



UNIVERSIDAD NACIONAL AUTÓNOMA DE MÉXICO

FACULTAD DE INGENIERÍA

**ANÁLISIS Y MEJORAS AL
DESFIBRILADOR SCHILLER DG 5000**

TESINA

Que para obtener el título de

Ingeniera Eléctrica Electrónica

P R E S E N T A

ANNA KAREN LÓPEZ PAYÁN

DIRECTOR DE TESINA

DR. JESÚS MANUEL ÁLVAREZ LÓPEZ



Ciudad Universitaria, Cd. Mx., 2018



Universidad Nacional
Autónoma de México

Dirección General de Bibliotecas de la UNAM

Biblioteca Central



UNAM – Dirección General de Bibliotecas
Tesis Digitales
Restricciones de uso

DERECHOS RESERVADOS ©
PROHIBIDA SU REPRODUCCIÓN TOTAL O PARCIAL

Todo el material contenido en esta tesis esta protegido por la Ley Federal del Derecho de Autor (LFDA) de los Estados Unidos Mexicanos (México).

El uso de imágenes, fragmentos de videos, y demás material que sea objeto de protección de los derechos de autor, será exclusivamente para fines educativos e informativos y deberá citar la fuente donde la obtuvo mencionando el autor o autores. Cualquier uso distinto como el lucro, reproducción, edición o modificación, será perseguido y sancionado por el respectivo titular de los Derechos de Autor.

1. Agradecimiento

A MI FAMILIA

El presente trabajo está dedicado a los pilares de mi vida mis padres: La Profesora. María de los Ángeles Payán Reyes y el Profesor. Miguel Martín López García, ellos siempre me impulsaron y me motivaron a ser mejor día con día, sin su amor y apoyo este logro no hubiera sido posible. Si pudiera elegir nuevamente a mis papas sin duda serían los mismos, los amo.

A mis tías y abuelitos: Las Profesoras Leticia López García, Patricia López García y Ana López García, mis abuelitos Ana García y Miguel López que en vida me apoyaron y cuidaron de mí, ahora desde donde quiera que estén sé que están orgullosos de su nieta y aún me siguen cuidando. Tías, muchas gracias por el apoyo que me brindan, por cuidarme cuando era niña y por seguirme consintiendo, las quiero mucho y son parte importante de mi vida.

Alonso Hernández Ángeles, también estas en esta lista, infinitas gracias por apoyarme durante y después de la carrera, sin ti, no hubiera sido posible, a tus papas la señora Marina Ángeles y el señor Dagoberto Hernández que me brindaron su apoyo y me abrieron las puertas de su casa, sin ustedes todo hubiera sido más difícil. Gracias Dios por las bendiciones recibidas.

A LA UNAM

La máxima casa de estudios, la cual me dio la formación y de la que estoy orgullosa de pertenecer, me dio la oportunidad de conocer personas increíbles, entre ellas el director de esta tesina el Dr. Jesús Manuel Álvarez López, gracias por brindarme su apoyo, por aconsejarme y por aguantar todo el tiempo que llevo a realizar el tema, al Ingeniero Jaime Héctor Díaz Osornio por ayudarme ,orientarme y compartir sus conocimientos para que este trabajo se realizara, a mis profesores de carrera; M.I. Elizabeth Orencio Lizardi, el M.I. Sergio Quintana Thierry y la Dra. Karina Mendoza Ángeles, quienes no solo compartieron sus conocimientos en el aula sino también durante este proceso. Infinitas gracias a todos ellos.

AL INSTITUTO NACIONAL DE CARDIOLOGIA “IGNACIO CHAVEZ”

Principalmente a las personas que me llevaron de la mano durante este proceso a la Maestra Ever Sánchez Beiza que confió en mi para colaborar con ellos durante el servicio social y prácticas profesionales, gracias por dejarme ser parte de su equipo, al Ingeniero Francisco Rodríguez que fue mi guía durante el desarrollo del tema, me impulso y me ayudo a conocer mi pasión la ingeniería biomédica, sin su apoyo y consejos este trabajo no hubiera sido realizable. A los ingenieros, técnicos y personal administrativo del departamento de biomédica por la confianza y apoyo.

2. Índice desglosado

1.	Agradecimiento.....	2
2.	Índice desglosado.....	3
3.	Antecedentes del tema.....	5
	3.1 Definición del problema.....	6
	3.2 Justificación.....	7
	3.3 Objetivo General.....	8
4.	Capítulo I: La desfibrilación, el corazón humano y adquisición de señales.....	9
	4.1 Introducción.....	9
	4.2 Definición.....	9
	4.3 Tipos de desfibriladores.....	9
	4.4 Normas.....	10
	4.5 El corazón humano.....	12
	4.6 Electrocardiógrafo (ECG o EKG).....	14
	4.7 Derivaciones.....	15
	4.8 Ondas de ECG.....	18
	4.9 Interpretación de ECG.....	19
5.	Capítulo II: Aplicación de los desfibriladores.....	20
	5.1 Introducción.....	20
	5.2 Arritmias.....	20
	5.3 Adquisición de señales.....	21
	5.3.1 Electroodos.....	21
	5.3.2 Tipos de electrodos.....	22
6.	Capítulo III: Historia de los desfibriladores.....	23
	6.1 Introducción.....	23
	6.2 El inicio de la desfibrilación.....	23
	6.3 Primeros desfibriladores en el Instituto Nacional de Cardiología.....	24
7	Capitulo IV: La cardioversión.....	27
	7.1 Introducción.....	27
	7.2 Cardioversión.....	27
	7.2.1 Cardioversión farmacológica (CVF).....	27

7.2.2 Cardioversión eléctrica (CVE)	27
7.3 Colocación de los electrodos	29
7.4 Forma de onda de energía utilizada	30
7.5 Impedancia transtorácica	30
7.6 Antes y después de la CVE	30
8 Capítulo IV: Protocolos de mantenimiento y actualización del software	31
8.1 Introducción	31
8.2 Mantenimiento preventivo, correctivo y actualización del software	31
8.2.2 Mantenimiento correctivo	31
8.2.3 Actualización del software	32
8.3 Configuración del equipo	33
8.4 Pruebas de funcionamiento	36
8.5 Menú de tendencias	39
9 Capítulo V: Análisis y metodología empleada.	42
9.1 Introducción	42
9.2 Anulación del ruido ambiental	42
9.3 Filtrado de señales	43
9.3.1 Diseño de filtros	43
9.3.2 Filtro paso altas	43
9.3.3 Filtro de artefacto o ruido muscular	45
9.3.4 Filtro paso bajas 150[HZ]	46
9.3.5 Filtro Notch, supresor de señal de 60 [HZ] y 120 [HZ]	47
10 Capítulo VI: Errores	49
10.1 Introducción	49
10.2 Tipos de errores	49
11 Capítulo VII: Resultados obtenidos	51
12 Conclusiones	52
13 Glosario	53
14 Tabla de imágenes	54
15 Bibliografía	55

3. Antecedentes del tema

Durante mis prácticas profesionales en el Instituto Nacional de Cardiología Ignacio Chávez fui asignada al departamento de control de los procesos relacionados con los mantenimientos preventivos y correctivos de diversos equipos electro-médicos y de laboratorio.

Las actividades que me fueron encomendadas son las siguientes:

- Por las mañanas revisar diariamente el estado de los equipos ubicados en el instituto.
- Alternar con los compañeros de servicio social y prácticas profesionales los días para revisar los equipos que se encontraban en quirófano.
- Atender los llamados de revisión de dispositivos electro-médicos mediante una solicitud de servicio generada por el departamento de ingeniería biomédica.
- Realizar los mantenimientos preventivos de acuerdo a un calendario de mantenimiento programado, donde las fechas se establecen según las necesidades del usuario y el uso que se le da al equipo, es decir, áreas críticas (quirófano, terapia intensiva, urgencias) tienen prioridad sobre las otras áreas de hospitalización.
- Verificar y reportar los equipos que se encontraban en contrato con alguna empresa que tuviera la certificación por parte del fabricante.
- Impartir capacitaciones a personal médico y de enfermería.
- Recepción de equipo de nueva adquisición.

Anteriormente los diferentes servicios hospitalarios contaban solo con equipos desfibrilador/monitor que proporcionaban un pulso de descarga monofásico, y de manejo muy limitado. Con los avances en la tecnología, el instituto incorporó desfibriladores bifásicos en diferentes servicios hospitalarios que tienen ventajas tecnológicas importantes sobre los monofásicos, entre las que se encuentran diversos parámetros integrados necesarios para verificar y corroborar los signos vitales del paciente:

- Monitorización electrocardiográfica (ECG)
- Saturación parcial de oxígeno (SpO₂)
- Presión arterial no invasiva (PANI)
- Fuente de marcapasos incorporada
- Almacenamiento de las tendencias
- Obtener un registro impreso del trazo electrocardiográfico.

La ventaja primordial es que con la desfibrilación bifásica se proporciona menor descarga a los pacientes y con la obtención de los parámetros mencionados se brinda seguridad durante su uso y el tratamiento es más eficaz.

3.1 Definición del problema

Dentro de los desfibriladores bifásicos incorporados al Instituto Nacional de Cardiología, se encuentra el Schiller DG 5000.

El personal médico, residentes y enfermeras, reportaban dificultades para monitorizar al paciente debido al ruido eléctrico presente en el trazo de la señal de ECG del desfibrilador DG5000, cuando éste se encontraba conectado a la línea de alimentación, este ruido causaba grandes conflictos al momento de realizar la cardioversión eléctrica (CVE).

Derivado de estos eventos se realizó el protocolo de mantenimiento, se hicieron las pruebas de funcionamiento apoyados con analizadores y simuladores correspondientes, al llevar a cabo las simulaciones de filtros se detectó que el equipo carecía del filtro supresor de 60 Hz se informa al departamento de ingeniería biomédica cuyos miembros se ponen en contacto con el proveedor y mencionan que se debe actualizar la versión del software del equipo.

Una vez actualizada la versión, se sigue el protocolo de pruebas de funcionamiento y se constata que la señal ya no mostraba ruido. Con lo cual se replantea la pregunta ¿cuáles son las principales causas que originan el ruido en la señal de monitorización del electrocardiograma (ECG) del desfibrilador Schiller DG5000?; y así de esta forma establecer medidas de acción para corregir la falla.

Por lo anterior el área de ingenieros biomédicos tenía que buscar la causa y solución al problema ya que causaba dificultad para realizar la cardioversión y constantes reportes por parte del área usuaria al departamento de ingeniería biomédica, llegando a tal punto que el personal no tenía la confianza de utilizar el equipo.

Para empezar debemos considerar los dos mantenimientos preventivos realizados al año para verificar la correcta operación del equipo, y la recopilación de la información obtenida para llenar la lista de comprobación del equipo y evaluar que funcione conforme la intensidad de uso recomendada por el fabricante, y en caso de encontrar alguna falla, implementar el protocolo de mantenimiento correctivo de acuerdo al manual de servicio proporcionado por el fabricante.

Es fundamental el uso adecuado del equipo, debido a que el manejo inapropiado puede generar fallas ocasionando errores y retrasos cuando se presente una emergencia.

En caso de que el equipo tenga un mal funcionamiento o un mal manejo, los riesgos para el paciente pueden ser los siguientes:

- Al no contar con una batería de respaldo, en una emergencia el equipo no podrá ser utilizado a menos que esté conectado a la toma de corriente, perdiendo minutos fundamentales para la vida del paciente.

- La correcta colocación de las palas y electrodos es necesaria al estar mal colocados y al aplicar la descarga solo ocasionaría quemadura y no corregiría el ritmo cardiaco.
- Si se desea realizar cardioversión y no se sincroniza el ritmo cardiaco, el paciente de tener una cardiopatía puede presentar una fibrilación y el problema sería mayor ya que caería en un paro cardiaco.

3.2 Justificación

La cardioversión eléctrica (CVE) es un procedimiento delicado que requiere de un amplio nivel de seguridad durante su uso, por lo que la señal de ECG debe estar libre de ruido que pueda afectar a la sincronización, ya que, una interferencia puede provocar una descarga incorrecta y por lo tanto un procedimiento no exitoso y con riesgo para el paciente. Al llevar a cabo dicho procedimiento se crea un ambiente de estrés por el riesgo que implica y las personas involucradas deben conocer el funcionamiento general del equipo para actuar en caso de que se presente un contratiempo.

A continuación se mencionan algunos contratiempos:

- El desfibrilador Schiller DG 5000, al no contar con una carga de respaldo y no estar conectado a la toma corriente, en el momento que se oprime el botón de descarga el equipo se apagará súbitamente y no realizará el procedimiento requerido
- Otra particularidad que tiene este equipo, si no se apaga de manera adecuada al volver a encender se reiniciará automáticamente para que al encender de nuevo no presente ninguna falla
- El tamaño de los electrodos si no es el adecuado, es decir, si el paciente es un niño los electrodos o palas deben ser de tamaño pediátrico, si el paciente es adulto y tiene vello en la zona donde se aplicara la descarga el contacto entre los electrodos o palas puede ser incorrecto.
- Si no se cuenta con electrodos, se deberán usar las palas y el personal deberá tener la capacidad para ejercer la presión necesaria y no soltar en el momento que se aplique la descarga.
- Se debe seleccionar el método por el cual se obtiene la señal se ecg, es decir, palas o electrodos, si no se elige el método correcto no se podrá visualizar la señal.

Se pretende que este trabajo de investigación sirva de ayuda para las próximas generaciones de médicos, enfermeras e ingenieros, para implementar la solución al problema de ruido en la señal de monitorización.

3.3 Objetivo General

Desarrollar una investigación que permita detectar las fallas en el uso del desfibrilador Schiller DG 5000 a efecto de proporcionar medidas correctivas para el personal usuario del equipo y evitar riesgos para los pacientes durante su uso

3.4 Objetivos Específicos

- ✓ Verificar las causas que generan el ruido en la señal de monitorización del trazo electrocardiográfico del desfibrilador Schiller DG 5000.
- ✓ Dar mantenimiento preventivo y correctivo al equipo, verificando la integridad de sus partes.
- ✓ Actualización del software (cuando sea requerido)
- ✓ Realizar pruebas de funcionamiento.

4. Capítulo I: La desfibrilación, el corazón humano y adquisición de señales

4.1 Introducción

En este capítulo se aborda la parte teórica del tema que es fundamental para su comprensión, se explica a detalle el funcionamiento el corazón y como se obtienen las señales eléctricas que emite.

4.2 Definición

La desfibrilación es la entrega de corriente eléctrica al músculo de corazón, ya sea de forma directa al pecho abierto o indirectamente a través de la pared de tórax para terminar con una fibrilación ventricular (FV) y taquicardias ventriculares sin pulso (TV). La fibrilación ventricular es una arritmia caracterizada por un caos eléctrico y mecánico cuyo único tratamiento efectivo es el inmediato contra choque o desfibrilación. ¹

El desfibrilador, es un dispositivo electro médico capaz de administrar un impulso de corriente eléctrica al corazón a través de la pared torácica con una intensidad determinada, en la actualidad estos dispositivos cuentan con sensores integrados que analizan el ritmo cardiaco del paciente durante unos segundos, detectan el estado en el cual se encuentra el paciente e indican si es necesario suministrar una descarga eléctrica, así como la cantidad de Joule necesarios para ello.

4.3 Tipos de desfibriladores

Existes dos tipos de desfibriladores que sirven para las mismas aplicaciones pero las características son las que los hacen diferentes.

- a. Desfibrilador Monofásico: Proporcionan una forma de onda monofásica, con este tipo de desfibriladores se precisan en ocasiones de varias descargas para revertir una arritmia, la energía tiene un rango que va desde 1 [J] hasta los 400 [J].
- b. Onda Monofásica: La corriente tiene solo un paso por el organismo.
- c. Desfibrilador Bifásico: Proporcionan una corriente que fluye en una dirección positiva durante un tiempo determinado antes de revertirse y fluir en dirección negativa durante los restantes milisegundos de la descarga. La intensidad de la descarga que se aplica varía según el tipo de paciente, es decir, si es adulto o pediátrico, la energía tiene un rango que va desde 1 [J] hasta los 200 [J].
- d. Onda Bifásica: La corriente tiene un doble paso por el organismo.

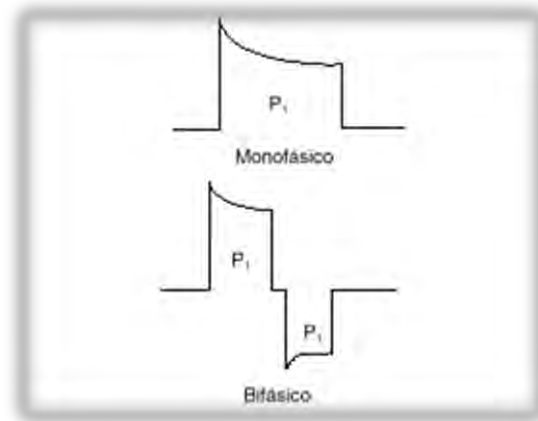


Ilustración 4-a

4.4 Normas

A continuación se muestran algunas normas para el uso de los desfibriladores, las cuales son establecidas por las siguientes instituciones:

- ✓ **IEC:** International Electrotechnical Commission
- ✓ **ASTM:** American Society for Testing Materials
- ✓ **ANSI/AAMI:** American National Standards / Association for the Advancement of Medical Instrumentation
- ✓ **SSA:** Secretaria de Salud ²

Nombre de la norma	Expedida por	Año	País que expide	
			México	Estados Unidos
IEC 60601-2-4. (1983-01). 1983. Medical electrical equipment. Part 2: Particular requirements for the safety of cardiac defibrillators and cardiac defibrillators/monitors.	IEC ¹	1983		X
IEC 60601-1 (1988-12). Medical electrical equipment — part 1: General requirements for safety.	IEC	1988		X
ANSI/AAMI DF2 – 1996. 1989. Cardiac defibrillator devices. 3 ^{ra} ed.	ANSI/AAMI ³	1989		X
IEC 60601-1-am1 (1991-11). 1991. Medical electrical equipment — part 1: General requirements for safety. Amendment 1.	IEC	1991		X
IEC 60601-1-1 (1992-06). 1992. Medical electrical equipment- General requirements for safety. Section 1. Collateral standard: Safety requirements for medical electrical systems.	IEC	1992		X
ANSI/AAMI ES1-1993. 1985 (revised 1993). Safe current limits for electromedical apparatus.	ANSI/AAMI	1993		X
IEC 60601-1-1-am1 (1995-11). 1995. Medical electrical equipment — part 1: General requirements for safety. Section 1. Collateral standard: safety requirements for medical electrical systems. Amendment 1.	IEC	1995		X
IEC 60601-1-am2 (1995-03). 1995. Medical electrical equipment — part 1: General requirements for safety. Amendment 2.	IEC	1995		X
ASTM Committee F30 on Emergency Medical Services. F1254-90 (2001). 1995. Practice for performance of prehospital manual defibrillation.	ASTM ²			
NOM-137-SSA1-1995. Información regulatoria- especificaciones generales de etiquetado que deberán ostentar los dispositivos médicos, tanto de manufactura nacional como de procedencia extranjera.	SSA ⁴	1995	X	
NOM-016-SSA3-2012 Que establece los requisitos mínimos de infraestructura y equipamiento de hospitales y consultorios de atención médica especializada.	SSA	2012	X	
IEC 60601-1-2 (2001-09). 2001. Medical electrical equipment - part 1: General requirements for safety. Section 2. Collateral standard: Electromagnetic compatibility - requirements and tests.	IEC	2001		X

Tabla 1

4.5 El corazón humano

El corazón normal es una fuerte bomba constituida por tejido muscular.³ Su función es mantener la sangre en movimiento y así distribuirla a todas las células mediante un sistema de conductos.

Está compuesto por cuatro cámaras, dos aurículas (derecha e izquierda) y dos ventrículos (derecho e izquierdo), cada una de estas cámaras están separadas una de la otra y de las venas y arterias que se unen al corazón por medio de válvulas.

De esta manera, la válvula tricúspide se encuentra entre la aurícula y el ventrículo derecho; y la válvula mitral entre la aurícula y ventrículo izquierdo. La válvula pulmonar está ubicada entre el ventrículo izquierdo y la arteria aorta.

La función circulatoria del corazón se define en tres tipos:

1. Sistema cardiovascular (circulación mayor)
2. Sistema pulmonar (circulación menor)
3. Sistema miocardio (circulación coronaria)

La sangre circula a través del cuerpo y regresa al corazón, esto lo realiza por medio de la venas, esta sangre sin oxígeno acarrea el bióxido de carbono y es llamada sangre venosa.

A través del corazón la sangre se transporta de la siguiente manera:

De la aurícula derecha pasa al ventrículo derecho por medio de la válvula tricúspide, que permanece abierta hasta que el ventrículo se contrae; es decir, cuando el músculo del ventrículo empuja la sangre hacia la arteria pulmonar a través de la válvula pulmonar. Al completarse la contracción del ventrículo, la válvula pulmonar se cierra para evitar reflujo de sangre hacia el ventrículo.

La sangre de la arteria pulmonar pasa por los pulmones donde descarga el bióxido de carbono y absorbe el oxígeno por la acción de los capilares. Esta sangre re-oxigenada, sangre arterial, regresa al corazón a través de las venas pulmonares y fluye hacia la aurícula izquierda. Después pasa por la válvula mitral hacia el ventrículo izquierdo. Cuando el músculo del ventrículo izquierdo se contrae, impulsa la sangre hacia la arteria aorta a través de la válvula aortica y posteriormente circula a través de las ramificaciones de la misma hacia todo el cuerpo.

En el ciclo cardíaco se distinguen dos fases:

1. La diástole, durante la cual las cavidades cardíacas se relajan y se llenan de sangre
2. La sístole, durante la cual las aurículas y los ventrículos se contraen, expulsando la sangre hacia los ventrículos y hacia la circulación pulmonar y sistémica.⁴

Se encuentran tres clases de músculos en el corazón:

1. El músculo auricular
2. El músculo ventricular
3. Las fibras musculares excitadoras y conductoras especializadas. Se contraen débilmente, ya que no contienen demasiadas fibras contráctiles, su función es, por lo tanto estimular y controlar el latido cardiaco

El músculo cardiaco se contrae de la casi de misma forma en que lo hace el músculo esquelético, la diferencia está en que la contracción del músculo cardiaco tiene una mayor duración. ⁵

El sistema de conducción cardiaco son las estructuras desde donde se produce y se trasmite el estímulo eléctrico que permite la contracción del corazón.

Sus principales elementos son el Nodo Sinusal, el Nodo Aurícula-Ventricular (Nodo AV), el Haz de His y las fibras de Purkinje. ⁶

- a. Nodo-Sinusal (nodo S-A): Se localiza en la aurícula derecha, cerca de la vena cava superior. Cuando el corazón funciona normalmente, el estímulo automático generado en esta región controla la frecuencia cardiaca, por eso es llamado el marcapaso natural del corazón.
- b. Nodo Aurícula-Ventricular (nodo A-V): Está situado en la aurícula derecha cerca de la entrada de las venas coronarias. En su parte superior tiene una ramificación que se extiende hacia la aurícula derecha, y la parte inferior de ésta baja hacia los ventrículos en un paquete que forma el haz de His.
- c. Haz de His (haz A-V): Se divide en dos ramas, la izquierda y la derecha, que viajan a los lados del septum hacia cada uno de los ventrículos. Estas ramas se dividen en ramas más finas distribuidas en el músculo del endocardio de los ventrículos. Tales extremos de las ramas son denominados fibras de Purkinje y conducen el impulso desde las aurículas a los ventrículos.
- d. Fibras de Purkinje: Son las que estimulan al músculo ventricular.

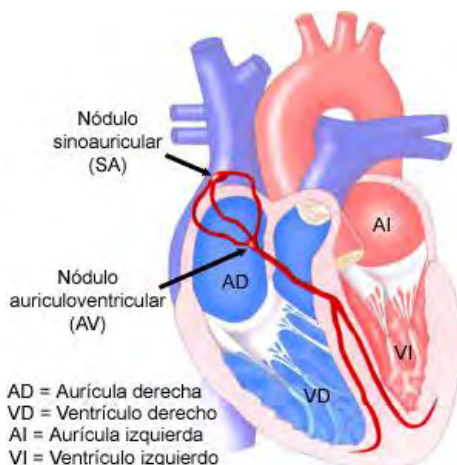


Ilustración 4-b

4.6 Electrocardiógrafo (ECG o EKG)

*El electrocardiograma (ECG) registra la actividad eléctrica del corazón, proporcionando un registro de la actividad cardiaca eléctrica, así como también información válida acerca de la función y estructura del corazón.*⁷

El corazón late porque se emiten señales eléctricas que nacen de la aurícula derecha y se transmiten por unas vías específicas que se distribuyen por todo el corazón, dando lugar al latido cardiaco. Esta actividad eléctrica se puede recoger a través de unos electrodos que se pegan en la piel, concretamente en la parte anterior del pecho y en los brazos y piernas.

Los impulsos eléctricos se registran en forma de líneas o curvas en un papel milimetrado, las cuales traducen la contracción o relajación tanto de las aurículas como de los ventrículos. Este registro en papel es lo que se llama electrocardiograma.

*La altura o profundidad de las ondas se mide en milímetros desde la línea basal y es una medida de voltaje.*⁸

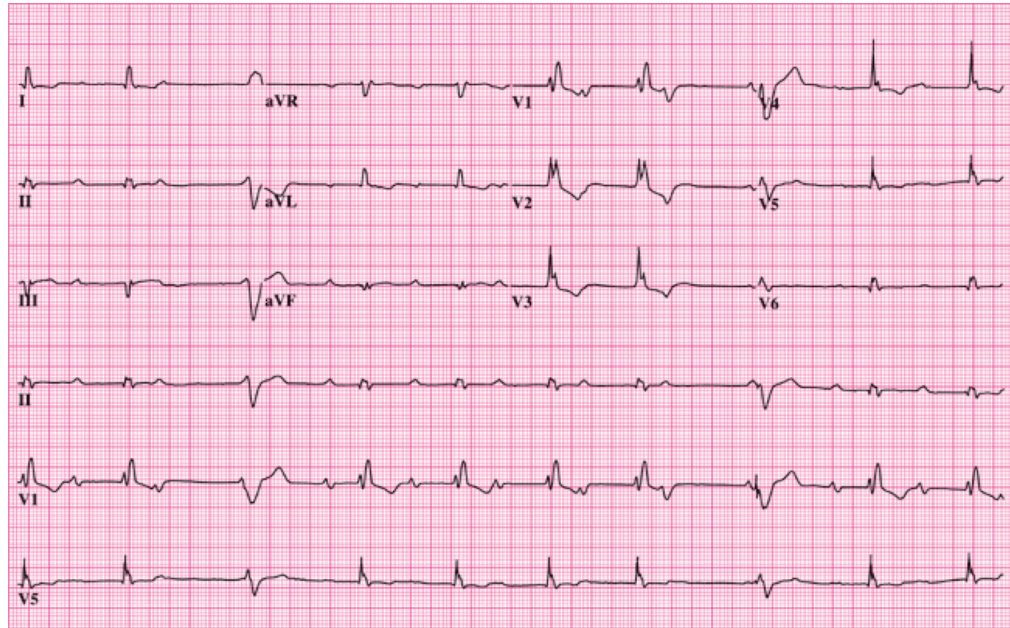


Ilustración 4-c

4.7 Derivaciones

En el registro de electrocardiograma se utilizan habitualmente doce derivaciones, las cuales se dividen en 3 tipos.

- a. Derivaciones bipolares: También se conocen como derivaciones de extremidades, ya que detectan las variaciones eléctricas en dos puntos y ponen de manifiesto la diferencia.
 - ✓ I: Es la conexión de electrodos situados entre en brazo derecho y el brazo izquierdo.
 - ✓ II: Diferencia de potencial entre los electrodos situados en brazo derecho y pierna izquierda.
 - ✓ III: Conexión de electrodos entre el brazo izquierdo y la pierna izquierda.

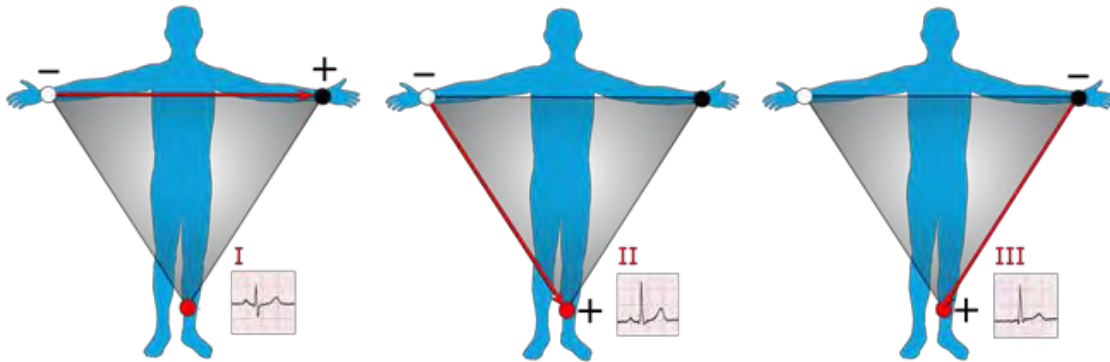


Ilustración 4-d

La configuración de la derivación bipolar de las extremidades es llamada “triángulo de Einthoven⁹” al imaginar una persona parada derecha y con ambos brazos extendidos se tiene un triángulo imaginario que indica el sentido de la actividad eléctrica del corazón.

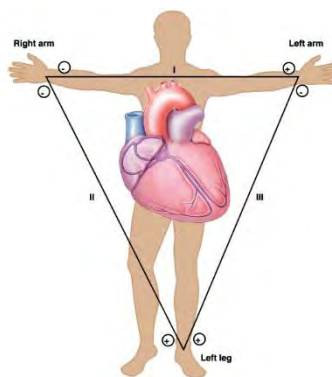


Ilustración 4-e

- b. Derivaciones unipolares (extremidades aumentadas): Registran las variaciones eléctricas de potencial en un punto (brazo derecho, brazo izquierdo o pierna izquierda) respecto a otro punto en que la actividad eléctrica durante la contracción cardiaca no varía significativamente. Están divididas en tres extremidades aumentadas.

Este concepto fue adquirido por el Dr. Emmanuel Goldberger, quien designó este termino de derivación aumentada y descubrió que para grabar una derivación, se tenía que amplificar (aumentar) el voltaje en el electrocardiógrafo para ajustar la

magnitud de las derivaciones I, II y III. Nombró estas derivaciones A (aumentada), V (voltaje) y F (pie "foot" izquierdo) ocasionando dos derivaciones más al usar esta técnica¹⁰.

- ✓ aVR: Potencial absoluto del brazo derecho y en el punto teórico en el centro del triángulo de Einthoven. Su vector está en dirección a -150° .
- ✓ aVL: Potencial absoluto del brazo izquierdo y en el punto teórico en el centro del triángulo de Einthoven. Su vector está en dirección -30° .
- ✓ aVF: Potencial absoluto de la pierna izquierda y el punto en el triángulo de Einthoven. Su vector está en dirección a 90° .

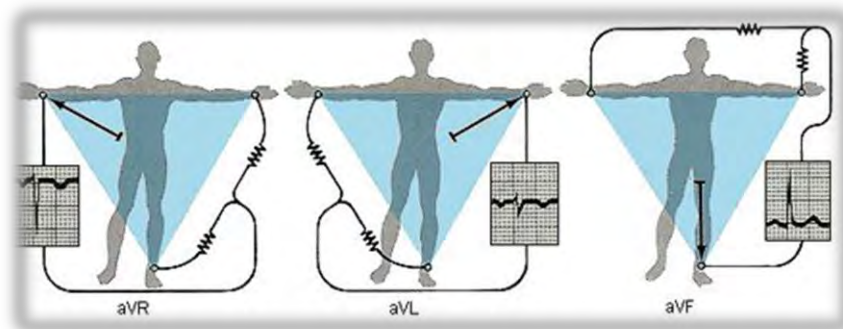


Ilustración 4-f

En aVR se reciben y registran potenciales que se originan en la base del corazón y en las cavidades ventriculares.

En aVL y aVF se registran potenciales que se generan en las paredes ventriculares, cuya posición anatómica del corazón determina su morfología.

- c. Derivaciones precordiales: Estas derivaciones son unipolares y se registran en el tórax, son 6 derivaciones y reciben su nombre según el sitio donde son colocadas van desde la posición V1 hasta la V6.

Los electrodos registran el potencial eléctrico que hay en la posición en la que se encuentran respecto a la conexión central, es decir, la conexión que existe en el brazo derecho, brazo izquierdo y pierna izquierda.

- ✓ V1: Se sitúa en el IV espacio intercostal a la derecha del esternón. Esta derivación registra potenciales de las aurículas.
- ✓ V2: Situado en el IV espacio intercostal a la izquierda del esternón. Esta encima de la pared ventricular derecha, por lo tanto la onda R es mayor que la onda que se observa en V1.

- ✓ V3: Esta en medio de V2 y V4. Derivaciones entre potenciales izquierdos y derechos del ECG.
- ✓ V4: Está a la izquierda de la línea medio clavicular en el V espacio intercostal, sobre el ápex del ventrículo izquierdo, se presenta una onda R alta seguida de una onda S pequeña.
- ✓ V5 y V6: Situadas sobre el miocardio del ventrículo izquierdo, cuyo grosor es menor que en V4 y por lo tanto la onda R es menos.

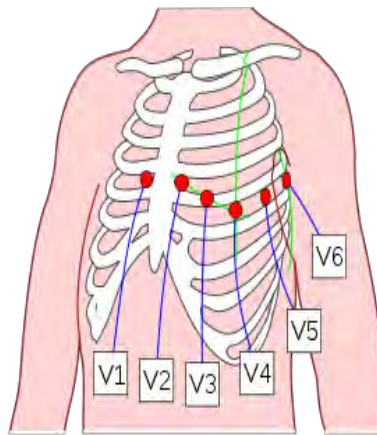


Ilustración 4-g

Estas derivaciones se emplean para precisar con exactitud las perturbaciones miocárdicas del lado izquierdo y del lado derecho y así distinguir lesiones.

4.8 Ondas de ECG

Son producto de los potenciales de acción que se producen durante la estimulación cardíaca. Un periodo del ECG de un individuo sano, consiste en una onda P, el complejo QRS, la onda T y la onda U.¹¹

Las porciones del ECG entre las deflexiones se denominan segmentos, y las distancias entre ondas se denominan intervalos. El ECG puede ser dividido en los siguientes intervalos y segmentos.

- ✓ Onda P: En condiciones normales es la primera onda del ciclo cardíaco. Esta onda representa la despolarización de las aurículas¹², es decir, cuando las aurículas se activan. Suele ser positiva en todas las derivaciones excepto en aVR donde es negativa.

- ✓ Intervalo PR: Se muestra el periodo de inactividad eléctrica correspondiente al retraso fisiológico que sufre el estímulo en el nodo Aurículo ventricular (A-V).
- ✓ Complejo QRS: Representa la activación a ambos ventrículos y la despolarización del miocardio ¹³
- ✓ Segmento ST: Segmento isoelectrico (está al mismo nivel que la línea de base del ECG). Representa fase inicial de la repolarización ventricular. ¹⁴
- ✓ Onda T: Re polarización ventricular. ¹⁵
- ✓ Intervalo QT: Representa la despolarización y re polarización ventricular.

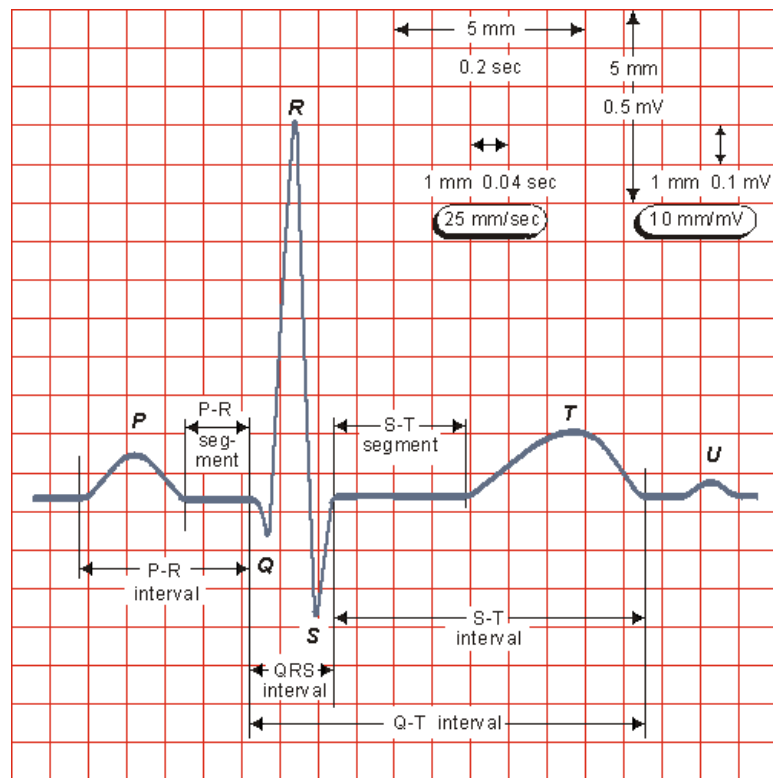


Ilustración 4-h

4.9 Interpretación de ECG

Con el análisis del ECG se puede saber si el paciente tiene una arritmia o alguna patología morfológica y decidir si requiere tratamiento clínico, cardioversión o desfibrilación.

5. Capítulo II: Aplicación de los desfibriladores

5.1 Introducción

La desfibrilación es utilizada en los casos en el que el paciente presenta parada cardiorrespiratoria, al encontrarse inconsciente debido a que presenta fibrilación ventricular o taquicardia ventricular sin pulso.

Algunas patologías se mencionan a continuación:

5.2 Arritmias

Son problemas de la frecuencia cardíaca. Durante una arritmia el corazón puede latir demasiado rápido, demasiado despacio o de manera irregular.

Los latidos demasiado rápidos se denomina taquicardia, los latidos demasiado lentos se llaman bradicardia.

Las arritmias son inofensivas, aunque algunas pueden ser graves y poner en peligro la vida del paciente. Durante una arritmia es posible que el corazón no pueda bombear la sangre suficiente al resto del cuerpo, causando daños en el cerebro, el corazón y a otros órganos.

- ✓ Taquicardia supra-ventricular: Se caracteriza por presentar latidos que van de los 150 a 250 lpm. Se llama supra ventricular ya que se origina por encima de los ventrículos.¹⁶

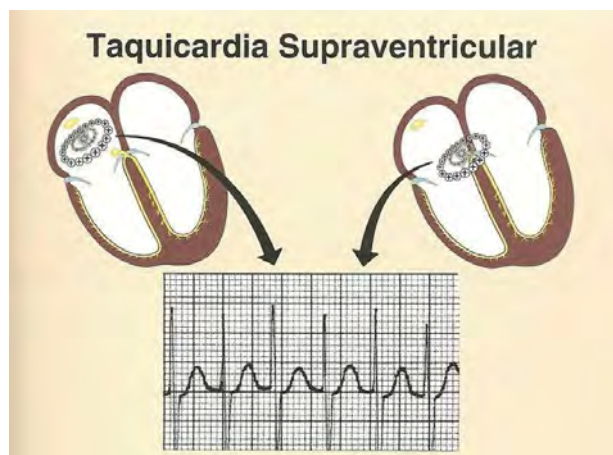


Ilustración 5-a

- ✓ Fibrilación ventricular: Taquicardia que genera frecuencias ventriculares que van de los 350 a 450 lpm.¹⁷

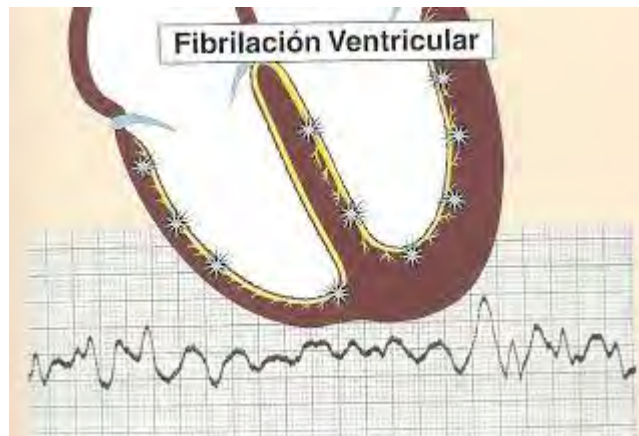


Ilustración 5-b

5.3 Adquisición de señales

Los equipos biomédicos diseñados para la obtención de señales bioeléctricas, como es el caso del desfibrilador, requieren de un medio de conducción entre el paciente y el equipo. En nuestro caso lo que se busca es obtener la señal eléctrica del corazón para poder determinar clínicamente si el paciente requiere desfibrilación o cardioversión.

5.3.1 Electroodos

Los electrodos son dispositivos médicos que entran en contacto con el tejido corporal. Depende del tipo de electrodo, puede ser usado para detectar la actividad eléctrica (monitoreo de ECG) o para entregar energía eléctrica (como es el caso de la desfibrilación o marcapasos) ¹⁸

Son elementos esenciales para la medicina ya que proporcionan una interface entre el cuerpo humano y los aparatos médicos que son utilizados para que arrojen como dato alguna medida. Se encargan de transformar las corrientes iónicas del cuerpo humano en corrientes eléctricas. Están formados por una superficie metálica y un electrolito en contacto con la piel, es decir, existen dos transiciones en el camino de la señal bioeléctrica entre el interior del cuerpo y el sistema de medida, que son;

1. Contacto entre la piel y el electrolito
2. Contacto entre el electrolito y la parte metálica del electrodo

5.3.2 Tipos de electrodos

En términos generales, para el uso médico y para el registro de biopotenciales, el electrodo más utilizado es el de plata-cloruro de plata.

Existen diferentes tipos de electrodos y varían según el equipo médico y las necesidades de cada estudio o emergencia.

A continuación se mencionaran los electrodos involucrados en el uso del desfibrilador:

- a) Electrodo desechables: Se utilizan para la desfibrilación, cardioversión, estimulación cardíaca transtorácica y monitorización de ECG.



Ilustración 5-c

- b) Palas para desfibrilación: En caso de carecer de electrodos desechables, las palas del desfibrilador, se pueden utilizar como electrodos, ya que están hechos del mismo material, existen en dos tipos, internas y externas y su función es detectar el ritmo cardíaco y aplicar la descarga.



Ilustración 5-e



Ilustración 5-d

6. Capítulo III: Historia de los desfibriladores

6.1 Introducción

En este capítulo se aborda la historia de la desfibrilación, los primeros desfibriladores, su funcionamiento así como algunas mejoras con el paso del tiempo en los equipos. También se muestran los primeros desfibriladores en el INC, ventajas y desventajas que presentaban.

6.2 El inicio de la desfibrilación

En un principio los desfibriladores utilizaban corriente alterna a partir de los 110 a 240 voltios disponibles en la línea y proporcionando entre 300 y 1000 voltios aplicables al corazón expuesto mediante electrodos de tipo palas alargadas. La técnica era a menudo ineficaz para revertir la fibrilación ventricular, mientras que los estudios morfológicos realizados mostraron daño a las células del músculo del corazón después de aplicar la descarga.

El concepto de desfibrilación eléctrica fue acuñado en 1899 por Prevost y Batelli, después de notar que grandes voltajes aplicados a través del corazón de un animal podían poner fin a la fibrilación ventricular.

Hooker, Kouwenhoven y Langworthy realizaron varios estudios, financiados por la industria eléctrica que estaba interesada en patrocinar estos estudios puesto que sus trabajadores se exponían a gran riesgo de muerte por descarga eléctrica de alto voltaje; en 1933 publicaron un informe de desfibrilación interna exitosa aplicando corriente alterna a un animal. El primer reporte de una desfibrilación exitosa en un humano lo realizó Claude Beck en 1947, aplicando directamente 60 Hertz de corriente alterna (c.a.) en el corazón de un paciente a quien se le estaba practicando una cirugía. Kouwenhoven realizó múltiples estudios en perros, entre 1950 y 1955, aplicando desfibrilación mediante electrodos puestos en la pared torácica. En 1956, Zoll desfibriló un ser humano de la misma manera. A partir de estos trabajos, Edmark - Lown y asociados descubrieron que los desfibriladores de corriente continua (c.c.) o desfibriladores de impulso, eran más efectivos y producían menos efectos secundarios que los desfibriladores de c.a. La administración de corriente continua fue perfeccionada durante los años 1960. En 1967, Pantridge y Geddes reportaron un aumento en el número de pacientes que sobrevivieron a paros cardíacos extra hospitalarios, mediante el uso de una unidad móvil de cuidado coronario equipada con un desfibrilador de c.c. de alimentación por batería. Hacia 1970 fueron diseñados instrumentos experimentales internos y externos para detectar la fibrilación ventricular automáticamente. En 1979 Diack y colaboradores describieron la experiencia clínica y experimental con el primer desfibrilador automático externo (DEA). El primer desfibrilador interno automático se implantó en un ser humano en febrero de 1980. En ese mismo año, Weaver y asociados informaron que la iniciación rápida de RCP (Reanimación Cardiopulmonar) y

desfibrilación precoz, podrían restaurar un ritmo organizado y hacer que se recuperara la conciencia, a pacientes que sufrían paros cardíacos fuera del hospital. También en 1980, Eisenberg y Copass publicaron un aumento en la tasa de supervivencia de pacientes con paros cardíacos desfibrilados por Técnicos Médicos de Urgencias (TME) especialmente capacitados, comparada con la de pacientes que recibieron el tratamiento usual y rutinario, que incluía RCP y transporte al hospital. Las máximas tasa de sobrevivida por desfibrilación se han obtenido cuando el paro ha sido presenciado y/o la desfibrilación se realiza en el término de minutos.¹⁹

Como se mencionó anteriormente los primeros desfibriladores eran de onda monofásica, y fue hasta finales de 1980 cuando se demostró que una onda bifásica era eficaz para la desfibrilación y la energía requerida para la terapia eléctrica era menor que la utilizada con anterioridad, con esta nueva tecnología se redujo también el tamaño de los equipos, facilitando su traslado.

6.3 Primeros desfibriladores en el Instituto Nacional de Cardiología

Inicialmente en el Instituto Nacional de Cardiología (INC) se empleaban desfibriladores monofásicos, que con el avance de la tecnología fueron cayendo en desuso, ya que este tipo de equipos debido a su diseño presentaban una serie de carencias importantes, tales como, equipos pesados, palas incómodas para aplicar la descarga lo que generaba un mal manejo del mismo y quemaduras en el tórax del paciente.

En las siguientes imágenes se muestran alguno de los desfibriladores que se empleaban en el área de hospitalización del instituto.



Ilustración 6-b

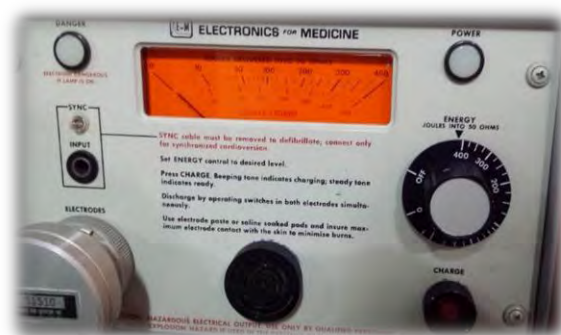


Ilustración 6-a

- ✓ Con este equipo ya se podía realizar la cardioversión, se requería de un cable de comunicación para llevar acabo la sincronización con un monitor de signos vitales y así poder aplicar la descarga desde la palas.

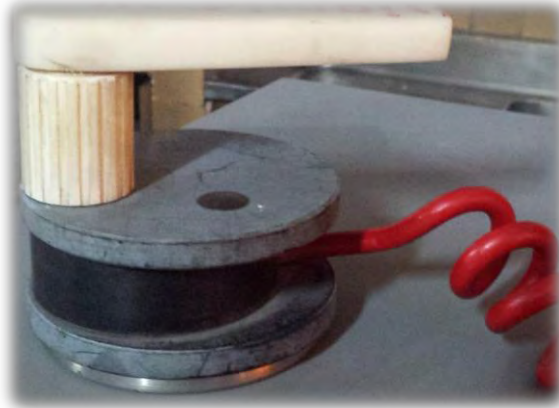


Ilustración 6-c

- ✓ Las palas con las que se aplicaba la descarga carecían de un diseño seguro, ya que la perilla para seleccionar la energía era muy sensible al movimiento y podía provocar que se descargara en un momento inadecuado.

Conforme pasaron los años el instituto se modernizó y se fueron obteniendo diferentes desfibriladores, en su mayoría seguían siendo monofásicos hasta que se adquirieron desfibriladores de tipo bifásico.

Las siguientes imágenes nos muestran desfibriladores que aún son empleados en el INC



Ilustración 6-e



Ilustración 6-d

- ✓ Desfibrilador Monofásico
- ✓ Carga Máxima 360 [J]
- ✓ Fuente de Marcapasos integrada

Análisis y mejoras al desfibrilador SCHILLER DG 5000

- ✓ Se observa que el botón de descargar (3) de la pala APEX está al lado del botón del registrador, ocasionando confusión a la hora de aplicar la descarga y por consecuencia tiempo de retardo en la descarga.



Ilustración 6-f

- ✓ Se incorporan botones a las palas para poder cargar, descargar y registro del trazo de ECG.
- ✓ Se observa que el botón de descargar de la pala APEX está al lado del botón del registrador, ocasionando confusión a la hora de aplicar la descarga y por consecuencia retardo en la descarga.

7 Capítulo IV: La cardioversión

7.1 Introducción

Este capítulo es fundamental para el desarrollo de la tesina ya que se aborda el problema principal que es la cardio-versión eléctrica, dando una breve introducción de su definición, aplicación, en qué casos es recomendable y los dispositivos necesarios para llevar a cabo este procedimiento.

7.2 Cardioversión

Es una intervención que se realiza para corregir el ritmo cardiaco irregular. En esta técnica está involucrado el uso del desfibrilador que es el encargado de enviar una cantidad de energía al corazón para reajustar y restablecer un ritmo cardiaco regular.

En función del mecanismo utilizado para llevar a cabo la cardioversión, se establecen dos tipos

7.2.1 Cardioversión farmacológica (CVF)

Esta cardioversión se realiza en un inicio para tratar algunas arritmias, se realiza con fármacos para restablecer el ritmo sinusal.²⁰

7.2.2 Cardioversión eléctrica (CVE)

Se realiza mediante una descarga eléctrica, según la forma en la que se aplica se puede dividir en:

- a. CVE interna o intracardiaca: La corriente eléctrica se aplica de forma directa al corazón, mediante las palas (cucharas) que son adaptadas al equipo.
- b. CVE externa o transtorácica: La corriente eléctrica se administra a través de la pared del tórax, por medio de palas o parches que se adhieren a la piel.

La cardioversión se puede aplicar de forma urgente o de forma programada, a continuación se describe como seleccionar cada una de estas formas.²¹

- c. De forma urgente: Cuando la vida del paciente esté en peligro, es decir, que se presente una frecuencia ventricular superior a los 150 latidos por minuto (lpm), la American Heart Association (AHA) recomienda cardioversión inmediata en²²:
 - ✓ Taquicardia supra-ventricular: Es un tipo de arritmia que se puede revertir con masaje en el pecho del lado del corazón, pero si la arritmia es mal tolerada y va acompañada de deterioro hemodinámico²³(problemas en la irrigación del flujo sanguíneo) es conveniente aplicar la CVE²⁴. La dosis de

energía bifásica va de los 120 a 200 J, mientras que la dosis monofásica inicial es de 200 J. ²⁵

- ✓ *Taquicardia ventricular con pulso que provoque deterioro hemodinámico.* ²⁶

Según la (AHA) a dosis iniciales de 100 J, en caso de no existir respuesta tras la primera descarga, se recomienda aumentar la dosis de manera escalonada ²⁷

- ✓ Fibrilación auricular con frecuencia rápida e irregular ²⁸
- ✓ De forma programa

Las arritmias que se tratan con mayor frecuencia en este tipo de CVE son: ²⁹

- d. Flutter auricular
- e. Fibrilación auricular (FA)

Es importante aclarar que en ambos tipos de CVE el procedimiento a seguir es el mismo.

Las CVE sigue el mismo principio que la desfibrilación, con la diferencia que el equipo electro médico incorpora el análisis del ritmo cardiaco del paciente e identifica el complejo QRS del ECG para así poder trabajar exclusivamente con la onda R.

La cardioversión sincronizada es la aplicación de una descarga sincronizada con el complejo QRS. Esta sincronización evita la aplicación de una descarga durante la porción relativamente refractaria del ciclo cardíaco, en la que una descarga podría producir fibrilación ventricular. ³⁰

Entre la desfibrilación y cardioversión hay diferencias a considerar, la desfibrilación consiste en el paso de una corriente eléctrica continua, que no es sincronizada ya que no existe ritmo organizado, mientras que en la cardioversión se sincroniza con las ondas del ECG.

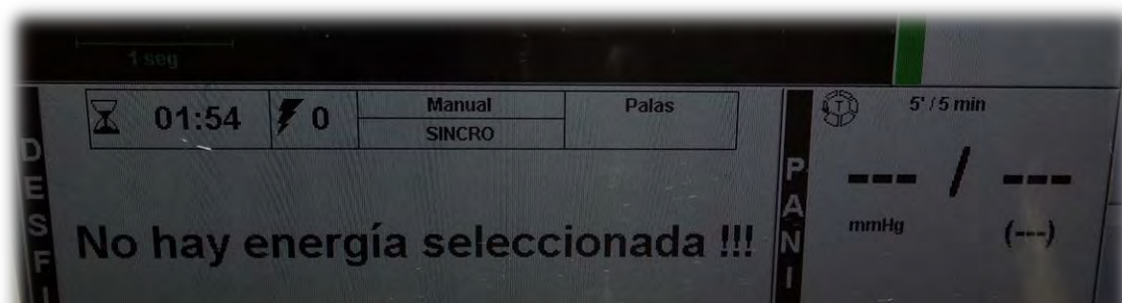


Ilustración 7-a

7.3 Colocación de los electrodos

Es un punto importante para que la CVE sea efectiva, se debe tener en cuenta el tamaño, posición y material.

- a. Posición: *Para la colocación de los parches se puede considerar cualquiera de las otras tres alternativas posibles (anteroposterior, anterior-infra escapular izquierda, anterior infra escapular derecha) en función de las características individuales del paciente.*³¹

Es razonable colocar los parches de desfibrilación del DEA sobre el tórax desnudo del paciente en cualquiera de las 2 posiciones.

1. Anterior-lateral: Recibe su nombre ya que el polo negativo se sitúa en la parte anterior, es decir, en el ápex o a nivel del cuarto o quinto intercostal, mientras que el polo positivo se sitúa en la región intra-clavicular derecha a la altura del segundo o tercer espacio intercostal.
2. Anterior-posterior: Es utilizada para un procedimiento programado, como lo es una cardioversión, por su colocación la corriente aplicada fluye de una manera efectiva.

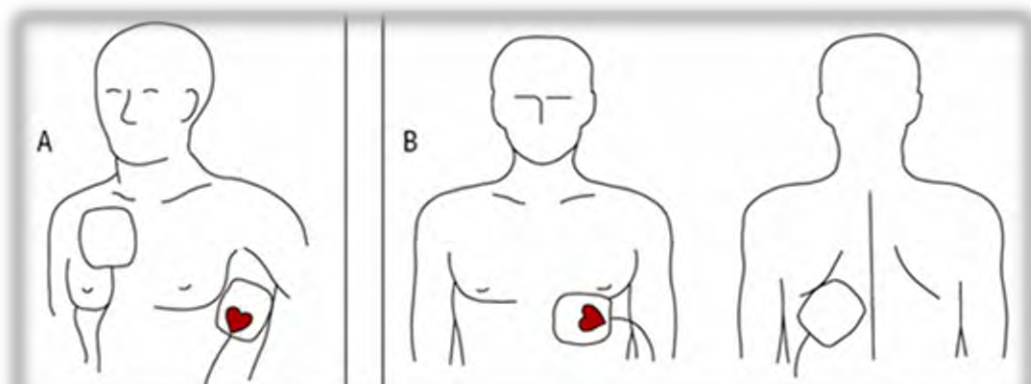


Ilustración 7-b

Un punto importante a considerar, es que en las mujeres se debe evitar colocar los parches o palas sobre el tejido mamario, ya que puede dañar el tejido y causar problemas mayores.

- b. Tamaño: El tamaño adecuado de los electrodos es de 8 a 12 cm
- c. Material: Electrodos autoadhesivos (parches) o palas³²

7.4 Forma de onda de energía utilizada

Como ya se explicó antes, existen dos tipos de onda, bifásica y monofásica.

Para una CVE efectiva se recomienda el uso de desfibriladores externos bifásicos ya que por la forma de onda que presentan, tiene mayor porcentaje de éxito tras aplicar la primera descarga, causando menor riesgo para el paciente.³³

7.5 Impedancia transtorácica

Hace referencia a la resistencia del paso de la corriente que se presenta en el tórax, esta impedancia es variable en función de:

- ✓ Tamaño y posición de electrodos.
- ✓ Buen contacto entre los electrodos y la piel.
- ✓ En caso de usar palas, aplicar fuerza contra el tórax.
- ✓ Quitar el vello, ya que este empobrece el contacto de los electrodos y crea la posibilidad de formar arcos voltaicos y quemaduras.
- ✓ Poner el gel en la palas para producir una conducción adecuada.
- ✓ Suministrar la descarga al final de la espiración, ya que en esta fase hay menor cantidad de tejido pulmonar entre la pared costal y el corazón.³⁴

7.6 Antes y después de la CVE

- ✓ Elegir la energía de descarga
- ✓ Revisar modo SINC (sincronizado) que este activado
- ✓ Apretar el botón de descarga
- ✓ Avisar cuando se va a descargar y comprobar que el área alrededor del paciente este despejada y que nadie esté en contacto con él
- ✓ Interrumpir la administración de oxígeno momentáneamente durante el choque
- ✓ Al administrar la descarga comprobar el ritmo del paciente
- ✓ Si la arritmia sigue, repetir el procedimiento con un máximo de tres descargas, con un intervalo de 3 minutos.³⁵

8 Capítulo IV: Protocolos de mantenimiento y actualización del software

8.1 Introducción

En este capítulo se presenta el protocolo propuesto en el departamento de ingeniería biomédica para resolver la constante falla del equipo.

La primera acción fue realizar el mantenimiento preventivo del equipo de acuerdo a la rutina establecida por el fabricante, derivado de que el problema continuó se prosiguió a realizar mantenimiento correctivo que consistió en cambiar el cable de línea del equipo, cambiar la fuente de poder por una fuente nueva al igual que algunas tarjetas fisiológicas y por último se llevó a cabo la actualización del software.

8.2 Mantenimiento preventivo, correctivo y actualización del software

Durante las prácticas profesionales ejecute ambos mantenimientos, el mantenimiento preventivo fue de acuerdo al calendario que se maneja en el departamento y el mantenimiento correctivo fue para actualizar la versión del equipo y así corregir algunas deficiencias que se presentaban.

8.2.1 Mantenimiento preventivo

Los mantenimientos preventivos se definen como la programación de actividades de inspección de los equipos, ya sea de funcionamiento general así como limpieza y calibración, se debe contar con un calendario anual donde se especifican los intervalos para realizar el MP de los equipos. Estos intervalos están definidos para algunos equipos de acuerdo con el fabricante o bien de acuerdo con la experiencia que se tiene de cada equipo³⁶.

El propósito principal es prevenir las fallas, manteniendo los equipos en un estado óptimo de operación y esto se logra detectando las deficiencias en su fase inicial y corregirlas en el momento apropiado.

8.2.2 Mantenimiento correctivo

Es necesario considerar las actividades de mantenimiento no programadas, es decir, el mantenimiento correctivo. Este tipo de mantenimiento se da por funcionamiento anormal de los equipos, la inspección diaria y el reporte de los usuarios son fundamentales para detectar las fallas.

La comunicación entre el usuario y el ingeniero son factores determinantes para dar solución rápida a la deficiencia que esté generando el equipo.

Un punto importante a considerar es que dichos procedimientos estén basados en los manuales de operación para evitar una falla operativa que afecte de una manera permanente al equipo.

Para la realización del mantenimiento correctivo fue necesario actualizar la versión del software ya que los equipos tenían la versión 32 y la versión actual es la 34.

El departamento de ingeniería biomédica contaba con el software ya que fueron invitados a un curso de actualización que brindó el proveedor, en dicho curso no se mencionó que la falla que presentaba el equipo se lograba corregir al realizar la actualización, fue hasta que se llevó a cabo este trabajo de investigación el proveedor indicó que la versión 34 corregía el problema.

- Antecedentes: Los médicos y personal involucrado con el manejo del DG 5000 reportaban señal con interferencia, en un principio se desconocía que la versión 32 no contaba con un filtro supresor de la frecuencia de 60 [Hz].



Ilustración 8-a

8.2.3 Actualización del software



Ilustración 8-b

La actualización del software se realiza mediante el puerto USB que tiene el desfibrilador Schiller DG 5000 en la parte trasera.

El procedimiento para la actualización del software debe ser específico, por ejemplo, para que no exista error, la carpeta donde se encuentra el programa debe estar en la raíz principal del USB.



Ilustración 8-c

Una vez finalizado la actualización, se debe verificar que el procedimiento fuera exitoso, en la parte superior izquierda de la pantalla debe aparecer la versión del software del equipo.



Ilustración 8-d

8.3 Configuración del equipo

Dentro del protocolo de la actualización del software y el mantenimiento, se debe revisar la configuración del equipo, para verificar que se deje de acuerdo a las necesidades del usuario.

Para entrar al modo de servicio se presiona el botón de encendido y el botón del navegador.

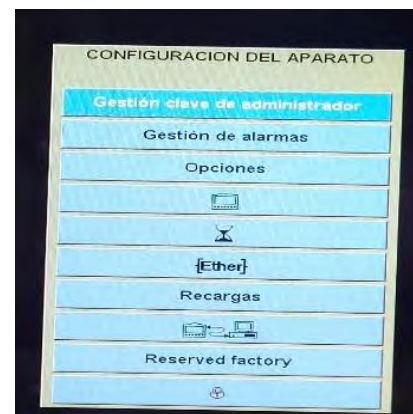


Ilustración 8-e

A continuación se describen algunas opciones que se pueden configurar:

- a. Gestionar la clave de administrador: Opción que nos permite cambiar la clave de fábrica siempre y cuando se conozca la clave original.
- b. Gestión de alarma: Se podrá modificar las alarmas pero es necesario conocer la alarma que viene de fábrica.
- c. Opciones: En esta sección se puede modificar los siguientes parámetros.
 - ✓ SPO2: Activar o desactivar la visualización en la pantalla
 - ✓ Presión arterial no invasiva (PANI): Al desactivar esta opción no se mostrara en pantalla.
 - ✓ Impresora: Si se cuenta con una impresora conectada al puerto, se puede configurar para imprimir los registros de los pacientes.
 - ✓ Modo semiautomático: Realiza un análisis con las palas o parches para mostrar el ECG en pantalla o aplicar la descarga.
 - ✓ Marcapasos: Opción para habilitar a un paciente con marcapasos, si se habilitan los parámetros y alarmas cambian.
 - ✓ Memoria de ECG: Se guardan los eventos.
 - ✓ ECG transmisión: Se puede instalar un programa para realizar la comunicación con una computadora o la central de monitoreo.

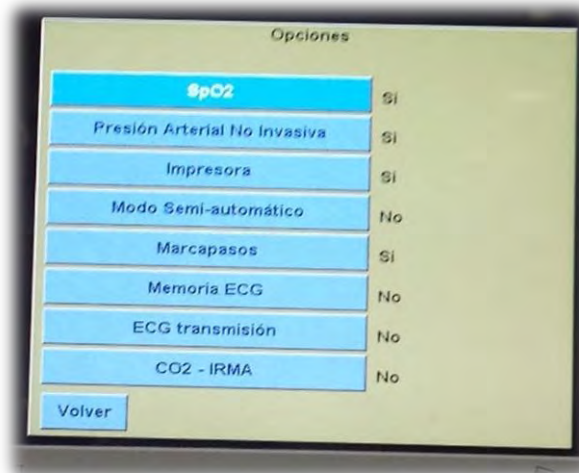


Ilustración 8-f

En la siguiente sección se pueden cambiar las opciones para mostrar en pantalla, un parámetro muy importante es la opción de filtro.

- d. Sin filtro 50 HZ: Se deshabilita este filtro y solo se muestra la señal con filtro de 60 HZ.
- e. Sin filtro de 60 HZ: Muestra la señal únicamente con 50 HZ.
- f. Ninguno: Pasan ambos filtros.

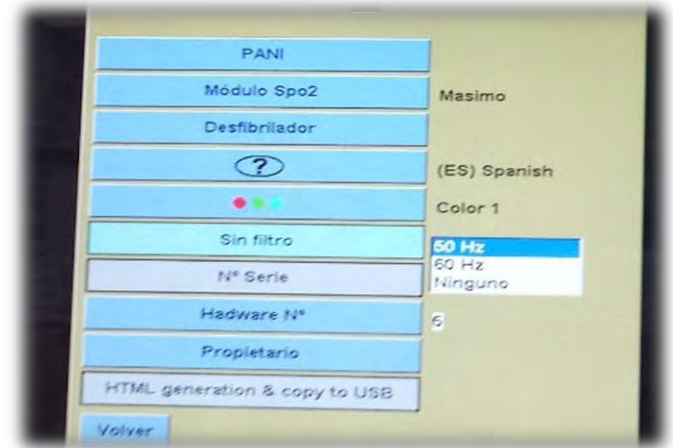


Ilustración 8-g

- ✓ Seleccionando el reloj de arena nos muestra el tiempo transcurrido del uso del desfibrilador Schiller DG 5000, el tiempo que ha estado en espera y si se ha modificado la batería.

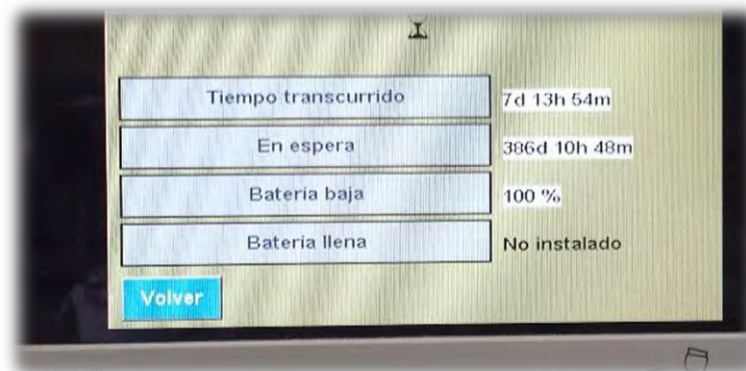


Ilustración 8-h

- ✓ En el menú de recarga se despliega la última actualización del software del equipo y los módulos en general.
- ✓ Este menú nos ayuda a verificar que la actualización del software fue exitosa.

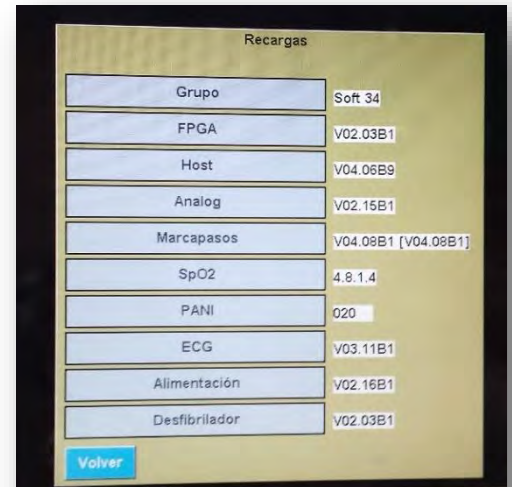


Ilustración 8-i

8.4 Pruebas de funcionamiento

En cualquier mantenimiento ya sea preventivo o correctivo se deben realizar pruebas de funcionamiento para verificar que el equipo quede en buenas condiciones y no presente alguna falla cuando se realice un procedimiento.

Para el desfibrilador Schiller DG 5000 las pruebas de funcionamiento de acuerdo a lo establecido por el fabricante, son las siguientes:

- Prueba con el simulador de ECG: Para este equipo electro medico las pruebas se realizaron con simulador de la marca Fluke Biomedical modelo; impulse 4000, ya que es un equipo de soporte de vida.
- ✓ Siguiendo la colocación adecuada se conectan las 3 puntas (RA , LA y LL) al simulador
 - ✓ Se elige una señal sinusal normal a 80 lpm



Ilustración 8-j

Para verificar que el cable de paciente (ECG), se encuentre en buenas condiciones, debe

existir una comunicación libre de ruido entre el simulador y el ECG del DG 5000.



Ilustración 8-k

- b. Prueba de carga y descarga con simulador de la marca Fluke Biomedical modelo; impulse 4000: Al igual que las pruebas de ECG, se realizó la prueba antes mencionada, donde se analiza que la descarga seleccionada sea la correcta, la prueba consiste:
- ✓ Seleccionar la energía para el desfibrilador , de tal manera que la energía inicial sea 10 [J] y en escala de 10 llegar a 200 [J]
 - ✓ Llegando a 200 [J] disminuir la energía de igual manera de escala de 10 hasta llegar a 10 [J]
 - ✓ Corroborar que la energía seleccionada sea igual a la descarga que se observa en el simulador.
 - ✓ Para seleccionar la energía necesaria, se puede realizar desde la perillas que se encuentran en las palas.

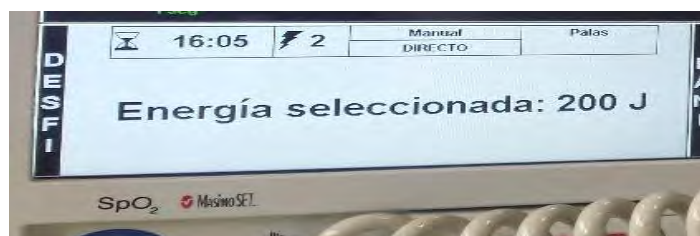


Ilustración 8-l

- ✓ Para aplicar la descarga, se deben colocar las palas del desfibrilador sobre las laminillas del simulador, así se realiza una correcta descarga y se evita que la corriente se fugue.

- ✓ Una vez que se colocan las palas sobre el simulador, se presiona el botón verde que tienen las palas. Se debe tener en cuenta que presionando un solo botón ya sea pala derecha o pala izquierda la carga es exitosa.
- ✓ Para aplicar la descarga se debe oprimir ambos botones verdes de la pala derecha y pala izquierda al mismo tiempo. Hay que verificar que la energía seleccionada coincida con la energía que muestra el simulador.



Ilustración 8-m

- c. Prueba de batería: *Esta prueba se lleva a cabo para comprobar la vida de la batería, ya que se trata de un equipo de soporte de vida y por seguridad de los pacientes se utiliza el equipo con las baterías sin estar conectado a la línea para evitar un incidente adverso por descarga eléctrica de la línea de 60 Hz y debe ser capaz de soportar las cargas y descargas necesarias.*
 - ✓ Las pruebas de carga y descarga se realizan primero con el equipo conectado a la línea, y de esta forma se analiza que el equipo cargue y descargue adecuadamente
 - ✓ Posteriormente se realizan pruebas de carga y descarga con la batería del equipo, es decir, sin estar conectado a la línea, lo que se pretende con esta prueba es hacer una comparación del tiempo de carga con y sin batería y verificar que efectivamente coincidan los valores seleccionados con los que muestra el simulador
 - ✓ Para hacer esta prueba y determinar si la batería funciona, se hace uso de una ficha técnica de desfibrilador, donde se comparan datos del equipo conectado a la línea y haciendo uso de su batería.
- d. Sensor de saturación: Se verifica que el cable y el sensor se encuentren en óptimas condiciones y que al colocarlo en el dedo pulgar se observe la saturación en la pantalla. Lo ideal sería contar con un simulador de saturación

de oxígeno pero el hospital no cuenta con éste por lo que se realiza la medición mediante comparación con otros equipos.

8.5 Menú de tendencias

Para acceder a los parámetros básicos con los que cuenta el DG 5000 (ECG, PANI, SPO2 y DESFI) se puede entrar por medio del navegador, se coloca en la tendencia que se quiera configurar y se oprime, y así se despliega el siguiente menú.

- a. Menú de ECG : Algunas tendencias que se pueden configurar en el menú de ECG son las siguientes:
 - ✓ Número de curvas: Se elige para determinar cuántas curvas de ECG se requieren, se puede elegir desde 1 curva hasta 3.
 - ✓ Derivación canal 1 y canal 2: Al contar con solo tres puntas de ECG solo se podrán activar las derivaciones I, II y III.
 - ✓ La cuarta opción es para seleccionar la amplitud de la derivación
 - ✓ La opción de paciente es muy importante ya que del tipo de paciente que se habilite dependerán muchos de los parámetros.
 - ✓ Noise suppression: Quita el ruido para que la señal se vea limpia
 - ✓ Umbral alto y umbral bajo: En caso de que se exceda de los niveles marcados, se habilitaran las alarmas, umbral alto marcará taquicardia, mientras que el umbral bajo marcará bradicardia.
- b. Menú de PANI: Para seleccionar en menú, es necesario colocar el cursor en la tendencia y se iluminará color naranja. Los parámetros que se pueden modificar son los siguientes:
 - ✓ La primera opción es para insuflar automáticamente según el tiempo que se indique.
 - ✓ Se selecciona el tipo de paciente y los valores cambian.
 - ✓ Unidad en la que se mide mmHg (milímetros de mercurio).
 - ✓ Umbral de valores alto y bajo de (sístole, valor medio y diástole), varían según el tipo de paciente elegido y los valores que se deseen cambiar en esta opción.

- c. Menú de DESFI: Este menú es fundamental, en el uso del desfibrilador ya que aquí se modifican las diferentes modalidades para aplicar la cardioversión.
- ✓ Al seleccionar el parámetro de Sincro se activa la opción de sincronizar con la onda R, también nos da la opción de descargar con las palas o parches.
 - ✓ Para verificar que este sincronizado en pantalla deberá aparecer Sincro y mediante que electrodo se va a aplicar.



Ilustración 8-n

- ✓ También se deberá verificar que la onda R este sincronizada, esto se puede observar en el ECG en la cual deberá de existir un punto cuando se presente la onda R

- d. Menú de acceso rápido: Cada función tiene su menú de acceso rápido, esto ayuda a maniobrar el equipo de manera rápida, llevando a cabo el procedimiento exitoso.

La manera de desplegar el menú rápido, es colocando el navegador en el parámetro que se desee ingresar y de manera inmediata el menú derecho vertical que se encuentra en la pantalla cambiara.

- ✓ ECG: En este menú se podrá modificar la amplitud, que derivación (I, II y III) que se desea mostrar, sonido, si existe marcapasos, si se requiere sincronizar, silenciar alarma y en caso de que esté conectado a una impresora mandar imprimir el evento.



Ilustración 8-o

- ✓ PANI: En este menú se puede cambiar el tipo de paciente que se está monitorizando, se puede programar para que insufla de manera automática, también se puede visualizar eventos anteriores, opción de comenzar a insuflar, silenciar alarmas e imprimir.

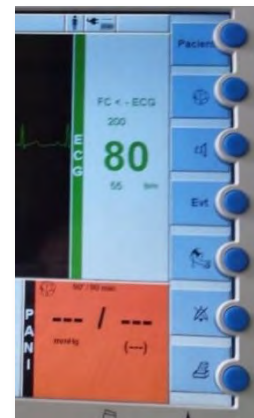


Ilustración 8-p

8.6 Accesorios de utilidades

Una de las grandes ventajas que tiene el DG 5000 son los accesorios que facilitan su uso y la confiabilidad para realizar un procedimiento.

- Palas externas adulto: Este tipo de palas son utilizadas para aplicar la descarga por medio del tórax y ápex, este accesorio es el que más se utiliza ya que no hay necesidad de adicionar otro tipo de accesorio para su acoplamiento, y en caso de emergencia se puede aplicar la descarga rápidamente.



Ilustración 8-q

- Palas externas pediátricas: El tórax del infante es pequeño, es por esto que se requiere hacer un acoplamiento, para no causar quemaduras y garantizar que la descarga sea satisfactoria.

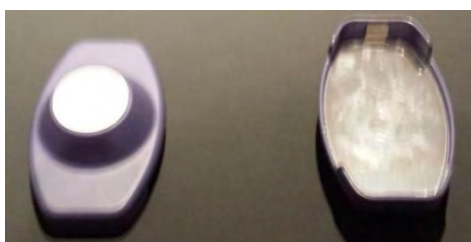


Ilustración 8-r



Ilustración 8-s

La selección de energía, carga y descarga, se realiza por medio de la perilla y los botones de las palas.

9 Capítulo V: Análisis y metodología empleada.

9.1 Introducción

En este capítulo se describe la metodología empleada para resolver el problema principal, aquí podemos observar la importancia que tiene la ingeniería en el campo de la medicina así como en los equipos médicos.

Se muestra el análisis para determinar la falla en el equipo, al realizar la simulación de los filtros se detectó que el equipo carecía de uno de estos y por este motivo mostraba ruido en la señal de ECG.

Al detectar esta carencia, se notifica al departamento de ingeniería biomédica para que se pusieran en contacto con el proveedor, obteniendo como respuesta que la falla del ruido eléctrico no se deriva de un problema con la circuitería sino que la versión 32 del equipo carecía en su programación el filtro supresor de 60 Hz y que al actualizar el software a la versión 34 esta falla ya no se presentaba.

9.2 Anulación del ruido ambiental

Consideremos ruido ambiental a todas las señales que se encuentran en el ambiente, dichas señales electromagnéticas son capaces de sumarse a la señal de ECG lo que ocasiona una alteración en el registro.

Este ruido es captado por las ondas de radio frecuencia, que en ocasiones se enlazan en el área de los cables de paciente y electrodos, ocasionando una inducción de corriente muy pequeña, a este efecto lo conocemos como inducción de Faraday.

Otros ruidos que pueden afectar son los de cualquier fuente de voltaje cercana al equipo, este ruido tiene la capacidad de acoplarse al cuerpo del paciente y / o en los cables.³⁷

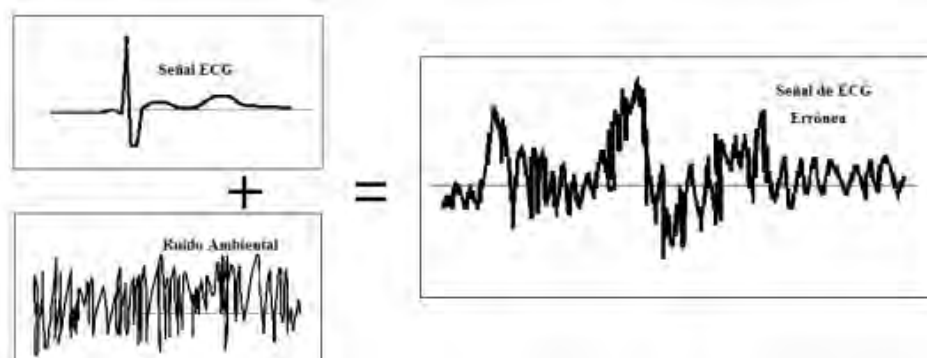


Ilustración 9-a

9.3 Filtrado de señales

Una señal de electrocardiografía tiene un intervalo de frecuencias que pueden ir desde 0.05 [HZ] hasta 150 [HZ] aproximadamente, ³⁸es por ello que otra señal con frecuencias fuera de este rango deberá ser atenuada, a esta acción se le llama filtrado de señales.

9.3.1 Diseño de filtros

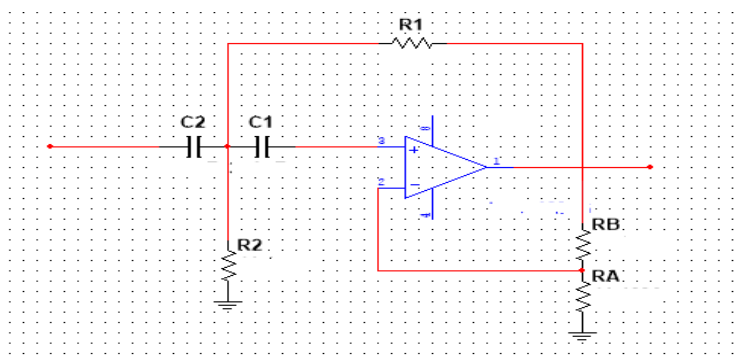
Para rechazar el ruido ambiental, se recomienda filtrar la señal, como se mencionó anteriormente el ancho de banda de una señal de ECG es de 0.05 [HZ] a 150 [HZ], es necesario implementar un filtro paso banda que trabaje en este rango de frecuencias.

Se diseñan los siguientes filtros:

- Filtro paso altas con frecuencia de corte 0.05 [HZ]
- Filtro de artefacto o ruido muscular
- Filtro paso bajas con frecuencia de corte 150 [HZ]
- Filtro Notch, supresor de señal de 60 [HZ] y 120 [HZ]

9.3.2 Filtro paso altas

Al inicio del capítulo se definió el ancho de banda de la señal de ECG, las frecuencias por debajo de los 0.05 [HZ] son causadas por los movimientos naturales del paciente o por movimientos que ocurren a su alrededor.



Circuito 9-a

Se diseñó un circuito paso altas de cuarto orden, con frecuencia de corte de $f_c = 0.05$ [HZ], para comodidad se elige el valor del capacitor $C = 330 \mu F$ y se utilizan las siguientes fórmulas:

$$f_c = \frac{1}{2\pi CR}$$

$$G = \frac{RB}{RA} + 1$$

Donde:

La ganancia en el lazo cerrado está determinada por RA y RB que es la ganancia para un amplificador no inversor en lazo cerrado. La relación entre RA y RB crean un factor de amortiguación este factor se debe modificar ya que existe una variación mínima al conectar filtros en cascada.

ORDEN	PRIMERA ETAPA RB/RA	SEGUNDA ETAPA RB/RA	TERCERA ETAPA RB/RA	Ganancia total en banda de paso [dB]
3	-----	1.000		6.0
4	0.152	1.235		8.2
5	-----	0.382	1.382	10.3
6	0.068	0.586	1.482	12.5

Tabla 2

Para facilitar los cálculos se realiza la siguiente igualdad $R1 = R2 = R$ y $C1 = C2 = C$, de la ecuación de $f_c = \frac{1}{2\pi CR}$ se despeja para determinar el valor de la resistencia y así obtenemos: $R = \frac{1}{2\pi C f_c}$ al sustituir los valores:

$$R = \frac{1}{2\pi(330)(10^{-9})(0.05)}$$

$$R = 9.6 [M\Omega]$$

Tomando en cuenta la tabla anterior, al realizar el diseño de un filtro paso altas de cuarto orden, para la primera etapa del filtro la relación de las resistencias RB/RA tendría que ser igual a 0.152, es decir:

$RB/RA = 0.152$, al elegir el valor de $RA = 39 [K\Omega]$, obtendremos:

$$RB = (39)(10^3)(0.152)$$

$$RB = 5.92 [K\Omega]$$

Para realizar el cálculo de la segunda etapa del filtro se hace uso de la tabla 1, tomando en cuenta los siguientes valores:

$R_B/R_A = 1.235$, dando el mismo valor para $RA' = 39 [K\Omega]$, se obtiene:

$$RB' = (39)(10^3)(1.235)$$

$$RB' = 48.16 [K\Omega]$$

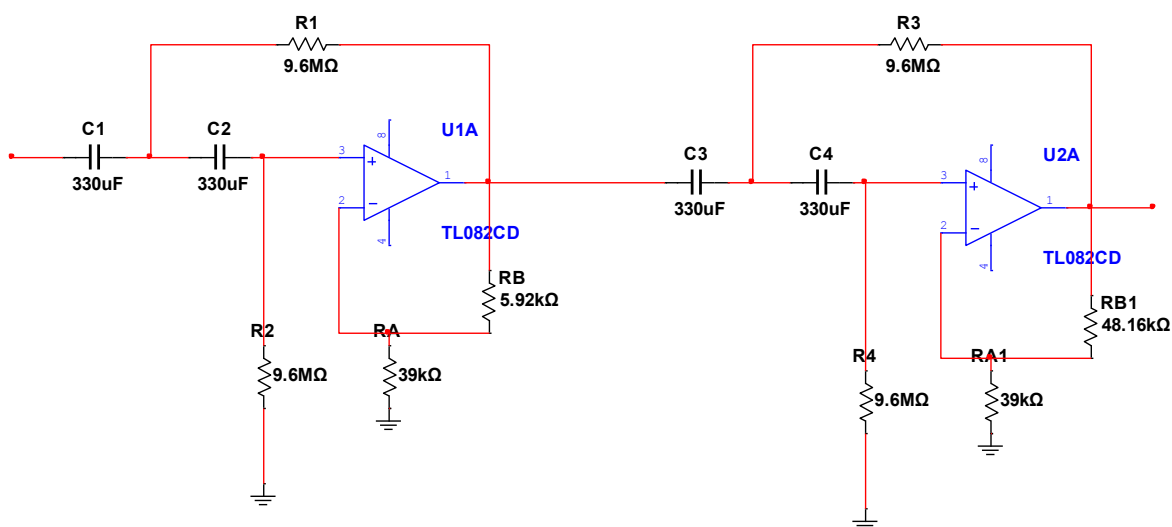
La ganancia total del filtro es determinada por: $G_{TOTAL} = (G_{Etapa1})(G_{Etapa2})$, así que se hará uso de las primeras ecuaciones:

$G_{Etapa1} = \frac{5.92}{39} + 1$ Y $G_{Etapa2} = \frac{48.16}{39} + 1$ al realizar el cálculo se obtiene:

$$G_{Etapa1} = 1.15$$

$$G_{Etapa2} = 2.23$$

$$G_{TOTAL} = 2.564$$



Circuito 9-b

9.3.3 Filtro de artefacto o ruido muscular

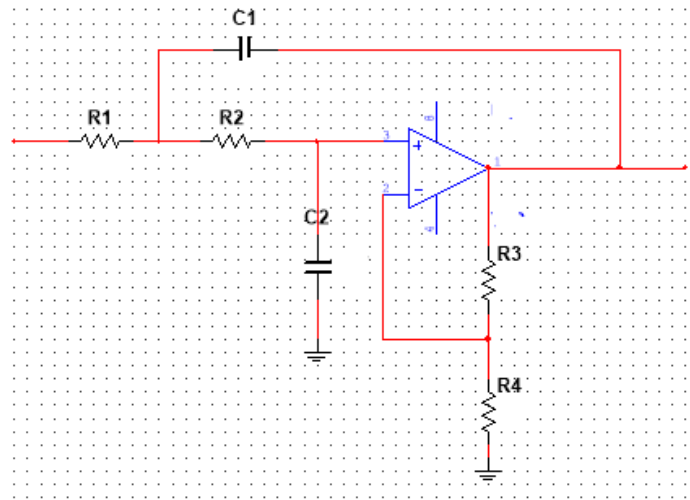
Tiene como propósito eliminar el ruido provocado por el movimiento natural del paciente, a este ruido se le conoce como artefacto muscular.

Es una fuente de ruido difícil de eliminar ya que tienen las mismas frecuencias que una señal de ECG, al lograr eliminar el ruido también se eliminan las altas frecuencias de ECG y puede provocar que no se detecten los pulsos del marca pasos y que el complejo QRS no sea visible.

Este filtro no es recomendable para la eliminación de ruido que presenta el desfibrilador DG 5000, ya que al no tener un complejo QRS visible no se podría aplicar la cardioversión de manera adecuada.³⁹

9.3.4 Filtro paso bajas 150[HZ]

Este filtro se diseña con la finalidad de eliminar las frecuencias superiores a 150 [HZ], permitiendo el paso de frecuencias que estén por debajo de esta frecuencia de corte.



Circuito 9-c

Se utiliza el mismo procedimiento del diseño del filtro de pasa altas, pero los valores de los componentes y la frecuencia de corte son diferentes:

$$f_c = 150 \text{ [HZ]} , C1 = C2 = C , R1 = R2 = R$$

$$\text{Donde } C = 330 \mu\text{F} \text{ y } R = \frac{1}{2\pi C f_c}$$

Resultado

$$R = \frac{1}{2\pi(330)(10^{-9})(150)}$$

$$R = 3.2 \text{ [K}\Omega\text{]}$$

Tomando en cuenta la tabla 1, y la relación de resistencias R_B/R_A es igual a 0.152, se diseña el filtro paso bajas de cuarto orden.

Con lo antes mencionado y eligiendo $RA = 39 [K\Omega]$, se obtiene

$$RB = (39)(10^3)(0.152)$$

$$RB = 5.92 [K\Omega]$$

El cálculo de la segunda etapa se realiza de la misma manera que el filtro paso altas, solo cambiando los valores de $RB/RA = 1.235$, dando el mismo valor para $RA' = 39 [K\Omega]$, se obtiene:

$$RB' = (39)(10^3)(1.235)$$

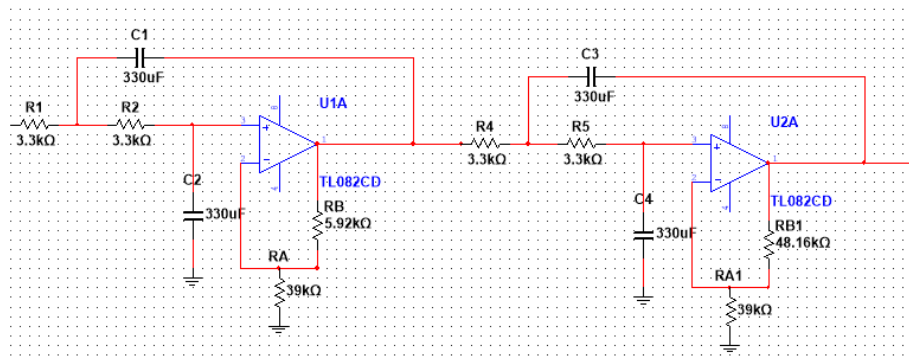
$$RB' = 48.16 [K\Omega]$$

La ganancia total del filtro es: $G_{TOTAL} = (G_{Etapa1})(G_{Etapa2})$, se obtiene;

$$G_{Etapa1} = 1.15$$

$$G_{Etapa2} = 2.23$$

$$G_{TOTAL} = 2.564$$



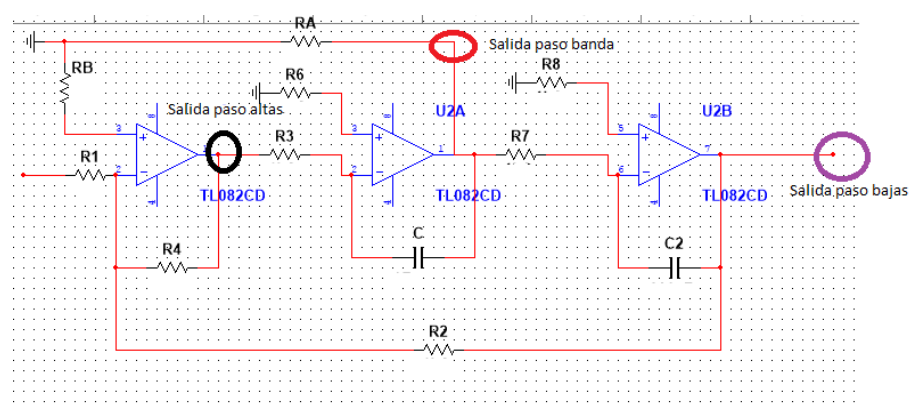
Circuito 9-d

9.3.5 Filtro Notch, supresor de señal de 60 [HZ] y 120 [HZ]

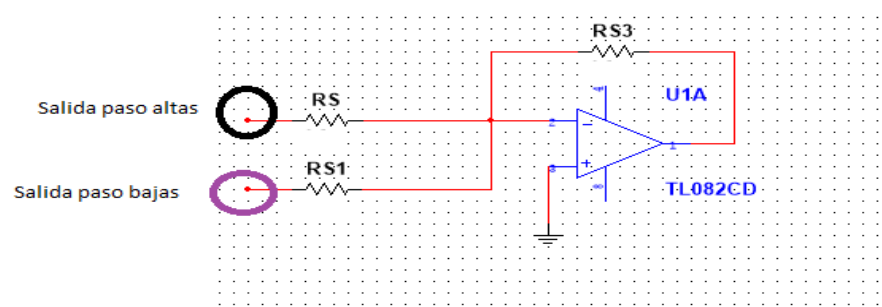
Existe un ruido muy común que se presenta en los equipos médicos, este proviene de la inducción electromagnética de la línea de alimentación eléctrica de 120 [Vac], para evitar que la señal ECG se altere se diseña un filtro Notch que atenúa los 60 [HZ] que nos entrega la línea de alimentación.

Está compuesto por un sumador que se conecta a la salida del filtro de variable de estado.

El filtro sumador tiene la capacidad de sumar las respuestas de paso altas, paso bajas y paso bandas (según sea el caso) y dando como resultado la atenuación de la frecuencia.



Circuito 9-e



Circuito 9-f

10 Capítulo VI: Errores

10.1 Introducción

El siguiente capítulo muestra las fallas que se lograron detectar, estas fallas no se encuentran contempladas en el manual de servicio y usuario y que se presentaban durante el procedimiento, antes o después.

Detectar estos problemas fue fundamental ya que el usuario se quejaba de que el error provenía por parte del departamento de biomédica.

Para detectar y dar solución se tuvieron que repetir protocolos y hacer anotaciones de lo que se hacía una y otra vez, es decir, si se apagaba el equipo mal, se verificaba la falla presentada, o si pasaba un tiempo encendido el equipo sin usarlo que error marcaba a continuación se enumeran algunas fallas detectadas y el procedimiento adecuado para evitarlas.

10.2 Tipos de errores

- a. Descarga interna (problema de impedancia): Este error se da porque al descargar el equipo no se baja la energía a 0 [J], esta falla se detectó en las revisiones matutinas que se llevan a cabo en el INC, es un problema grave ya que para corregir la falla hay que bajar la energía a 0[J] y posteriormente cargar y descargar a 90 [J], si se llegara a presentar en una emergencia se pierden minutos fundamentales para la vida de paciente.

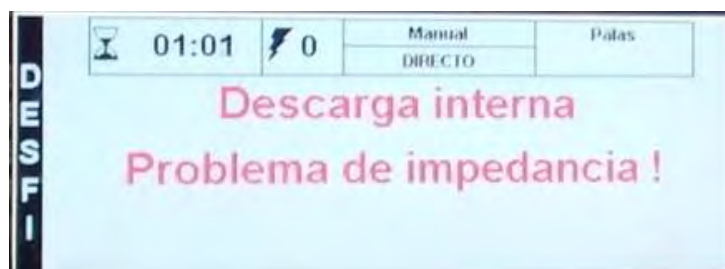


Ilustración 10-a

- b. Otro error que es muy recurrente del cual no se tiene evidencia, es aquel que ocurre cuando se apaga de manera equivocada. El DG 5000 se debe apagar, oprimiendo el botón de encender/apagar y con el navegador seleccionar si / no, ya que si se deja presionado el botón de encender/apagar efectivamente

el equipo se apagará pero al encender posteriormente, se apagará después de haber transcurrido 20 segundos.

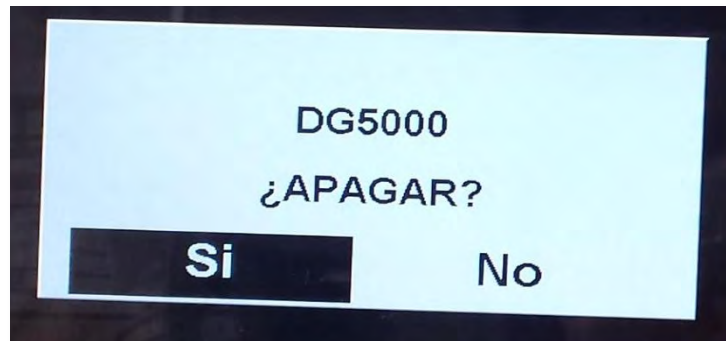


Ilustración 10-b

- ✓ Para saber si se apagó adecuadamente el equipo se debe de ver el siguiente mensaje

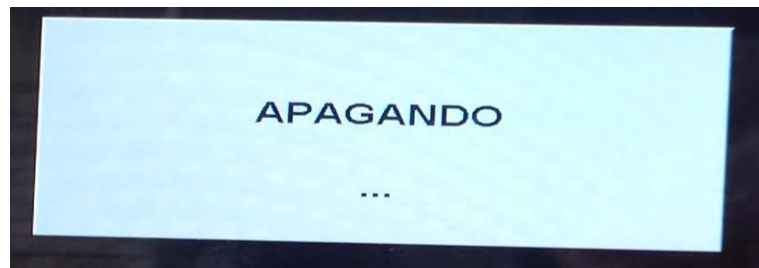


Ilustración 10-c

11 Capítulo VII: Resultados obtenidos

Durante el desarrollo del tema se observaron diversos resultados. Se conoció el método empleado para llevar a cabo el procedimiento de mantenimiento preventivo y correctivo, pensando que de esta manera el problema dejara de existir.

Al observar que el problema persistía y que no solo era un equipo el que reportaba la falla, se realizó un análisis con filtros, el cual se llevó a cabo mediante herramientas tecnológicas (programas de simulación) éstos ayudaron a determinar que el equipo carecía de un filtro supresor de 60 HZ y al no poder emplear circuitos externos, el departamento de ingeniería biomédica del Instituto Nacional de Cardiología Ignacio Chávez contacto al proveedor el cual proporciono la actualización de la versión del software 32 a la versión 34, logrando corregir el problema.

Una vez que se llevó a cabo la actualización del software, se realizaron pruebas para garantizar la seguridad de los pacientes, estas pruebas se realizaron con simuladores previo al procedimiento de cardioversión.

En conjunto con el departamento de ingeniería biomédica se capacitó al personal que estaba en contacto con el equipo y que eran los encargados de realizar el método, durante la aplicación de la cardioversión el departamento de biomédica estuvo presente para verificar que el equipo estuviera en las condiciones adecuadas y tuvieran un proceso exitoso.

12 Conclusiones

Es importante la labor que lleva a cabo el ingeniero en el ámbito hospitalario, es necesario que conozca el funcionamiento del equipo, pero también debe saber en qué momento se debe emplear el procedimiento necesario según el estado de salud del paciente, en este caso, si se debe emplear cardioversión o solo desfibrilación.

Por tal motivo debe adquirir conocimientos del funcionamiento del corazón y de esta forma orientar al personal del área usaría para que el equipo se utilice de forma adecuada y verificar que se encuentre en óptimas condiciones.

En este caso se abordó el funcionamiento del desfibrilador Schiller DG 5000 y a pesar de que en el mercado existe una gran variedad de modelos y marcas, el funcionamiento y la manera en la que se emplea tanto en cardioversión, desfibrilación o para monitorización del paciente es la misma para cada uno de los modelos.

El trabajo antes descrito tiene como propósito llevar de la mano a personal del área hospitalaria que opere el desfibrilador de manera correcta y así evitar que por un uso incorrecto se dañe a pacientes y/o usuarios.

Además, debido a las simulaciones llevadas a cabo, se logró mostrar al fabricante que el equipo carecía de los filtros necesarios y esto género que el fabricante implementara una actualización del software del desfibrilador Schiller DG 5000 y con ello solucionar todos los problemas de ruido que se generaban al utilizar este desfibrilador.

13 Glosario

A

aurícula

Cavidad del corazón situada sobre cada ventrículo, recibe la sangre de las venas, 28

C

cardioversión

Procedimiento para corregir ritmo cardiaco irregular, 6, 7, 24, 27, 28, 29

corriente alterna

Corriente eléctrica en la que la dirección del flujo de electrones va y viene en ciclos, 23

D

desfibrilación

Transmisión de corriente eléctrica al músculo cardiaco, 9, 23, 24, 28

desfibrilador

Dispositivo capaz de administrar impulso de corriente eléctrica al corazón con intensidad determinada, 5, 6, 8, 9, 27, 32, 35, 36, 37, 38, 40, 46

E

Einthoven

Formación imaginaria de 3 derivaciones de extremidades., 17

electrodo

Conductor eléctrico utilizado para hacer contacto con una parte no matálica, 21, 22, 40

F

fibrilación ventricular

Arritmia de frecuencias rápidas y ausencia de contracciones, provocando que no llegue sangre a los organos vitales, 23

Flutter

Transtorno del ritmo cardiaco, 28

V

válvula mitral

Válvula capaz de abrir y cerrar el paso de la sangre, también impide el retorno sanguíneo del ventrículo a la aurícula., 12

válvula pulmonar

Válvula que transporta sangre no oxigenada desde el ventrículo derecho hacia el pulmón, 12

válvula tricúspide

Válvula del corazón que separa el ventrículo derecho y la aurícula derecha. Regula el flujo de la sangre entre las cavidades del corazón., 12

ventrículo

Cavidad situada en la parte inferior del corazón que recibe sangre procedente de las aurículas, 12, 18

14 Tabla de imágenes

<i>Ilustración 4-a Tipos de onda monofásico-bifásico</i>	10
<i>Ilustración 4-b Estructura fisiológica del corazón</i>	14
<i>Ilustración 4-c Papel registrador de ECG</i>	15
<i>Ilustración 4-d Derivaciones bipolares</i>	16
<i>Ilustración 4-e Triángulo de Einthoven</i>	16
<i>Ilustración 4-f Derivaciones unipolares</i>	17
<i>Ilustración 4-g Derivaciones precordiales</i>	18
<i>Ilustración 4-h Trazo electrocardiográfico</i>	19
<i>Ilustración 5-a Taquicardia supraventricular</i>	20
<i>Ilustración 5-b Fibrilación ventricular</i>	21
<i>Ilustración 5-c Electrodo desechable Schiller DG 5000</i>	22
<i>Ilustración 5-d Palas pediátricas para desfibrilación interna Schiller DG 5000</i>	22
<i>Ilustración 5-e Palas adulto para desfibrilación externa Schiller DG 5000</i>	22
<i>Ilustración 6-a Primeros desfibriladores en el INC</i>	24
<i>Ilustración 6-b Primeros desfibriladores en el INC</i>	24
<i>Ilustración 6-c Palas de descarga</i>	25
<i>Ilustración 6-d Perilla selectora de energía</i>	25
<i>Ilustración 6-e Desfibrilador monofásico</i>	25
<i>Ilustración 6-f Actualización de palas de descarga</i>	26
<i>Ilustración 7-a Pantalla de sincronización desfibrilador Schiller DG 5000</i>	28
<i>Ilustración 7-b Colocación de electrodo desechable</i>	29
<i>Ilustración 8-a Ruido en señal de ECG</i>	32
<i>Ilustración 8-b Puerto usb desfibrilador Schiller DG 5000</i>	32
<i>Ilustración 8-c Pantalla de actualización de equipo</i>	33
<i>Ilustración 8-d Versión de software 34</i>	33
<i>Ilustración 8-e Pantalla principal configuración del equipo</i>	33
<i>Ilustración 8-f Pantalla de ajuste</i>	34
<i>Ilustración 8-g Supresor de filtros integrados en el equipo</i>	35
<i>Ilustración 8-h Estatus de horas / tiempo de trabajo Schiller DG 5000</i>	35
<i>Ilustración 8-i Versiones de los módulos del equipo</i>	36
<i>Ilustración 8-j Analizador de desfibrilación Fluke Biomedical, impulse 4000</i>	36
<i>Ilustración 8-k Pruebas de funcionamiento señal de ECG</i>	37
<i>Ilustración 8-l Pruebas de carga y descarga</i>	37
<i>Ilustración 8-m Onda de descarga</i>	38
<i>Ilustración 8-n Modo SYNC</i>	40
<i>Ilustración 8-o Menú de acceso rápido al ECG</i>	40
<i>Ilustración 8-p Menú de acceso rápido NIBP</i>	41
<i>Ilustración 8-q Palas adulto de desfibrilación</i>	41
<i>Ilustración 8-r Palas de desfibrilación adulto / pediátricas</i>	41
<i>Ilustración 8-s Adaptadores para palas pediátricas</i>	41
<i>Ilustración 9-a Suma de ruido en la señal de ECG</i>	42
<i>Ilustración 10-a Error 1 problema de impedancia</i>	49
<i>Ilustración 10-b Forma adecuada de apagar el equipo</i>	50
<i>Ilustración 10-c Visualización de apagado</i>	50

15 Bibliografía

- ¹ CENETEC, S. (DICIEMBRE de 2005). *Guía Tecnológica No.29 Desfibriladores*. Obtenido de http://www.cenetec.salud.gob.mx/descargas/biomedica/guias_tecnologicas/29gt_desfibriladores.pdf
- ² CENETEC, S. (DICIEMBRE de 2005). *Guía Tecnológica No.29 Desfibriladores*. Obtenido de http://www.cenetec.salud.gob.mx/descargas/biomedica/guias_tecnologicas/29gt_desfibriladores.pdf
- ³ Association, American Heart. (28 de Septiembre de 2016). *Association, American Heart*. Obtenido de http://www.heart.org/HEARTORG/Conditions/CongenitalHeartDefects/AboutCongenitalHeartDefects/Como-funciona-el-corazon-sano_UCM_316725_Article.jsp#.WqVAUWrOXIV
- ⁴ Jesús A. Fernández-Tresguerres: *Fisiología humana*, 4. (2017). *McGraw-Hill Medical*. Obtenido de <http://accessmedicina.mhmedical.com/content.aspx?bookid=1858§ionid=134366501>
- ⁵ Fco.Jaffet, R.-R. (2009). *Fisiología Cardíaca*. Obtenido de <http://www.medigraphic.com/pdfs/revmed/md-2009/md093d.pdf>
- ⁶ Sánchez-Quintana D, H. S. (2003). *Rev. Esp Cardiol*. Obtenido de <http://www.revespcardiol.org/es/anatomia-los-nodos-cardiacos-del/articulo/13054255/>
- ⁷ Dale Dubin, M. (2011). *Interpretación de ECG*. COVEE Publishing Company.
- ⁸ Dale Dubin, M. (2011). *Interpretación de ECG*. COVEE Publishing Company.
- ⁹ Dale Dubin, M. (2011). *Interpretación de ECG*. COVEE Publishing Company.
- ¹⁰ Dale Dubin, M. (2011). *Interpretación de ECG*. COVEE Publishing Company.
- ¹¹ Dale Dubin, M. (2011). *Interpretación de ECG*. COVEE Publishing Company.
- ¹² Dale Dubin, M. (2011). *Interpretación de ECG*. COVEE Publishing Company.
- ¹³ Dale Dubin, M. (2011). *Interpretación de ECG*. COVEE Publishing Company.
- ¹⁴ Dale Dubin, M. (2011). *Interpretación de ECG*. COVEE Publishing Company.
- ¹⁵ Dale Dubin, M. (2011). *Interpretación de ECG*. COVEE Publishing Company.
- ¹⁶ Rafael A. Soto . (16 de Febrero de 2013). *Electrocardiogramas y medicina general*. Obtenido de <http://electrocardiogramaymedicinageneral.blogspot.mx/2013/02/taquicardia-paroxistica.html>
- ¹⁷ Rafael A. Soto . (16 de Febrero de 2013). *Electrocardiogramas y medicina general*. Obtenido de <http://electrocardiogramaymedicinageneral.blogspot.mx/2013/02/taquicardia-paroxistica.html>
- ¹⁸ CENETEC, S. (DICIEMBRE de 2005). *Guía Tecnológica No.29 Desfibriladores*. Obtenido de http://www.cenetec.salud.gob.mx/descargas/biomedica/guias_tecnologicas/29gt_desfibriladores.pdf
- ¹⁹ S., J. R. (1991). *Amazon AWS*. Obtenido de https://scare-multimedia.s3.amazonaws.com/multimedia/.../163_disfibrilacion.pdf

-
- ²⁰ Bello, M. M. (2013). *Manual de enfermería*. Obtenido de https://www.enfermeriaencardiologia.com/wp-content/uploads/electro_13.pdf
- ²¹ Bello, M. M. (2013). *Manual de enfermería*. https://www.enfermeriaencardiologia.com/wp-content/uploads/electro_13.pdf
- ²² Heart, Association American. (2010). *American Heart Association, Guía para el RCP-ECG*. Obtenido de http://cpr.heart.org/idc/groups/heart-public/%40wcm/%40ecc/documents/downloadable/ucm_317346.pdf
- ²³ Bello, M. M. (2013). *Manual de enfermería*. https://www.enfermeriaencardiologia.com/wp-content/uploads/electro_13.pdf
- ²⁴ Salud, S. d. (s.f.). *Cenetec Salud*. Obtenido de http://www.cenetec.salud.gob.mx/descargas/gpc/CatalogoMaestro/535_GPC_taquicardiasupraventricular/GRR_TaquicardiaSupraventricular.pdf
- ²⁵ Heart, Association American. (2010). *American Heart Association, Guía para el RCP-ECG*. Obtenido de http://cpr.heart.org/idc/groups/heart-public/%40wcm/%40ecc/documents/downloadable/ucm_317346.pdf
- ²⁶ Bello, M. M. (2013). *Manual de enfermería*. https://www.enfermeriaencardiologia.com/wp-content/uploads/electro_13.pdf
- ²⁷ Heart, Association American. (2010). *American Heart Association, Guía para el RCP-ECG*. Obtenido de http://cpr.heart.org/idc/groups/heart-public/%40wcm/%40ecc/documents/downloadable/ucm_317346.pdf
- ²⁸ Bello, M. M. (2013). *Manual de enfermería*. https://www.enfermeriaencardiologia.com/wp-content/uploads/electro_13.pdf
- ²⁹ Bello, M. M. (2013). *Manual de enfermería*. https://www.enfermeriaencardiologia.com/wp-content/uploads/electro_13.pdf
- ³⁰ Zoll Medical Corporation. (2017). Obtenido de <https://www.zoll.com/es/tecnolog%C3%ADa-m%C3%A9dica/cardioversi%C3%B3n>
- ³¹ Heart, Association American. (2010). *American Heart Association, Guía para el RCP-ECG*. Obtenido de http://cpr.heart.org/idc/groups/heart-public/%40wcm/%40ecc/documents/downloadable/ucm_317346.pdf
- ³² Bello, M. M. (2013). *Manual de enfermería*. https://www.enfermeriaencardiologia.com/wp-content/uploads/electro_13.pdf
- ³³ Bello, M. M. (2013). *Manual de enfermería*. https://www.enfermeriaencardiologia.com/wp-content/uploads/electro_13.pdf
- ³⁴ Bello, M. M. (2013). *Manual de enfermería*. https://www.enfermeriaencardiologia.com/wp-content/uploads/electro_13.pdf
- ³⁵ Bello, M. M. (2013). *Manual de enfermería*. https://www.enfermeriaencardiologia.com/wp-content/uploads/electro_13.pdf
- ³⁶ Salud, S. d. (s.f.). *Cenetec*. Obtenido de [http://www.cenetec.salud.gob.mx/descargas/equipoMedico/GEM/Lineamiento de MttosCyPpor3eros.pdf](http://www.cenetec.salud.gob.mx/descargas/equipoMedico/GEM/Lineamiento_de_MttosCyPpor3eros.pdf)
Análisis y mejoras al desfibrilador SCHILLER DG 5000

-
- ³⁷ Osornio, J. H. (s.f.). *Capítulo 5 Filtrado de señales*. Obtenido de <http://www.ptolomeo.unam.mx:8080/xmlui/bitstream/handle/132.248.52.100/263/A7.pdf?sequence=7>
- ³⁸ Osornio, J. H. (s.f.). *Capítulo 5 Filtrado de señales*. Obtenido de <http://www.ptolomeo.unam.mx:8080/xmlui/bitstream/handle/132.248.52.100/263/A7.pdf?sequence=7>
- ³⁹ Systems, P. M. (2010). Instrucciones de uso del electrocardiógrafo Page Writer TC30. EE.UU.