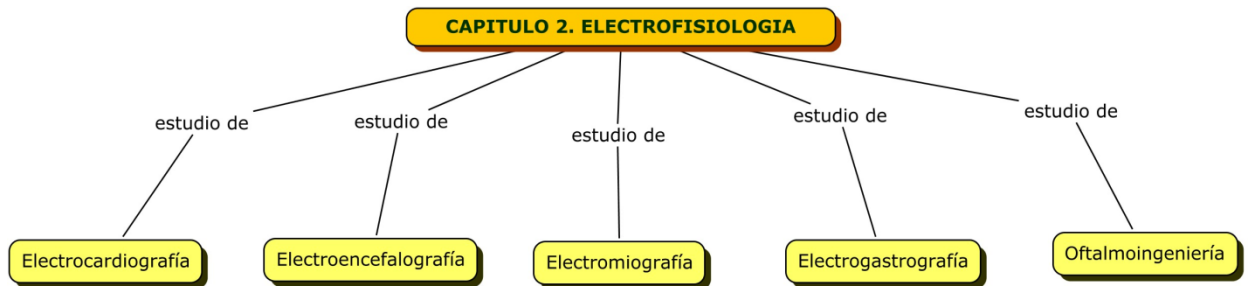


Figura 5. Capítulo 2 Electrofisiología

Las técnicas electrofisiológicas son técnicas de estudio de las corrientes en el cuerpo humano. Por medio del registro de señales bioeléctricas se han llevado a

cabo estudios que actualmente permiten el diagnóstico de enfermedades, patologías, y además ha permitido encontrar explicación a algunas funciones del cuerpo humano (por ejemplo la reacción de los ojos y su conexión cerebral frente a la exposición a la luz). Este capítulo fue redactado de tal forma que se explican los detalles más importantes de cada técnica, como sus fundamentos y los dispositivos que se usan para realizarse. Además de los métodos de análisis que se usan para su procesamiento y qué beneficios obtiene un paciente de ellos.

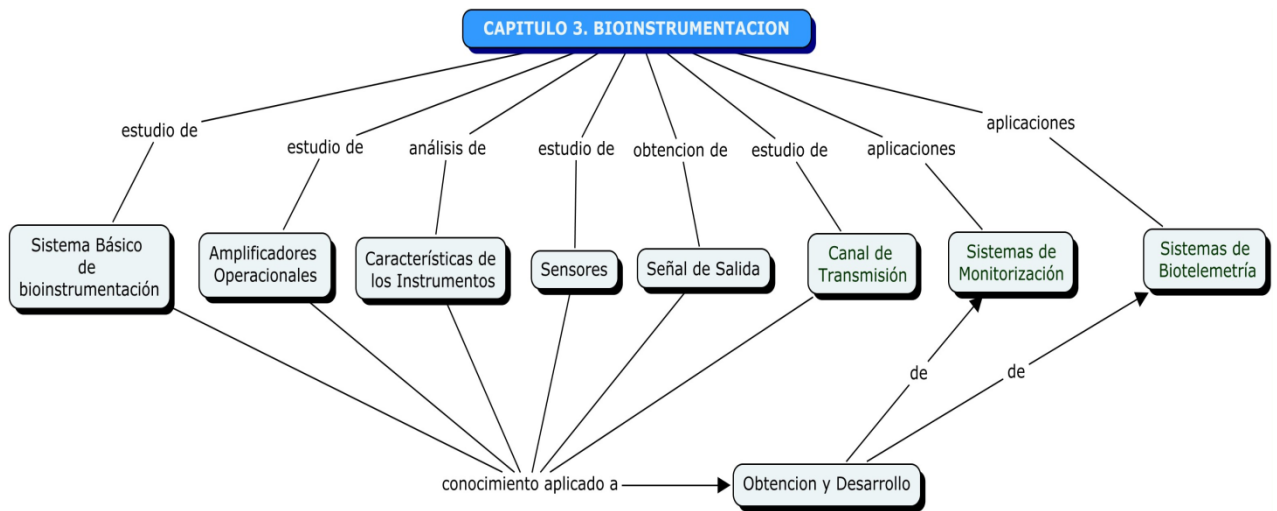


Figura 6. Capítulo 3 Bioinstrumentación

El conocimiento de los fundamentos de la bioinstrumentación es uno de los temas primordiales en el desarrollo de la Ingeniería Biomédica. Como su nombre lo implica, es el estudio de los aspectos de importancia al momento de realizar un diseño de un dispositivo biomédico. Este capítulo se estructuró para que fuera de fácil entendimiento al estudiantado, de manera que se comienza con una exposición de las características de cualquier sistema básico de bioinstrumentación, posteriormente se realiza una exposición de uno de los dispositivos más importantes en estos sistemas, el amplificador operacional. Otro aspecto importante son las características que debe poseer un dispositivo cuyo uso será médico. Como todo sistema primero debe registrar una señal, se realiza un estudio de los tipos de sensores y transductores usados en la biomédica, para posteriormente analizar el procesamiento que se realiza sobre la señal registrada. El estudio del canal de transmisión es de importancia, puesto que hoy en día toda la información está siendo compartida, y por ello hay que considerar ciertos aspectos que permitan una adecuada transmisión. Para finalizar se explicarán

ejemplos de actualidad, donde se incluyen de alguna forma todos los temas tratados, en los subcapítulos de sistemas de monitorización y sistemas de biotelemedicina.

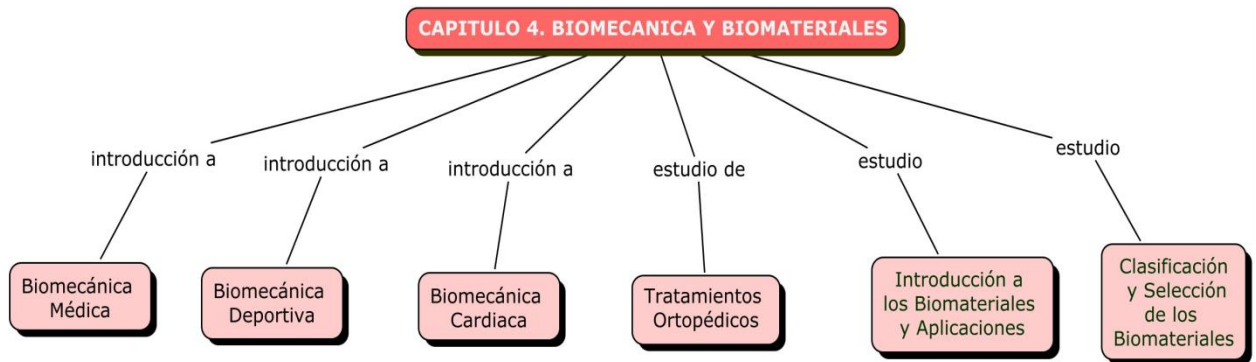


Figura 7. Capítulo 4 Biomecánica y Biomateriales

Los campos de la Biomecánica y los Biomateriales son dos grandes áreas de estudio de la Ingeniería Biomédica, su radio de acción es bastante diverso, desde procedimientos de investigación, hasta las aplicaciones que eventualmente dichos estudios encuentran. Aunque son dos campos diferentes están estrechamente relacionados, puesto que los dispositivos finales de la Biomecánica se construyen de acuerdo a la necesidad de los potenciales usuarios, y el aspecto más importante siempre será que el dispositivo se adapte de forma perfecta a él. Por ser tan grande el estudio de la Biomecánica, este capítulo tiene como objetivo ofrecer una introducción clara, y concisa de tres subdivisiones de dicha área de estudio, como lo es la Biomecánica médica, deportiva y por último la cardíaca. Como todos estos estudios tienen aplicaciones, dentro de las cuales una de las más importantes es el desarrollo de equipos ortopédicos, dicho tema es trabajado dentro de este capítulo. Para finalizar se exponen los aspectos más importantes del área de los Biomateriales y sus aplicaciones, así como los criterios que juegan un papel a la hora de clasificar y seleccionar un Biomaterial para una u otra aplicación.

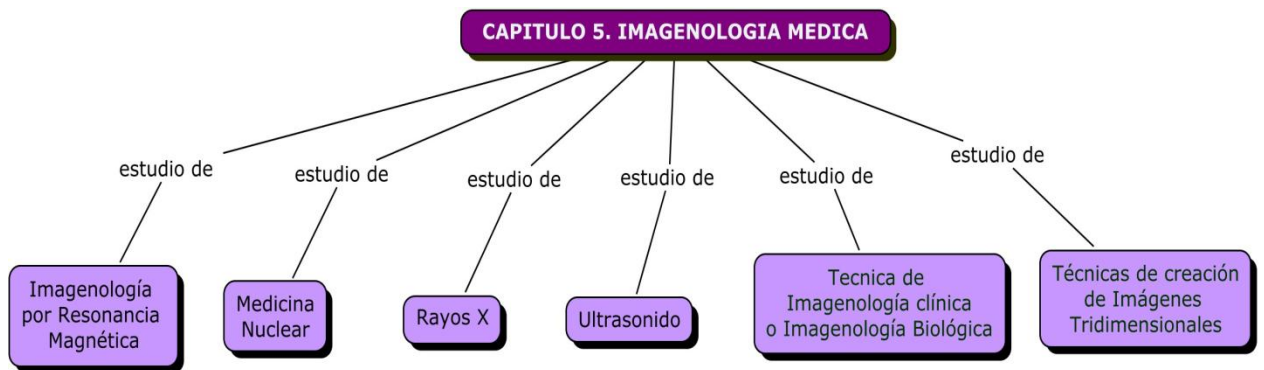


Figura 8. Capítulo 5 Imagenología médica

Las diferentes técnicas de imagenología médica son procedimientos no invasivos para el diagnóstico de enfermedades. Este capítulo tiene como fin explicar los fundamentos y características de los estudios mostrados. Cada técnica es de gran importancia en el campo médico y basa su aplicación en dispositivos tecnológicos con fundamentos de ingeniería, física, química, mecánica, y medicina. Este campo se encuentra hoy aun en desarrollo y por ello se trabaja los dos últimos subcapítulos con enfoques actuales: la técnica de imagenología clínica o biológica, como lo es la microscopía electrónica y por último como se está logrando obtener imágenes tridimensionales por medio de variaciones a los dispositivos que regularmente se usan.

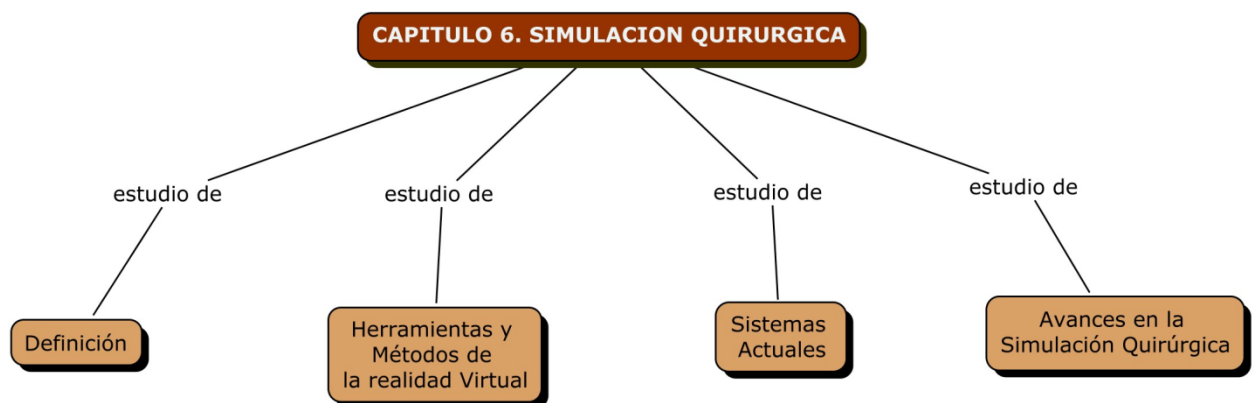


Figura 9. Capítulo 6 Simulación quirúrgica

La simulación quirúrgica es una de las áreas más nuevas dentro de la Ingeniería Biomédica. Por ello este capítulo quiere dejar los aspectos primordiales de sus características. Su estructura se diseña para que el estudiante pueda primero

conocer de qué se trata, por medio de la definición de esta área y de los conceptos más importantes, posteriormente se realiza el estudio de la realidad virtual, el cual es el aspecto primordial de esta nueva ciencia. Por último se muestran algunos sistemas actualmente utilizados por los institutos médicos y académicos, para entrenar a los especialistas en procedimientos quirúrgicos de gran complejidad. Además se muestra qué avances se están logrando con respecto a los sistemas que ya están hoy en el mercado.

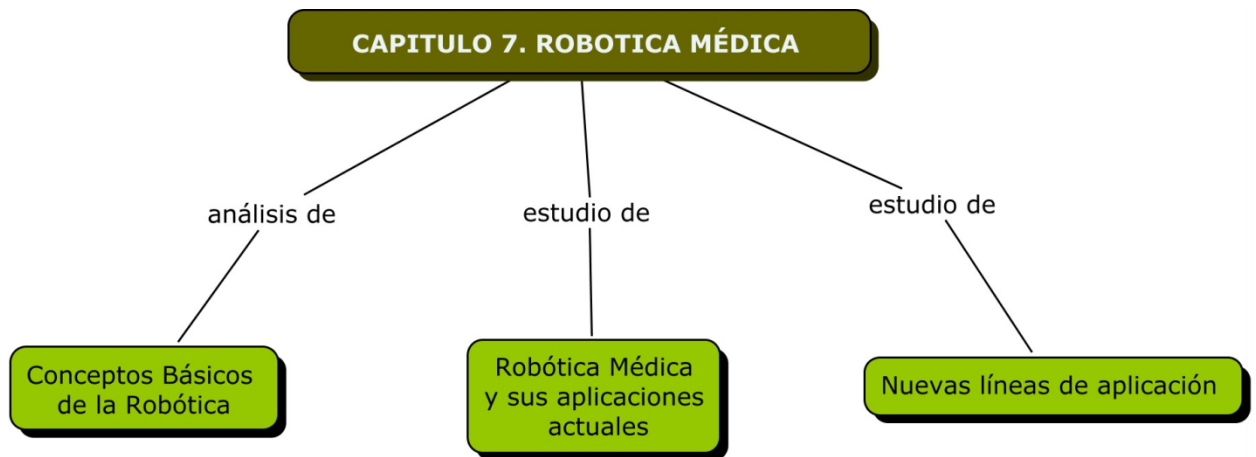


Figura 10. Capítulo 10 Robótica médica

La robótica médica es otro de los campos más actuales de la Ingeniería Biomédica. Aunque los robots han sido usados en la medicina desde principios de los noventa, no es hasta nuestros días que grandes máquinas de gran exactitud y precisión están siendo implementadas, dispositivos que superan a cualquier hombre en relación a términos como los mencionados y que cuya finalidad primordial es realizar cada vez operaciones menos dolorosas a los pacientes. Este capítulo está enfocado a explicar cómo funciona un robot y qué características le interesan al campo médico que lo diferencian a otros campos, por lo que se analiza primero los conceptos más importantes y se explica cómo se lleva a cabo su funcionamiento. Posteriormente se trabajan algunas aplicaciones actuales, aplicaciones que hasta hace pocos años solo hacían parte de la ciencia ficción. Para finalizar con el estudio de esta nueva área de estudio, se trabajan algunos de los proyectos más innovadores, proyectos que cambiarán la forma en que la medicina es implementada hoy en día.

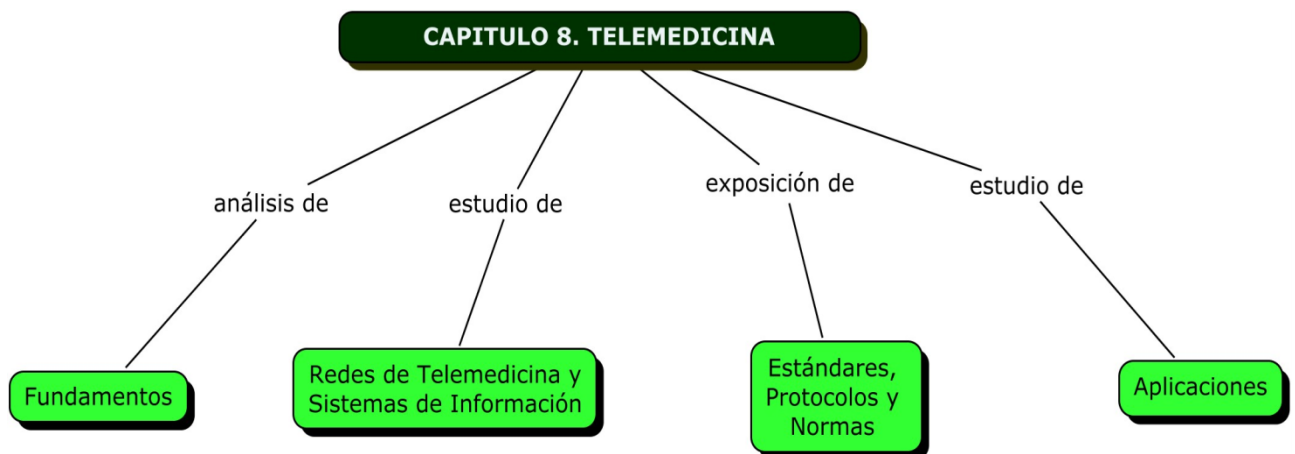


Figura 11. Capítulo 8 Telemedicina

La telemedicina es el campo que aplica la tecnología de comunicaciones en el esfuerzo de llevar a cualquier lugar la medicina. Este campo de estudio también es uno de los más actuales, y en conjunto con la robótica y la realidad virtual, está revolucionando el mundo médico, con la telecirugía, es decir robots operados en cirugías por especialistas localizados a grandes distancias, de la misma forma como si estuvieran en el mismo salón. El estudio de esta rama se aborda de una manera similar a capítulos anteriores; primero se ofrece un análisis de los fundamentos en los que se basa esta área. Posteriormente se explica el funcionamiento de algunas redes actuales, redes revolucionarias en el campo médico donde se encuentran. Como todo sistema de transmisión, esta área debe seguir algunos estándares, protocolos y normas para su correcto funcionamiento. Finalmente se exponen algunas aplicaciones actuales, aparte de la ya mencionada previamente, lo que da una idea al estudiante de cuán grande es este campo, que apenas empieza a desarrollarse.

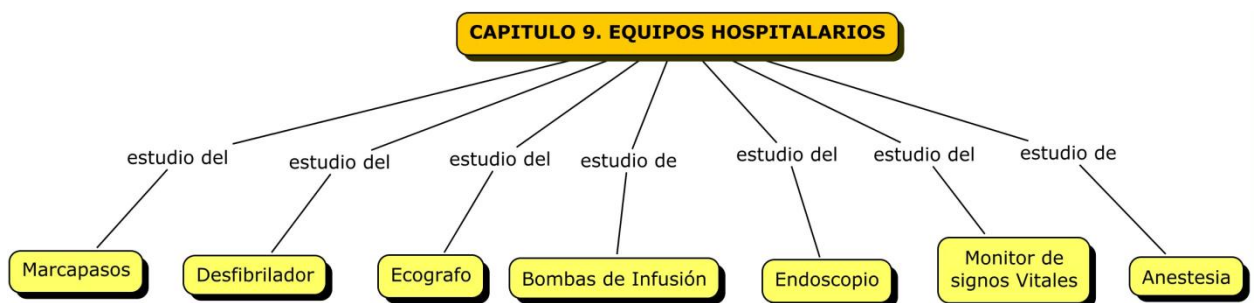


Figura 12. Capítulo 9 Equipos hospitalarios

Este capítulo tiene como objetivo realizar un estudio breve de las características de aquellos dispositivos que hoy son parte esencial de cualquier instalación médica. Cada uno de los dispositivos mostrados en este capítulo ha salvado incontables vidas o ha logrado agilizar los procesos que lleven a lo anterior. Cada uno de los subcapítulos de este capítulo contiene, los conceptos y bases de

funcionamiento de los dispositivos, así como aspectos varios de relevancia para su estudio.

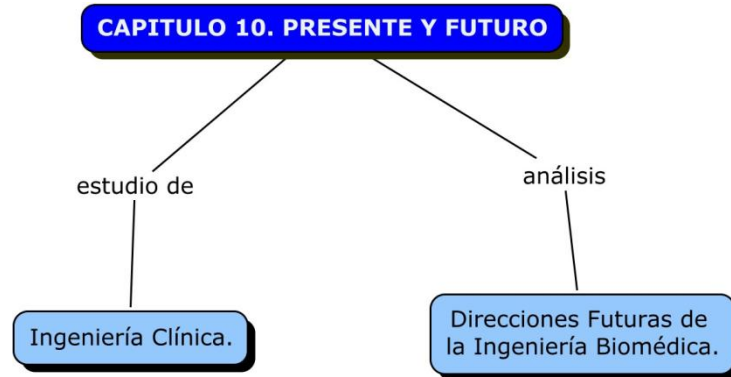


Figura 13. Capítulo 10 Presente y Futuro

Para finalizar el libro texto se exponen dos temas de gran importancia. Primero, la Ingeniería Clínica es otra gran área dentro de la Biomédica, por lo que se exponen las características y demás aspectos importantes de esta rama. Y para concluir se trabajan algunos ejemplos globales de aplicaciones biomédicas, para así mostrar al estudiante qué se está logrando gracias a esta ciencia en el resto del mundo.

La figura 14 muestra el libro como quedó constituido y la relación que guardan cada uno de los elementos que lo componen. En dicha figura se incluyen las variaciones realizadas con respecto al plan de trabajo.

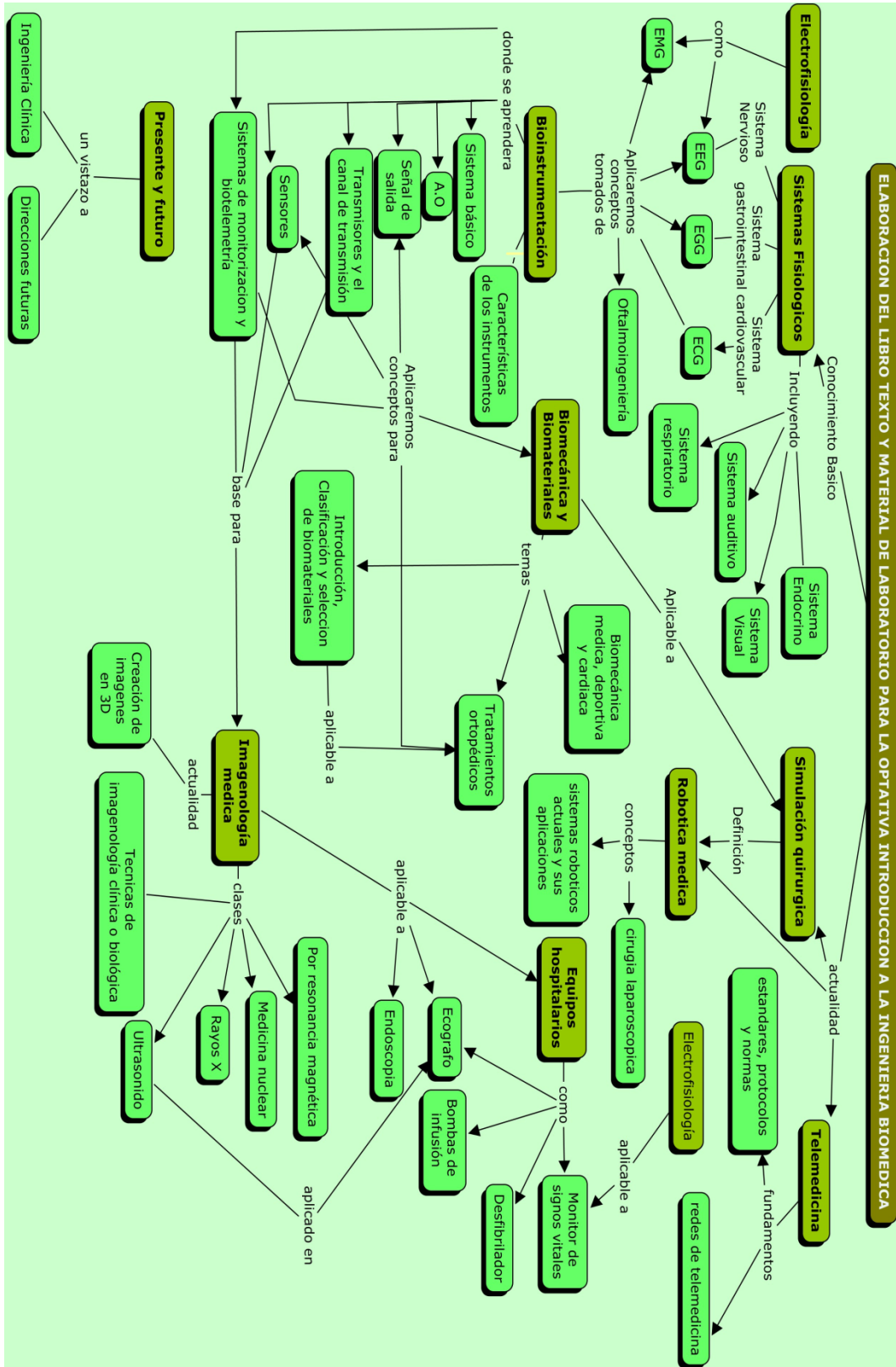


Figura 14. Libro texto guía para la materia introducción a la Ingeniería Biomédica

2.2 Proyectos de Laboratorio

Los proyectos de laboratorio son la manera en que el estudiante puede utilizar los conocimientos adquiridos durante la carrera y aplicarlos en conjunto con los que recibe dentro de la materia, de esta manera el aprendizaje es más enriquecedor para su formación como Ingeniero.

2.2.1 Selección de los proyectos a realizar

La selección de los proyectos a desarrollar se realizó en discusión con la directora del proyecto, y se decidió desarrollar los tres proyectos planteados de acuerdo a los siguientes criterios:

- Se necesitan proyectos de fácil desarrollo, puesto que la materia es relativamente nueva dentro del campo de estudio de la universidad.
- Los proyectos tienen que servir como aplicación a los conocimientos adquiridos en clase.
- La prueba de Electrocardiografía es una de las pruebas más comunes hoy en día, por lo que el diseño e implementación de un sistema Electrocardiográfico, cumple con ambos requisitos previos.
- Para complementar el estudio electrocardiográfico, se elige el desarrollo del monitor de frecuencia cardíaca. Además su diseño e implementación puede realizarse en Hardware (Por ejemplo a través del uso de DsPIC y Displays) o de software (LABVIEW, entre otros). El criterio de selección del desarrollo con uno u otro método recae sobre el estudiante.
- Otra de las pruebas electrofisiológicas de gran uso actualmente es la Electromiografía, el diseño de Electromiógrafo es similar a la de un Electrocardiógrafo.
- Los proyectos implementados sirven como base a proyectos más complejos, que evalúen más parámetros e incluyan mayores conocimientos de la Ingeniería Biomédica.

Para el desarrollo de estos proyectos el estudiante contará con unas guías estructuradas, que vienen incluidas en el libro texto.

2.2.2 Diseño

2.2.2.1 Proyecto ECG

Para el diseño del Electrocardiógrafo primero se estableció una base bibliográfica con las características del dispositivo usado para su medición y de la señal a medir.

- **Electrocardiógrafo**

El *electrocardiógrafo* está diseñado para medir y registrar electrocardiogramas. Las características distintivas etiquetadas P, Q, R, S, y T, varían considerablemente entre sujetos. Las amplitudes promedio en los electrodos son dados en la tabla 1, para aquellas características distintivas en los sitios de conexión estándar del ECG. Las amplitudes del ECG dependen de los sitios de conexión de los electrodos, del tamaño y de la condición física del paciente.

Magnitudes de voltaje en derivaciones (rango nominal)

Onda	V _I (mV)	V _{II} (mV)	V _{III} (mV)
P	0,07 (0,01 a 0,12)	0,01 (0 a 0,19)	0,04 (0,0 a 0,13)
Q	0,03 (0 a 0,16)	0,03 (0 a 0,18)	0,04 (0 a 0,28)
R	0,53 (0,07 a 1,13)	0,71 (0,18 a 1,68)	0,38 (0,03 a 1,31)
S	0,10 (0 a 0,36)	0,12 (0 a 0,49)	0,12 (0 a 0,55)
T	0,22 (0,06 a 0,42)	0,26 (0,06 a 0,55)	0,05 (0,0 a 0,3)

Tabla 1. Amplitudes de onda ECG para conexiones de derivaciones estándar

Fuente. Richard Aston. "The electrocardiograph and Unit-Level Troubleshooting." Principles of biomedical instrumentation and measurement .Pag: 178.

Las variaciones clínicas importantes de las formas de onda del ECG, incluyen la magnitud y polaridad de estas características, como a su vez su relativa duración de tiempo. Variaciones de estas normas, pueden indicar enfermedades. Por

ejemplo un intervalo P-R muy extendido indica un tiempo de conducción prolongado del nodo atrioventricular (AV) y puede ser diagnosticado como bloqueo AV. Para poder obtener un registro correcto de la señal a medir, el electrocardiógrafo funciona en las frecuencias entre 0.05Hz y 150Hz, puesto que es en estas frecuencias que se encuentra la información electrocardiográfica útil. [9]

- **Derivaciones del ECG**

La ubicación de electrodos en distintas zonas del cuerpo permite analizar la actividad eléctrica cardiaca en forma mucho más completa que desde solo un sitio. El ECG convencional actual considera 12 derivaciones, de las cuales seis analizan la actividad eléctrica cardiaca en el plano frontal (derivaciones estándar o de las extremidades), y las otras seis los hacen en un plano horizontal (derivaciones precordiales). Para el presente proyecto solo se evalúan 3 derivaciones, conocidas como las derivaciones del *Triangulo de Einthoven*, figura 15.

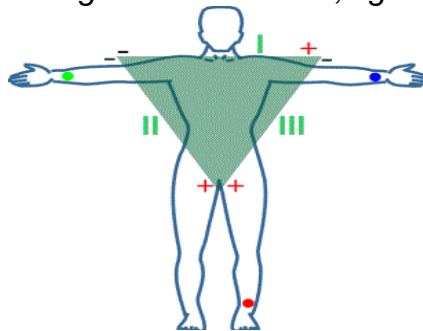


Figura 15. Triangulo de Einthoven

Fuente. www.revistaesalud.com. 03/03/09

Las derivaciones estándar son tres *derivaciones bipolares de las extremidades* (I, II y III). El que estas derivaciones sean bipolares significa que miden la diferencia de voltaje entre un electrodo negativo y otro positivo de la siguiente manera:

DI: Registra la diferencia de potencial entre el brazo izquierdo polo positivo y el derecho (polo negativo). Figura 16.

DII: Registra la diferencia de potencial que existe entre la pierna izquierda (polo positivo) y el brazo derecho (polo negativo). Figura 16.

DIII: Registra la diferencia del potencial que existe entre la pierna izquierda (polo positivo) y el brazo izquierdo (polo negativo). Figura 16.

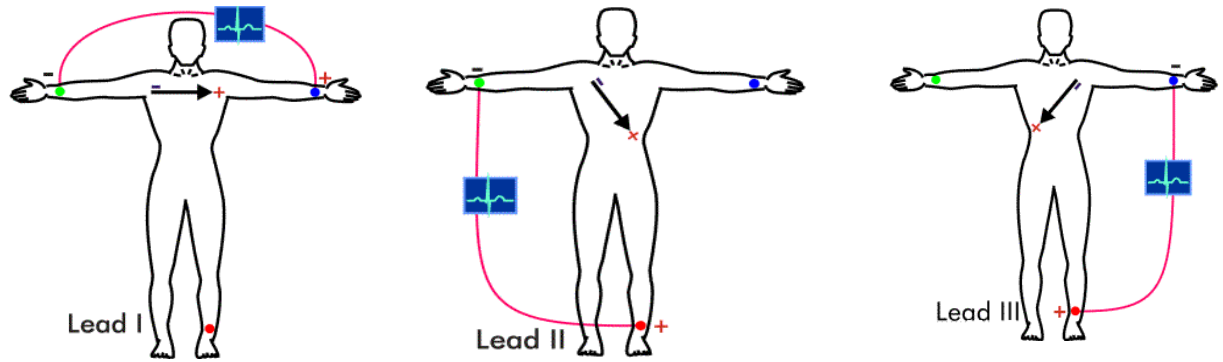


Figura 16. Derivaciones estándar del ECG

Fuente. www.galeon.com.03/03/09

- **Electrocardiograma**

Un *electrocardiograma* es un registro de la actividad eléctrica del corazón llevado a cabo a partir de unos electrodos aplicados en la superficie de la piel, habitualmente en ambos brazos y piernas y sobre el tórax. En el electrocardiograma se realiza la medición del potencial eléctrico entre varios puntos corporales. La forma de onda de la señal cardíaca típica es la mostrada en la figura 17.

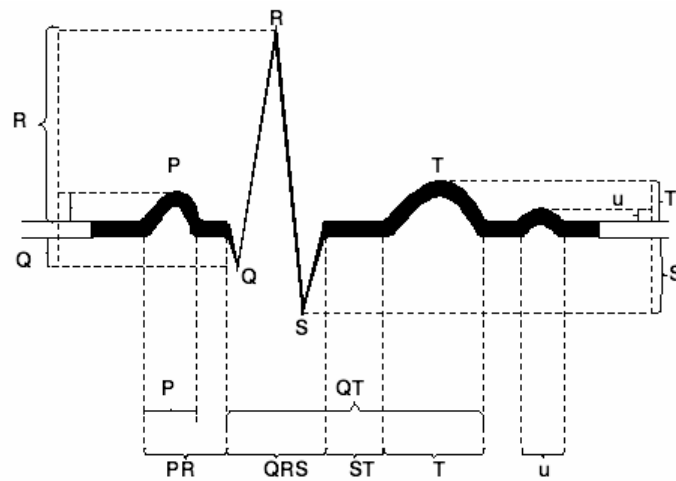


Figura 17. Forma de onda de la señal electrocardiográfica

Fuente.

http://www.med.uchile.cl/apuntes/archivos/2006/medicina/1_ECG_Curso_Cardiologia06.p
df. 03/03/09

En un ciclo cardíaco normal la actividad auricular se inscribe antes que la ventricular. La despolarización auricular se representa por la onda P y la

repolarización por la onda T, (Figura 17), pero habitualmente ésta no se inscribe porque está oculta en el complejo ventricular o es de muy baja amplitud. Luego se inscribe el *segmento PR* en el que no se detecta actividad eléctrica y se define como *línea isoelectrica*. El intervalo desde el inicio de la onda P al complejo QRS (PR) representa el tiempo desde el inicio de la activación auricular a la activación ventricular. La *despolarización ventricular* es representada por el *complejo QRS*, que es el componente de mayor amplitud en el ECG. El término del complejo QRS se denomina "*punto J*" y da inicio al *segmento ST* (período en que los ventrículos aún están despolarizados), que separa el complejo QRS con la *onda T*; esta última corresponde a la *repolarización ventricular*. Posterior a la onda T suele inscribirse una pequeña onda de origen aún no definido, denominada **onda U**. El intervalo desde el inicio de la activación ventricular al término de la repolarización se denomina *intervalo QT*. Finalmente hay otra línea isoelectrica entre el final de la onda T o U y la onda P.

A frecuencias bajas y en personas normales los segmentos PR y TP muestran claramente la línea isoelectrica, la que se considera como basal para medir la amplitud de las ondas o deflexiones. Con frecuencias rápidas el segmento TP desaparece ya que la onda T generalmente se fusiona con la onda P.

Para el diseño del electrocardiógrafo se utiliza un amplificador de instrumentación en pastilla. En este proyecto se usa el AD620. Se decide el uso de este dispositivo debido a que el amplificador de instrumentación es un amplificador diferencial de tensión-tensión cuya ganancia puede establecerse de forma muy precisa y que además ha sido optimizado para que opere de acuerdo a su propia especificación aún en un entorno hostil. Es un elemento esencial de los sistemas de medida médicos, en los que se ensambla como un bloque funcional que ofrece características propias e independientes de los restantes elementos con los que interactúa. Para ello, es necesario que tengan unas características funcionales que sean precisas y estables y además sus características no se modifiquen cuando se ensambla con otros elementos. [10]

Sus principales características incluyen:

- Son amplificadores diferenciales con una ganancia diferencial precisa y estable, generalmente en el rango de 1 a 1000.
- Su ganancia diferencial se controla mediante un único elemento analógico (potenciómetro resistivo) o digital (conmutadores) facilitando su ajuste.
- Su ganancia en modo común debe ser muy baja respecto de la ganancia diferencial, lo que significa que, debe ofrecer un CMRR muy alto en todo el rango de frecuencia en que opera. Para el AD620 es mayor a 100dB.
- Una impedancia muy alta para que su ganancia no se vea afectada por la impedancia de la fuente de entrada.
- Una impedancia de salida muy baja para que su ganancia no se vea afectada por la carga conectada a su salida.

- Bajo nivel de los voltajes de offset del amplificador y comportamiento constante frente a variables como el tiempo y la temperatura.
- Ancho de banda ajustado a los requerimientos necesitados en el diseño.
- Un factor de ruido muy próximo a la unidad, para que no incremente el ruido.
- Una razón de rechazo al rizado proveniente de la fuente de alimentación muy alta.

Ver (anexo A) para especificaciones técnicas del AD620.

- ***Diseño de Filtros***

Pasa-altas: Se diseñó con una frecuencia de corte de 0.05 Hz, esto debido a las características en frecuencia en la señal ECG. Se utilizó un filtro activo de primer orden con amplificadores operacionales implementados en LF347, capacitores de tantalio y polyester por sus características lineales

Pasa-bajas: Se diseñó con una frecuencia de corte de 150 Hz, esto debido a las características en frecuencia en la señal ECG. Se utilizo filtro activo de segundo orden Chebychev con amplificadores operacionales implementados en LF347, capacitores de tantalio y polyester por sus características lineales

Estos dos filtros en serie conforman un filtro pasa banda de 0.05-150 Hz cada uno con ganancia unitaria. A su vez se realiza la implementación de un filtro amplificador no inversor de ganancia variable, para poder controlar los niveles de amplitud de la señal. Y se implementó un filtro rechazabanda Doble T, para intentar reducir de forma análoga el ruido debido a la red eléctrica, es decir el ruido de 60Hz. El diseño final del sistema se muestra en la figura 22 de la sección RESULTADOS.

Ver (Anexo B) para especificaciones técnicas del LF347.

- ***Simulaciones***

Luego de realizado el diseño se realiza la simulación de los filtros pasaltos, pasabajos y rechazabanda, esto con el fin de corroborar que los filtros efectivamente funcionen bajo las especificaciones de diseño. ORCAD de la compañía Cadence es el programa utilizado para este proceso, puesto que permite la simulación de respuestas en frecuencia. Además contiene extensas librerías que contienen una gran cantidad de dispositivos electrónicos, entre ellos el AD620, y los A.O LF347.

- ***Pruebas en Protoboard***

Luego de las simulaciones se implementó el prototipo en protoboard, para comprobar el correcto funcionamiento del diseño. En el caso de los electrodos, se utilizaron electrodos marca Meditrace® para adulto. Para la circuitería, se utilizaron dispositivos como resistencias de precisión (1%) en el caso del acople de impedancias, y resistencias corrientes. Además de los elementos mencionados en el montaje de filtros. El circuito fue alimentado por baterías de 9V marca Energizer®.

- ***Generación de guía de laboratorio***

Luego de que se comprobó el funcionamiento del diseño del electrocardiógrafo, se procedió a diseñar una guía estructurada para la implementación del mismo. Estas guías tienen como fin permitir al estudiante diseñar su Electrocardiógrafo con criterios claros, además dentro de cada etapa del diseño e implementación vienen expuestas una serie de preguntas que el estudiante debe responder para que analice que debe estar aprendiendo. Por último el estudiante debe responder otras preguntas para el informe que le ayudaran a elaborar el mismo, y obtener sus propias conclusiones del proyecto.

- ***Diseño PCB***

Con el objetivo de poder reducir algunas fuentes de ruido causadas por el protoboard, y además entregar un dispositivo con una presentación adecuada, se realiza el diseño del ECG en el programa EAGLE de Cadsoft. Este programa es de fácil uso y permite realizar diseños muy variados. La implementación en PCB del diseño se muestra en la sección RESULTADOS.

- ***Pruebas finales***

Para poder entregar el diseño en PCB se debe corroborar el correcto funcionamiento de este, por ello es sometido a pruebas finales con la visualización en el ambiente LABVIEW. Dichas pruebas fueron exitosas y son mostradas de igual forma en la sección RESULTADOS.

Otra información relevante con respecto al diseño, como fuentes de ruido y algunas aplicaciones del ECG es expuesta en el libro texto elaborado dentro de este proyecto, capítulo Electrofisiología, subcapítulo Electrocardiografía.

2.2.2.2 Monitor de frecuencia cardiaca

De igual manera que para el ECG, se inicio con la creación de una base bibliográfica de la señal a medir.

La frecuencia cardiaca (FC) es el número de veces que el corazón se contrae en un minuto, y es importante conocer su comportamiento entre otras razones por su utilidad práctica como un índice de intensidad para dosificar el ejercicio físico. Tanto las personas sedentarias como los deportistas deben conocer su frecuencia cardiaca para realizar un ejercicio físico o plan de entrenamiento de manera controlada, preservando con ello su integridad física y optimizando sus esfuerzos.

- **Valores medios de la FC en función de la edad y del sexo**

La frecuencia cardiaca en reposo, es la frecuencia cardiaca que se posee en el momento de menos actividad física, su valor depende de los hábitos de vida y está influenciada por el entrenamiento, la recuperación de ejercicios del día anterior, el sueño, el nivel de stress mental y los hábitos alimenticios. [11] La tabla 2 muestra valores estándar para hombres y mujeres según edad.

HOMBRES					MUJERES				
EDAD	Mal	Normal	Bien	Excelente	EDAD	Mal	Normal	Bien	Excelente
20 - 29	86 +	70 - 84	62 - 68	60 o menos	20 - 29	96 +	78 - 94	72 - 76	70 o menos
30 - 39	86 +	72 - 84	64 - 70	62 o menos	30 - 39	98 +	80 - 96	72 - 78	70 o menos
40 - 49	90 +	74 - 88	66 - 72	64 o menos	40 - 49	100 +	80 - 98	74 - 78	72 o menos
50 +	90 +	76 - 88	68 - 74	66 o menos	50 +	104 +	84 - 102	76 - 86	74 o menos

Tabla 2. Valores estándar de la FC en hombres y mujeres

Fuente.

http://www.termoludicocascante.com/ficheros_articulos/LA%20FRECUENCIA%20CARDIA CA.pdf. 03/03/09

- **Determinación de frecuencia cardíaca.**

La determinación de la frecuencia cardiaca define si se está ante una frecuencia normal o ante una bradicardia (frecuencia <60/min.) o taquicardia (frecuencia >100/min). A continuación se describirán los 2 métodos más rápidos y simples para determinar la FC.

1. **Conteo de ciclos cardiacos.** Es el método más simple y rápido, pero el menos exacto (figura 18). Puede aplicarse en ritmos regulares e irregulares. El conteo de intervalos R-R en 6 segundos de registro es el método más

usado. La mayoría de las veces el papel del ECG tiene marcas cada 1 a 3 segundos; si no los tiene, se debe recordar que a la velocidad estándar de 25 mm/segundos, 5 cuadrados grandes corresponden a 1 segundos(0.2 segundos cada uno); con el papel a 50 mm/seg. sería el doble de cuadrados. Se contabiliza el número de intervalos R-R en 6 segundos de registro y se multiplica x 10. (ej. 12 intervalos R-R en 6 segundos da una FC de 120/min. y 5 intervalos en 6 segundos indica una FC de 50/min.). Cuando la cantidad de intervalos no es exacta se fracciona, ejemplo: 4.5 intervalos en 6 segundos = 45/min. Cuando el ritmo es muy irregular, la FC muy lenta, o se quiere mayor precisión, debe aumentarse el tiempo de conteo a 12 seg., y el valor multiplicarlo x 5 (10 intervalos R-R en 12 seg=50/min.). [12]

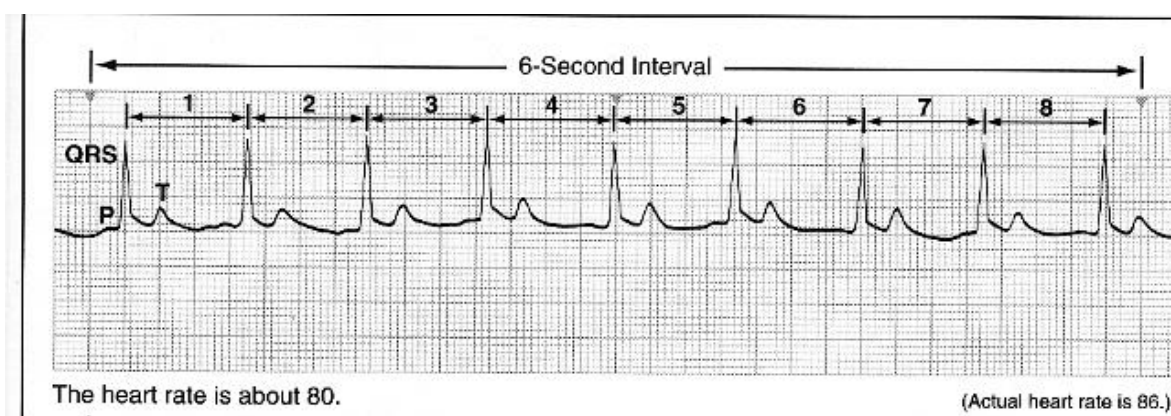


Figura 18. Conteo de ciclos cardiacos

Fuente.

http://www.med.uchile.cl/apuntes/archivos/2006/medicina/1_ECG_Curso_Cardiologia06.p
df. 05/03/09

2. **Medir el intervalo R-R.** (figura 19). Aquí se mide el intervalo en segundos entre 2 complejos ventriculares regulares y se divide en 60 (ejemplo: intervalo R-R 0,40 seg = $60/0.40 = 150/\text{min.}$; intervalo R-R 0.60 seg = $60/0.60 = 100/\text{min.}$). Este método bastante simple requiere que haya ritmo regular, por lo que no es aplicable a pacientes con fibrilación auricular. [13]

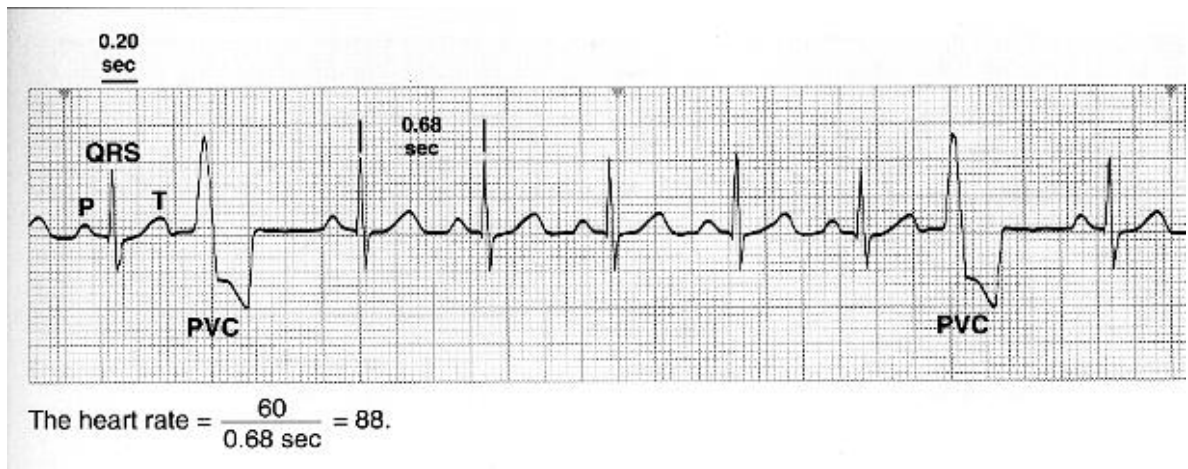


Figura 19. Medición del intervalo R-R

Fuente.

http://www.med.uchile.cl/apuntes/archivos/2006/medicina/1_ECG_Curso_Cardiologia06.p
df. 05/03/09

Teniendo como base los métodos para la obtención del valor de la frecuencia cardiaca, se realizó el diseño en el programa LABVIEW. Dentro del cual se encuentra la visualización de la señal ECG, junto con el valor de la frecuencia en la misma interfaz gráfica.

El diseño estará basado en los resultados obtenidos del primer proyecto. Se realizó el registro de los picos de la señal QRS, si el programa detecta un pico entre 4 y 5 V envía una señal al contador de pulsos lo que aumenta un contador en 1. El muestreo se realiza sobre un intervalo de 6 segundos. Luego de tener el número de picos de la señal en este tiempo, dicho valor es multiplicado por 10 y de esta manera se obtiene el valor de la frecuencia cardiaca del sujeto.

2.2.2.3 Diseño y construcción de un EMG

Al igual que en los anteriores proyectos el primer paso es realizar una base bibliográfica del dispositivo y de la señal a medir.

La electromiografía consiste en el registro de la actividad eléctrica producida durante la contracción muscular, ya sea colocando electrodos en la superficie de la piel o utilizando electrodos de aguja que entran en contacto directo con las fibras musculares. Esta técnica permite la medición de la actividad eléctrica generada en los músculos individuales así como en grupos de músculos y refleja

la magnitud del compromiso muscular, por lo que puede usarse para medir la fuerza ejercida en relación al porcentaje de la fuerza máxima del músculo voluntario.

La contracción muscular se produce cuando la membrana de la fibra se despolariza mediante un estímulo proveniente de las neuronas motoras que se transmite a nivel de las placas motoras, por un neurotransmisor (acetilcolina). Aún cuando la corriente generada por una célula es muy baja, la mayoría de las reacciones requieren la participación de cientos a miles de fibras. Cuanto mayor sea el reclutamiento de unidades motoras, más cantidad de fibras musculares estarán generando tensión; esto determinará la fuerza producida por el músculo durante una contracción. A mayor producción de fuerza muscular se detectará más actividad eléctrica en dicho músculo, utilizando el Electromiógrafo (electro = electricidad; mio = músculo; grafo = registro).

Así como es importante que las fibras de un mismo músculo y de los músculos accesorios sean reclutadas por la acción, es también importante que las fibras de los músculos antagonistas estén relajadas. Esto se logra mediante la inervación recíproca, que consiste en la inhibición del músculo antagonista durante la contracción isotónica del músculo motor primario. Una excepción a esta regla la constituye la co-contracción, en la que los músculos agonistas y antagonistas se contraen al mismo tiempo dándole rigidez a una articulación, cuando se utiliza una extremidad como soporte de peso.

En condiciones normales el registro obtenido varía con la intensidad del trabajo efectuado por el músculo mismo, por lo que la EMG es a menudo utilizada como un examen con valor diagnóstico o evaluativo de la condición de un músculo o del progreso de un entrenamiento o proceso de rehabilitación.

Cuando el músculo multiunitario se acorta la activación de motoneuronas es asincrónica, esto implica que durante una contracción unas fibras se contraen mientras que otras se relajan. Cuando la tensión generada es muy alta, muchas motoneuronas y sus fibras se están activando simultáneamente, por lo que los periodos de recuperación de cada unidad motora se hacen cada vez más cortos. Esto conduce a fatiga en las motoneuronas, produciendo activación sincrónica de las mismas y reduciendo el total de fibras musculares activas simultáneamente. Esto disminuye la fuerza generada por el músculo conforme transcurre el tiempo de contracción y además produce un temblor que es visible. El EMG a diferencia del ECG no tiene relación vectorial fija, y los potenciales que se registran lo hacen como potenciales bipolares de diversa magnitud y sentido, dependiendo de la suma de las despolarizaciones y repolarizaciones en la masa muscular involucrada. [14]

2.2.2.4 Tipos de contracciones musculares

- **Contracciones isotónicas:** la palabra isotónica significa (iso: igual - tónica: tensión) igual tensión. Se define contracciones isotónicas, desde el punto de vista fisiológico, a aquellas contracciones en la que las fibras musculares además de contraerse, modifican su longitud. Las contracciones isotónicas son las más comunes en la mayoría de los deportes, actividades físicas y actividades correspondientes a la vida diaria, ya que en la mayoría de las tensiones musculares que ejerce una persona suele ser acompañada por acortamiento y alargamiento de las fibras musculares de un músculo determinado.
- **Contracción Isométrica:** La palabra isométrica significa (iso: igual, métrica: medida/longitud) igual medida o igual longitud. En este caso el músculo permanece estático sin acortarse ni alargarse, pero aunque permanece estático genera tensión, un ejemplo de la vida cotidiana sería cuando se lleva a un niño en brazos, los brazos no se mueven mantienen al niño en la misma posición y generan tensión para que el niño no se caiga al piso, no se produce ni acortamiento ni alargamiento de las fibras musculares. En el deporte se produce en muchos deportes un ejemplo podría ser en ciertos momentos del wind surf cuando se debe mantener la vela en una posición fija. Con lo cual se podría decir que se genera una contracción estática cuando generando tensión no se produce modificación en la longitud de un músculo determinado. La **fatiga Isométrica** es un estado en el que el músculo luego de permanecer realizando una acción, aun sin movimiento empieza a mostrar cansancio. Esto resulta en que se debe abandonar la acción que se esté realizando por un momento y permitirle al musculo recuperar la fuerza para poder retomar lo que se estaba haciendo.
- **Contracciones auxotónicas:** en este caso es cuando se combinan contracciones isotónicas con contracciones isométricas, al iniciarse la contracción se acentúa más la parte isotónica, mientras que al final de la contracción se acentúa más la isométrica. Un ejemplo práctico de este tipo de contracción se encuentra cuando se trabaja con "extensores". El extensor se estira hasta un cierto, el músculo se contrae concéntricamente, se mantiene unos segundos estáticamente (Isométricamente) y luego se retorna a la posición inicial con una contracción en forma excéntrica.
- **Contracciones Isocinéticas:** se trata más bien de un nuevo tipo de contracción por lo menos en lo que refiere a su aplicación en la práctica deportiva. Se define como una contracción máxima a velocidad constante en toda la gama de movimiento, son comunes en aquellos deportes en lo que no se necesita generar una aceleración en el movimiento, es decir por el contrario en aquellos deportes en los que lo que se necesita es una velocidad constante y uniforme como puede ser la natación o el remo, el agua ejerce una fuerza constante y uniforme, cuando se aumenta la fuerza el agua aumenta en la resistencia, para ello se diseñaron los aparatos

isocinéticos para desarrollar a velocidad constante y uniforme durante todo el movimiento. Aunque las contracciones isocinéticas e isotónicas son ambas concéntricas y excéntricas, no son idénticas sino por el contrario son bastante distintas, ya que las contracciones isocinéticas son a velocidad constante regulada y se desarrolla una tensión máxima durante todo el movimiento. En las contracciones isotónicas no se controla la velocidad del movimiento con ningún dispositivo y además no se ejerce la misma tensión durante el movimiento, ya que por una cuestión de palancas óseas varía la tensión a medida que se realiza el ejercicio. [15]

En este proyecto el amplificador de instrumentación implementado es el INA114, con el fin de mostrar un dispositivo con mayores prestaciones que las del AD620. Ver (Anexo C) para especificaciones técnicas del INA114.

La conexión de los electrodos en este caso superficiales se realiza como se muestra en la figura 20.

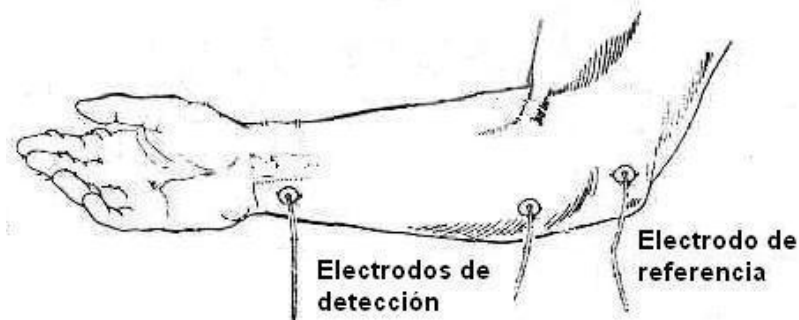


Figura 20. Ubicación de electrodos en el registro EMG de antebrazo

Fuente. http://ai.unicauca.edu.co/publicaciones/ASB_CIHM.pdf. 08/03/09

- **Diseño de Filtros**

Pasa-altas: Se diseñó con una frecuencia de corte de 20Hz, esto debido a las características en frecuencia en la señal EMG. Se utilizó un filtro activo Butterworth de segundo orden con amplificadores operacionales implementados en LF347, capacitores de tantalio y polyester por sus características lineales

Pasa-bajas: Se diseñó con una frecuencia de corte de 500 Hz, esto debido a las características en frecuencia en la señal EMG. Se utilizó filtro activo de segundo orden Chebychev con amplificadores operacionales implementados en LF347, capacitores de tantalio y polyester por sus características lineales

Estos dos filtros en serie conforman un filtro pasa banda de 20-500 Hz cada uno con ganancia unitaria. A su vez se realiza la implementación de una etapa de preamplificación antes del filtrado, y también la de un filtro amplificador no inversor de ganancia variable, para poder controlar los niveles de amplitud de la señal. Se implementó a su vez un filtro rechazabanda Doble T, para intentar reducir de forma análoga el ruido debido a la red eléctrica, es decir el ruido de 60Hz. El diseño final del sistema se muestra en la figura 40 de la sección RESULTADOS.

- ***Simulaciones***

Luego de realizado el diseño se realiza la simulación de los filtros pasaltos, pasabajos y rechazabanda, esto con el fin de corroborar que los filtros efectivamente funcionen bajo las especificaciones de diseño. Para esto de nuevo es usado el programa ORCAD de la compañía Cadence.

- ***Pruebas en Protoboard***

Luego de las simulaciones se implemento el prototipo en protoboard, para comprobar el correcto funcionamiento del diseño. En el caso de los electrodos, se utilizaron electrodos marca Meditrace® para adulto. Para la circuitería, se utilizaron dispositivos como resistencias de precisión (1%) en el caso del acople de impedancias, y resistencias corrientes. Además de los elementos mencionados en el montaje de filtros. El circuito fue alimentado por baterías de 9V marca Energizer®.

- ***Generación de guía de laboratorio***

Luego de que se comprobó el funcionamiento del diseño del Electromiógrafo, se procedió a diseñar una guía estructurada para la implementación del mismo. Estas guías tienen como fin permitir al estudiante diseñar su Electromiógrafo con criterios claros, además dentro de cada etapa del diseño e implementación vienen expuestas una serie de preguntas que el estudiante debe responder para que analice que debe estar aprendiendo. Por último el estudiante debe responder otras preguntas para el informe que le ayudaran a elaborar el mismo, y obtener sus propias conclusiones del proyecto.

- ***Diseño PCB***

Con el objetivo de poder reducir algunas fuentes de ruido causadas por el protoboard, y además entregar un dispositivo con una presentación adecuada, se realiza el diseño del EMG en el programa EAGLE de Cadsoft. La implementación en PCB del diseño se muestra en la sección RESULTADOS.

- ***Pruebas finales***

Para poder entregar el diseño en PCB se debe corroborar el correcto funcionamiento de este, por ello es sometido a pruebas finales con la visualización en el ambiente LABVIEW. Dichas pruebas fueron exitosas y son mostradas de igual forma en la sección RESULTADOS.

Otra información relevante con respecto al diseño, como fuentes de ruido y algunas aplicaciones del EMG es expuesta en el libro texto elaborado dentro de este proyecto, capítulo Electrofisiología, subcapítulo Electromiografía.

3. RESULTADOS

3.1 Elaboración de libro texto

Partiendo del procedimiento planteado dentro de la metodología, se elaboró un libro texto con las áreas de mayor trabajo e investigación dentro de la Ingeniería Biomédica. El libro final queda constituido de la siguiente manera:

3.1.1 CAPITULO 1. SISTEMAS FISIOLÓGICOS

En este capítulo se exponen los aspectos de importancia para la ingeniería de todos los sistemas de control del cuerpo humano. El primer sistema expuesto es el *sistema cardiovascular*, este sistema es una gran autopista organizada y compuesta por miles de caminos que recorren el cuerpo humano, y gracias a ello es posible que las células realicen el intercambio necesario para que funcionen adecuadamente (nutrientes, oxígeno, dióxido de carbono, energía, etc.). Toda esta gran red incluye tres elementos esenciales: corazón, sangre, y la gran distribución de canales de acceso, los vasos sanguíneos. El segundo sistema expuesto es el *sistema gastrointestinal*, la función principal de este sistema es la digestión de los alimentos, agua y su correspondiente absorción. La comida digerida es movida a través del canal alimentario a un apropiado ritmo que permita su absorción, almacenamiento y por último su expulsión. Para hacer eso, el sistema gastrointestinal tiene un sistema complejo de regulación: nervioso (inervación simpática y parasimpática), nervioso autónomo (neuronas colinérgicas y adrenérgicas). El siguiente sistema trabajado es el *sistema respiratorio*, la respiración es el proceso por el cual el cuerpo inhala oxígeno hacia el organismo y después se exhala el dióxido de carbono. Un ser vivo puede estar varias horas sin comer, dormir o tomar agua, pero no puede dejar de respirar más de tres minutos, he aquí la gran importancia de la respiración para la vida. El poder respirar es algo que se realiza intrínsecamente, pero involucra distintos órganos además de los pulmones músculos y otros elementos, tales como el diafragma. El cuarto sistema trabajado es el *sistema endocrino*, muy pocas veces se piensa en este sistema, pero influye sobre casi todas las células, órganos y funciones del organismo. Puesto que este sistema es fundamental para la regulación del estado de ánimo, el crecimiento y el desarrollo, el funcionamiento de los distintos tejidos y el metabolismo, así como la función sexual y los procesos reproductores. Generalmente el sistema endocrino se encarga de procesos corporales que ocurren lentamente, por ejemplo el crecimiento. A pesar de que el sistema nervioso y el endocrino son sistemas distintos, a menudo colaboran para ayudar al organismo a funcionar adecuadamente. El siguiente sistema trabajado es el

sistema visual, este sistema es el que percibe el entorno exterior en reposo y en movimiento, e informa y dirige de forma consciente la posición y orientación del cuerpo. La participación de este sistema en la orientación espacial se hace evidente apenas se cierran los ojos pues se pierde el sentido de dirección y distancia en segundos, siendo todos los demás sentidos incapaces de proporcionar al cerebro una información precisa sobre la posición. La visión es una tarea de procesamiento de la información. El penúltimo sistema expuesto es el *sistema nervioso*, este es un sistema de control, que recibe señales, codifica información y posteriormente la procesa. Es básicamente un sistema de comunicación cuyos componentes usan sustancias y energía en el procesamiento de señales y reorganización de las mismas. Por último se expone el *sistema auditivo*, este sistema es el encargado de percibir e interpretar los sonidos. Consta de tres partes fundamentales: el oído, dos nervios auditivos y una parte de la estructura cerebral. A través de los nervios auditivos, la energía acústica entrante es conducida hacia estructuras cerebrales especializadas, que se encargan de procesar las señales sonoras, discriminar e identificar las diferentes clases de sonidos y localizar sus diversas fuentes de procedencia. La transformación de las señales acústicas en señales fisiológicas se produce en el oído. En su parte externa, están colocados el tímpano y la membrana timpánica, sobre la que inciden las ondas acústicas de presión. Este proceso constituye la primera etapa en la transformación. Cuando el flujo sonoro estimula la membrana, las vibraciones de la señal se transmiten a través del oído medio mediante una cadena de pequeños huesos (martillo, yunque y estribo), merced a mecanismos de palanca, hasta la región sensible del sistema, el oído interno.

3.1.2 CAPITULO 2. ELECTROFISIOLOGIA

El estudio de electrofisiología, proporciona información clave para el diagnóstico y tratamiento de patologías fisiológicas del cuerpo humano. El primer estudio expuesto es la *Electrocardiografía*, este estudio es un método fundamental y masivo para el estudio de las enfermedades cardiovasculares y otras especialidades, por lo que su dominio por parte de la mayoría de los médicos es fundamental. El corazón se contrae porque las señales eléctricas de su sistema se extienden ordenadamente por todo el mismo desde la aurícula izquierda, haciendo que el músculo se contraiga. Esta señal produce un cambio en las propiedades eléctricas del músculo cardíaco, preámbulo de su contracción, lo que produce una "onda de despolarización"; como un frente continuo de actividad que, partiendo desde la aurícula izquierda se desplaza hacia la punta del corazón. Einthoven, fisiólogo belga, descubrió que la actividad eléctrica del corazón se puede recoger desde el exterior del cuerpo, lo que dio origen al ECG. Desde ese entonces su aplicación en el ámbito médico ha sido muy popular, puesto que permite identificar problemas cardíacos con facilidad. El segundo estudio trabajado es la *Electroencefalografía*, este es una técnica que realiza el estudio de la actividad

cerebral. Por tanto, es utilizada para conocer mejor el diagnóstico y la localización de enfermedades, y en muchos casos la intensidad de una posible lesión en el cerebro. El Electroencefalograma (EEG) supone un tipo de prueba que se basa en la medición de los impulsos eléctricos de conjuntos de neuronas. Estos impulsos eléctricos generados, dan lugar a un registro denominado, ondas cerebrales. Estas ondas van a reflejar la función cerebral, tanto en los momentos de más activación como en los de menos, según el tipo de actividad eléctrica cerebral. Así, en diferentes momentos se registrarán diferentes tipos de ondas. El tercer estudio expuesto es la *Electromiografía*, una prueba no radiológica que proporciona información diagnóstica sobre daños de las raíces nerviosas, en los músculos. Es una exploración eléctrica de los nervios periféricos por medio de la estimulación de los músculos para conseguir su contracción siendo de gran utilidad en los casos de dolor crónico lumbar y de extremidades inferiores. A través de una aguja o electrodos y unos cables, un dispositivo bioelectrónico percibe dicha contracción, la señal captada aparecerá en una pantalla similar a la de un televisor. Un nervio en buen estado presenta un gráfico específico en la pantalla, en cambio si existe alguna alteración por compresión, lesión o enfermedad en la pantalla saldrá una gráfica desviada del patrón de normalidad. La electromiografía no aporta datos sobre el origen de la lesión pero detalla un informe de estado de las raíces nerviosas y sus daños. El cuarto estudio expuesto fue la *Electrogastrografía*, el electrogastrograma a pesar de ser una reciente adquisición dentro del repertorio de la investigación clínica se ha convertido en un instrumento útil y además no invasivo para el estudio de los trastornos de la motilidad gástrica. La frecuencia dominante del EGG refleja la frecuencia de la onda lenta del marcapaso gástrico y durante el período postprandial se correlaciona directamente con la actividad motora gástrica. Además el EGG de superficie es capaz de reflejar anomalías del ritmo (bradi y taquigastrias), los cambios en las ondas debidos a la ingesta de alimentos, medicamentos o cirugías gástricas que modifican la motilidad. Por último, se exponen aspectos de la *Oftalmoingeniería*, esta es una rama de la Ingeniería Biomédica que estudia el ojo humano desde el punto de vista físico-mecánico para ayudar al entendimiento de su comportamiento, al diagnóstico y la solución de los problemas de la visión humana. En la medicina tradicional, el ojo como elemento de la visión se considera como un conjunto de lentes y receptores. Desde el punto de vista de la Oftalmoingeniería el ojo humano es un recipiente de presión de paredes delgadas, estructuralmente conformado por la córnea y la esclera, llamado oftalmoide, del cual se sostienen unos elementos ópticos (elementos no estructurales que son el iris, el cristalino, la zona-cuerpo ciliar y la retina).

3.1.3 CAPITULO 3. BIOINSTRUMENTACION

El estudio de la bioinstrumentación adquiere gran importancia puesto se necesita conocer las características esenciales en el diseño y construcción de un sistema Biomédico. El primer tema que se expone en este capítulo es el *Sistema Básico de bioinstrumentación*. Una señal bioeléctrica, es aquella señal que es generada

por ciertas partes del cuerpo, tales como los músculos, el cerebro, o una señal química o mecánica que es entonces convertida en una señal eléctrica. Este tipo de señal puede ser medida, por medio del uso de sensores, estos convierten procesos físicos en productos eléctricos de medición. Los resultados de estos biosensores son señales analógicas, es decir, señales continuas que se envían a los bloques de conversión análogo y digital. Allí las señales son amplificadas, filtradas, acondicionadas, y convertidas a una forma digital. Existen diversos métodos para modificar señales analógicas, uno ya estudiado es aquel involucrado en la amplificación y filtrado en una señal ECG. Una vez que las señales analógicas se han digitalizado y han sido convertidas en una forma que puedan ser almacenadas, son procesadas por computadores digitales, donde múltiples métodos para el acondicionamiento de la señal pueden ser aplicados. El siguiente tema a tratar son los *Amplificadores Operacionales*, el concepto original del AO (amplificador operacional) procede del campo de los computadores analógicos, en los que comenzaron a usarse técnicas operacionales en una época tan temprana como en los años 40. El nombre de amplificador operacional deriva del concepto de un amplificador DC (amplificador acoplado en continua) con una entrada diferencial y ganancia extremadamente alta, cuyas características de operación estaban determinadas por los elementos de realimentación utilizados. Cambiando los tipos y disposición de los elementos de realimentación, podían implementarse diferentes operaciones analógicas; en gran medida, las características globales del circuito estaban determinadas sólo por estos elementos de realimentación. De esta forma, el mismo amplificador era capaz de realizar diversas operaciones, y el desarrollo gradual de los amplificadores operacionales dio lugar al nacimiento de una nueva era en los conceptos de diseño de circuitos. El tercer tema expuesto en este capítulo son las *Características de los Instrumentos*. Los instrumentos médicos mencionados previamente en otros apartados del libro, deben poseer unas características específicas que les permitan competir dentro del mercado. Son muchas las consideraciones que se realizan previamente a la compra de cualquier equipo médico, que van desde la calidad de la información que entrega, hasta el precio que posee el equipo. Por lo cual no siempre la elección será el de mejor calidad, o el de menor precio. Entonces los fabricantes deben ofrecer equipos que presenten un equilibrio entre ambas cosas, y además exhibir otra serie de características que diferencien su producto del de los demás. El siguiente subcapítulo trabajado son los *Sensores*. Un sensor biomédico toma una señal que representa una variable biomédica para convertirla en una señal eléctrica, es decir sirven como interfaz entre un sistema biológico y un sistema electrónico. Debido a esto último, es muy importante que los sensores no afecten ninguno de los dos sistemas. Muchos tipos de sensores pueden ser usados en el área de la biomédica, pero los más importantes son los conocidos como físicos, electroquímicos, y ópticos. En el caso de sensores físicos son usados para medir variables geométricas, mecánicas, térmicas e hidráulicas, que en aplicaciones biomédicas incluyen parámetros como presión sanguínea, flujo de sangre, desplazamiento muscular y crecimiento de huesos. Los sensores electroquímicos por otro lado identifican cantidades de

algún compuesto, o monitorean las actividades químicas en el cuerpo para diagnóstico y aplicaciones terapéuticas. En los sensores ópticos, por otro lado, las señales que se transmiten y detectan son luminosas. El quinto subcapítulo es el estudio de la *Señal de Salida*, previamente a su visualización. Cualquier señal de biopotenciales ya registrada debe pasar por un proceso de filtrado y acondicionamiento, donde el claro objetivo es eliminar o reducir a un mínimo posible cualquier fuente de ruido. Todo esto se lleva a cabo para luego poder visualizar la señal por medio de alguno de los métodos existentes (Numérico. Grafico, discreto, permanente, sonidos, luces. Etc.) donde la señal posea las características necesarias que la hagan fácilmente interpretable por la persona capacitada e interesada en conocer los resultados de la medición que se lleva a cabo. El siguiente subcapítulo es el estudio del *Canal de Transmisión*. Hoy en día es posible que una señal medida pueda ser enviada a través de distintos medios, ya sea por medio físico o inalámbrico. Cada sistema debe tener en cuenta algunos aspectos importantes para su correcto funcionamiento además de garantizar una transmisión adecuada de los datos. En el área biomédica, la transmisión de los datos obtenidos es igual de importante a obtener un registro confiable. Actualmente la transmisión inalámbrica está bajo investigación, ya que representa un avance en los cuidados que debe tener un paciente, haciendo posible que los especialistas conozcan el estado diario de sus pacientes sin necesidad de estar cerca del mismo. El paciente realiza un registro y desde cualquier parte (mientras el sistema lo permita) sea enviada la información, y así el especialista tomará una mejor decisión para controlar la patología del paciente conociendo las actividades diarias que éste realiza. En el penúltimo subcapítulo se expone ejemplos de *Sistemas de Monitorización*. Conociendo que tipos de datos y por donde se transmite el tipo de información biomédica, es necesario resaltar los sistemas de monitorización que hoy existen, y aquellos bajo investigación. La monitorización de pacientes con enfermedades como diabetes, o con riesgos cardiacos ya es una realidad, los pacientes con estas enfermedades obtienen grandes beneficios con los sistemas que están surgiendo, puesto que la rápida respuesta de parte del especialista a cargo de dicho paciente puede lograr salvarle la vida. Por último se trabaja ejemplos de *Sistemas de Biotelemedicina*, este tipo de sistemas son aquellos que utilizan la transmisión por ondas como medio para transmisión de datos. Actualmente se pueden encontrar sistemas ECG con visualización remota, o sistemas de telemetría para ambulancias. Este ultimo permite el envío de información a los hospitales por parte de los paramédicos, y así estos recibir indicaciones de algún médico desde el hospital y a su vez el médico prepararse a la llegada del paciente del que conoce claramente el estado de salud en el que se encuentra.

3.1.4 CAPITULO 4. BIOMECANICA Y BIOMATERIALES

La Biomecánica y los biomateriales son dos de las áreas de trabajo más grandes dentro de la Biomédica. Los avances procedentes de estudios combinados de ambas áreas son muy comunes actualmente, como por ejemplo el reemplazo total de cadera, cuyo diseño viene a cargo de la Biomecánica, pero también se tiene un gran estudio de Biomateriales para así elegir el material que mejor se adapte al cuerpo y se obtenga un resultado exitoso. En este capítulo el primer tema expuesto es la *Biomecánica Médica*, la cual hace referencia al estudio de los diferentes sistemas fisiológicos desde el punto de vista de la ingeniería. En otras palabras es el estudio de patologías de la locomoción en el hombre para poder darle una solución a estas. Hoy en día son muchos los prototipos de equipos que nacieron a partir de estudios biomecánicos, quizás los más reconocidos son los dispositivos que se crearon para poder ayudar a personas con problemas al caminar. Uno de los estudios más reconocidos de esta área es el análisis de paso. El siguiente tema que se trabaja es la *Biomecánica Deportiva*; este estudio tiene como objetivo aumentar el rendimiento de los atletas sin exponerlos a heridas, es encontrar formas de ayudarlos, detectando las fallas en la práctica actual que están realizando. Es así como los entrenadores escogen o diseñan las mejores técnicas para mejorar el rendimiento de sus propios atletas. Luego de establecer que técnica debe ser usada en un momento dado, el entrenador se enfrenta a la tarea de detectar y corregir las nuevas fallas que pueden surgir durante su ejecución. La mayor dificultad sin embargo es la localización de la causa de dicha falla. En resumen si un entrenador posee conocimiento de los sistemas fisiológicos, puede saber qué cantidad de repeticiones, cantidad de esfuerzo puede realizar el atleta bajo su cuidado, pero si además posee conocimientos de biomecánica puede reconocer las mejores técnicas a utilizar. El tercer tema de trabajado es la *Biomecánica Cardíaca*. La función primaria del Corazón es bombear sangre a través de todo el sistema circulatorio, siendo esta función fundamentalmente mecánica. Para analizar el funcionamiento biomecánico del corazón se debe comparar con el funcionamiento de una bomba eyectiva, puesto que sus parámetros de funcionamiento son equivalentes. Para lograr un buen análisis entonces se debe dividir el sistema cardiocirculatorio en tres componentes sinérgicos: el corazón, los vasos sanguíneos y la sangre; en los que se establecen los conceptos físicos para realizar un estudio en los campos de mecánica de sólidos, para el análisis de la estructura de bombeo, y mecánica de fluidos, para el análisis de la circulación, con el fin de entender su función específica y deducir su participación biomecánica dentro del sistema. En el cuarto subcapítulo se estudia el campo de los *Tratamientos Ortopédicos*; este tipo de tratamientos son aquellas técnicas que se utilizan tanto para recuperar el movimiento de alguna parte del cuerpo, como para evitar mayores lesiones causadas por movimiento luego de algún accidente. El número de tratamientos ortopédicos que han surgido es verdaderamente numeroso, existen tratamientos casi que para cada tipo de fractura, y además nuevos tratamientos preventivos, como es el caso del tratamiento ortopédico prequirúrgico para niños con labio

leporino, que tiene como objetivo el reducir la necesidad de realizar más intervenciones al paciente a medida que avanza su edad. El tema trabajado en el quinto subcapítulo es la *Introducción a los Biomateriales y Aplicaciones*. Los biomateriales son un amplio campo dentro de la biomédica, su importancia crece día a día puesto que cada vez son más las investigaciones encaminadas a lograr un material que se adapte de forma perfecta con el organismo humano. Solo por mencionar un ejemplo de importancia de los Biomateriales, es posible encontrar órganos artificiales como el marcapasos, el cual va dentro del cuerpo del paciente, y por estar tan íntimamente relacionado con un órgano tan importante como el corazón, es de vital importancia que el material en el que este fabricado no cause ninguna reacción desfavorable posterior a su implementación. En el sexto y último subcapítulo se exponen los aspectos más importantes de la *Clasificación y Selección de los Biomateriales*, es posible encontrar variedad en la actualidad de los biomateriales, pero básicamente son hechos de materiales metálicos, cerámicos, poliméricos o un compuesto de ellos. Las tendencias de investigación en este campo están orientadas a la consecución de biomateriales biodegradables, es decir, materiales que puedan ser usados en la construcción de dispositivos y que luego de la implantación la probabilidad de causar reacciones desfavorables disminuya, mientras se aumenta la probabilidad de que el cuerpo la acepte sin ningún problema y el dispositivo se adapte perfectamente al individuo.

3.1.5 CAPITULO 5. IMAGENOLOGIA MEDICA

El estudio de la creación de imágenes viene estrechamente ligado a estudios médicos con leyes físicas, químicas y de Ingeniería. Actualmente es de vital importancia el diagnóstico basado en los resultados de alguna de las técnicas de Imagenología médica, puesto que se detectan enfermedades que de otra manera sería imposible hacerlo sin arriesgar la vida del paciente. La primera técnica trabajada es la *Imagenología por Resonancia Magnética*; esta es una técnica de diagnóstico sofisticada que utiliza un campo magnético fuerte, ondas de radio y un computador (no rayos x) para producir imágenes de sección transversal de distintas partes del cuerpo. La MRI produce mejores exploraciones del tejido blando y se utiliza, en general, para producir imágenes del cerebro, la columna vertebral, los órganos en el pecho y el abdomen, el corazón y los vasos sanguíneos y estructuras próximas a los huesos, tales como los músculos y ligamentos. La alta cantidad de agua que posee el cuerpo humano es el factor que ha hecho tan exitosa su aplicación. En el segundo subcapítulo se expone la *Medicina Nuclear*, la cual es una especialidad médica que utiliza pequeñas cantidades de sustancias radioactivas o trazadoras para el diagnóstico y/o tratamiento de ciertas enfermedades que son atraídas por los órganos específicos a estudiar. Estos trazadores, cuando son introducidos en el organismo, envían una serie de emisiones que son transformadas en imágenes por una cámara especial llamada Gammacámara. Dichas imágenes proporcionan información sobre la anatomía y función del órgano en estudio, y es entonces cuando el “médico Nuclear” debe interpretarlas para así poder determinar la causa del problema

médico. La generación de imágenes en la medicina nuclear es una combinación de muchas disciplinas diferentes, entre ellas la química, la física, las matemáticas, la tecnología informática y la medicina. El tercer tema expone el tan importante campo de los *Rayos X*. Este tipo de rayos son una forma de radiación electromagnética que posee una gran energía y por ello pueden penetrar a través del cuerpo humano y producir una imagen en una placa fotográfica. Al pasar a través del cuerpo modifican las radiaciones entonces al pasar por estructuras densas como el hueso en la placa aparecerá un tono blanco, si atraviesa estructuras con aire aparece un tono negro. Entre ambas densidades pueden aparecer diferentes tonos de grises, dependiendo de la densidad de la estructura atravesada por los haces de rayos X. De esta forma se producirá una imagen bidimensional de una estructura del cuerpo, con diferentes tonos del negro al blanco separando estructuras y delimitando tejidos. Los rayos X son quizás uno de los descubrimientos más revolucionarios de la medicina, ya que es posible realizar diagnósticos sin siquiera invadir físicamente al paciente. No se tendría un estudio completo de imagenología médica sino se hablara del *Ultrasonido*. Aunque esta técnica no provee la resolución anatómica de las otras técnicas, es relativamente económico y muy seguro, lo que la convierte en una de las técnicas de imagenología más populares. Esta técnica, como su nombre lo indica, usa ondas de sonido que son reflejadas por los tejidos, estas reflexiones son llamadas ecos. Cuando esta regresa trae consigo información que es usada para estimar la forma y la localización del objeto de estudio, con lo que es posible mostrar una imagen. El quinto subcapítulo expone una *Técnica de Imagenología clínica o Imagenología Biológica*, específicamente la Microscopía electrónica. La microscopía electrónica es una técnica microscópica que puede magnificar detalles muy pequeños con un nivel de resolución muy alto, esto es debido al uso de electrones como fuente de iluminación, magnificando hasta niveles de 2.000.000 de veces. A pesar de que su utilidad se ha visto grandemente reducida por la inmunohistoquímica, es todavía irremplazable para el diagnóstico de enfermedades del riñón, identificación del síndrome del cilio inmóvil y muchas otras tareas. El sexto y último tema expuesto en este capítulo son las *Técnicas de creación de Imágenes Tridimensionales*, recientemente han sido desarrolladas diversas técnicas para permitir CT, MRI y sistemas de escaneo por ultrasonidos, con el fin de producir imágenes tridimensionales en medicina. Tradicionalmente, los CT y MRI producen salidas estáticas en dos dimensiones sobre una película. Con los avances de la tecnología es posible obtener estas imágenes tridimensionales que ofrece a los especialistas diversas ventajas sobre los sistemas bidimensionales.

3.1.6 CAPITULO 6. SIMULACION QUIRURGICA

Son muchos los avances logrados gracias a estudios Biomédicos, pero sin lugar a dudas la creación de ambientes virtuales para el estudio y mejora de habilidades de médicos es uno de los más importantes. Actualmente es posible que los especialistas se entrenen cuantas veces sea necesario en cirugías complicadas, lo

que particularmente beneficia al paciente. El objetivo del primer subcapítulo es exponer la *Definición* de la simulación quirúrgica. Una de las principales aplicaciones de los avances tecnológicos es la creación de Simuladores Quirúrgicos. Dichos se caracterizan por sus grandes exigencias tanto visuales como del sentido del tacto, sentidos fundamentales en cirugía. Para conseguir el realismo visual, los órganos presentes en el simulador se deben mostrar lo más iguales posible a como se ven en la realidad y han de responder en tiempo real (al menos quince veces por segundo) a las interacciones del usuario. Respecto al realismo en el sentido del tacto, dada la elevada resolución que el ser humano posee en este sentido, el usuario del simulador precisa de una frecuencia de refresco de este sentido de al menos quinientas veces por segundo. En el segundo subcapítulo se trabajan las *Herramientas y Métodos de la realidad Virtual*. Existen ciertas herramientas que son usadas en los entornos de realidad virtual, los cuales son los elementos que permiten la interacción del usuario con el mundo virtual en el que se encuentran. Por otro lado las técnicas de realidad virtual tienen por objetivo crear de forma artificial un entorno en el que el usuario pueda ver y sentir los objetos tal como los vería y sentiría en la realidad. El grado de inmersión en un entorno virtual depende en gran medida de la fidelidad con la que éste reproduce la realidad que el usuario conoce. Los elementos más importantes a la hora de desarrollar un entorno virtual inmersivo dependen del objetivo de la aplicación del mismo. En el tercer subcapítulo se exponen las características de algunos *Sistemas Actuales*, estos sistemas permiten que los especialistas se entrenen, y hasta en algunas ocasiones simulen los posibles entornos previos a una operación, como el caso de separar dos siameses ligadas por varios órganos. Es aquí donde es más notoria la gran ayuda que proporciona la simulación, al proveer posibles escenarios durante una operación de alto riesgo los especialistas pueden responder mucho más rápido y con mas efectividad ante alguna complicación presente. El cuarto y último subcapítulo expone los *Avances en la Simulación Quirúrgica*, los programas actuales de simulación quirúrgica son valiosos pero tienen varias limitaciones. El nuevo método desarrollado, “Point-Associated Finite Field” (PAFF), integra los puntos fuertes de los sistemas actuales y evita algunos de sus puntos débiles, ofreciendo a los usuarios una visualización clara y una respuesta al tacto más realista.

3.1.7 CAPITULO 7. ROBOTICA MÉDICA

Las aplicaciones de la robótica son muy variadas, siempre con el objetivo de mejorar o simplificar algún proceso. Una de las aplicaciones de la robótica que ha traído más beneficios al bienestar de los seres humanos es la aplicación médica que ha sido desarrollada. Actualmente las cirugías son menos dolorosas y con menor tiempo de recuperación debido al uso de robots con prestaciones que superan inmensamente las de un ser humano. El estudio de la robótica médica comienza con la exposición de los *Conceptos Básicos de la Robótica*. No es hasta la actualidad que la robótica ha alcanzado un nivel de madurez bastante elevado, y que además cuenta con un correcto desarrollo teórico. Sin embargo, al intentar

reproducir algunas tareas que para los humanos son muy sencillas, como andar, correr o coger un objeto sin romperlo, no se ha obtenido resultados satisfactorios, especialmente en el campo de la robótica autónoma. A pesar de ello se espera que el continuo aumento de la potencia de los computadores y las investigaciones en inteligencia artificial, visión artificial, la robótica autónoma y otras ciencias paralelas permitan acercarse un poco más cada vez a los milagros soñados por los primeros ingenieros y también a los peligros que adelanta la ciencia ficción. El segundo subcapítulo está compuesto por los conceptos más importantes de la *Robótica Médica y sus aplicaciones actuales*, los robots de servicio son los que trabajan de forma autónoma o semiautónoma para realizar tareas útiles para el bienestar de las personas. Dentro de esta categoría está la robótica médica, es decir, la utilización de robots para la realización de intervenciones quirúrgicas. Las ventajas más notables de los robots médicos son la precisión y la miniaturización. Estos robots son utilizados, entre otros, en el ámbito de la cirugía cardiaca, gastrointestinal, pediátrica o de la neurocirugía. La robótica médica en conjunto con la Telemedicina, son los dos elementos que conforman uno de los grandes saltos de la tecnología actual, la telecirugía. El tercer y último subcapítulo es el estudio de las *Nuevas líneas de aplicación* de la Robótica Médica. Aunque la robótica médica es un campo relativamente nuevo, son muchas las aplicaciones que ha encontrado. Como esta ciencia apenas está en sus comienzos cada día surgen nuevos campos de aplicación, siendo en la mayoría de los casos, desarrollos que rozan con la ciencia ficción.

3.1.8 CAPITULO 8. TELEMEDICINA

La Telemedicina es todo un sistema integral y completo de suministro de atención en salud y educación a distancia, posibilitado a través de los sistemas de información y de comunicación, como tal, está basada en la comunicación, entre personas separadas geográficamente y debe cumplir ciertos estándares que aseguren el establecimiento de un buen consejo médico, opinión, diagnóstico o recomendación de tratamiento sin la presencia física del sujeto examinado. El primer subcapítulo se compone de los *Fundamentos* de la Telemedicina. El surgimiento de la Telemedicina se da a la par de la realidad virtual con el fin de poder reducir costos y llevar conocimientos médicos a áreas remotas. Esta rama de estudio incluye la transmisión de voz, imágenes fijas, vídeo y otras formas de datos médicos. Son grandes las expectativas que tiene esta ciencia puesto que se puede hablar de interconexión de grandes centros de desarrollo, lo que permitiría una distribución de la información mucho más fácil y rápida. El segundo subcapítulo expone algunos ejemplos de *Redes de Telemedicina y Sistemas de Información*. Actualmente son muchas las redes existentes de telemedicina a nivel mundial, estas redes tienen como fin llevar la ayuda especializada hasta donde sea necesario llevarla, sin que los especialistas tengan que abandonar su lugar de trabajo regular. Una red de Telemedicina generalmente está integrada por un número de instituciones médicas, cuyo fin es mejorar y facilitar la prestación del servicio médico. Dentro del tercer subcapítulo se estudian los *Estándares*,

Protocolos y Normas más importantes de las redes Telemédicas. Puesto que el diseño de una red de Telemedicina debe seguir unos patrones establecidos para su diseño e implementación y mantener un buen funcionamiento. Estos estándares consideran desde la parte humana (profesionales, enfermeras, etc.), como los aspectos físicos (redes, comunicaciones, almacenamiento, etc.). Por último en el cuarto subcapítulo se exponen algunas *Aplicaciones* actuales. La Telemedicina es una rama de la biomédica que surgió ya hace algún tiempo, con aplicaciones muy básicas como la transmisión de consultas psiquiátricas vía telefónica. Pero no es hasta la actualidad, con los grandes avances con los que se vive, que se puede hablar del inicio de las grandes aplicaciones Telemédicas. Son muchas las aplicaciones que usan la Telemedicina, dentro de las cuales se puede encontrar, dermatología, cardiología, ultrasonido, radiología, cirugías, y otras. Estas aplicaciones hasta ahora se están desarrollando, pero son grandes las expectativas que se tienen con respecto a su desarrollo, debido a que con un proceso adecuado se logrará ofrecer un mejor servicio médico y consecuentemente salvar más vidas.

3.1.9 CAPITULO 9. EQUIPOS HOSPITALARIOS

Son muchos los dispositivos en los cuales se apoya actualmente los profesionales de la salud, desde su uso diagnóstico (imagenología, electrofisiología, robótica, etc.), por lo que este capítulo trabaja aquellos equipos que son de importancia en cualquier clínica o establecimiento médico. El primer dispositivo expuesto es el *Marcapasos*. Cada latido individual del corazón es en realidad una serie de movimientos musculares, provocados por impulsos eléctricos. La primera señal eléctrica proviene del marcapasos natural del propio corazón, el nódulo sinoauricular, formado por células eléctricamente activas y situado en la cámara derecha superior del corazón. Este nódulo envía un torrente firme de señales eléctricas a lo largo de una senda que atraviesa las cámaras superiores del corazón. Las señales viajan entonces al puente eléctrico, el nódulo aurículoventricular, situado entre las cámaras superiores e inferiores, y, finalmente, a las cámaras inferiores. Un problema en cualquier punto del circuito eléctrico puede causar estragos en el latido regular del corazón. Por suerte, un marcapasos artificial, un dispositivo pequeño a batería, puede reemplazar al propio sistema eléctrico del corazón cuando es necesario. El segundo dispositivo que se trabaja es el *Desfibrilador*, su uso es bastante común hoy en día, y el desfibrilador/cardioversor es un aditamento indispensable para el manejo de arritmias potencialmente fatales en urgencias; su uso se ha extendido hasta nivel prehospitalario. La fibrilación auricular o ventricular es producto de una despolarización y repolarización aleatoria del miocardio, lo que produce actividad caótica del miocardio, lo cual impide la contracción coordinada dando un patrón de bombeo irregular e inefectivo, lo que produce un gasto cardiaco cercano a cero en el caso de la fibrilación ventricular (FV). La ausencia de pulso disminuye los niveles de oxígeno hasta un punto crítico en el cual hay daño celular irreversible, que corresponde al sustrato de la muerte cardiaca súbita. En el siguiente

subcapítulo se expone el *Ecógrafo*. La ecografía es una técnica no invasiva que permite la visualización de los órganos internos de las diferentes especies domésticas, e incluso del hombre. Tiene la ventaja de no ser perturbadora de las funciones, y como no usa rayos X, permite un uso frecuente, no sólo en órganos reproductivos aislados, sino también del seguimiento de eventos reproductivos completos. El cuarto subcapítulo trabaja las *Bombas de Infusión*. Actualmente, los avances en la ciencia, tanto a nivel electrónico (microprocesadores, software, etc.) y farmacología, proveen un número creciente de productos farmacéuticos y sistemas de infusión, que sirven para utilizar nuevas modalidades de tratamiento en una forma más segura y más precisa para la administración de los medicamentos utilizados. Los sistemas (bombas) de infusión facilitan la administración parenteral (intravenosa, subcutánea, intraperitoneal, intrarraquídea) de drogas y soluciones, y son usadas donde es esencial la precisión y un aporte constante. Son también utilizadas por su capacidad de administrar medicamentos y soluciones a altas presiones que no pueden ser alcanzadas con equipos utilizados manualmente o dependientes de gravedad. El quinto subcapítulo trabaja las características del *Endoscopio*. La endoscopia es una técnica diagnóstica y terapéutica, utilizada en medicina, que consiste en la introducción de un cámara o lente dentro de un tubo(endoscopio) a través de un orificio natural, una incisión quirúrgica, o una lesión para la visualización de un órgano hueco o de alguna cavidad corporal. Además de ser un procedimiento diagnóstico mínimamente invasivo, también puede realizar maniobras terapéuticas como una colecistectomía laparoscópica o la toma de biopsias. Otro importante dispositivo médico usado ampliamente es el *Monitor de signos Vitales*, expuesto dentro del sexto subcapítulo. Este dispositivo les permite a los especialistas monitorear los parámetros de más importancia en un paciente cuando éste se encuentra en estado crítico o de especial atención. En un mismo dispositivo se ofrecen las lecturas de presión sanguínea, temperatura, pulsoximetría, frecuencia respiratoria, además de ofrecer la imagen en tiempo real de la forma de onda ECG. Por último en el séptimo subcapítulo se expone el tema de la *Anestesia*, sus características y dispositivos usados para su aplicación. La anestesia se define como la privación en forma total, o bien, parcial de la sensibilidad que se produce a partir de causas patológicas o que se han provocado con un fin médico por medio de algún tipo de intervención quirúrgica. El término anestesia etimológicamente proviene del griego “an aisthesis”, que puede traducirse al español como “sin sensación”. La anestesiología es aquella área de la medicina que se hace cargo de todas las tareas relacionadas con el alivio del dolor y el cuidado quirúrgico de los pacientes antes, durante y después de una intervención, lo que podría incluir situaciones de emergencia, manejo de ciertos cuadros clínicos y una participación activa en el quirófano.

3.1.10 CAPITULO 10. PRESENTE Y FUTURO

En este capítulo se trabajan dos aspectos de gran importancia para el estudiantado. Primero se exponen las características más relevantes del área especializada de la Biomédica, la *Ingeniería Clínica*. La ingeniería clínica (IC) se concibe como una especialidad de la ingeniería biomédica en la que el ingeniero desarrolla sus actividades como parte integral de los grupos multidisciplinarios al cuidado de la salud. El ingeniero clínico es un profesional facultado para desempeñarse en la gestión tecnológica en el ámbito hospitalario, definida como la suma de procedimientos de ingeniería y gerencia que permiten asegurar el uso óptimo de la tecnología médica instalada en la institución, contribuyendo a que la estancia del paciente en el ámbito hospitalario sea segura. De esta manera, se ha considerado a la ingeniería clínica como una actividad profesional más que académica, que evoluciona resolviendo las necesidades y retos que la tecnología médica genera dentro del ámbito hospitalario, en la cotidianidad del trabajo día a día. Para finalizar el capítulo y por consiguiente el libro texto se exponen algunos ejemplos de estudio actuales, para así mostrar al estudiantado las *Direcciones Futuras de la Ingeniería Biomédica*. La Ingeniería Biomédica es un campo de las ciencias muy reciente, los expertos consideran que su desarrollo apenas está entrando en la etapa de su “infancia”, lo que quiere decir que son variados los avances que se van a lograr en cada una de las áreas de estudio que la componen. Actualmente la robótica médica, la telemedicina, la imagenología médica y la simulación quirúrgica son las áreas donde más se concentra el desarrollo, esto apoyado en cada vez más actuales estudios Biomecánicos, estudios de Biomateriales y de los mismos sistemas fisiológicos del cuerpo humano. Todo esto solo asegura que el nivel del cuidado de la salud en los próximos años será mucho mejor que el actual, con costos reducidos y donde la distancia puede ya no ser un problema en el tratamiento de las enfermedades que aquejan al hombre.

Todos los capítulos están incluidos en un solo archivo Word, y PDF con su respectiva tabla de contenido, lo que facilita la búsqueda de los temas específicos, y además con sus respectivas evaluaciones al final de cada uno. Además se tiene disponible una animación del texto en forma de e-book.

3.2 Desarrollo de proyectos de laboratorio

Como actividad paralela a la recopilación, adecuación y redacción de los temas del libro texto se fue desarrollando las guías, diseño y construcción de los proyectos de laboratorio. Esto se realiza con el fin de dejar al estudiantado las bases de diseño de sistemas Biomédicos. Los tres proyectos desarrollados son:

3.2.1 Diseño y construcción de un ECG de 3 derivaciones

Para este proyecto se construyó un Electrocardiógrafo de un solo canal, con el cual se puede observar la actividad eléctrica del corazón por medio de la conexión de las derivaciones del plano frontal, usando electrodos de superficie para recoger estas señales. Un amplificador ECG es un amplificador bioeléctrico que usualmente tiene un factor de ganancia medio de 1000. Un amplificador ECG estándar consiste de: un amplificador de instrumentación (AI), seguido de un filtro pasabanda (compuesto por un filtro pasaaltos de 0.05Hz y un filtro pasabajos de 150Hz), un amplificador de ganancia variable y un amplificador conductor de pierna derecha (realimentación). La figura 21 muestra el diagrama de bloques del circuito implementado:

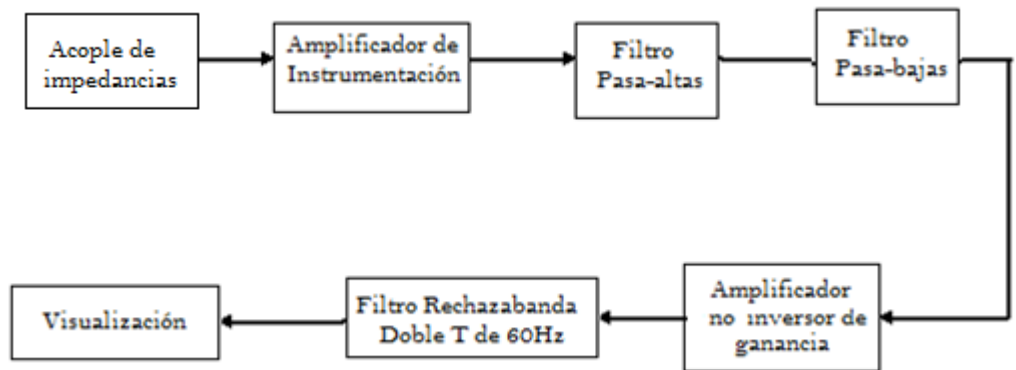


Figura 21. Diagrama de Bloques Electrocardiógrafo de 3 Derivaciones

La figura 22 muestra el diagrama esquemático del diseño implementado, este diseño no posee protección al paciente, por lo que es alimentado con baterías de 9V:

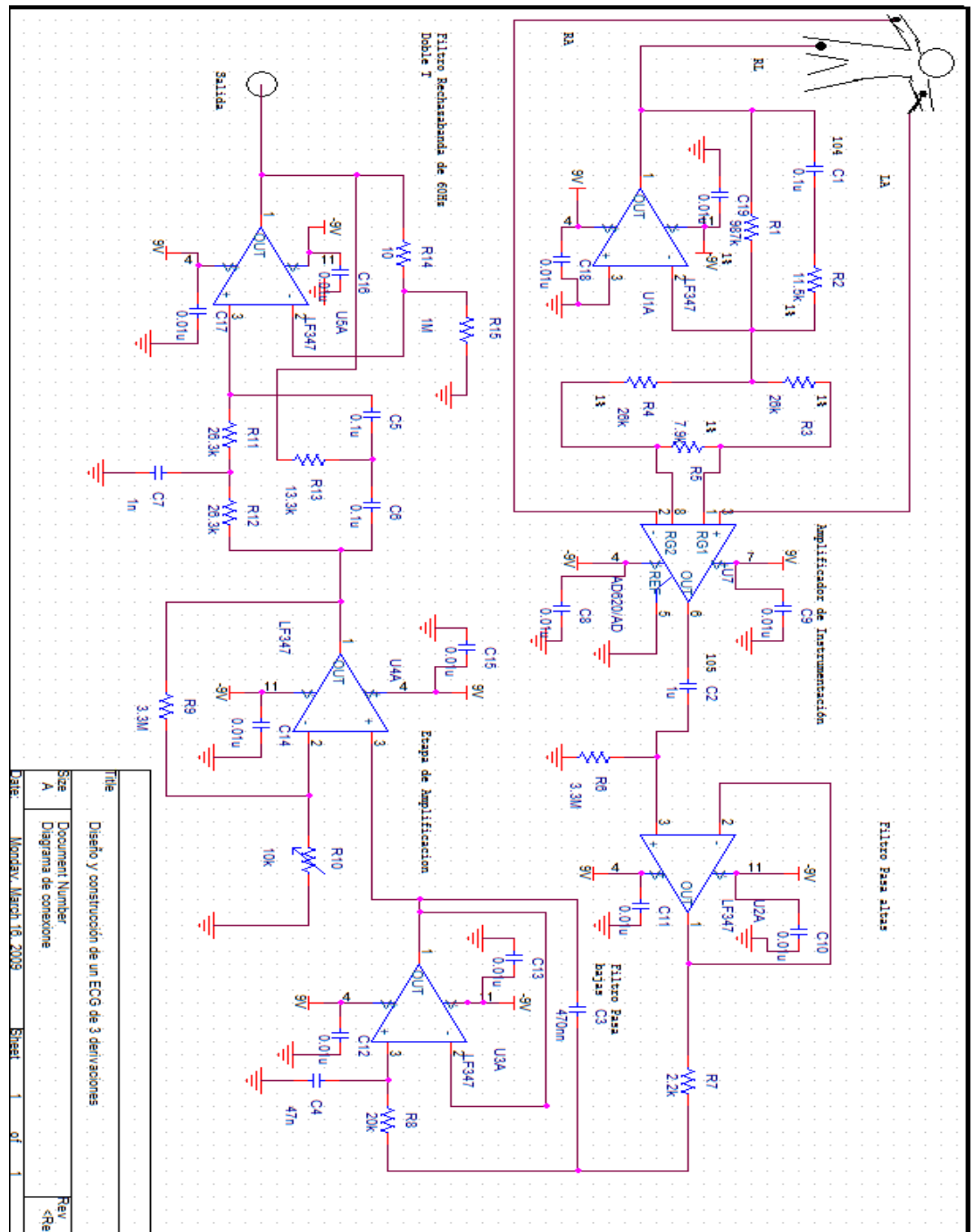


Figura 22. Diagrama esquemático Electrocardiógrafo de 3 Derivaciones

Los cables usados para las conexiones entre electrodos y circuitería, son cables apantallados, para de esta manera poder reducir y proteger al circuito de fuentes de ruido externa, como el de otros aparatos electrónicos cercanos.

3.2.1.1. Cálculo de los componentes

El diseño tiene implementado en su primera etapa un acondicionamiento de impedancias, esto se realiza por medio del uso del circuito mostrado en el datasheet del AD620, el circuito usado es mostrado en la figura 23. Las dos entradas análogas, electrodos positivo y negativo, están conectadas a los pines de entrada del AD620. La tabla 3 muestra la adecuada conexión de los electrodos:

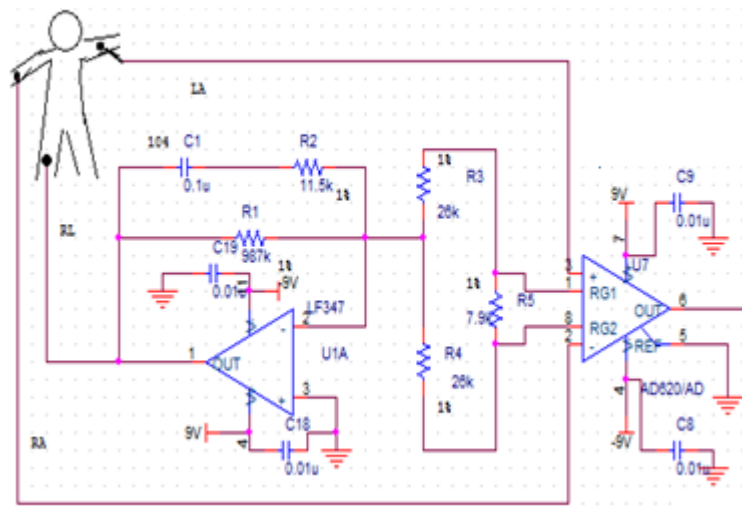


Figura 23. Acople de impedancias

Lead	Positive (+) Electrode	Negative (-) Electrode
I	Left Arm	Right Arm
II	Left Leg	Right Arm
III	Left Leg	Left Arm

Tabla 3. Derivaciones de Einthoven

Fuente. http://www.sld.cu/galerias/pdf/sitios/pdvedado/franco_02.pdf. 09/03/09

Se usaron electrodos Ag/AgCl marca *Meditrace*. Un electrodo en su forma básica se trata de un conductor metálico en contacto con la piel y se utiliza una pasta electrolítica para establecer y mantener el contacto. Tradicionalmente el electrodo se hace de plata alemana (una aleación plata-níquel). Antes de adherirlo al cuerpo, su superficie cóncava se cubre con una pasta electrolítica. La misión de los electrodos consiste en recoger la señal de la superficie cutánea.

El AD620 es un dispositivo análogo amplificador de instrumentación que tiene poco ruido, bajo voltaje de offset, baja potencia, y un alto CMRR (mas de 100dB) lo que lo convierte en un dispositivo muy adecuado para aplicaciones medicas como el ECG. Los valores de resistencias para esta primera etapa de acondicionamiento varían respecto al datasheet de acuerdo a la oferta que existe en el mercado de la ciudad de Bucaramanga. La ganancia del amplificador de instrumentación viene entonces dada por la formula:

$$G = \frac{49.4k\Omega}{R_G} + 1$$

Para el circuito implementado se buscaba poca ganancia en esta etapa, para asi impedir una mayor distorsion de la bioseñal procedente de los electrodos. Por lo cual la ganancia del circuito en esta etapa fue :

$$G = \frac{49.4k\Omega}{7.9k} + 1 = 7,25 \approx 7$$

Después del amplificador de instrumentación viene la implementación del filtro pasabanda, cuya banda pasante se encuentra entre 0.05Hz y 150Hz. Por ello en la primera etapa de filtrado se implementa un filtro pasaaltos con ganancia unitaria, y con una frecuencia de corte de:

$$f_c = \frac{1}{2\pi \cdot R_6 \cdot C_2} = \frac{1}{2\pi \cdot (3.3M\Omega) \cdot (1\mu f)} = 0.04823 \approx 0.05Hz$$

En la segunda etapa de filtrado se implementó un circuito pasabajos de 150Hz Chebychev. Para la obtención de los valores de los componentes del este filtro se uso el programa de libre distribución de Texas Instruments *FilterPro*. Se realizo la elección de dicho programa debido a que:

- Permite elegir de forma fácil la configuración del filtro que se quiere; entre las opciones es posible encontrar: pasabajos, pasaaltos, pasabanda, Notch, y filtros rechazabanda.
- Permite elegir qué tipo de filtro se quiere usar, es posible realizar filtros: Bessel, Chebychev, Butterworth, Elipticos.

- Permite modificar los valores de capacitancias, para así obtener un diseño con valores fáciles de conseguir comercialmente.
- Permite variar la ganancia del circuito, en este caso se requería una ganancia unitaria la cual viene por defecto, por lo que este valor no fue modificado.
- Permite observar una grafica del comportamiento en fase y frecuencia del circuito.
- Permite seleccionar el tipo de conexiones del circuito, entre los cuales se encuentra el utilizado Sallen-key.
- Muestra el diagrama de conexiones a usar de forma automática, y en la misma interfaz gráfica que los demás componentes.
- Permite elegir la tolerancia de los componentes con los que se desea implementar el diseño, tanto para resistencias (tolerancias de 1%,2%, y 5%) como de capacitancias.

Luego de especificar los valores de frecuencia de corte, configuración deseada, ganancia, numero de polos, tipo de filtro, diagrama de conexiones, se obtiene el filtro con los valores:

$$R7 = 2.25k\Omega \sim 2.2k \qquad C3 = 470nf$$

$$R8 = 20k\Omega \sim 20k \qquad C4 = 47nf$$

La figura 24, es una captura de la interfaz del programa utilizado, en este caso se encuentra especificado los valores de diseño para el filtro pasabajos Chebychev de 150Hz.

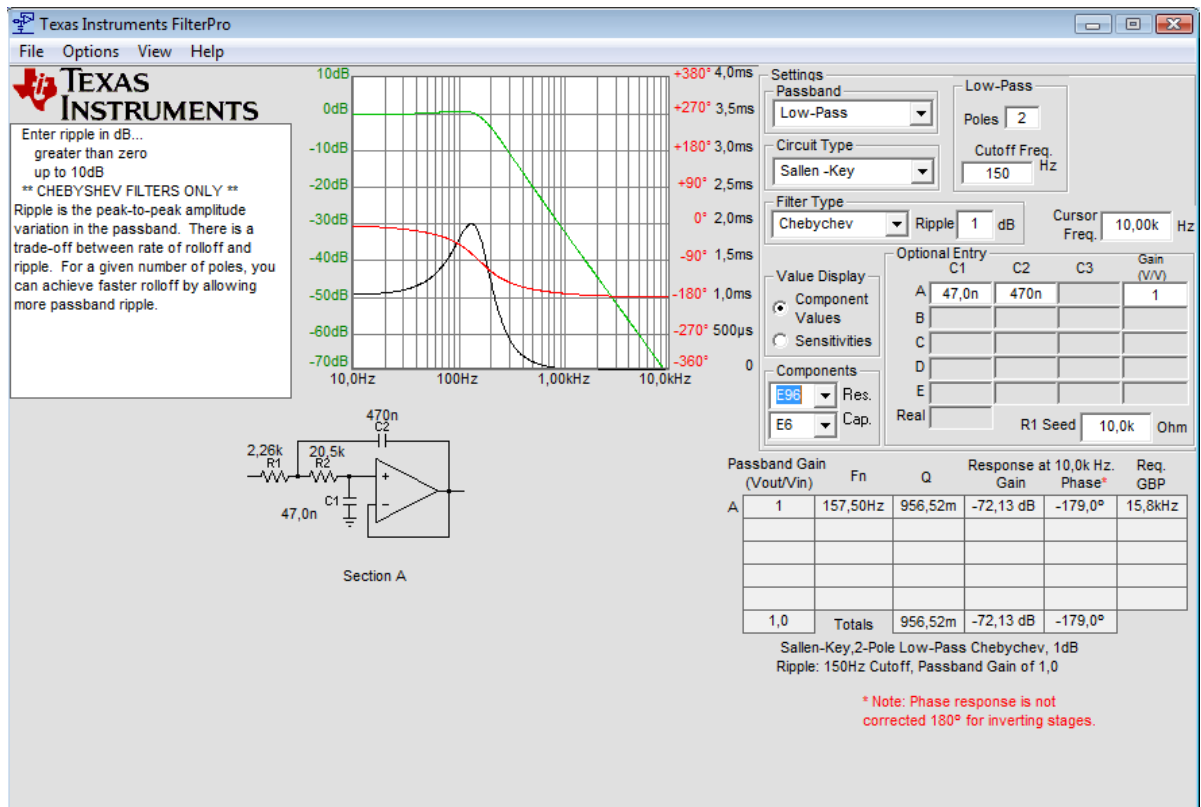


Figura 24. Interfaz de diseño del programa FilterPro de Texas Instruments

La siguiente etapa del circuito es un amplificador no inversor de ganancia. Para este amplificador la fórmula de ganancia viene dada por:

$$G = \frac{R10 + R9}{R10}$$

En el diseño se deseaba que esta ganancia fuera variable, por lo que R10 es un trimmer de 10k, para así poder obtener el valor de ganancia deseado, que en este caso fue:

$$G = \frac{10k + 3.3M}{10k} = 331$$

Luego por motivos de reducción de ruido proveniente de la red eléctrica, se realizó la implementación de un circuito Doble T rechazabanda de 60Hz. La figura 25 muestra el esquema de conexiones de dicho circuito. Los cálculos correspondientes a este circuito son:

Ganancia interna

$$G = 1 + \frac{R14}{R15} = 1 + \frac{10\Omega}{1M\Omega} = 1.00001 \sim 1$$

Para el circuito de la figura 22, $R11=R12$ y $R13=R12/2$, entonces el valor de la resistencia R11, luego de suponer un valor comercial de capacitancia (0.1uf) viene dado por:

$$R11 = \frac{1}{2\pi \cdot f_c \cdot C} = \frac{1}{2\pi \cdot (60) \cdot (0.1\mu f)} = 26.525k\Omega \sim 26.3k \text{ (Valor usado)}$$

Entonces $R13= 13.262K \sim 13.3K$ (valor usado)

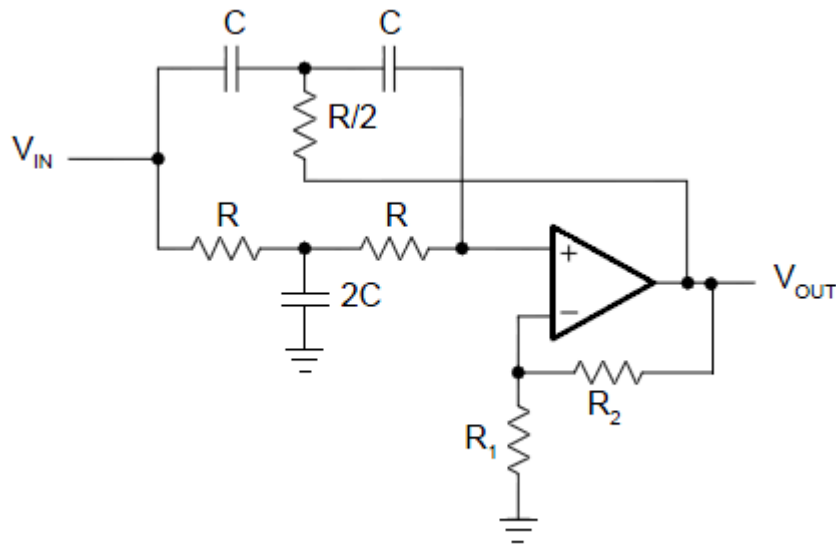


Figura 25. Diagrama de conexión filtro Rechazabanda Doble T

Fuente. Texas instruments, Ops Amps for Everyone. Active Filter Design Techniques

La ganancia total del circuito es variable debido a la implementación del amplificador no inversor. En el caso de los cálculos realizados, la ganancia del circuito es la multiplicación de las ganancias de cada etapa, por lo que:

$$G_T = 7 * 1 * 1 * 231 * 1 = 1617$$

La ganancia final es mayor a 1000 puesto que dicha señal es visualizada después por medio del uso de LABVIEW, y para que esta señal pueda ser visualizada por medio de este programa, debe poseer una amplitud entre 4V y 5V.

Para la implementación del acople de impedancias y filtros se usó el amplificador LF347 (cuatro amplificadores operacionales de igual característica en un integrado de 14 pines) ya que sus características son:

1. Bajo ruido en la entrada
2. Ancho de banda de 4 MHz
3. Bajo consumo de corriente
4. Distorsión armónica total menor a 0.02%
5. Alta impedancia de entrada 10^{12} ohm
6. Corriente de Bias: 50 pA
7. El CMRR típico es de 100 dB
8. Ganancia máxima de 100

Estas características lo hacen ideal para trabajar en esta señal disminuyendo factores de ruido. La figura 26 muestra el diagrama circuital de dicho dispositivo.

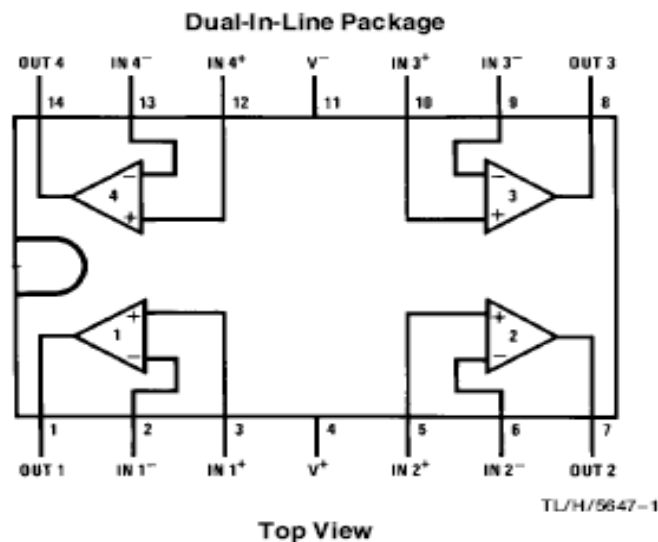


Figura 26. Diagrama circuital interno del dispositivo LF347

Fuente. Hoja de datos del LF347, Pag 1.

3.2.1.2. Simulaciones

Antes de implementar el circuito, se realizó la simulación de los filtros, en este caso los resultados son los siguientes:

- La figura 25 muestra los resultados de la simulación del filtro pasaaltos de 0.05Hz y la figura 26 muestra los resultados de la simulación del filtro Chebychev pasabajos de 150Hz.

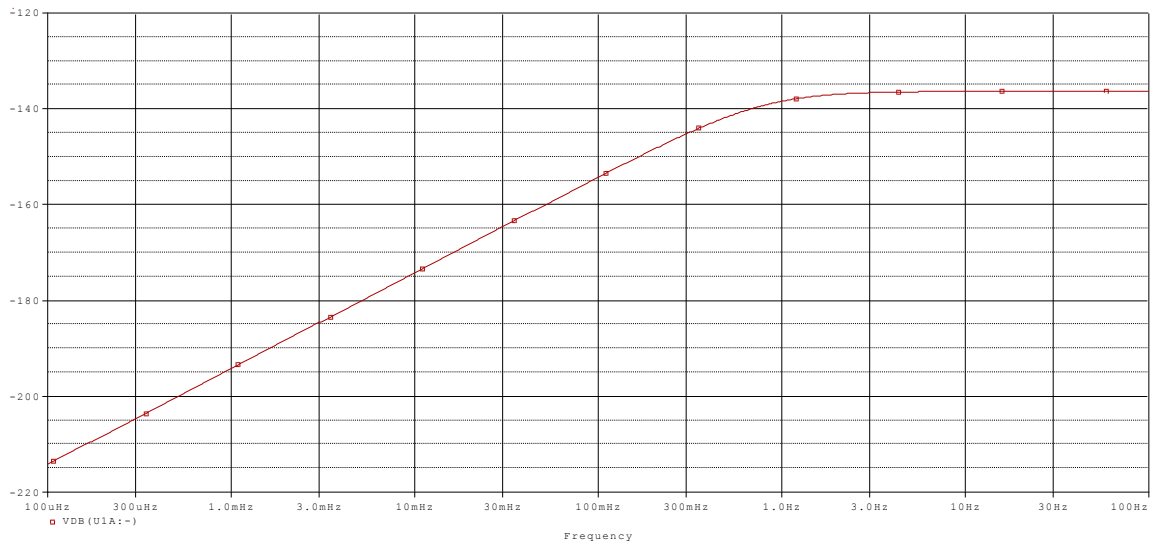


Figura 27. Simulación filtro Pasaaltos de 0.05Hz

En la simulación de este filtro se observa que:

Frecuencia de corte W_c 500mHz
 $frec < W_c$, ganancia en dBs se mantiene baja -190dB y -160dB
 $frec > W_c$, ganancia en dBs aumenta

Esto quiere decir que poco después de pasar la frecuencia de corte la ganancia del filtro aumenta hasta cierto punto, dejando pasar solo las frecuencias mayores a 500mHz.

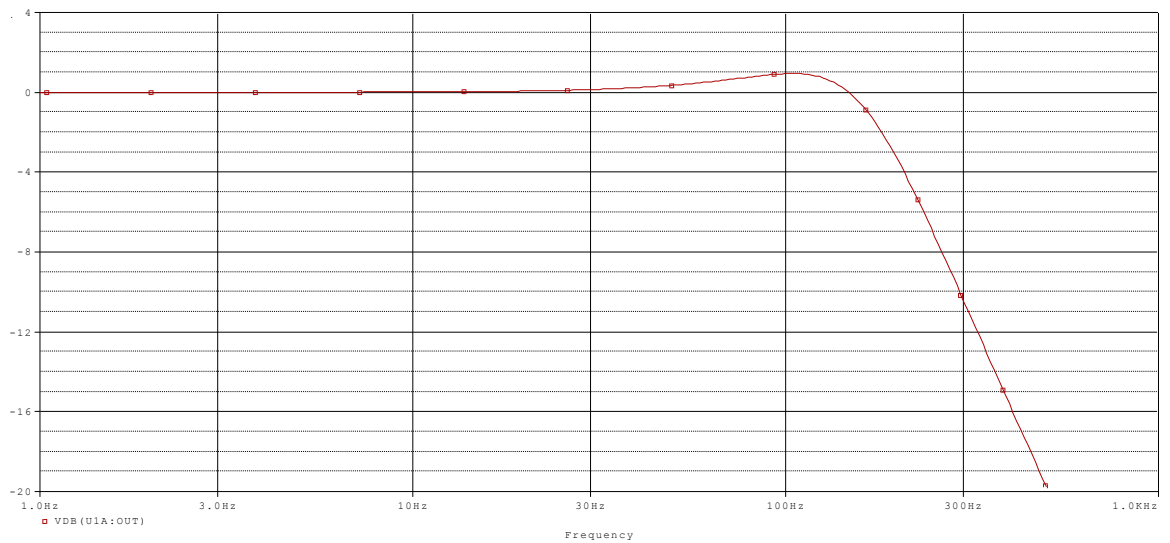


Figura 28. Simulación filtro Pasabajos de 150Hz

En la simulación de este filtro se observa que:

Frecuencia de corte W_c 150Hz
frec < W_c , ganancia en dBs se mantiene alta -2dB y -1dB
frec > W_c , ganancia en dBs disminuye

Esto quiere decir que poco antes de pasar la frecuencia de corte la ganancia del filtro empieza a decaer, dejando pasar solo las frecuencias menores a 150Hz.

- También se realizó la simulación del filtro rechazabanda de 60Hz, cuyo resultado se muestra en la figura 27.

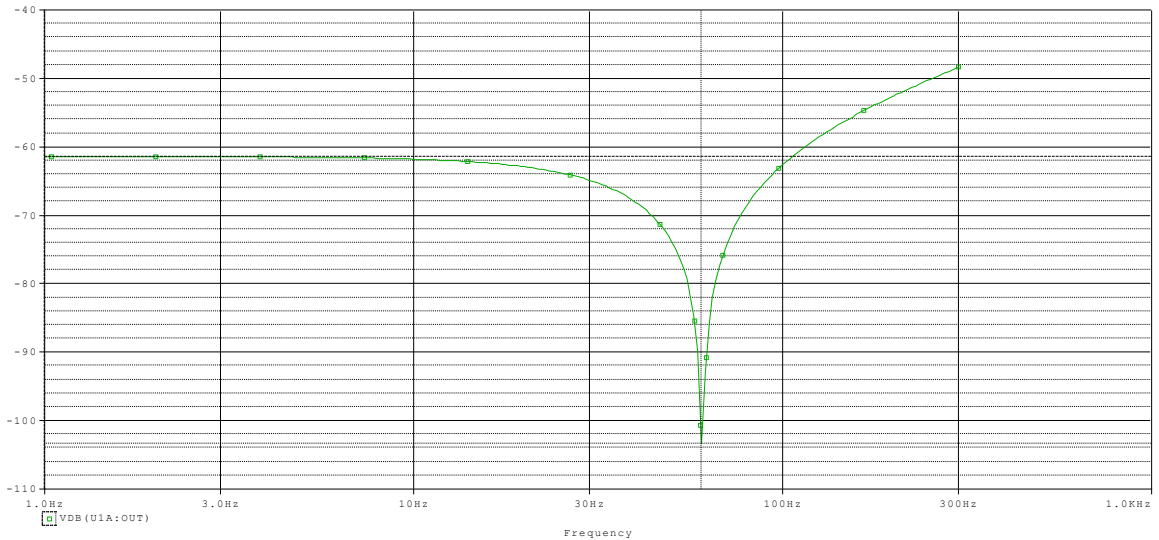


Figura 29. Simulación filtro rechazabanda Doble T de 60Hz

En la simulación de este filtro se observa que:

Frecuencia de corte W_c 60Hz
frec < W_c , ganancia en dBs se mantiene alta -60dB y -90dB
frec > W_c , ganancia en dBs retorna a sus valores previos

Esto quiere decir que poco antes de pasar por la frecuencia de corte la ganancia del filtro empieza a decaer, luego de pasar la frecuencia de corte de 60Hz el filtro empieza a aumentar la ganancia de nuevo dejando pasar solo las frecuencias diferentes a 60Hz.

Luego de la implementación del circuito total, se obtuvo el siguiente resultado, figura 30:

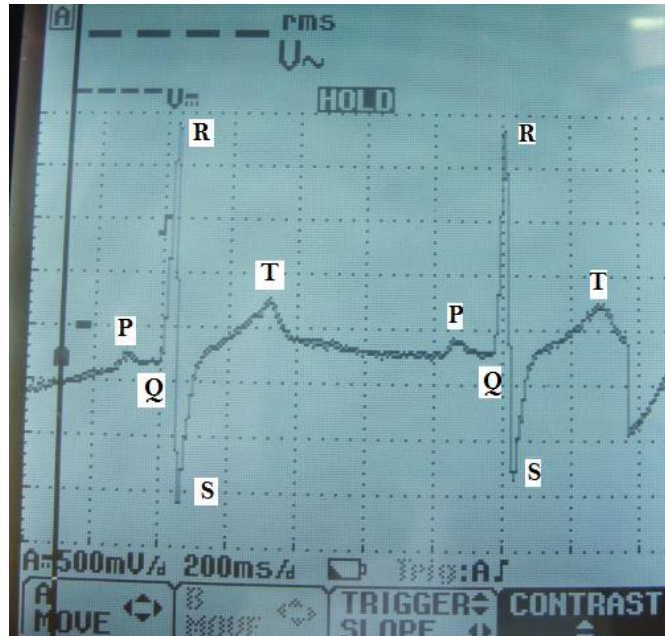


Figura 30. Señal electrocardiográfica visualizada en el Fluke Scopemeter 123

En el resultado obtenido con su visualización son perfectamente distinguibles las características de la señal electrocardiográfica, mostradas en la figura 31, dichas características son:

- **Onda P:** Representa la despolarización de las aurículas. Tiene una morfología redondeada, con una duración máxima de 0.10s (2.5mm) y un voltaje de de 0.25 mV (2.5 mm). Es positiva en todas las derivaciones salvo en la aVR del plano frontal que es negativa, y en la derivación V1 del plano horizontal.
- **Onda Q:** La deflexión negativa inicial resultante de la despolarización ventricular, que precede una onda R. La duración de la onda Q es de 0,010 - 0,020 seg. no supera normalmente 0,30 seg.
- **Onda R:** La primera deflexión positiva durante la despolarización ventricular.
- **Onda S:** La segunda deflexión negativa durante la despolarización ventricular.

- *Onda T*: Es la Deflexión lenta producida por la repolarización ventricular.

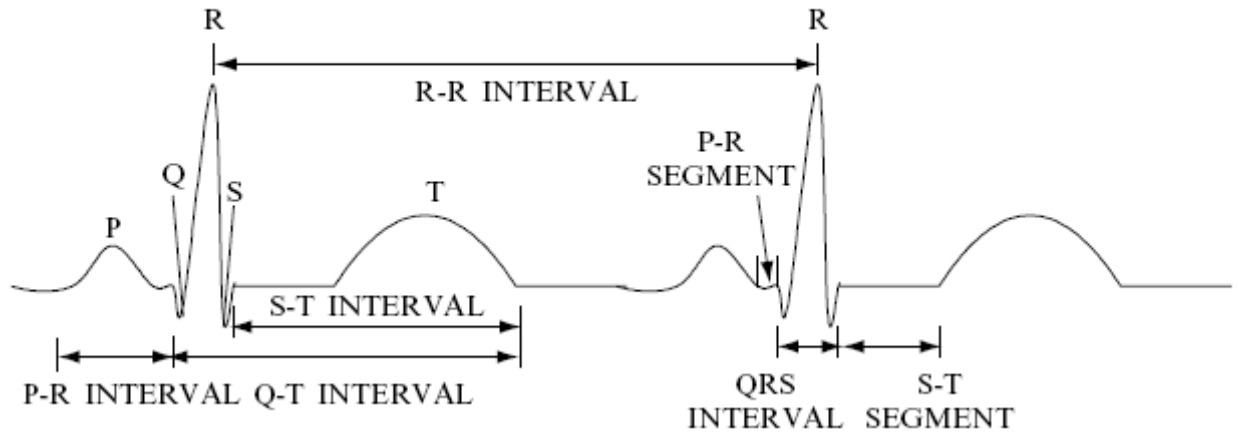


Figura 31. Características de la señal ECG

Fuente. <http://www.hab2001.sld.cu/arrepdf/00425.pdf>. 05/03/09

3.2.1.3. Implementación final

Para la implementación del circuito en PCB (Printed Circuit Board) se usó el programa Eagle, desarrollado por la compañía Cadsoft. Dicho programa presenta las siguientes características en su editor de diagramas circuitales:

- Área de dibujo máxima de 1.6m x 1.6m (64 x 64 pulgadas)
- resolución 1/10,000m m (0.1 micrones)
- Hasta 16 capas de la señal
- Piezas convencionales y de SMT (surface mount parts)
- Viene con un conjunto completo de librerías.
- Crea fácilmente piezas propias con el completamente integrado editor de librerías.
- Deshacer/hacer, Función nueva corregir CUALQUIER comando, a cualquier profundidad
- Función cortar y pegar para copiar secciones enteras de un dibujo
- El programa verifica reglas de diseño

El diagrama circuital del ECG implementado en dicho programa se muestra en la figura 32.

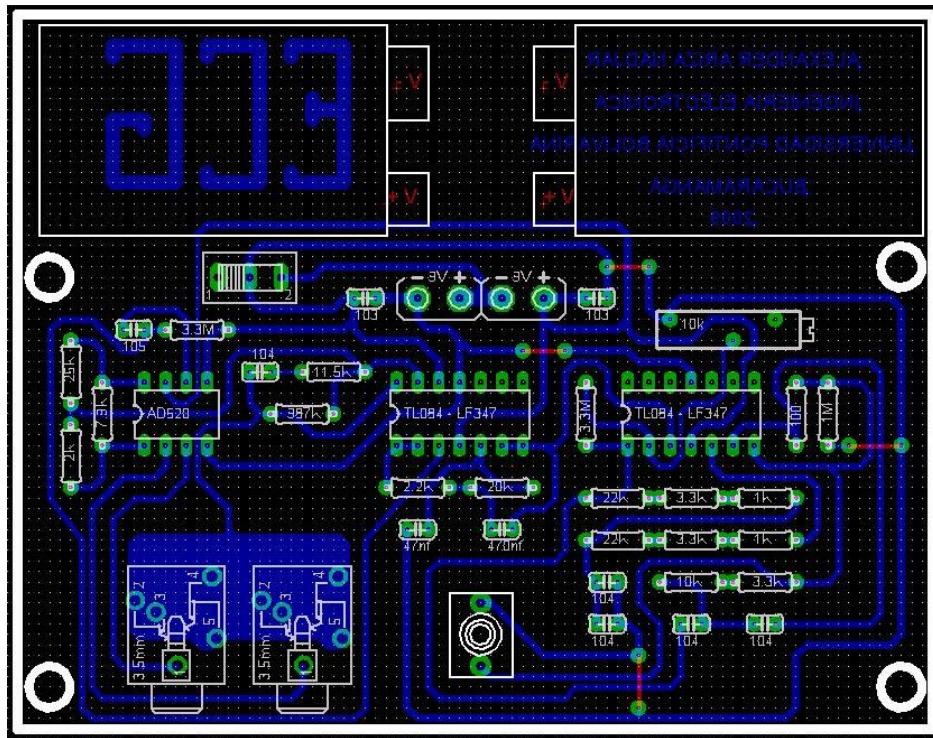


Figura 32. Diagrama circuital implementado en Eagle de Cadsoft para el ECG

El dispositivo final, implementado en PCB (Printed Circuit Board) se muestra en la figura 33.

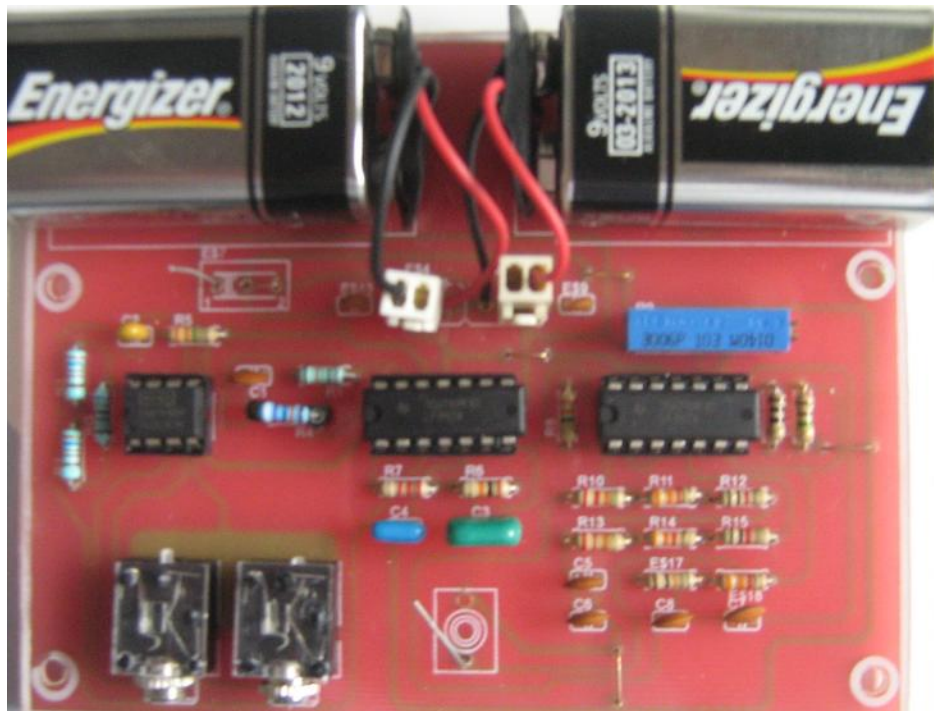


Figura 33. Diseño final del ECG implementado en PCB

Por último el diseño también es visualizado a través del programa LABVIEW, de Texas Instruments. El diseño de dicha visualización se muestra en la figura 34, mientras que el resultado final del proyecto es mostrado en la figura 35.

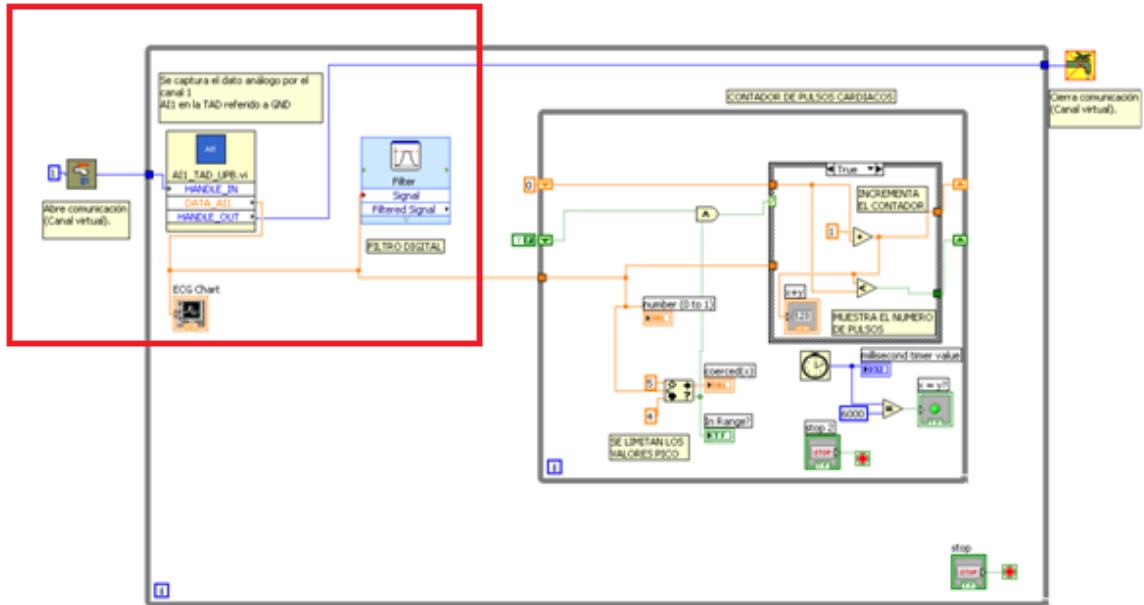


Figura 34. Diseño de la visualización de la señal ECG en LABVIEW (Sección en cuadro rojo)

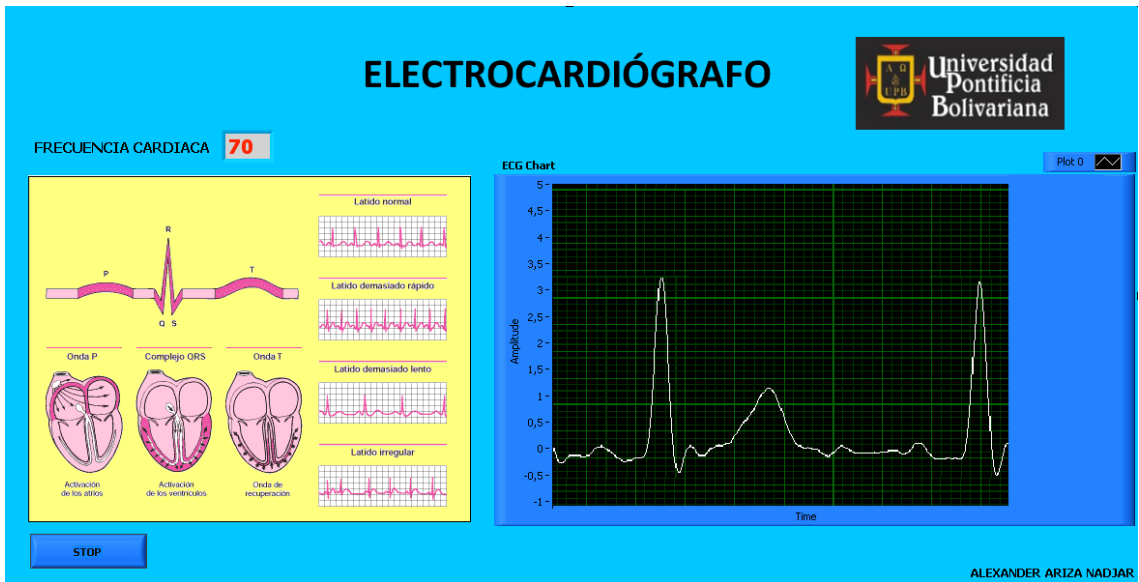


Figura 35. Señal ECG visualizada en LABVIEW

Para el registro de la señal ECG, así como cualquier señal bioeléctrica, se recomienda realizar este proceso lejos de cualquier fuente de interferencia eléctrica tales como computadores o celulares.

La siguiente es la guía de laboratorio que se realizó para este proyecto, dicha guía estará incluida en el libro texto guía:

PROYECTO DE LABORATORIO #1. ECG

Objetivo

- Diseñar y construir un amplificador de biopotenciales con las características necesarias para registrar una señal ECG.

Introducción

Al empezar con el estudio de electrofisiología es necesario evaluar el conocimiento acerca del registro de biopotenciales, por ello este laboratorio evaluará la capacidad de realizar el buen diseño y construcción del circuito que permita obtener las condiciones necesarias para un buen registro de este tipo de señales, a la electrocardiográfica (ECG) como la primera señal de biopotenciales a registrar.

Esta señal posee una amplitud típica de 0,02 y 5 mV y un rango de frecuencia de 0,05 a 100Hz) [1]. Es necesario que la señal eléctrica sea acondicionada antes de ser registrada, este condicionamiento envuelve tanto la amplificación de la señal como la remoción de cualquier posible fuente de ruido. Por tanto, el circuito deberá tener una ganancia de 1000 para que posea un valor que permita su visualización, es decir que su pico máximo este entre 4 y 5 v [2], y los filtros deberán ser: pasa-bajos de 100Hz, pasa-altos de 0,5Hz.

Es necesario garantizar durante el diseño y construcción de este amplificador las tres características principales de cualquier amplificador de biopotenciales: protección del paciente, amplificación de la señal y filtrado de la señal.

Preparación del laboratorio

1. Estudiar las características de cada una de las etapas de un amplificador ECG
2. Imprimir y consultar las hojas de especificaciones de los amplificadores AD620 e INA114. Consultar especialmente los pines de conexión y la ecuación de control de ganancia.
3. Revisar las características básicas de circuitos con AO y filtros, definir ganancia en modo común, CMRR, y ganancia diferencial.
4. Investigar acerca de los métodos para registrar ganancia modo común y rechazo a modo común.
5. Probar el filtrado que se utilizará en el circuito para corroborar que funcione correctamente.
6. Simular el diseño completo del ECG y presentar los resultados de la simulación dentro del pre-informe

Laboratorio #1. Amplificador de instrumentación

- Conecte la etapa de amplificación del AD620, como se ilustra en la figura 1. Omita por el momento el uso de la etapa de acondicionamiento: ganancia y filtrado.

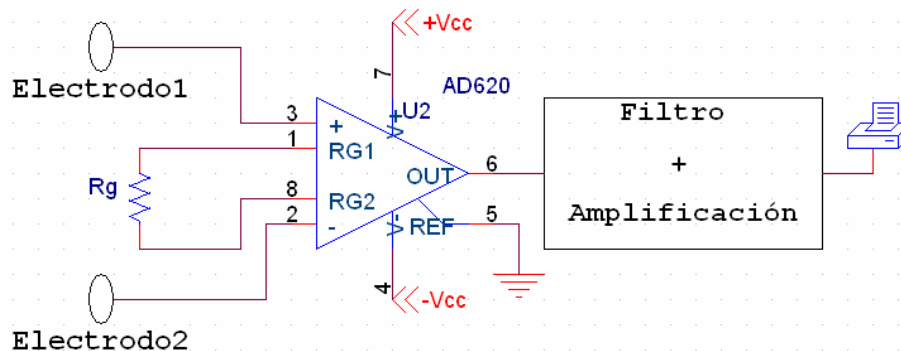


Figura 1. Diagrama de conexiones del amplificador de instrumentación

(Para conocer los valores de $+V_{cc}$ y $-V_{cc}$, refiérase al datasheet del AD620 o el INA114)

- Mida la ganancia diferencial y en modo común del amplificador de instrumentación a 30 Hz, sin que los filtros estén conectados.
- Determine la razón de rechazo en modo común (CMRR) del amplificador de instrumentación.
- Calcular el valor de R_G para que el amplificador de instrumentación posea una ganancia menor a 10.
- Seleccione un valor de resistencia para que la ganancia total del AD620 sea 100. Realice el montaje y a continuación compruebe con el osciloscopio la amplificación. Complete la siguiente tabla utilizando señales sinusoidales de 500Hz de frecuencia:

Vin	Vout (teórico)	Vout (medición)
10mV		
20mV		
50mV		
100mV		
200mV		

Laboratorio #2. Acondicionamiento de la señal

- El circuito incluirá el amplificador de instrumentación en serie con un filtro pasa-bajos y un filtro pasa-altos. Ahora, el único componente que debe observarse con el amplificador de instrumentación debe ser RG, el resistor usado para establecer la ganancia
- Dibuje un diagrama completo del circuito.
- Construya un diagrama de Bode de los filtros, Bode (dB vs. log (frec)) de la magnitud de $H(v)$ y $H(w)$, (recuerde que $dB = 20 \cdot \log(|H(v)|)$, y que log aquí significa base -10 log, no logaritmo natural. Registre el eje horizontal log en Hz, no log en radianes. La razón para esto, la mayoría de ingenieros convierten en Hz, además generalmente los equipos para prueba tienden a referirse en Hz no en radianes, entonces los dibujos serán confusos si se usa radianes.
- Determine y registre las funciones de transferencia, de ambos filtros $H(v)$ y $H(w)$.
- Use una escala apropiada de frecuencia para demostrar la respuesta de los filtros. Haga esto por medio de la conexión de varias frecuencias de entrada de magnitudes conocidas y midiendo las magnitudes de salida, lo que le permitirá calcular la ganancia.

Laboratorio #3. Implementación y prueba del amplificador

- Realice la conexión entre el AD620 y los filtros. Recuerde que la ganancia final debe ser 1000. Especificar la ganancia de cada etapa
- Cuando el amplificador de instrumentación es conectado al circuito, ¿Cómo luce la grafica?
- Como luce la señal ECG, ¿posee amplitud y frecuencia típicas de la forma de onda?
- Determine las frecuencias de corte tanto bajas como altas de los diagramas de Bode. ¿Qué tan aproximado es el gráfico medido de los gráficos teóricos hechos previamente?
- ¿Son las frecuencias de corte medidas iguales a las frecuencias de corte teóricas?

- Dibuje y registre la respuesta del ECG:
 - a) Sin ruido
 - b) Con movimiento o actividad

Incluir en el Informe del Proyecto

1. ¿Qué modificaciones se requieren para usar el circuito el mismo diseño en la implementación de un amplificador de electromiografía EMG?
2. ¿Cuáles características de los ECG comerciales influyen en que sean más costoso que el ECG construido por usted?
3. Realice una lista de tres razones discutiendo la importancia del uso de un amplificador de instrumentación para medida de biopotenciales comparado con el uso de simples amplificadores no inversores.
4. ¿Incluye su diseño un filtro rechaza banda para eliminar el ruido de la red eléctrica? Describa los métodos que existen para reducir la interferencia eléctrica en experimentos biomédicos. ¿Cuáles fueron las diferentes causas de interferencia eléctrica en el registro del ECG?
5. ¿Incluye su diseño final protección para el paciente? Si es así, ¿cuáles cambios debió realizar en el circuito para poder implementarla?

REFERENCIAS

[1][2]Cristian Vidal Silva, Leopoldo Pavesi Farriol. *Desarrollo de un sistema de adquisición y tratamiento de señales electrocardiográficas*.
<http://www.scielo.cl/pdf/rfacing/v13n1/art05.pdf>

3.2.2 Monitor de Frecuencia Cardiaca

El siguiente, figura 36-37, es el diagrama de bloques del programa implementado en LABVIEW:

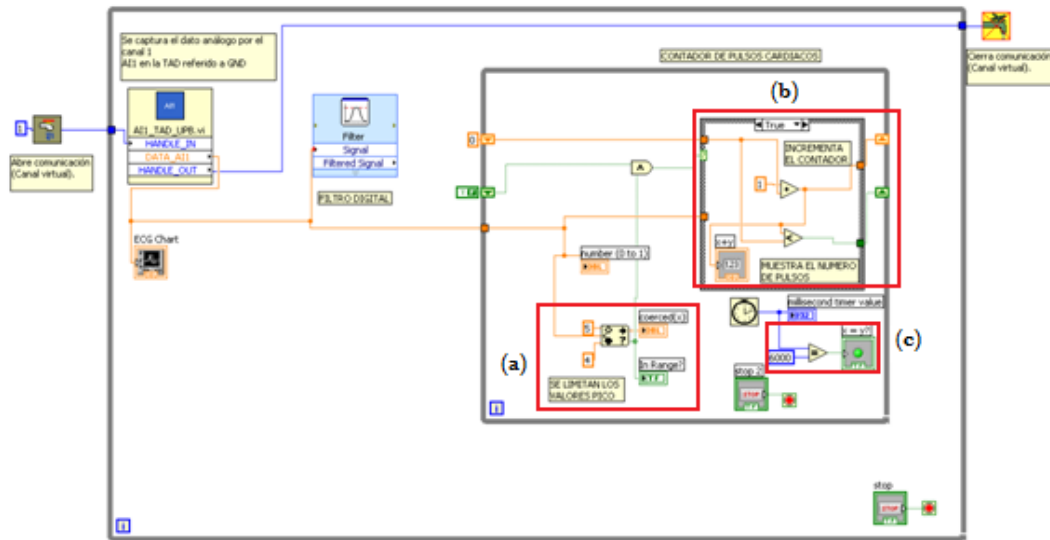


Figura 36. Diagrama de bloques contador de frecuencia cardiaca. (a) Selección de rango a detectar. (b) Contador de pulsos, si se detecta una señal entre el rango a evaluar aumentara un contador en 1, de ser falso el programa reevaluara la señal hasta que se detecte un pico. (c) Selección del tiempo de muestreo, en este caso es de 6 segundos.

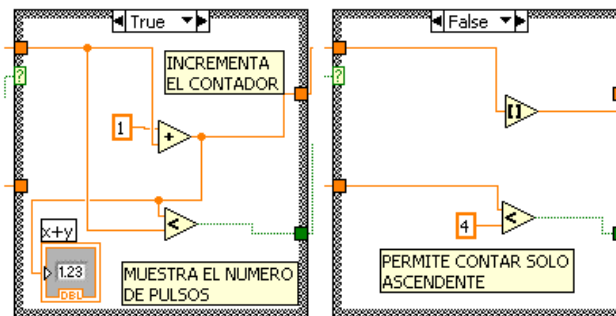


Figura 37. Diferentes casos para realizar el conteo de pulsos

El diseño de este proyecto se basa, como se ha mencionado antes, en el resultado del proyecto ECG. El pico QRS que existe sobre dicha señal es evaluada para poder de esta manera obtener el contador de frecuencia cardiaca. Cuando este pico es detectado (con una amplitud mayor a 4V y menor a 5V) el contador de pulsos aumenta un contador en 1. El contador de pulsos solo detecta el flanco ascendente del pico, puesto que no es necesario esperar a que este regrese a un valor menor a 4V. Este proceso se realiza durante un tiempo de 6 segundos, el valor obtenido en el contador de pulsos es luego multiplicado por 10, y de esta manera se obtiene el valor de la frecuencia cardiaca del sujeto.

La figura 38 muestra la interfaz grafica del proyecto, la cual está incluida en la interfaz del ECG.

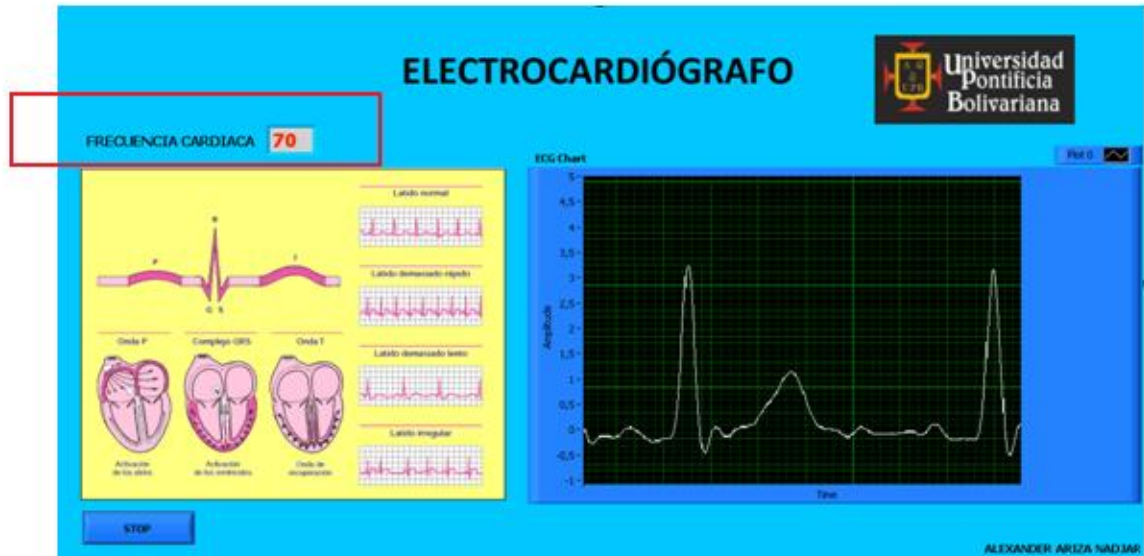


Figura 38. Contador de frecuencia cardiaca. (Sección en cuadro rojo)

La siguiente es la guía de laboratorio que se realizó para este proyecto, dicha guía estará incluida en el libro texto guía:

PROYECTO DE LABORATORIO #2. CONTADOR DE FRECUENCIA CARDIACA

Objetivo

- Implementar un monitor de frecuencia cardiaca en base al proyecto previo

Introducción

La frecuencia cardiaca se define como las veces que late el corazón por unidad de tiempo y es normalmente expresada en pulsaciones por minuto [1]. Su medida

se realiza en unas condiciones determinadas (reposo o actividad), en reposo depende de la genética, el estado físico, el estado psicológico, las condiciones ambientales, la postura, la edad y el sexo. El monitoreo de la frecuencia cardiaca en actividad generalmente lo realizan los deportistas, estos siempre tienen pulsaciones en reposo muy por debajo de personas comunes, también se adaptan más rápidamente al esfuerzo y después de un ejercicio recuperan el estado inicial igualmente más rápido que pacientes normales. El uso de monitores permite controlar las funciones vitales de los pacientes. Se debe realizar un diseño que permita visualizar una respuesta rápida a la variación de la actividad eléctrica del corazón, asegurando obtener unos valores correctos para así poder usarlos para valoraciones que comparen los resultados con aquellos datos ya establecidos de parámetros normales.

Preparación del laboratorio

- Referirse al libro texto para la optativa introducción a la ingeniería biomédica, capítulo 2 Electrofisiología, en el subcapítulo Electrocardiografía, y comprender los dos métodos para la obtención de la frecuencia cardiaca.
- Investigar qué métodos tanto de diseño físico como por software existen para la obtención de la frecuencia cardiaca.

Laboratorio #1. Elección del método

- Identificar la señal de salida del ECG, verificar los valores de amplitud del complejo QRS, los cuales deben estar entre 4 y 5 V.
- ¿Qué método usará su diseño?
- Implemente un comparador a la salida del circuito ECG para detectar los picos del QRS. Conecte esta salida a un led conectado a tierra. Verifique que efectivamente está asociado con el ritmo cardiaco del usuario. Realice en base a los resultados un cálculo de la frecuencia cardiaca. Comente sobre los resultados.

Laboratorio #2. Implementación del diseño

- Su diseño: ¿usa hardware o software?
- Implemente su diseño a la salida del ECG. ¿Son correctos los valores obtenidos? ¿Qué variación existe con los resultados obtenidos a la medición con respecto al método del comparador?

- Realice alguna actividad física que aumente su ritmo cardiaco. ¿El sistema responde correctamente a esta variación?

Incluir en el Informe del Proyecto

1. Diseño utilizado. Tanto si fue por hardware o software. Además de graficas que registren el correcto funcionamiento del sistema.
2. Explique los beneficios y desventajas tanto del método utilizado para la determinación de la frecuencia cardiaca (libro texto), como de su diseño.
3. Que otras formas existen para la determinación de la frecuencia cardiaca que no involucren la construcción de un sistema ECG para su uso.
4. Podría mencionar alguna mejora para su diseño. En el caso de que su diseño no haya funcionado explicar las razones del porque.

REFERENCIAS

[1] www.med.uchile.cl/apuntes/archivos/2006/medicina/1_ECG_Curso_Cardiologia_06.pdf

3.2.3 Diseño y Construcción de un EMG

Para este proyecto se construyó un Electromiógrafo básico. Para la obtención del electromiograma, el sistema utiliza dos electrodos adheridos a la piel sobre el musculo correspondiente. Estos electrodos se conectan a un amplificador de instrumentación que mide la diferencia de potencial entre los dos electrodos, luego se filtra dicha señal y por último se visualiza. Un sistema electromiografico estandar se compone de: un amplificador de instrumentacion (AI), seguido de una etapa de preamplificacion, posteriormente se encuentra un filtro pasabanda (compuesto por un fltro pasaaltos de 20Hz y un filtro pasabajos de 500Hz), un amplificador de ganancia variable, y un amplificador conductor de realimentacion. La figura 39 muestra el diagrama de bloques del circuito implementado.

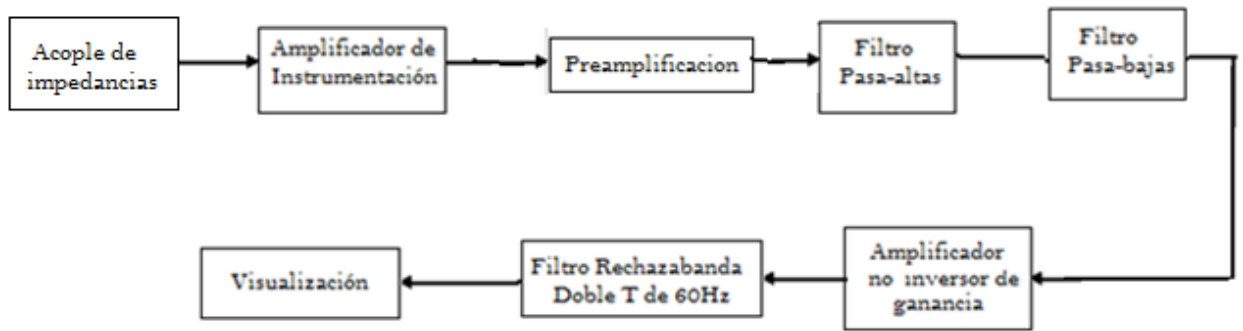


Figura 39. Diagrama de bloques Diseño EMG

La figura 40 muestra el diagrama esquemático del diseño implementado, este diseño no posee protección al paciente, por lo que es alimentado con baterías de 9V:

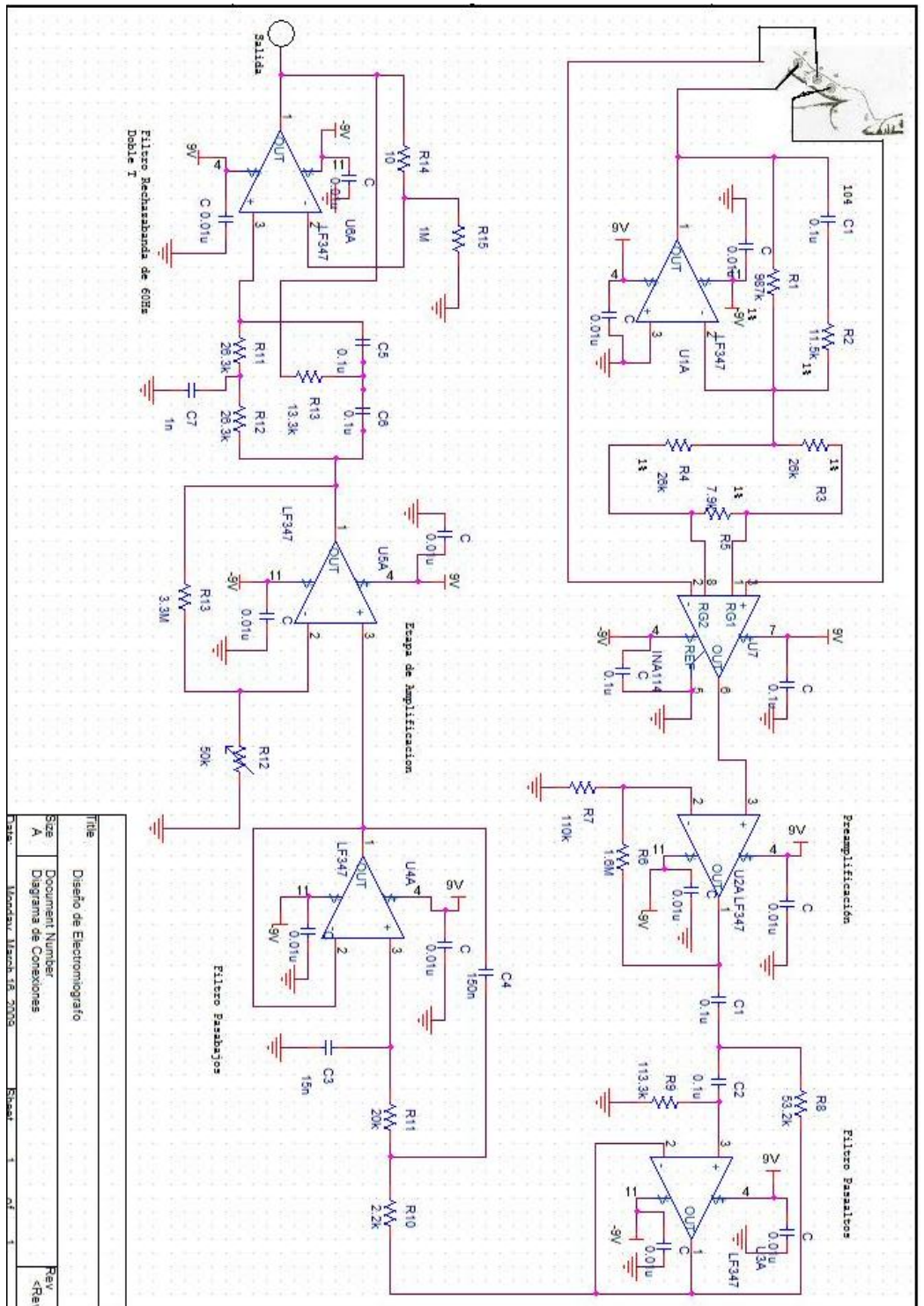


Figura 40. Diagrama esquemático Electromiógrafo

Titulo	Diseño de Electromiógrafo
Size	Document Number
A	Diagrama de Conexiones
Date:	Monday, March 16, 2009
Sheet	1 of 1
Rev	4Rev

Los cables usados para las conexiones entre electrodos y circuitería, son los mismos cables apantallados, para de esta manera reducir y proteger al circuito de fuentes de ruido externa, como el de otros aparatos electrónicos cercanos.

3.2.3.1 Cálculo de los componentes

El diseño tiene implementado en su primera etapa el mismo acondicionamiento de impedancias utilizado en el ECG. Las dos entradas análogas, electrodos, están conectadas a los pines de entrada del INA114. La figura 39 muestra la adecuada conexión de los electrodos:

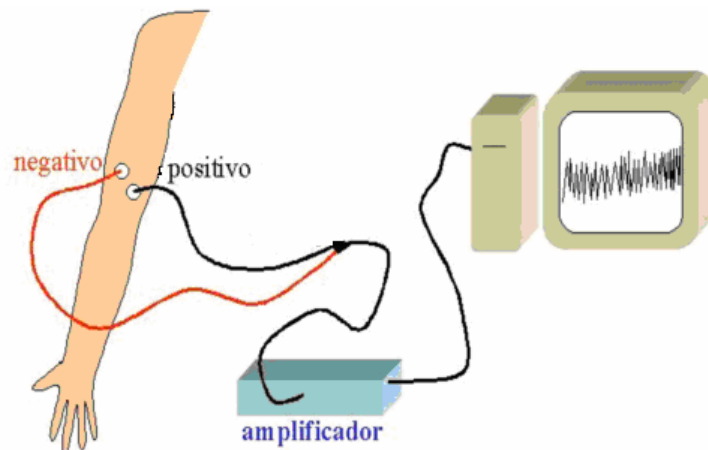


Figura 41. Derivaciones de Einthoven

Imagen tomada de
bioinstrumentacion.eia.edu.co/WebEstudiantes/2005I/piezoelectricos/Paper%20Sensor%20Piezoeléctrico.doc. 10/03/09

Se usaron electrodos Ag/AgCl marca *Meditrace*, es decir los mismos que en el ECG. El INA114 es un dispositivo análogo amplificador de instrumentación que tiene mejores prestaciones que el AD620, con menor ruido, menor voltaje de offset, un CMRR mayor (115dB) e igualmente baja potencia, lo que lo convierte en un excelente dispositivo para aplicaciones médicas como el EMG. Los valores de resistencias para esta primera etapa de acondicionamiento varían respecto al datasheet de acuerdo a la oferta que existe en el mercado de la ciudad de Bucaramanga. La ganancia del amplificador de instrumentación viene entonces dada por la fórmula:

$$G = 1 + \frac{50k\Omega}{R_G}$$

De igual forma se establece una baja ganancia para esta etapa del circuito EMG por lo que:

$$G = 1 + \frac{50k\Omega}{7,9k\Omega} = 7.329 \sim 7$$

Después del amplificador de instrumentación viene la implementación de una etapa de preamplificación, y se usa un amplificador no inversor como el ya usado, la ganancia de esta etapa es fijada en 16, por medio de:

$$G = \frac{R7 + R6}{R7} = \frac{110k + 1.6M}{110k} = 15.55 \sim 16$$

Posteriormente a la etapa de preamplificación, sigue el filtro pasabanda, cuya banda pasante se encuentra entre 20Hz y 500Hz. Para el diseño de estos filtros se uso de nuevo el programa FilterPro, por lo que luego de la elección de los parámetros correspondientes se tiene que:

Filtro pasaaltos Buttherworth

$$C1=0.1\mu F \quad R8=53.2k$$

$$C2=0.1\mu F \quad R9=113.3k$$

Filtro pasabajos Chebychev

$$R10= 2.15k \sim 2.2k \quad C3=15nF$$

$$R11=18.9k \sim 20k \quad C4=150nF$$

La figura 42 muestra los parámetros de diseño del filtro pasabajos Chebychev de 500Hz:

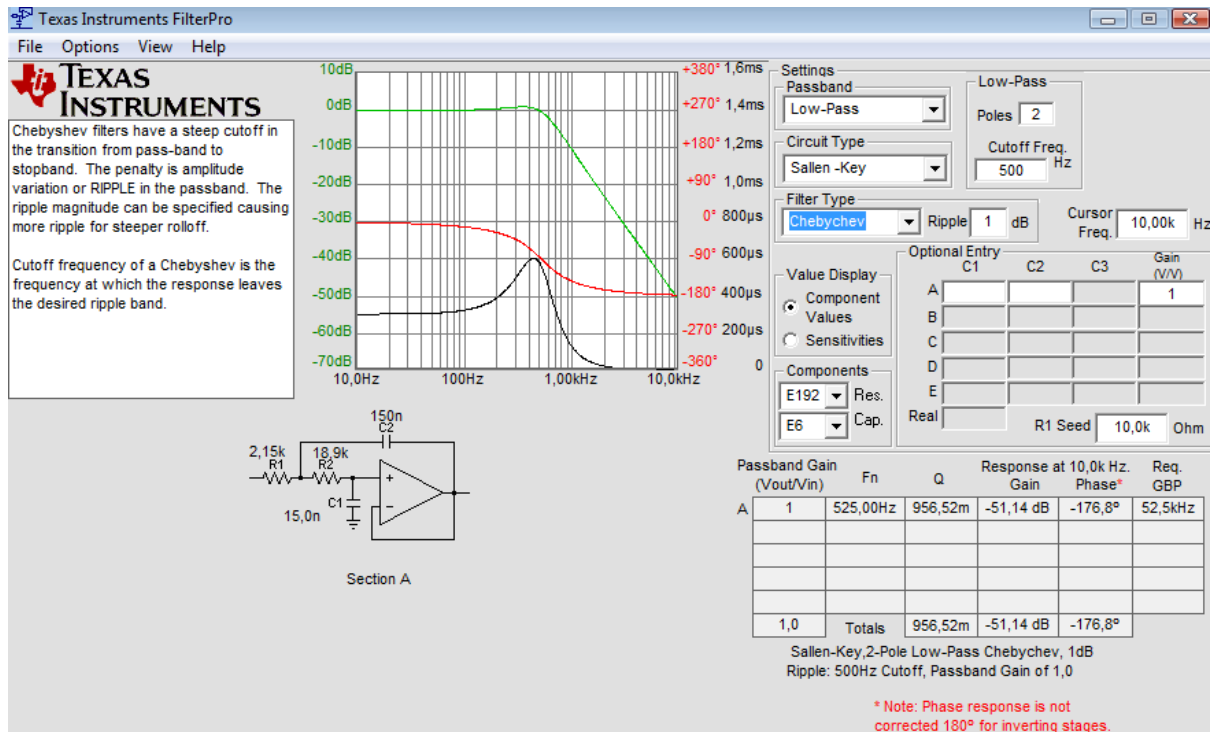


Figura 42. Parámetros de diseño FilterPro

La siguiente etapa del circuito es un amplificador no inversor de ganancia, para este amplificador la formula de ganancia viene dada por:

$$G = \frac{R12 + R13}{R12}$$

En el diseño se deseaba que esta ganancia fuera variable, por lo que R12 es un trimmer de 50k, para así poder obtener el valor de ganancia deseado, que en este caso fue:

$$G = \frac{45k + 3.3M}{45k} = 74.33 \sim 74$$

Con el mismo objetivo de reducir el ruido de la red eléctrica, se implemento el mismo filtro rechazabanda Doble T de 60Hz, usado para el diseño del ECG.

La ganancia total del circuito es variable debido a la implementación del último amplificador no inversor. En el caso de los cálculos realizados, la ganancia del circuito es la multiplicación de las ganancias de cada etapa, por lo que:

$$G_T = 7 * 15 * 1 * 1 * 74 * 1 = 7770$$

La ganancia final es mayor a 2500 por las mismas razones que en el ECG, pues dicha señal será visualizada después por medio del uso de LABVIEW, y para que

esta señal pueda ser visualizada por medio de este programa, debe poseer una amplitud entre 4V y 5V.

Para la implementación del acople de impedancias también se usan los amplificadores operacionales LF347, ya trabajados previamente.

3.2.3.2 Simulaciones

Antes de implementar el circuito, se realizó la simulación de los filtros, en este caso los resultados son los siguientes:

La figura 43 muestra los resultados de la simulación del filtro pasabajos Butterworth de 20Hz y la figura 44 muestra los resultados de la simulación del filtro Chebychev pasabajos de 500Hz.

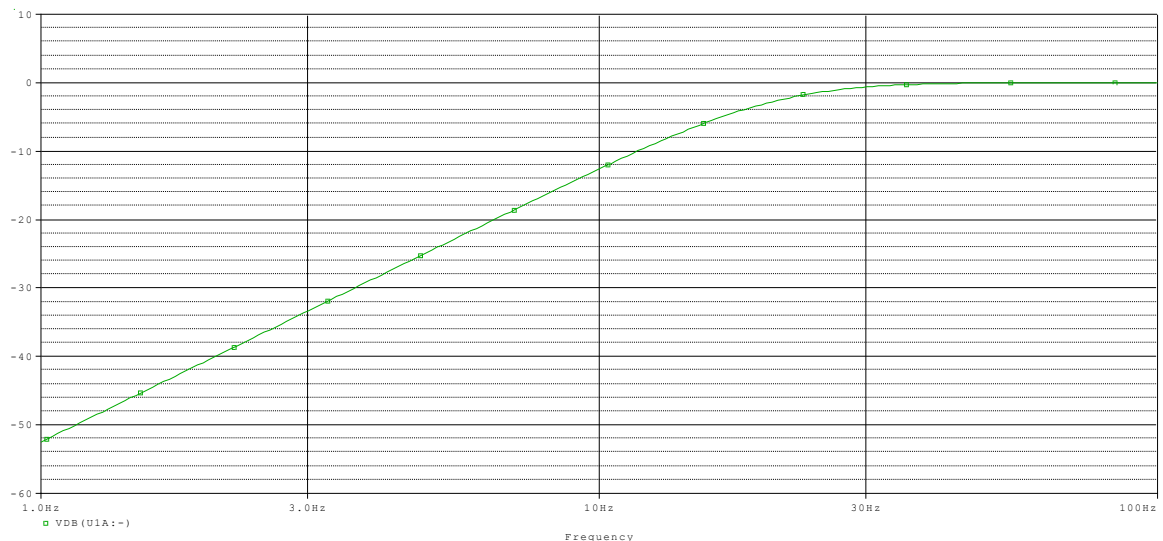


Figura 43. Simulación filtro Pasaaltos Butterworth de 20Hz

En la simulación de este filtro se observa que:

Frecuencia de corte W_c 20Hz
frec < W_c , ganancia en dBs se mantiene baja -30dB y -5dB
frec > W_c , ganancia en dBs aumenta

Esto quiere decir que poco después de pasar la frecuencia de corte la ganancia del filtro aumenta hasta cierto punto, dejando pasar solo las frecuencias mayores a 20Hz.

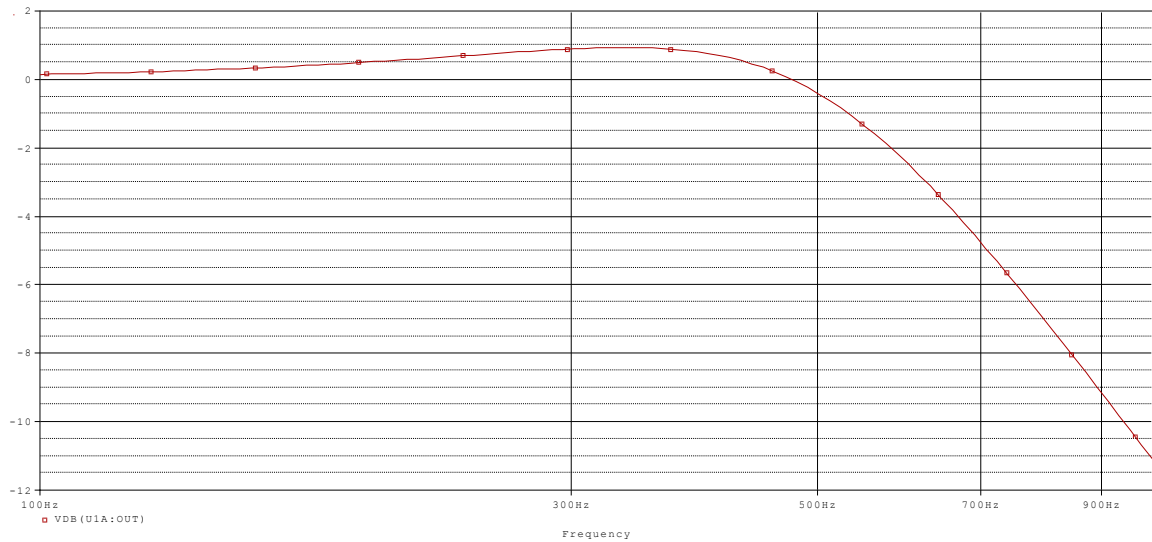


Figura 44. Simulación filtro Pasabajos Chebychev de 500Hz

En la simulación de este filtro se observa que:

Frecuencia de corte W_c 500Hz
 $frec < W_c$, ganancia en dBs se mantiene alta -2dB y -1dB
 $frec > W_c$, ganancia en dBs disminuye

Esto quiere decir que poco antes de pasar la frecuencia de corte la ganancia del filtro empieza a decaer, dejando pasar solo las frecuencias menores a 500Hz.

Luego de dichas simulaciones se llevo al laboratorio el diseño, donde se obtuvo los siguientes resultados por medio de la visualización con el uso del fluke Scopemeter 123. Las figuras 45, 46, y 47 muestran varios ejemplos de la toma de la señal Electromiográfica sobre el músculo Bíceps.

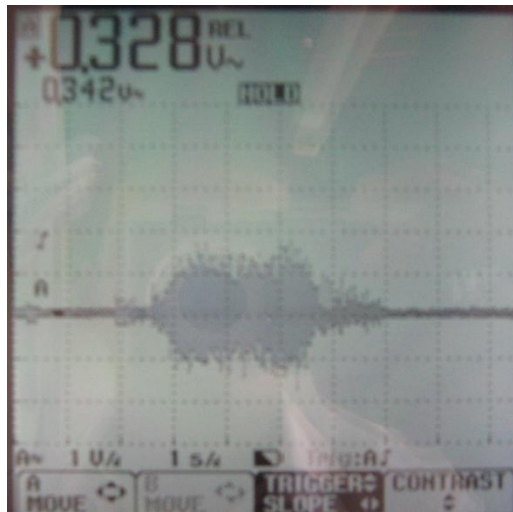


Figura 45. Contracción Isométrica del musculo Bíceps

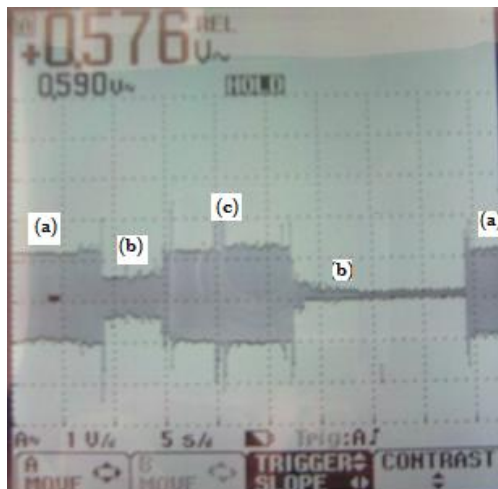


Figura 46. Contracciones isotónicas. (a) Brazo extendido 180°. (b) Brazo flexionado a 90°. (c) Brazo flexionado a 45°

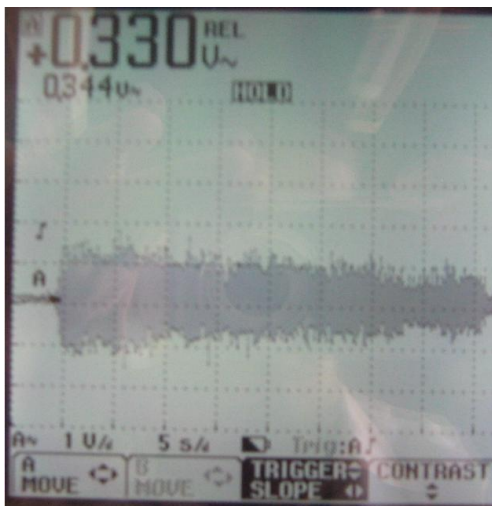


Figura 47. Fatiga isométrica sosteniendo un objeto de 10 lbs.

3.2.1.4. Implementación final

Para la implementación del circuito en PCB (Printed Circuit Board) se usó de igual forma el programa Eagle, desarrollado por la compañía Cadsoft. La figura 48 muestra el diagrama circuital implementado en el programa para el EMG.

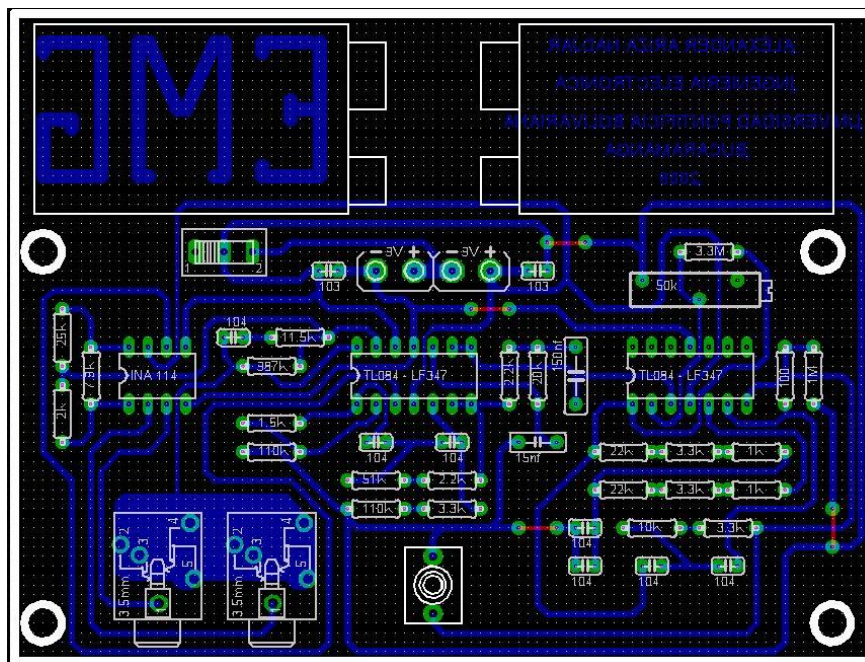


Figura 48. Diagrama circuital implementado en Eagle de Cadsoft para el EMG

El dispositivo final, implementado en PCB (Printed Circuit Board) se muestra en la figura 49.

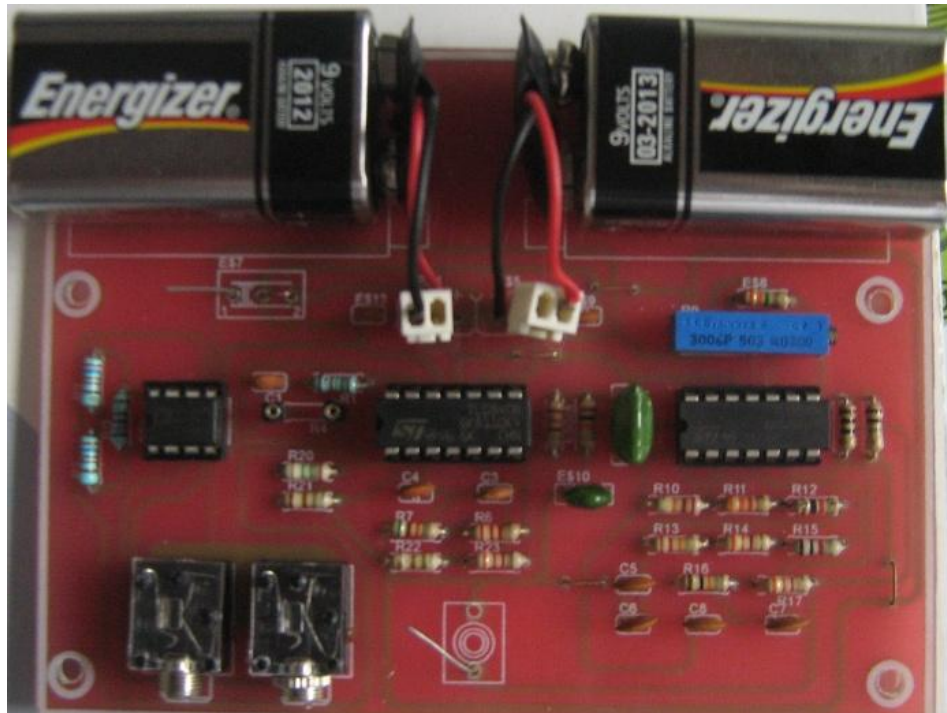


Figura 49. Diseño final del EMG implementado en PCB

Por último el diseño también es visualizado a través del programa LABVIEW, diseñado por Texas Instruments. El diseño de dicha visualización se muestra en la figura 50, mientras que los resultados finales del proyecto son mostrados en las figuras 51 y 52.

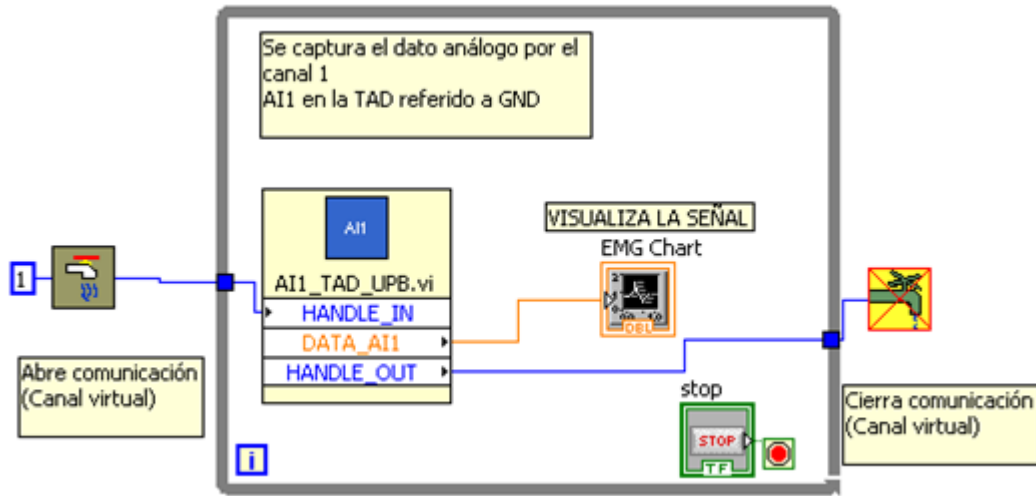


Figura 50. Diseño de la visualización de la señal ECG en LABVIEW

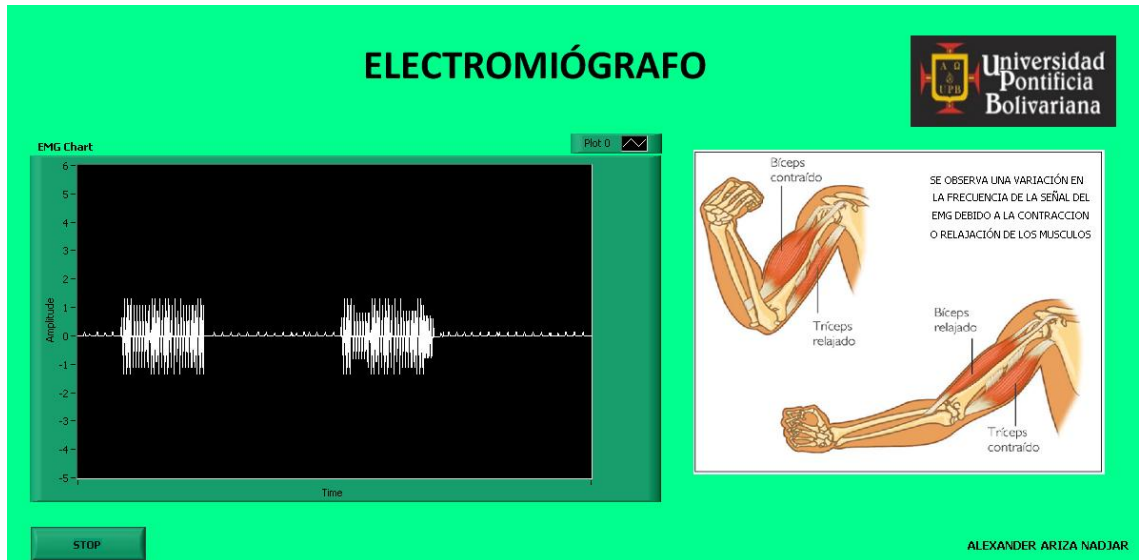


Figura 51. Visualización señal EMG. Contracciones isométricas

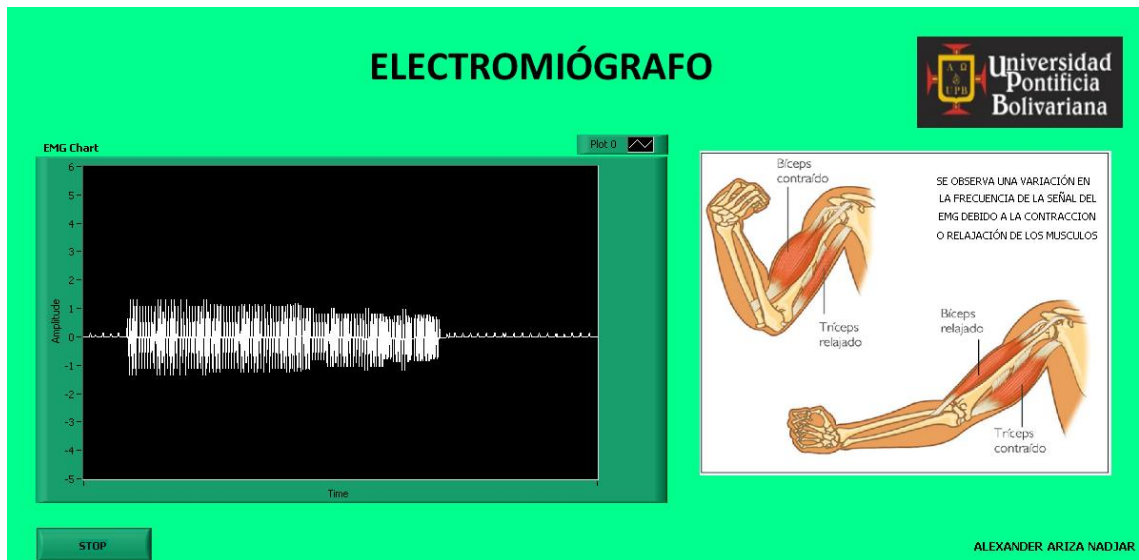


Figura 52. Visualización señal EMG. Fatiga isométrica

La siguiente es la guía de laboratorio que se realizó para este proyecto, dicha guía estará incluida en el libro texto guía:

En el registro de las dos señales de los proyectos (electrocardiográfica y electromiográfica) se recomienda realizar este proceso en una posición donde el sujeto de estudio se encuentre relajado, para que de esta manera se pueda realizar con facilidad y se obtengan registros con la menor cantidad de ruido posible.

PROYECTO DE LABORATORIO #3. EMG

Objetivo

- Diseñar y construir un amplificador de biopotenciales con las características necesarias para registrar una señal EMG.

Introducción

Las señales electromiográficas (EMG) son señales eléctricas producidas por un músculo durante el proceso de contracción y relajación. Conociendo dicha señal se puede determinar algunas características del estado del músculo. En un músculo normal en estado de reposo no se registra ninguna actividad eléctrica, ya que esta se obtiene solo cuando existe movimiento. [1] Como la amplitud de la señal electromiográfica es menor a la electrocardiográfica entonces para este circuito se debe obtener una ganancia mayor a 2500, y los filtros deberán ser: pasa-bajos de 500Hz, pasa-altos de 20Hz.

Se debe mantener durante el diseño y construcción de nuestro amplificador tres importantes y básicas funciones de cualquier amplificador de biopotenciales: protección del paciente, amplificación de la señal y filtrado de la señal.

Preparación del laboratorio

1. Estudiar las características de cada una de las etapas de un amplificador EMG
2. Imprimir y consultar las hojas de especificaciones de los amplificadores AD620 e INA114. Consultar especialmente los pines de conexión y la ecuación de control de ganancia.
3. Probar el filtrado que se utilizará en el circuito para corroborar que funcione correctamente.
4. Simular el diseño completo del EMG y presentar los resultados de la simulación dentro del pre-informe
5. Traer un peso de 5 libras para pruebas dentro del laboratorio. Y algún objeto de mayor peso.

Laboratorio #1. Amplificador de instrumentación

- Verificar el correcto funcionamiento del amplificador de instrumentación, de acuerdo al procedimiento expuesto en el diseño del ECG.

Laboratorio #2. Acondicionamiento de la señal

- En este laboratorio los únicos cambios son los valores de filtrado. Ahora, el único componente que debe observarse con el amplificador de instrumentación debe ser RG, el resistor usado para establecer la ganancia

- Dibuje un diagrama completo del circuito.
- Construya un diagrama de Bode de los filtros, Bode (dB vs. log (frec) de la magnitud de $H(v)$ y $H(w)$, (recuerde que $dB = 20 \cdot \log(|H(v)|)$), y que log aquí significa base -10 log, no logaritmo natural. Registre el eje horizontal log en Hz, no log en radianes. La razón para esto, la mayoría de ingenieros convierten en Hz, además generalmente los equipos para prueba tienden a referirse en Hz no en radianes, entonces los dibujos serán confusos si se usa radianes.
- Determine y registre las funciones de transferencia, de ambos filtros $H(v)$ y $H(w)$.
- Use una escala apropiada de frecuencia para demostrar la respuesta de los filtros. Haga esto por medio de la conexión de varias frecuencias de entrada de magnitudes conocidas y midiendo las magnitudes de salida, lo que le permitirá calcular la ganancia.

Laboratorio #3. Implementación y prueba del amplificador

- Realice la conexión entre el AD620 o INA114 y los filtros.
- Cuando el amplificador de instrumentación es conectado al circuito, como luce la grafica?
- *Contracciones isométricas: Conecte los electrodos en el musculo bíceps, mantener el brazo a un ángulo de 90° sin peso. ¿Cómo se muestra la señal? Ahora flexione el musculo hasta un ángulo de 45° , registre de igual manera la grafica obtenida. Realice el mismo procedimiento ahora con el peso de 5lbs, ¿Cómo se modifican los registros al pasar de 0lbs a 5lbs? y ¿Por qué ocurre esto?*
- *Contracciones isotónicas: Coloque el brazo en un ángulo de 90° . Observe los registros del bíceps durante la posición inicial, la flexión y extensión del brazo. Anote sus observaciones. Explique a: ¿Qué se deben las diferencias encontradas en los registros del bíceps durante la flexión y extensión?*

- *Fatiga isométrica:* Sostenga algún objeto de más de 5lbs y mantenga el codo en el aire a un ángulo de 90°, durante el mayor tiempo que el sistema de visualización le permita. Máximo 2-3 minutos. ¿Qué sucede con la señal electromiográfica? Registre los resultados. Consiga que el sujeto flexione el musculo de nuevo a 45°. Mantener la misma fuerza durante 30 segundos. ¿Qué sucede con la señal electromiográfica? Registre los resultados. Indique: ¿Qué observó en el registro del bíceps durante el tiempo que el sujeto mantuvo la contracción isométrica?

Incluir en el Informe del Proyecto

1. Explique detalladamente para que son usadas las mediciones electromiográficas.
2. Describa las características de la señal electromiográfica.
3. ¿Implementa su sistema realimentación? En que mejora el resultado final la implementación de esta realimentación.
4. ¿Cómo realizo la amplificación total de su sistema? Describir cada etapa y el porqué de su decisión.
5. ¿Incluye su diseño un filtro rechaza banda para eliminar el ruido de la red eléctrica? Describa los métodos que existen para reducir la interferencia eléctrica en experimentos biomédicos. ¿Cuáles fueron las diferentes causas de interferencia eléctrica en el registro EMG?
6. ¿Qué recomendaciones puede realizar para obtener un registro correcto de la señal electromiográfica?

REFERENCIAS

[1]Henneberg, K. "Principles of Electromyography."
The Biomedical Engineering Handbook: Second Edition. Ed. Joseph D. Bronzino
 Boca Raton: CRC Press LLC, 2000.

Ennartz RC. (1999). Electrophysiology of the undergraduate neuroscience student: a laboratory exercise in human electromyography. *Advances in Physiology Education.* Vol.22(1); S42- S50.

4. CONCLUSIONES

En el proceso de redacción del libro texto para la materia Introducción a la Ingeniería Biomédica se realizó una revisión bibliográfica de los libros existentes dentro de la universidad, estos sirvieron de base para el estudio de algunos capítulos contenidos dentro de mismo. Pero fue necesaria la búsqueda de un mayor número de referencias bibliográficas para poder de esta manera conseguir que la información planteada en el plan de trabajo estuviera completa.

Se logró redactar un texto guía para los estudiantes que deseen enfocar su estudio dentro de la Ingeniería Electrónica hacia el área de la Biomédica. Este libro está estructurado de tal manera que el estudiante a medida que avanza el proceso lo haga desde los temas básicos de la rama, atravesando temas actuales y finalice con aquellos que son el futuro del área.

El estudio de los temas trabajados dentro del libro texto guía es realizado para que este sirva de manera introductoria a la Ingeniería Biomédica, puesto que es complicado incluir toda la información relacionada con cada uno de estos temas. El autor reconoce que cada tema expuesto en los capítulos, e inclusive los mismos subcapítulos, que componen el trabajo contiene información suficiente para que se pueda realizar la recopilación, estudio y redacción de un libro completo sobre cada uno.

La realización del libro texto facilita el proceso de aprendizaje de la Ingeniería Biomédica dentro de la universidad, puesto que el material bibliográfico contenido en la universidad es relativamente escaso y este, en su mayoría, se encuentra en idioma inglés, lo que dificulta el proceso de aprendizaje. Es así como los estudiantes reciben una herramienta que contiene lo que deben conocer acerca del área, en una forma estructurada, concisa y fácil de entender.

Se logró establecer los estándares para el desarrollo de tres (3) proyectos de laboratorio a ser realizados dentro de la materia, junto con las guías para el mismo. Esto permite a los estudiantes obtener una muestra del papel que realiza un Ingeniero Electrónico dentro de la rama, aunque se deja claro que son variados los roles que un ingeniero realiza dentro de esta rama de la Ingeniería, el desarrollo de proyectos como los estudiados permitirá evaluar conocimientos previamente adquiridos en el estudio de la carrera, en conjunto con los que adquirirán en el nuevo proceso de aprendizaje.

Para facilitar el diseño y construcción de dispositivos biomédicos es de gran importancia conocer las características de los sistemas básicos de instrumentación biomédica, además de tener en claro las etapas que debe tener el dispositivo que se desea obtener.

La señal ECG es una señal de baja frecuencia y de muy baja amplitud, rango útil entre 0.05Hz y 150Hz, por lo tanto es muy sensible al ruido. Esto hace necesario el implementar todas las etapas del diseño con gran precisión para así obtener un adecuado tratamiento, visualización y estudio de dicha señal.

Se logró construir con base en el proyecto ECG un monitor de frecuencia cardiaca, el cual fue elaborado dentro del lenguaje de programación de LABVIEW de Texas Instruments y cuyo funcionamiento cumple con los objetivos propuestos

La información bioeléctrica muscular es abordable con técnicas de electromiografía de superficie (EMGS). Aunque dentro del ambiente profesional el registro electromiográfico obtiene mejores resultados con el uso de electrodos aguja (método invasivo), para el propósito que se buscaba obtener con el desarrollo de este dispositivo en este proyecto (establecimiento de un estándar) se logró construir un dispositivo que registra la señal electromiográfica de forma aceptable, con el que se puede realizar diferentes registros, tales como, contracciones isotónicas, isométricas y reconocer las características del concepto fatiga isométrica.

El estudio de las señales bioeléctricas del cuerpo humano es un proceso susceptible a la incorporación de ruidos, algunos de estos ruidos son inherentes a los sistemas, como el ruido electromiográfico en el registro de la señal electrocardiográfica. También existen otras fuentes de ruido a las cuales es posible realizar acciones que ayuden a disminuir su efecto sobre la señal, como es el caso del ruido debido a la red de distribución eléctrica o el ruido de electrodos. En el primer caso es posible implementar filtros rechazabanda de 60 Hz (análogos y digitales), lo que ciertamente no elimina su efecto pero si ayuda a reducirlo, y en el segundo se deben realizar procedimientos como la limpieza del sitio de toma del registro con alcohol y la verificación que no hayan fuentes de posible interferencia (por ejemplo vello corporal); es también importante verificar que la interfaz electrolito-piel sea la adecuada.

REFERENCIAS

[1][2][3] John D. Enderle, Susan M. Blanchard, Joseph D. Bronzino, *Biomedical Engineering: a Historical Perspective*, "Introduction to Biomedical Engineering", Second Edition, 2005, Cap (8): Pag. 17-25.

[4] Neuman, M.R. "Physical Measurements."
The Biomedical Engineering Handbook: Second Edition. Ed. Joseph D. Bronzino
Boca Raton: CRC Press LLC, 2000
Cap. (47): p. 872.

[5] <http://www.atsintech.com/tablas/ISTBook.pdf>. Pag. 2. 05/03/09.

[6] Richard Aston. "The electrocardiograph and Unit-Level Troubleshooting."
Principles of biomedical instrumentation and measurement Ed. Merrill Publishing
Company. Pennsylvania State University. Pag: 45-46.

[7] Ivan Dimov, Jaime Glaría, Ricardo Rojas. *Conversión analógico-digital rápida y corregida*. Departamento de Electrónica, Universidad Técnica Federico Santa María, Casill. Chile. Pag 1-2.

[8] http://www.eie.fceia.unr.edu.ar/~con2/CapituloIII_parte1.pdf

[9] Richard Aston. "The electrocardiograph and Unit-Level Troubleshooting."
Principles of biomedical instrumentation and measurement Ed. Merrill Publishing
Company Pennsylvania State University. Pag: 45-46.

[10] Richard Aston. "The electrocardiograph and Unit-Level Troubleshooting."
Principles of biomedical instrumentation and measurement Ed. Merrill Publishing
Company Pennsylvania State University. Pag: 48-49.

[11][12][13] www.med.uchile.cl/apuntes/archivos/2006/medicina/1_ECG_Curso_Cardiologia06.pdf. 17/02/09.

[14] Henneberg, K. "Principles of Electromyography."
The Biomedical Engineering Handbook: Second Edition. Ed. Joseph D. Bronzino
Boca Raton: CRC Press LLC, 2000. Pag: 242-244.

[15] Buchthal F. *An Introduction to Electromyography*
Scandinavian University Books. Glydendal, 1957. Pag: 123

ANEXOS

- ANEXO A. Especificaciones del amplificador de instrumentación AD620
- ANEXO C. Especificaciones del amplificador operacional JFET LF347
- ANEXO C. Especificaciones del amplificador de instrumentación INA114

ANEXO A

AD620—SPECIFICATIONS

(Typical @ +25°C, $V_S = \pm 15\text{ V}$, and $R_L = 2\text{ k}\Omega$, unless otherwise noted)

Model	Conditions	AD620A			AD620B			AD620S ¹			Units
		Min	Typ	Max	Min	Typ	Max	Min	Typ	Max	
GAIN	$G = 1 + (49.4\text{ k}\Omega/R_{CL})$	1		10,000	1		10,000	1		10,000	
Gain Range	$V_{OUT} = \pm 10\text{ V}$										
Gain Error ²											
G = 1			0.03	0.10		0.01	0.02		0.03	0.10	%
G = 10			0.15	0.30		0.10	0.15		0.15	0.30	%
G = 100			0.15	0.30		0.10	0.15		0.15	0.30	%
G = 1000			0.40	0.70		0.35	0.50		0.40	0.70	%
Nonlinearity,	$V_{OUT} = -10\text{ V to }+10\text{ V}$,										
G = 1–1000	$R_L = 10\text{ k}\Omega$		10	40		10	40		10	40	ppm
G = 1–100	$R_L = 2\text{ k}\Omega$		10	95		10	95		10	95	ppm
Gain vs. Temperature	G = 1			10			10			10	ppm/°C
	Gain > 1 ²			–50			–50			–50	ppm/°C
VOLTAGE OFFSET	(Total RTI Error = $V_{OS1} + V_{OS2}/G$)										
Input Offset, V_{OS1}	$V_S = \pm 5\text{ V to } \pm 15\text{ V}$		30	125		15	50		30	125	μV
Over Temperature	$V_S = \pm 5\text{ V to } \pm 15\text{ V}$			185			85			225	μV
Average TC	$V_S = \pm 5\text{ V to } \pm 15\text{ V}$		0.3	1.0		0.1	0.6		0.3	1.0	$\mu\text{V}/^\circ\text{C}$
Output Offset, V_{OS2}	$V_S = \pm 15\text{ V}$		400	1000		200	500		400	1000	μV
Over Temperature	$V_S = \pm 5\text{ V}$			1500			750			1500	μV
Average TC	$V_S = \pm 5\text{ V to } \pm 15\text{ V}$			2000			1000			2000	μV
Offset Referred to the	$V_S = \pm 5\text{ V to } \pm 15\text{ V}$		5.0	15		2.5	7.0		5.0	15	$\mu\text{V}/^\circ\text{C}$
Input vs.											
Supply (PSR)	$V_S = \pm 2.3\text{ V to } \pm 18\text{ V}$										
G = 1		80	100		80	100		80	100		dB
G = 10		95	120		100	120		95	120		dB
G = 100		110	140		120	140		110	140		dB
G = 1000		110	140		120	140		110	140		dB
INPUT CURRENT											
Input Bias Current			0.5	2.0		0.5	1.0		0.5	2	nA
Over Temperature				2.5			1.5			4	nA
Average TC			3.0			3.0			8.0		pA/°C
Input Offset Current			0.3	1.0		0.3	0.5		0.3	1.0	nA
Over Temperature				1.5			0.75			2.0	nA
Average TC				1.5			1.5			8.0	pA/°C
INPUT											
Input Impedance											
Differential			10	2		10	2		10	2	G Ω /pF
Common-Mode			10	2		10	2		10	2	G Ω /pF
Input Voltage Range ³	$V_S = \pm 2.3\text{ V to } \pm 5\text{ V}$	$-V_S + 1.9$		$+V_S - 1.2$	$-V_S + 1.9$		$+V_S - 1.2$	$-V_S + 1.9$		$+V_S - 1.2$	V
Over Temperature	$V_S = \pm 5\text{ V to } \pm 18\text{ V}$	$-V_S + 2.1$		$+V_S - 1.3$	$-V_S + 2.1$		$+V_S - 1.3$	$-V_S + 2.1$		$+V_S - 1.3$	V
Over Temperature		$-V_S + 1.9$		$+V_S - 1.4$	$-V_S + 1.9$		$+V_S - 1.4$	$-V_S + 1.9$		$+V_S - 1.4$	V
Over Temperature		$-V_S + 2.1$		$+V_S - 1.4$	$-V_S + 2.1$		$+V_S - 1.4$	$-V_S + 2.3$		$+V_S - 1.4$	V
Common-Mode Rejection											
Ratio DC to 60 Hz with	$V_{CM} = 0\text{ V to } \pm 10\text{ V}$		73	90		80	90		73	90	dB
1 k Ω Source Imbalance			93	110		100	110		93	110	dB
G = 1			110	130		120	130		110	130	dB
G = 10			110	130		120	130		110	130	dB
G = 100			110	130		120	130		110	130	dB
G = 1000			110	130		120	130		110	130	dB
OUTPUT											
Output Swing	$R_L = 10\text{ k}\Omega$,										
Over Temperature	$V_S = \pm 2.3\text{ V to } \pm 5\text{ V}$	$-V_S + 1.1$		$+V_S - 1.2$	$-V_S + 1.1$		$+V_S - 1.2$	$-V_S + 1.1$		$+V_S - 1.2$	V
Over Temperature		$-V_S + 1.4$		$+V_S - 1.3$	$-V_S + 1.4$		$+V_S - 1.3$	$-V_S + 1.6$		$+V_S - 1.3$	V
Over Temperature	$V_S = \pm 5\text{ V to } \pm 18\text{ V}$	$-V_S + 1.2$		$+V_S - 1.4$	$-V_S + 1.2$		$+V_S - 1.4$	$-V_S + 1.2$		$+V_S - 1.4$	V
Over Temperature		$-V_S + 1.6$		$+V_S - 1.5$	$-V_S + 1.6$		$+V_S - 1.5$	$-V_S + 2.3$		$+V_S - 1.5$	V
Short Current Circuit			± 18			± 18			± 18		mA

Continuación ANEXO A

AD620

Model	Conditions	AD620A			AD620B			AD620S ¹			Units	
		Min	Typ	Max	Min	Typ	Max	Min	Typ	Max		
DYNAMIC RESPONSE												
Small Signal -3 dB Bandwidth												
G = 1			1000			1000			1000		kHz	
G = 10			800			800			800		kHz	
G = 100			120			120			120		kHz	
G = 1000			12			12			12		kHz	
Slew Rate		0.75	1.2		0.75	1.2		0.75	1.2		V/μs	
Settling Time to 0.01%	10 V Step											
G = 1-100			15			15			15		μs	
G = 1000			150			150			150		μs	
NOISE												
Voltage Noise, 1 kHz		$Total\ RTI\ Noise = \sqrt{(e_{ni}^2) + (e_{no}/G)^2}$										
Input, Voltage Noise, e_{ni}			9	13		9	13		9	13	nV/√Hz	
Output, Voltage Noise, e_{no}			72	100		72	100		72	100	nV/√Hz	
RTI, 0.1 Hz to 10 Hz												
G = 1			3.0			3.0	6.0		3.0	6.0	μV p-p	
G = 10			0.55			0.55	0.8		0.55	0.8	μV p-p	
G = 100-1000			0.28			0.28	0.4		0.28	0.4	μV p-p	
Current Noise	f = 1 kHz		100			100			100		fA/√Hz	
0.1 Hz to 10 Hz			10			10			10		pA p-p	
REFERENCE INPUT												
R_{IN}			20			20			20		kΩ	
I_{IN}	$V_{IN+}, V_{REF} = 0$		+50	+60		+50	+60		+50	+60	μA	
Voltage Range			-V _S + 1.6	+V _S - 1.6		-V _S + 1.6	+V _S - 1.6		-V _S + 1.6	+V _S - 1.6	V	
Gain to Output			1 ± 0.0001			1 ± 0.0001			1 ± 0.0001			
POWER SUPPLY												
Operating Range ⁴		±2.3		±18		±2.3		±18		±2.3		V
Quiescent Current	$V_S = ±2.3\ V\ to\ ±18\ V$		0.9	1.3		0.9	1.3		0.9	1.3		mA
Over Temperature			1.1	1.6		1.1	1.6		1.1	1.6		mA
TEMPERATURE RANGE												
For Specified Performance			-40 to +85			-40 to +85			-55 to +125		°C	

NOTES

¹See Analog Devices military data sheet for 883B tested specifications.

²Does not include effects of external resistor R_G.

³One input grounded. G = 1.

⁴This is defined as the same supply range which is used to specify PSR.

Specifications subject to change without notice.

ANEXO B

ABSOLUTE MAXIMUM RATINGS

Symbol	Parameter	LF147	LF247	LF347	Unit
V_{CC}	Supply voltage - note ¹⁾	±18			V
V_i	Input Voltage - note ²⁾	±15			V
V_{id}	Differential Input Voltage - note ³⁾	±30			V
P_{tot}	Power Dissipation	680			mW
	Output Short-circuit Duration - note ⁴⁾	Infinite			
T_{oper}	Operating Free-air Temperature Range	-55 to +125	-40 to +105	0 to +70	°C
T_{stg}	Storage Temperature Range	-65 to +150			°C

1. All voltage values, except differential voltage, are with respect to the zero reference level (ground) of the supply voltages where the zero reference level is the midpoint between V_{CC+} and V_{CC-} .
2. The magnitude of the input voltage must never exceed the magnitude of the supply voltage or 15 volts, whichever is less.
3. Differential voltages are the non-inverting input terminal with respect to the inverting input terminal.
4. The output may be shorted to ground or to either supply. Temperature and/or supply voltages must be limited to ensure that the dissipation rating is not exceeded.

LF147 - LF247 - LF347

ELECTRICAL CHARACTERISTICS

$V_{CC} = \pm 15V$, $T_{amb} = +25^\circ C$ (unless otherwise specified)

Symbol	Parameter	Min.	Typ.	Max.	Unit
V_{io}	Input Offset Voltage ($R_S = 10k\Omega$) $T_{amb} = 25^\circ C$ $T_{min} \leq T_{amb} \leq T_{max}$		3	10 13	mV
DV_{io}	Input Offset Voltage Drift		10		$\mu V/^\circ C$
I_{io}	Input Offset Current - note ¹⁾ $T_{amb} = 25^\circ C$ $T_{min} \leq T_{amb} \leq T_{max}$		5	100 4	pA nA
I_{ib}	Input Bias Current - note 1 $T_{amb} = 25^\circ C$ $T_{min} \leq T_{amb} \leq T_{max}$		20	200 20	pA nA
A_{vd}	Large Signal Voltage Gain ($R_L = 2k\Omega$, $V_o = \pm 10V$), $T_{amb} = 25^\circ C$ $T_{min} \leq T_{amb} \leq T_{max}$	50 25	200		V/mV
SVR	Supply Voltage Rejection Ratio ($R_S = 10k\Omega$) $T_{amb} = 25^\circ C$ $T_{min} \leq T_{amb} \leq T_{max}$	80 80	86		dB
I_{CC}	Supply Current, Per Amp, no Load $T_{amb} = 25^\circ C$ $T_{min} \leq T_{amb} \leq T_{max}$		1.4	2.7 2.7	mA
V_{icm}	Input Common Mode Voltage Range	±11	+15 -12		V

Continuación ANEXO B

V_{icm}	Input Common Mode Voltage Range	± 11	+15 -12		V
CMR	Common Mode Rejection Ratio ($R_S = 10k\Omega$) $T_{amb} = 25^\circ C$ $T_{min} \leq T_{amb} \leq T_{max}$	70 70	86		dB
I_{OS}	Output Short-Circuit Current $T_{amb} = 25^\circ C$ $T_{min} \leq T_{amb} \leq T_{max}$	10 10	40	60 60	mA
$\pm V_{opp}$	Output Voltage Swing $T_{amb} = 25^\circ C$ $T_{min} \leq T_{amb} \leq T_{max}$ $R_L = 2k\Omega$ $R_L = 10k\Omega$ $R_L = 2k\Omega$ $R_L = 10k\Omega$	10 12 10 12	12 13.5		V
SR	Slew Rate $V_i = 10V, R_L = 2k\Omega, C_L = 100pF, T_{amb} = 25^\circ C, \text{unity gain}$	12	16		V/ μs
t_r	Rise Time $V_i = 20mV, R_L = 2k\Omega, C_L = 100pF, T_{amb} = 25^\circ C, \text{unity gain}$		0.1		μs
K_{ov}	Overshoot $V_i = 20mV, R_L = 2k\Omega, C_L = 100pF, T_{amb} = 25^\circ C, \text{unity gain}$		10		%
GBP	Gain Bandwidth Product $f = 100kHz, T_{amb} = 25^\circ C, V_{in} = 10mV, R_L = 2k\Omega, C_L = 100pF$	2.5	4		MHz
R_i	Input Resistance		10^{12}		Ω
THD	Total Harmonic Distortion $f = 1kHz, A_v = 20dB, R_L = 2k\Omega, C_L = 100pF$ $T_{amb} = 25^\circ C, V_O = 2V_{pp}$		0.01		%
e_n	Equivalent Input Noise Voltage ($R_S = 100\Omega, f = 1kHz$)		15		$\frac{nV}{\sqrt{Hz}}$
ϕ_m	Phase Margin		45		Degrees
V_{O1}/V_{O2}	Channel Separation ($A_v = 100$)		120		dB

1. The input bias currents are junction leakage currents which approximately double for every 10°C increase in the junction temperature.

ANEXO C

SPECIFICATIONS

ELECTRICAL

At $T_A = +25^\circ\text{C}$, $V_O = \pm 15\text{V}$, $R_L = 2\text{k}\Omega$, unless otherwise noted.

PARAMETER	CONDITIONS	INA114BP, BU			INA114AP, AU			UNITS
		MIN	TYP	MAX	MIN	TYP	MAX	
INPUT								
Offset Voltage, RTI	$T_A = +25^\circ\text{C}$ $T_A = T_{\text{MIN}}$ to T_{MAX} $V_O = \pm 2.25\text{V}$ to $\pm 18\text{V}$		$\pm 10 + 20/\text{G}$	$\pm 50 + 100/\text{G}$		$\pm 25 + 30/\text{G}$	$\pm 125 + 500/\text{G}$	μV
Initial vs Temperature			$\pm 0.1 + 0.5/\text{G}$	$\pm 0.25 + 5/\text{G}$		$\pm 0.25 + 5/\text{G}$	$\pm 1 + 10/\text{G}$	$\mu\text{V}/^\circ\text{C}$
vs Power Supply			$0.5 + 2/\text{G}$	$3 + 10/\text{G}$		*	*	$\mu\text{V}/\text{V}$
Long-Term Stability				$\pm 0.2 + 0.5/\text{G}$		*	*	$\mu\text{V}/\text{mo}$
Impedance, Differential				$10^{10} \parallel 6$		*	*	$\Omega \parallel \text{pF}$
Common-Mode				$10^{10} \parallel 6$		*	*	$\Omega \parallel \text{pF}$
Input Common-Mode Range	$V_{\text{CM}} = \pm 10\text{V}$, $\Delta R_O = 1\text{k}\Omega$	± 11	± 13.5		*	*	V	
Safe Input Voltage				± 40			*	V
Common-Mode Rejection		G = 1	80	96		75	90	dB
		G = 10	96	115		90	106	dB
		G = 100	110	120		106	110	dB
	G = 1000	115	120		106	110	dB	
BIAS CURRENT			± 0.5	± 2		*	± 5	nA
vs Temperature			± 8			*		$\text{pA}/^\circ\text{C}$
OFFSET CURRENT			± 0.5	± 2		*	± 5	nA
vs Temperature			± 8			*		$\text{pA}/^\circ\text{C}$
NOISE VOLTAGE, RTI	G = 1000, $R_O = 0\Omega$					*		$\text{nV}/\sqrt{\text{Hz}}$
f = 10Hz			15			*		$\text{nV}/\sqrt{\text{Hz}}$
f = 100Hz				11			*	$\text{nV}/\sqrt{\text{Hz}}$
f = 1kHz				11			*	$\text{nV}/\sqrt{\text{Hz}}$
$f_B = 0.1\text{Hz}$ to 10Hz				0.4			*	$\mu\text{Vp-p}$
Noise Current						*		$\text{pA}/\sqrt{\text{Hz}}$
f = 10Hz			0.4			*		$\text{pA}/\sqrt{\text{Hz}}$
f = 1kHz			0.2			*		$\text{pA}/\sqrt{\text{Hz}}$
$f_B = 0.1\text{Hz}$ to 10Hz			18			*		pAp-p
GAIN								
Gain Equation			$1 + (50\text{k}\Omega/R_G)$		*	*		V/V
Range of Gain		1		10000		*	*	V/V
Gain Error	G = 1		± 0.01	± 0.05		*	*	%
	G = 10		± 0.02	± 0.4		*	± 0.5	%
	G = 100		± 0.05	± 0.5		*	± 0.7	%
	G = 1000		± 0.5	± 1		*	± 2	%
Gain vs Temperature	G = 1		± 2	± 10		*	± 10	$\text{ppm}/^\circ\text{C}$
50k Ω Resistance ⁽¹⁾			± 25	± 100		*	*	$\text{ppm}/^\circ\text{C}$
Nonlinearity	G = 1		± 0.0001	± 0.001		*	± 0.002	% of FSR
	G = 10		± 0.0005	± 0.002		*	± 0.004	% of FSR
	G = 100		± 0.0005	± 0.002		*	± 0.004	% of FSR
	G = 1000		± 0.002	± 0.01		*	± 0.02	% of FSR
OUTPUT								
Voltage	$I_O = 5\text{mA}$, T_{MIN} to T_{MAX} $V_O = \pm 11.4\text{V}$, $R_L = 2\text{k}\Omega$ $V_O = \pm 2.25\text{V}$, $R_L = 2\text{k}\Omega$	± 13.5	± 13.7		*	*		V
		± 10	± 10.5		*	*		V
		± 1	± 1.5		*	*		V
Load Capacitance Stability			1000			*		pF
Short Circuit Current			$+20/-15$			*		mA
FREQUENCY RESPONSE								
Bandwidth, -3dB	G = 1		1			*		MHz
	G = 10		100			*		kHz
	G = 100		10			*		kHz
	G = 1000		1			*		kHz
Slew Rate	$V_O = \pm 10\text{V}$, G = 10	0.3	0.6		*	*		V/ μs
Settling Time, 0.01%		G = 1		18		*	*	μs
		G = 10		20		*	*	μs
		G = 100		120		*	*	μs
	G = 1000		1100		*	*	μs	
Overload Recovery	50% Overdrive		20			*		μs

Continuación ANEXO C

POWER SUPPLY								
Voltage Range	$V_{IN} = 0V$	± 2.25	± 15	± 18	*	*	*	V
Current			± 2.2	± 3		*	*	mA
TEMPERATURE RANGE								
Specification		-40		85	*		*	$^{\circ}C$
Operating		-40		125	*		*	$^{\circ}C$
θ_{JA}			80			*		$^{\circ}C/W$

* Specification same as INA114BP/BU.

NOTE: (1) Temperature coefficient of the "50k Ω " term in the gain equation.

The information provided herein is believed to be reliable; however, BURR-BROWN assumes no responsibility for inaccuracies or omissions. BURR-BROWN assumes no responsibility for the use of this information, and all use of such information shall be entirely at the user's own risk. Prices and specifications are subject to change without notice. No patent rights or licenses to any of the circuits described herein are implied or granted to any third party. BURR-BROWN does not authorize or warrant any BURR-BROWN product for use in life support devices and/or systems.

