

610.28
R696



BIBLIOTECA

ESCUELA SUPERIOR POLITECNICA DEL LITORAL

FACULTAD DE INGENIERIA EN ELECTRICIDAD

“Mantenimiento de Equipos Electromédicos de
Monitoreo de Signos Vitales”

INFORME TECNICO

Previo a la obtención del TITULO de
INGENIERO EN ELECTRICIDAD
Especialización: ELECTRONICA

Presentado por:

Nelson Rodríguez León

Guayaquil - Ecuador

1989



D-10005

DEDICATORIA

A MIS PADRES,
ESPOSA E HIJOS

AGRADECIMIENTO

A 1a ESCUELA SUPERIOR
POLITECNICA DEL LITORAL
AI ING. CARLOS BECERRA E.

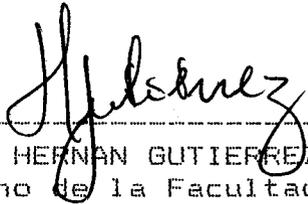
DECLARACION EXPRESA

"LA RESPONSABILIDAD POR LOS HECHOS, IDEAS Y DOCTRINAS EXPUESTAS EN ESTE INFORME TECNICO, ME CORRESPONDEN EXCLUSIVAMENTE; Y, EL PATRIMONIO INTELECTUAL DEL MISMO, A LA ESCUELA SUPERIOR POLITECNICA DEL LITORAL".

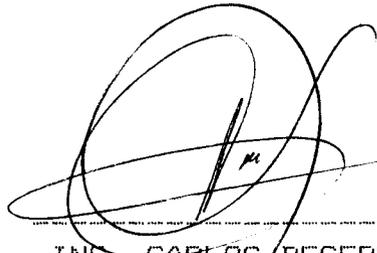
(REGLAMENTO DE EXAMENES Y TITULOS PROFESIONALES DE LA ESPOL).

Nelson Rodriguez Leon

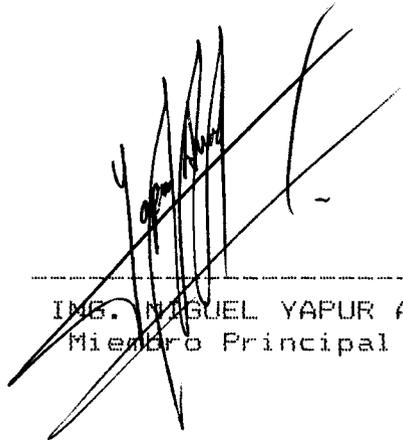
NELSON RODRIGUEZ LEON



ING. HERNAN GUTIERREZ V.
Decano de la Facultad de
Ingeniería Eléctrica



ING. CARLOS BECERRA E.
Profesor Supervisor
del Informe Técnico



ING. MIGUEL YAPUR A.
Miembro Principal

RESUMEN

El propósito del presente Informe Técnico es fomentar el conocimiento clínico acerca de los monitores de signos vitales y de los procedimientos a seguir para un fácil y sencillo desarrollo de métodos de mantenimiento tanto correctivo como preventivo. Con este objeto se plantean situaciones de orden general sobre el estado actual de los Centros Hospitalarios en el Ecuador con respecto a sus políticas organizativas de sus departamentos de mantenimiento, dejando en claro sus fallas y sus necesidades de orden financiero y de asistencia técnica profesional.

Para introducirnos en la comprensión de la forma como operan los monitores de signos vitales fue necesario hacer un ligero análisis previo de los criterios clínicos sobre la fisiología eléctrica del corazón, su comportamiento ante una descarga eléctrica externa (desfibrilación), criterios fisiológicos de la respiración y finalmente algo sobre circulación sanguínea y las influencias del cambio de presión sobre el organismo.

Una vez planteados estos criterios pasamos a analizar

detalladamente, con ayuda de gráficos de diagramas de bloque, a cada uno de los monitores de signos vitales. Para la cual se optó por tomar, para cada caso, un modelo tipo de suficiente versatilidad y fácil comprensión.

En el último capítulo de este informe se dan sugerencias prácticas a seguir sobre la forma de organización para alcanzar óptimos logros en las técnicas de mantenimiento así como procedimientos para preparar los equipos antes de cada uso y los instrumentos básicos sugeridos para dicho mantenimiento.

Se finaliza el trabajo proporcionando sugerencias técnicas sobre medidas de seguridad física tanto para el paciente como para el operador de equipos biomédicos.

En resumen este es un trabajo que ha intentado esbozar una serie de experiencias en el campo de la electrónica biomédica aprendidas por la necesidad de cubrir una área que adolece de faltas de personal técnico profesionalmente capacitado para emprender en estas actividades cuya tecnología avanza con increíble rapidez.

I N D I C E G E N E R A L

Pág.

RESUMEN.....
INDICE GENERAL.....
INTRODUCCION.....

CAPITULO I

MANTENIMIENTO DE EQUIPOS MEDICOS

1.1. Generalidades.....
1.2. La situación en los Centros Hospitalarios
del Ecuador.....

CAPITULO II

EL MONITOREO DE SIGNOS VITALES

2.1. Criterios Generales.....
2.2. Monitoreo de Frecuencia Cardíaca.....
2.3. Monitoreo de Respiración.....
2.4. Monitoreo de Presión Arterial.....

CAPITULO III

CALIBRACION DE EQUIPOS DE MONITOREO

- 3.1. Organización del Mantenimiento.....
- 3.2. Parámetros de Calibración.....
- 3.3. Instrumentación del Mantenimiento.....
- 3.4. Sugerencias Técnicas.....

CONCLUSIONES Y RECOMENDACIONES.

BIBLIOGRAFIA.

INTRODUCCION

El funcionamiento de las unidades médicas, desde las más modestas hasta las que cuentan con amplios recursos en su administración, se caracterizan por una interrelación de servicios o departamentos que procuran en primera instancia el objetivo de proporcionar, mantener o devolver la salud a las personas que a ellos acuden.

El hecho de que todos los servicios en general y cada uno en particular tengan relación con el servicio de mantenimiento, coloca a éste en un plano de gran importancia no solamente porque en mayor o menor grado dependan de él para su adecuado funcionamiento, sino por la responsabilidad que tal dependencia implica. El grado de desarrollo que en términos generales había tenido el mantenimiento hospitalario, en comparación con otros servicios de las unidades médicas, en forma realista podemos calificarlos de pobre.

Ha sido en los últimos años, quizás en el último decenio, cuando ha surgido una conciencia institucional para promover el desarrollo y una administración más

moderna y efectiva del mantenimiento de las unidades médicas. Tal conciencia es consecuencia lógica y natural de una necesidad, necesidad que siempre ha existido, pero que en la actualidad no puede ya soslayarse: Conservar mejor nuestras unidades médicas a un costo razonable.

Toda unidad médica nace de un proyecto el cual involucra y procura resolver las necesidades de los servicios de la unidad, tomando como bases y antecedentes las experiencias, datos y recomendaciones profesionales en especialidades médicas, paramédicas, administrativas, técnicas, etc. Desafortunadamente en el proyecto de las unidades médicas la participación del departamento de mantenimiento no ha existido o ha sido precaria casi siempre.

Es por lo tanto, imprescindible crear conciencia institucional de la necesidad de la participación efectiva, responsable y confiable de los servicios de mantenimiento en la planeación y el proyecto de las unidades médicas.

En forma realista debemos concluir, que para planear, proyectar y construir una unidad médica se requiere solo algunos meses o pocos años y son actividades que se realizan una sola vez, en cambio el operar y hacer

mantenimiento de una unidad es tarea de todos los días y por muchos años.

El presente trabajo es el producto de la experiencia acumulado por más de tres años en funciones en el área de mantenimiento de equipos electrónicos de uso médico en clínicas particulares y principalmente en la Unidad de Cuidados Intensivos del Hospital Carlos Andrade Marín del Seguro Social, en la ciudad de Quito, tareas realizadas desde el año 1986 hasta la fecha, habiendo desde entonces obtenido resultados halagadores tanto para las instituciones quienes declararon su satisfacción al no haber visto fallar su operación por falta de servicio, como personal ya que ha sido un reto valioso considerando que se ha trabajado en equipos que vienen funcionando por cerca de 12 años, en su mayoría, así como también con equipos de reciente tecnología.

En el capítulo 1 se describen rasgos generales acerca de la intención del presente informe técnico, así como también un breve análisis de la situación actual de los Centros Hospitalarios en el Ecuador, su organización y sus falencias.

En el capítulo 2 se relata primero, con criterios generales, sobre las características del monitoreo de los signos vitales y después se hace una descripción

algo más detallada del principio de operación de cada uno de los monitores: frecuencia cardiaca, respiración y presión arterial.

En el capítulo 3 se exponen varios criterios sobre la organización de un sistema de mantenimiento, de calibración e instrumentación para terminar con algunas sugerencias técnicas.

CAPITULO I

EL MANTENIMIENTO DE EQUIPOS MEDICOS

Mantenimiento es la actividad desarrollada con el fin de conservar las propiedades (inmuebles, equipos, instalaciones, etc.) en condiciones de funcionamiento seguro, eficiente y económico.

La función del Departamento de Mantenimiento, en cualquier Hospital o Clínica, consiste en mantener el funcionamiento de los equipos e instalaciones en condiciones óptimas de trabajo.

La actitud de permitir que instalaciones y equipos continúen funcionando sin prestarles atención, hasta que una avería origine suspensión o disminución del servicio, tiene su origen en la indiferencia o rechazo a las técnicas de programación, falta de justificación económica y demanda excesiva temporal o permanente de la capacidad de sus equipos.

Así mismo hubo el caso de muchas instituciones en las cuales se tenía la costumbre de permitir que sus equipos funcionaran hasta que sufrieran una avería,

circunstancias suficientes para tener una justificación económica.

El jefe de mantenimiento no podía impedir el mal trato de los equipos ni se enteraba si los equipos funcionaban en condiciones normales y con los debidos sistemas de protección. Fue hasta entonces, después de múltiples problemas, cuando se aplicó el mantenimiento en sus diferentes sistemas: Correctivo, Preventivo y Predictivo.

1.1. GENERALIDADES.

Es el **mantenimiento correctivo** el sistema que más se ha utilizado en la historia y lo podemos definir como sigue:

El **mantenimiento correctivo**, como su nombre lo indica, es la corrección de fallas a medida que éstas se presentan, ya sea por síntomas claros y avanzados o por la paralización de los equipos; es decir, es la actividad de conservar los equipos dentro de un sistema originado en fallas.

Fue en 1930 cuando se mostraron los primeros indicios del sistema de **mantenimiento preventivo**, su característica principal es la de

detectar las fallas en su fase inicial y corregirlas en momento oportuno.

Las personas que reciben servicio en los diferentes equipos utilizados en hospitales son exigentes y existe una gran presión sobre el grupo de mantenimiento para que las paralizaciones sean lo menos frecuentes posibles.

Este mantenimiento requiere un alto grado de conocimientos y una organización eficiente. Una buena organización de mantenimiento se aplica con la experiencia y determina las causas de falla repetitivas y los tiempos de operación segura de determinados componentes. Estas condiciones son las que han contribuido en grado mayor al desarrollo del mantenimiento preventivo, entre cuyas ventajas podemos citar:

A. CONFIABILIDAD.

Las propiedades físicas sujetas a mantenimiento operan en mejores condiciones de seguridad, puesto que se conoce mejor su estado físico y sus condiciones de funcionamiento, esto es muy importante ya que la mayoría de las instituciones son de servicio público.

B. DISMINUCION DEL TIEMPO MUERTO.

Comparando con el mantenimiento correctivo, el tiempo que los equipos permanecen fuera de servicio llega a ser menor cuando se aplica el mantenimiento preventivo.

C. MAYOR VIDA UTIL.

Los equipos sometidos a mantenimiento preventivo tendrán una vida útil sensiblemente mayor que aquellos tratados con el sistema correctivo.

D. REDUCCION DEL COSTO DE REPARACION.

Se reducen los costos de reparación cuando se cambia un componente antes que éste dañe a otro.

E. DISMINUCION DE LAS EXISTENCIAS DE BODEGA.

Es posible reducir la inversión en los componentes y repuestos puesto que se determinan en forma más precisa los materiales de mayor o menor consumo.

F. UNIFORMIDAD EN LA CARGA DE TRABAJO.

La carga de trabajo para el personal de mantenimiento en un sistema de mantenimiento preventivo es más uniforme y constante y en consecuencia con la misma cantidad de personal (horas-hombre) se puede prestar mayor número de servicios.

El mantenimiento predictivo se basa en esencia en la aplicación de diversas técnicas para diagnosticar la existencia de fallas incipientes. Otro de los aspectos del mantenimiento predictivo es la obtención de información más completa que se pueda usar para tomar decisiones; además, permite el afinamiento de las técnicas usadas para el mantenimiento preventivo.

Un factor que es importante tomar en cuenta antes de determinar las conveniencias de aplicar mantenimiento predictivo es el estado de conservación del equipo electromédico. Es evidente que resultaría un desperdicio de tiempo y dinero el aplicar las técnicas más modernas y los instrumentos más sofisticado a equipos de los que

de antemano se sabe que deberían de haber tenido una reparación general hacía algún tiempo. En resumen, se puede afirmar que el mantenimiento predictivo es el fin de :

1. Aceptar como un mal necesario el que el equipo y las instalaciones no puedan llegar a la capacidad de diseño.
2. El sustituir en forma rutinaria componentes y refacciones costosas sólo por estar del lado seguro.
3. Adivinar qué tiempo le queda de vida a determinado equipo.
4. El preguntarse si un operario estará realmente siguiendo las instrucciones de operación.
5. El suspender el servicio fuera de programa por fallas imprevistas.

Dado el alto costo que implica el implementar talleres y laboratorios en nuestro medio, es el sistema de mantenimiento preventivo el que más vigencia tiene en la mayor parte de los centros

hospitalarios del Ecuador. Es necesario distinguir desde el principio, los beneficios que pueden alcanzarse directamente por este procedimiento contra lo que arroja en comparación con las otras técnicas o procedimientos. El no hacer esta distinción ha conducido a reclamaciones injustas en contra del procedimiento y ha causado una confusión considerable en el uso del término "preventivo". Los resultados directos que se pueden prever son :

1. Los trabajos están señalados en la fecha debida.
2. Da tiempo para programar y preparar las reparaciones.
3. Da como resultado un funcionamiento más eficiente.
4. Aumententa la productividad de la instalación.
5. Estimula la moral de los trabajadores.

1.2. LA SITUACION EN LOS CENTROS HOSPITALARIOS DEL ECUADOR.

Los centros hospitalarios en el país están regidos por una política de mantenimiento avalada por Acuerdo Ministerial, la misma que ha tenido una difusión mínima especialmente por parte del Ministerio de Salud Pública hacia sus establecimientos de salud, y el Consejo Nacional de Salud hacia el sector de la salud. Lo anterior ha limitado las acciones de implementación del sistema a nivel local.

La División de Mantenimiento de Establecimientos de Salud del Instituto Ecuatoriano de Obras Sanitarias, no ha tenido un crecimiento armónico con el mantenimiento de infraestructura física y su correspondiente tecnología incorporada que aunque prevista y proyectada en el desarrollo del sistema no se ha realizado por no existir una implementación del recurso humano.

La organización del sistema hospitalario no se ha desarrollado en los planes y programas ni dentro de los tiempos previstos por limitación de tipo financiero, sino que al imponerse un monto económico sin tomar en cuenta los montos solicitados y requeridos para los programas, condiciona su crecimiento.

El nivel regional se ha desarrollado en forma limitada con respecto a las metas previstas. El nivel local y provincial no se ha podido desarrollar por falta de coordinación con el Ministerio de Salud Pública y la correspondiente asignación de recursos humanos y económicos acordes a las necesidades y condiciones de trabajo.

Revisemos tres puntos de importancia con respecto a la situación en los centros hospitalarios del Ecuador.

A. PROGRAMAS DE MANTENIMIENTO HOSPITALARIO A NIVEL NACIONAL.

El sistema establece un programa de mantenimiento considerando el nivel de atención y el número de camas en cada establecimiento de salud, determinándose primero la estructura orgánico-funcional, las áreas de trabajo y el recurso humano con su perfil profesional para llevar a cabo los trabajos.

En los hospitales de reciente apertura, el Ministerio de Salud Pública se ha guiado por la cantidad de personal requerido para el

departamento de mantenimiento, pero en la selección no se han aplicado los requisitos establecidos en el Sistema Nacional de Mantenimiento.

Los establecimientos de salud han continuado su dependencia de servicio técnico que brinda la División de Mantenimiento de Establecimientos de salud en lugar de fortalecer sus departamentos de mantenimiento agravando la situación con el desvío del presupuesto a otras acciones no propias de prevención y conservación sino de operación.

El proceso de equipamiento y reequipamiento de establecimientos de salud y sus implicaciones de incorporación de tecnologías se realiza sin coordinación con el Instituto Ecuatoriano de Obras Sanitarias y ello repercute abriendo una brecha entre las tecnologías de los equipos incorporados y el perfil profesional del personal responsable de su conservación y en muchos casos dichos equipos no pueden ser instalados por falla de infraestructura.

B. RECURSO HUMANO.

En el Sistema Nacional de Mantenimiento se establecen los requisitos del personal y sus condiciones profesionales para cada uno de los niveles: central, regional y local. A la fecha estas necesidades no han sido cubiertas y existe un déficit de personal el cual se ha incrementado al aumentar el recurso físico con la inauguración de nuevos hospitales.

El programa de capacitación para el personal de mantenimiento se ha cumplido con la nueva estrategia de brindar continuidad en áreas técnicas comunes y apoyar la realización de cursos a nivel local. Los cursos, eso sí, han sido dictados a los técnicos que laboran en los hospitales del Ministerio de Salud Pública.

El desarrollo técnico del personal en áreas de nuevas tecnologías, muchas de ellas en proceso de reciente incorporación al país; y, el intercambio de experiencias e información técnica con programas de mantenimiento realizados en otros países se han detenido por interrupción de los convenios con el Instituto Ecuatoriano de Obras Sanitarias.

Se debe resaltar que éste era el único

mecanismo disponible para este tipo de desarrollo ya que las universidades y otras instituciones nacionales no brindan formación técnica hospitalaria.

C. RECURSO FISICO.

El programa de recurso físico plantea la necesidad del conocimiento detallado del estado de la infraestructura a la cual se le va a dar servicio de mantenimiento y los instrumentos necesarios para ello.

La infraestructura física de talleres, la dotación de herramientas, información técnica y los equipos para los departamentos de mantenimiento de los establecimientos de salud, son deficientes para las labores que se deben cumplir en ese nivel.

En el área de Seguridad Hospitalaria existen los lineamientos de trabajo y el recurso humano preparado. La demanda de servicio en este campo y la incorporación de nuevas tecnologías es cada vez mayor y hace necesario la organización de un departamento con el instrumental necesario para el cumplimiento de esta actividad. Las áreas de

mayor demanda son: Protección contra radiaciones ionizantes; Seguridad en instalaciones eléctricas y Prevención y Control de incendios.

El objetivo del sistema de que cada establecimiento de salud disponga de un departamento de mantenimiento con sus recursos que le permitan el auto abastecimiento del servicio no se ha dado, prefiriendo acogerse al limitado servicio técnico que puede ser suministrado por el nivel Central y Regional del IEOS los cuales tienen a su vez limitaciones especialmente en capacidad física instalada por no haber concluido las ampliaciones y el equipamiento de los talleres centrales y regionales y por no haber incrementado el recurso humano en la calidad y cantidad establecidas para el sistema.

Por no disponer de medios y mecanismos para la publicación y difusión del material técnico producido y recopilado de manuales, normas y programas de mantenimiento preventivo, guías de enseñanza, éste no ha podido ser puesto a la disposición de los diferentes niveles del sistema. La respuesta por parte del recién establecido programa de seguridad hospitalaria es insuficiente ante la gran demanda de servicio y asistencia

técnica solicitada que ha tenido por parte del personal de salud que es cada vez más conciente de esta necesidad. Parte de esta limitación de la respuesta a la demanda de servicio estriba en no disponer del suficiente personal de esta área y de los instrumentos necesarios para este fin.

CAPITULO II

EL MONITOREO DE SIGNOS VITALES

En las primeras fases de la evolución de las enfermedades de las arterias coronarias, puede no haber síntomas clínicos. Con la idea de descubrir lo antes posible los primeros signos vitales, es más frecuente el registro periódico del electrocardiograma. Así se hace en chequeos periódicos a que se someten muchos individuos y en el reconocimiento obligatorio que imponen las instituciones militares, las compañías de transporte, las de seguro y la industria. Pero el hallazgo de un electrocardiograma normal, como dato aislado, puede tener, si se le comunica al sujeto, graves consecuencias a largo alcance.

Tiene, pues, un gran interés llegar a identificar con suficiente seguridad el significado de tales variaciones en personas aparentemente sanas.

Las actividades eléctricas de algunas áreas del corazón no son reflejadas adecuadamente en un electrocardiograma ordinario, así como daños dentro del corazón no pueden ser demostrados gráficamente.

Electrocardiogramas normales pueden resultar aún habiendo severos daños en el corazón, por lo que este examen debe ser usado como una técnica suplementaria en el estudio de las enfermedades cardiacas.

El electrocardiograma tiene especial valor en el reconocimiento de los siguientes cuadros clínicos:

1. Algunas arritmias y defectos de conducción.
2. Infarto del miocardio con un cuadro clínico no típico.
3. Hipertrofia ventricular en enfermedades congénitas propias del corazón.
4. Efectos de drogas, especialmente digital y quinidina.
5. Involucración cardiaca en enfermedades istémicas tales como fiebre reumática y difteria.

Otro de los signos vitales que merece especial atención para su monitoreo de pacientes con problemas en las vías aéreas y/o pulmonares es la **respiración**.

Por respiración se entiende un intercambio gaseoso entre el medio externo y el organismo animal: mediante este mecanismo se introduce aire en los alveolos pulmonares, a cuyo nivel el oxígeno se liga a la hemoglobina, y el anhídrido carbónico es cedido a nivel

de los tejidos, donde el carbinol se oxida a CO_2 y el hidrógeno a H_2O . El intercambio entre los líquidos intercelulares y las células se denomina respiración interna, mientras que el mecanismo de la ventilación pulmonar se designa como respiración externa.

La Hb de la sangre que deja los pulmones se halla en el 98% en forma de HbO , es decir, casi totalmente saturada de oxígeno; dicha concentración permanece casi invariable hasta que alcanza el lecho capilar. La utilización de oxígeno por parte de un tejido depende del estado de mayor o menor actividad del propio tejido; por tanto, el contenido de oxígeno que retorna a los pulmones puede ser muy variable. Corresponde a la ventilación pulmonar el mantenimiento de los gases respiratorios dentro de los límites óptimos, a través de la puesta en función de finos mecanismos reguladores.

La presión sanguínea arterial, otro de los signos vitales, se encuentra sujeta a cambios bruscos e inesperados resultante de las influencias de las actividades normales, tales como el ejercicio, comer y hablar, sobre el gasto cardiaco y la resistencia vascular periférica. Estas perturbaciones se controlan normalmente por medio de la acción de los mecanismos baroreflejos que se originan en las circulaciones

pulmonares y sistémicas. La regulación mediada neuralmente de la presión sanguínea es vital bajo tales circunstancias, porque los mecanismos autoreguladores de acción más lenta, los renales, los humolares y del tejido, son incapaces de responder con suficiente prontitud para tener un efecto considerable.

Los cambios en la presión intravascular se pueden detectar por las terminales nerviosas que responden a la deformación mecánica de las paredes de los vasos en que se encuentran alojadas. Dichas terminales llamadas baroreceptores, parecen no estar activadas principalmente por los cambios en la presión, si no más bien, por la deformación consecuente de los vasos. La relación entre la presión intravascular y la deformación de las paredes es muy compleja, y depende de una variedad de factores cuya importancia relativa puede ser determinada por las demandas alteradas del sistema cardiovascular resultantes del reto tanto psicológicos como patológicos. Estos factores incluyen las características geométricas de la pared de los vasos, así como sus propiedades viscoelásticas, que se determinan principalmente por la proporción relativa de elastina, colágena y músculo liso.

2.1. CRITERIOS GENERALES

A. ELECTROCARDIOGRAMA

El electrocardiograma (ECG o EKG) es una representación gráfica del fenómeno eléctrico asociado con el latido del corazón.

Las ondas P, QRS y T reflejan el ritmo eléctrico de despolarización o repolarización del miocardio el cual está precedido o seguido de contracciones. De ninguna manera el ECG representa eventos mecánicos del corazón.

Los potenciales eléctricos del corazón son transmitidos a todas las partes del cuerpo, por lo que, para efectos de electrocardiografía, se han determinado sitios especiales para colocar los electrodos denominados terminales estandar y terminales unipolares, dependiendo de los resultados que se deseen obtener.

Los **terminales estandar**, conocidos como I, II y III, son terminales bipolares e indirectos; bipolares porque ellos representan la diferencia de potencial entre dos extremidades, indirectos porque ellos son tomados en un punto distante del corazón.



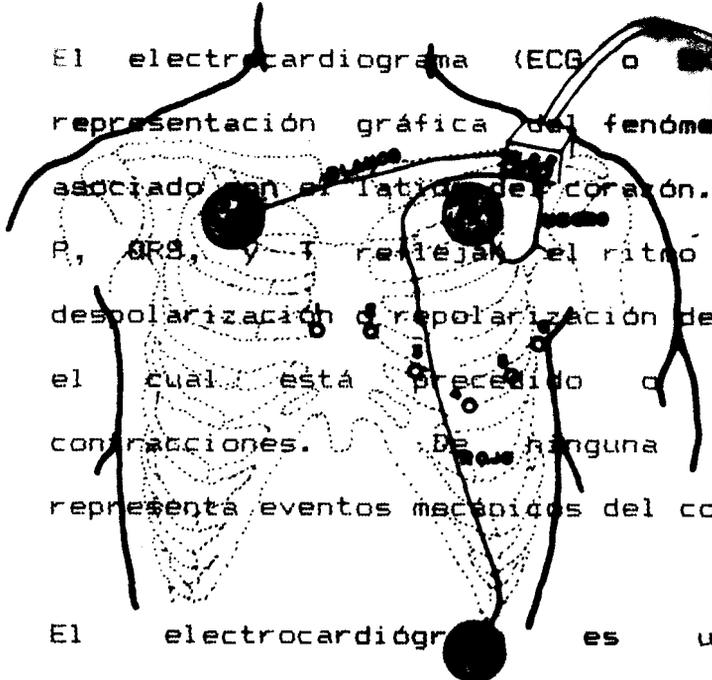
Por eso los terminales estandar reflejan la suma algebraica de los potenciales eléctricos de tres pares de puntos más o menos lejanos. Fig No. 1.

Los **terminales unipolares** representan el potencial eléctrico en uno cualquiera de sus puntos. Esto es realizado reduciendo el potencial a cero de uno de los otros terminales.

Los terminales unipolares pueden ser: precordiales y de extremidades.

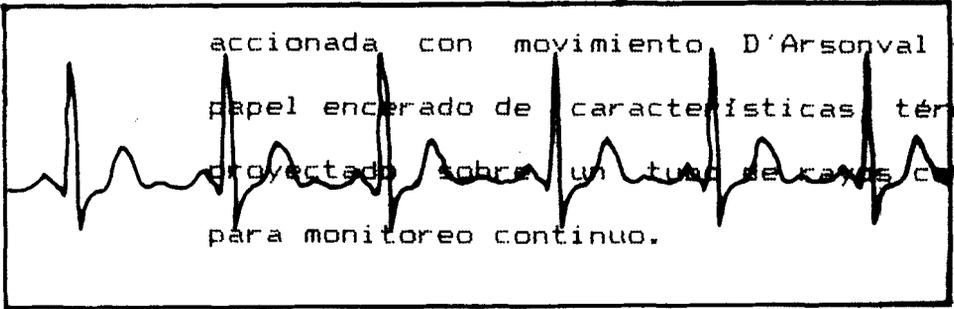
Los terminales unipolares precordiales son identificados como V1, V2, V3, V4, V5, V6, y representan potenciales eléctricos en un punto dado del corazón mismo. Esta técnica produce complejos electrocardiográficos característicos para cada ventrículo.

Los terminales unipolares de extremidades, producen complejos electrocardiográficos que muestran las variaciones de potencial en el brazo derecho (aVR), brazo izquierdo (aVL) y en el pie izquierdo (aVF).



El electrocardiograma (ECG o ~~ECG~~) es una representación gráfica del fenómeno eléctrico asociado con el latido del corazón. Las ondas P, QRS, y T reflejan el ritmo eléctrico de despolarización o repolarización del miocardio el cual está precedido o seguido de contracciones. De ninguna manera ECG representa eventos mecánicos del corazón.

El electrocardiógr es un aparato funcionalmente caracterizado para la detección y amplificación de voltajes eléctricos asociados con el ciclo cardiaco por medio de electrodos colocados en las cuatro extremidades y en seleccionados sitios del pecho. Esta



señal es trazada por una pluma o aguja térmica accionada con movimiento D'Arsonval sobre un papel encerado de características térmicas o proyectado sobre un tubo de rayos catódicos, para monitoreo continuo.

Existen en el mercado dos clases de **FORMA DE ONDA DE RITMO CARDIACO NORMAL** electrocardiógrafos: de un solo canal y otro multicanal, el principio de diseño de ambos modelos se basa en la amplificación lineal o amplificación de portadora modulada.

FIG 1

El electrocardiograma (ECG o EKG) es una representación gráfica del fenómeno eléctrico asociado con el latido del corazón. Las ondas P, QRS, y T reflejan el ritmo eléctrico de despolarización o repolarización del miocardio el cual está precedido o seguido de contracciones. De ninguna manera ECG representa eventos mecánicos del corazón.

El electrocardiógrafo es un aparato funcionalmente caracterizado para la detección y amplificación de voltajes eléctricos asociados con el ciclo cardiaco por medio de electrodos colocados en las cuatro extremidades y en seleccionados sitios del pecho. Esta señal es trazada por una pluma o aguja térmica accionada con movimiento D'Arsonval sobre un papel encerado de características térmicas o proyectado sobre un tubo de rayos catódicos, para monitoreo continuo.

Existen en el mercado dos clases de electrocardiógrafos: de un solo canal y otro multicanal, el principio de diseño de ambos modelos se basa en la amplificación lineal o amplificación de portadora modulada.

Ya que estos equipos rara vez se usan en lugares donde funcionan equipos de diatermia o electrocauterios, sólo existen pequeños problemas con interferencias de radiofrecuencia.

B. DESFIBRILACION.

La desfibrilación es la descarga de corriente eléctrica a través del corazón, ya sea directamente, a través del tórax abierto, o indirectamente, a través de la pared del tórax, para terminar la fibrilación ventricular. La fibrilación ventricular es una arritmia potencialmente mortal caracterizada por un caos eléctrico y mecánico.

Generalmente está asociada con la enfermedad coronaria, infarto del miocardio y ectopía ventricular compleja, pero también puede ocurrir en el shock eléctrico, toxicidad y sensibilidad a los medicamentos, ahogamientos o alteraciones del ácido base.

El desfibrilador de CD ha sido diseñado para descargar un impulso eléctrico al tórax del paciente por medio de electrodos de palas. El

Ya que estos equipos rara vez se usan en lugares donde funcionan equipos de diatermia o electrocauterios, sólo existen pequeños problemas con interferencias de radiofrecuencia.

B. DESFIBRILACION.

La desfibrilación es la descarga de corriente eléctrica a través del corazón, ya sea directamente, a través del tórax abierto, o indirectamente, a través de la pared del tórax, para terminar la fibrilación ventricular. La fibrilación ventricular es una arritmia potencialmente mortal caracterizada por un caos eléctrico y mecánico.

Generalmente está asociada con la enfermedad coronaria, infarto del miocardio y ectopia ventricular compleja, pero también puede ocurrir en el shock eléctrico, toxicidad y sensibilidad a los medicamentos, ahogamientos o alteraciones del ácido base.

El desfibrilador de CD ha sido diseñado para descargar un impulso eléctrico al tórax del paciente por medio de electrodos de palas. El

operador coloca los electrodos de forma que la energía sea transmitida al corazón. El desfibrilador tiene la capacidad de aceptar una carga (ya sea de una línea de energía de CA o de baterías), almacenarla y transmitir la energía en una ráfaga corta y controlada al paciente. Cargar el desfibrilador lleva un período de tiempo relativamente largo (generalmente de 10 a 15 segundos a los niveles máximos de energía) pero la descarga se produce en 5 a 30 milisegundos.

La energía almacenada y luego transmitida se mide en joules (antiguamente llamada vatio-segundo). Al hablar de las energías del desfibrilador, es importante distinguir entre energía almacenada y energía transmitida. Ambas energías difieren porque hay pérdidas dentro del desfibrilador. Existe también una resistencia (impedancia) al paso de la corriente en la superficie de contacto palma-piel, de modo que parte de la energía es desperdiciada en esta unión. Algunos desfibriladores indican solamente la energía almacenada (modelos antiguos), algunos indican solamente la energía transmitida y otros indican ambas. Esta indicación, generalmente

se presenta en el selector de energía o contactor, si sólo está marcada la energía transmitida, los números representan la energía medida que sería transmitida a través de una carga de prueba standard de 50 ohmios. La energía transmitida, generalmente, es de 50 a 80% de la energía almacenada, dependiendo de la marca X con 400 joules almacenados, consecuentemente transmitirá 320 joules a una carga de 50 ohmios, mientras que la marca Y con 400 joules almacenados puede transmitir solamente 200.

C. FISILOGIA ELECTRICA DEL CORAZON.

Típicamente, cuando el cuerpo está en descanso, el nódulo sinoatrial (nódulo SA), que es el marcapaso normal del corazón, emite un impulso eléctrico 50 a 80 veces por minuto. El impulso se extiende a través de las aurículas por las vías interauriculares. La difusión de este impulso eléctrico a través de las aurículas, despolarizan las fibras musculares. Esta despolarización produce la onda P en el ECG. Después de que haya pasado el impulso eléctrico, las fibras de los músculos auriculares se contraen. Cuando el impulso

llega a la unión AV (auriculoventricular), hay una corta demora. Luego va hacia abajo a los ventrículos por el fascículo de His, las ramas de los fascículos derecho e izquierdo y las fibras de Purkinje. Esto inscribe el segmento PR en el ECG. Cuando las fibras de los músculos ventriculares son despolarizados, se inscribe el complejo QRS. Además, la contracción ventricular real tiene lugar después de pasar el impulso. (Después de que la célula muscular se contrae, hay un corto periodo de tiempo durante el cual la célula no es capaz de reaccionar otra vez. Este es conocido como periodo refractorio. Esta característica de las células musculares es importante tanto en la fibrilación como en la desfibrilación). Cuando las fibras musculares se repolarizan y vuelven al estado de descanso, se inscribe la onda T en el ECG.

En ciertos corazones, como los de enfermedad coronaria o lesión reciente causada por infarto de miocardio (crisis cardiaca), hay un umbral más bajo de fibrilación ventricular. Estos corazones es posible que nunca fibrilen realmente, pero corren un gran riesgo. Otro grupo que está especialmente expuesto a la

fibrilación ventricular son aquellas personas que han sido reanimadas después de un paro cardíaco y todavía no muestran ninguna prueba de crisis cardíaca. Estas personas corren el riesgo mayor de sufrir otra "muerte repentina".

Durante cada ciclo cardíaco, existe un corto espacio de tiempo durante el cual el corazón es especialmente vulnerable a la fibrilación ventricular, este es llamado período vulnerable y dura de 20 a 40 milisegundos, es aproximadamente coincidente con la inclinación superior, vértice, y la próxima inclinación hacia abajo de la onda T, un período durante el cual las células ventriculares se están repolarizando.

Cuando un impulso ectópico interrumpe el ciclo cardíaco del corazón normal durante la fase vulnerable, éste es generalmente bien tolerado.

El nódulo sinusal pronto vuelve a ganar control: Cuando un impulso ectópico interrumpe el ciclo cardíaco de un corazón con un riesgo alto, especialmente durante la fase vulnerable, ello puede provocar fibrilación ventricular. La recuperación de las células de los músculos

ventriculares no es uniforme y homogénea durante la fase de repolarización, y por lo tanto, ellas no son capaces de responder uniformemente. Esto puede fragmentar la respuesta del ventrículo en conjunto y puede resultar un caos eléctrico (fibrilación ventricular). Puesto que él está eléctricamente desorganizado mecánicamente. Esta es una definición simple de la desfibrilación ventricular.

D. FISILOGIA DE LA DESFIBRILACION.

De la misma manera que el corazón responde a un impulso eléctrico producido por el nódulo SA o marcapaso ectópico, también responderá a un impulso eléctrico externo. Nosotros nos damos cuenta de una sensación de hormigueo cuando nos es aplicado a la piel una corriente de 1 mA. Si se aplicara a la piel del tórax más de 50 a 100 mA., el corazón puede fibrilar. Si se transmitiera al tórax una corriente suficientemente grande, el resultado ya no sería fibrilación sino despolarización de la mayoría de las células ventriculares. Las células son mantenidas en este estado hasta que cese la corriente despolarizante. Tanto la

fibrilación continuada como el estado de despolarización continuado, por supuesto, podrían producir la muerte. La diferencia está en que cuando una corriente suficiente para producir despolarización, cesa, el marcapaso intrínseco normal del corazón puede volver a obtener el control, siempre que no haya transcurrido mucho tiempo. Cuando se quita la corriente necesaria para producir fibrilación ventricular, generalmente, ésta no cesa espontáneamente. No se "corregirá por si misma" la arritmia continúa y será fatal si no llega ninguna ayuda.

El desfibrilador actúa produciendo una corriente que es lo bastante potente para despolarizar una gran masa de células cardiacas. Al quitar la corriente, si una masa crítica (aproximadamente 75%) de las células están en la misma fase (recuperación), la desfibrilación ocurre y el módulo SA puede volver a ganar el control. La duración del pulso desfibrilador variará dependiendo del desfibrilador, pero puede ser tan solo de 4 milisegundos o de 35 milisegundos como máximo.

E. RESPIRACION.

Para monitoriar la respiración se usan los mismos electrodos del pecho utilizados en electrocardiografía. El circuito detector de respiración usa la cavidad torácica del paciente como un brazo de un puente de impedancia proporcional a los procesos de inspiración y expiración, modulando una portadora de 90 Khz. aplicada a través del puente. La señal es luego demodulada para desarrollar la forma de onda característica de la respiración, la cual es dimensionada con el control de sensibilidad colocado en el panel frontal del equipo. Una vez dimensionada la señal característica de la respiración es llevada a los circuitos de memoria, de donde se tomarán muestras para efectos de impresión o proyección en pantalla. La forma de onda de la respiración está modelada para enfatizar los puntos de cambio de impedancia producidos por la inhalación y exhalación.

F. PRESION ARTERIAL.

Las mediciones de presión arterial se las hace directamente en el sistema cardiovascular del paciente por medio de transductores especiales,

Para monitoriar la respiración se usan los mismos electrodos del pecho utilizados en electrocardiografía. El circuito detector de respiración usa la cavidad torácica del paciente como un brazo de un puente de impedancia proporcional a los procesos de inspiración y expiración, modulando una portadora de 90 Khz. aplicada a través del puente. La señal es luego demodulada para desarrollar la forma de onda característica de la respiración, la cual es dimencionada con el control de sensibilidad colocado en el panel frontal del equipo. Una vez dimencionada la señal característica de la respiración es llevada a los circuitos de memoria, de donde se tomarán muestras para efectos de impresión o proyección en pantalla. La forma de onda de la respiración está modelada para enfatizar los puntos de cambio de impedancia producidos por la inhalación y exhalación.

F. PRESION ARTERIAL.

Las mediciones de presión arterial se las hace directamente en el sistema cardiovascular del paciente por medio de transductores especiales,

construidos en base a un puente de Wheatstone unido mecánicamente a un diafragma flexible. El puente está eléctricamente balanceado de tal manera que cuando el diafragma está abierto a la atmósfera, la salida del transductor es hecha corresponder a cero. Mientras que, cuando el transductor está cerrado a la atmósfera y abierto a la línea hidráulica en correspondencia con la línea arterial, el diafragma se mueve en respuesta a los cambios cíclicos de presión de acuerdo con cada contracción cardiaca. Estos movimientos son convertidos en una señal eléctrica variable y es procesada para crear ondas de presión para ser mostradas en la pantalla de un monitor.

2.2. MONITOREO DE FRECUENCIA CARDIACA.

Esta sección provee una sencilla descripción de los circuitos contenidos en los modelos convencionales de electroscopios, teniendo en cuenta ligeras diferencias entre unos y otros.

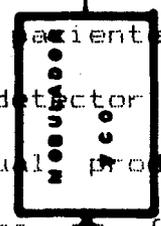
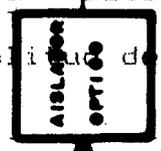
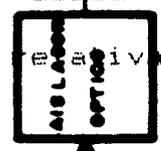
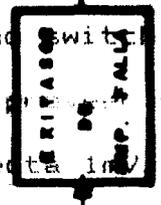
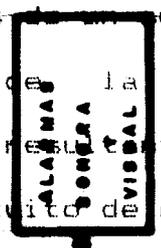
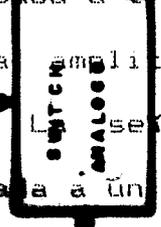
Refiriéndonos a la figura No. 2, podemos observar que la señal ECG es amplificada es una sección eléctricamente aislada y entonces transferida a un circuito no aislado a través de aisladores

CONTROLES DE SENSIBILIDAD

ópticos. Con el objeto de realizar tal transferencia, la señal amplificada de ECG modula una onda proveniente de un oscilador de voltaje controlado, habilitando así la señal para pasar por el aislador óptico. La señal es entonces demodulada y pasada a través de un switch análogo que controla la amplitud de la señal ECG amplificada. La señal resultante es luego filtrada y aplicada a un circuito de memoria para futuro procesamiento y eventual presentación sobre una pantalla de una unidad TRC o presentación numérica digital. El mismo switch análogo está incorporado una sección para pruebas de calibración. Esta señal inyecta in a la entrada y puede ser usada para determinar, por comparación, la relativa amplitud de la señal ECG del paciente.

La señal del paciente de entrada es también aplicada a un detector de falla de cable de paciente, el cual produce una señal visual y auditiva de alarma de falla, si el cable del paciente es interrumpido (desconectado del paciente).

Esto es producido, si una condición de falla existe, por un desbalance captado en la entrada de



CABLE DE PACIENTE



FIG. 2

ópticos. Con el objeto de realizar tal transferencia, la señal amplificada de ECG modula una onda proveniente de un oscilador de voltaje controlado, habilitando así la señal para pasar por el aislador óptico. La señal es entonces demodulada y pasada a través de un switch análogo que controla la amplitud de la señal ECG amplificada. La señal resultante es luego filtrada y aplicada a un circuito de memoria para futuro procesamiento y eventual presentación sobre una pantalla de una unidad TRC o presentación numérica digital. En el mismo switch análogo está incorporado una sección para proveer una señal de calibración. Esta señal inyecta 1mV. a la entrada y puede ser usada para determinar, por comparación, la relativa amplitud de la señal ECG del paciente.

La señal del paciente de entrada es también aplicada a un detector de falla de cable de paciente, el cual produce una señal visual y auditiva de alarma de falla, si el cable del paciente es interrumpido (desconectado del paciente).

Esto es producido, si una condición de falla existe, por un desbalance captado en la entrada de

la etapa detectora de falla. Este desbalance es llevado a través de un aislador óptico a la etapa excitadora de fallas la que provee un voltaje de referencia para prender las alarmas sonoras y visuales colocadas en la parte frontal del equipo.

Otra forma de descripción habitual es la presentada en la fig. No. 3, cuyos bloques numerados incorporan los siguientes circuitos:

1. Preamplificadores.
2. Frecuencia (ritmo cardiaco).
3. Muestreo.
4. Grabador (impresor).
5. Presentación numérica digital.
6. Cargador.
7. Fuente de poder.

El bloque preamplificador (1.) acepta la señal ECG del paciente vía cable de cinco líneas o por medio de las palas del desfibrilador, suma las señales resultantes e interpone aislación eléctrica entre el paciente y los subsecuentes circuitos de ampliación y procesamiento.

El bloque de frecuencia (2.) provee la ampliación final de la señal de ECG, una señal de calibración y controla las dimensiones de la señal ECG de

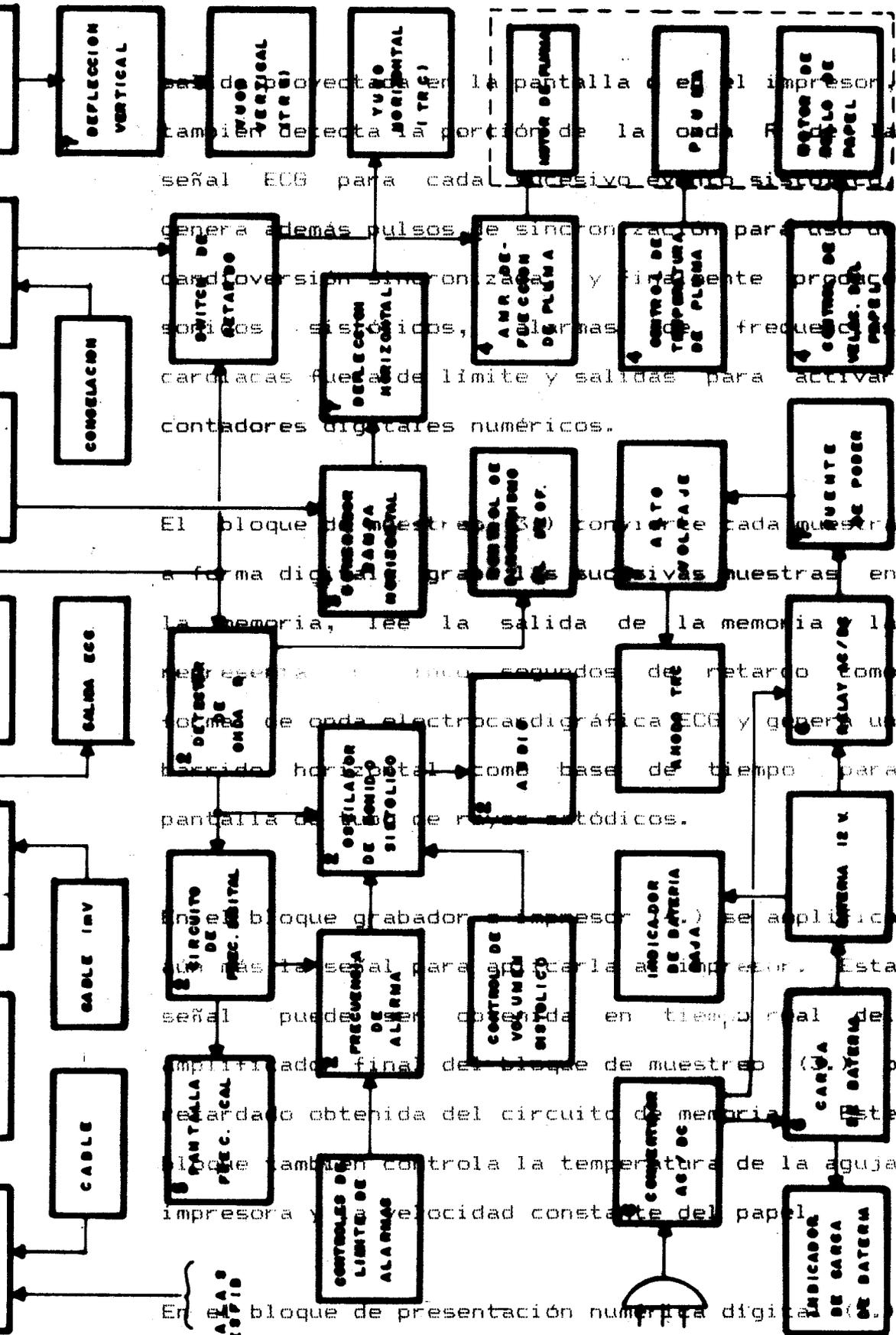


FIG. 3

El detector detecta la porción de la onda R de la señal ECG para cada muestra sucesiva. Este sistema genera además pulsos de sincronización para uso de un convertidor sincronizado y finalmente produce sonidos síncronicos, alarmas de frecuencia cardíaca fuera de límite y salidas para activar contadores digitales numéricos.

El bloque de memoria (3) convierte cada muestra a forma digital y graba las sucesivas muestras en la memoria, lee la salida de la memoria y la representa en un tiempo de retardo como forma de onda electrocardiográfica ECG y genera un tiempo horizontal como base de tiempo para pantalla de onda de ritmo rítmicos.

Este bloque grabador e impresor (se aplica a la señal para grabarla e imprimirla). Esta señal puede ser controlada en tiempo real del imprimidor final del bloque de muestras (o retardado obtenida del circuito de memoria). Este bloque también controla la temperatura de la aguja impresora y la velocidad constante del papel.

En el bloque de presentación numérica digital se controla, mediante un detector de onda R, un

salida proyectada en la pantalla o en el impresor, también detecta la porción de la onda R de la señal ECG para cada sucesivo evento sistólico, genera además pulsos de sincronización para uso de cardioversión sincronizada, y finalmente produce sonidos sistólicos, alarmas de frecuencias cardiacas fuera de límite y salidas para activar contadores digitales numéricos.

El bloque de muestreo (3.) convierte cada muestra a forma digital, graba las sucesivas muestras en la memoria, lee la salida de la memoria y la representa con cinco segundos de retardo como forma de onda electrocardiográfica ECG y genera un barrido horizontal como base de tiempo para pantalla de tubo de rayos catódicos.

En el bloque grabador o impresor (4.) se amplifica aún más la señal para aplicarla al impresor. Esta señal puede ser obtenida en tiempo real del amplificador final del bloque de muestreo (3.) o retardado obtenida del circuito de memoria. Este bloque también controla la temperatura de la aguja impresora y la velocidad constante del papel.

En el bloque de presentación numérica digital (5.) se controla, mediante un detector de onda R, un

sistema de indicación visual y sonora de cada latido del corazón.

En los bloques (6.) y (7.) se rectifica la corriente alterna de la línea, se carga las baterías como fuente alterna y selecciona a ésta cuando no hay suministro de energía eléctrica en la línea y monitorea el estado de la batería.

CIRCUITOS DE DESFIBRILACION.

Como complemento de los circuitos que conforman el sistema de monitoreo de electrocardiografía tenemos que considerar los circuitos de desfibrilación los que consisten básicamente de un panel de control, un capacitor e inductor almacenados de alta energía, un cargador del capacitor, el control del desfibrilador principal, las palas o electrodos, un relay de transferencia para la descarga de los capacitores, una carga fantasma para prueba y una batería de 12 V. y un amperio-hora.

Un abreviado y cruzado diagrama de bloques de funciones modulares es tratado en los siguientes párrafos en conjunción con la figura No. 4.

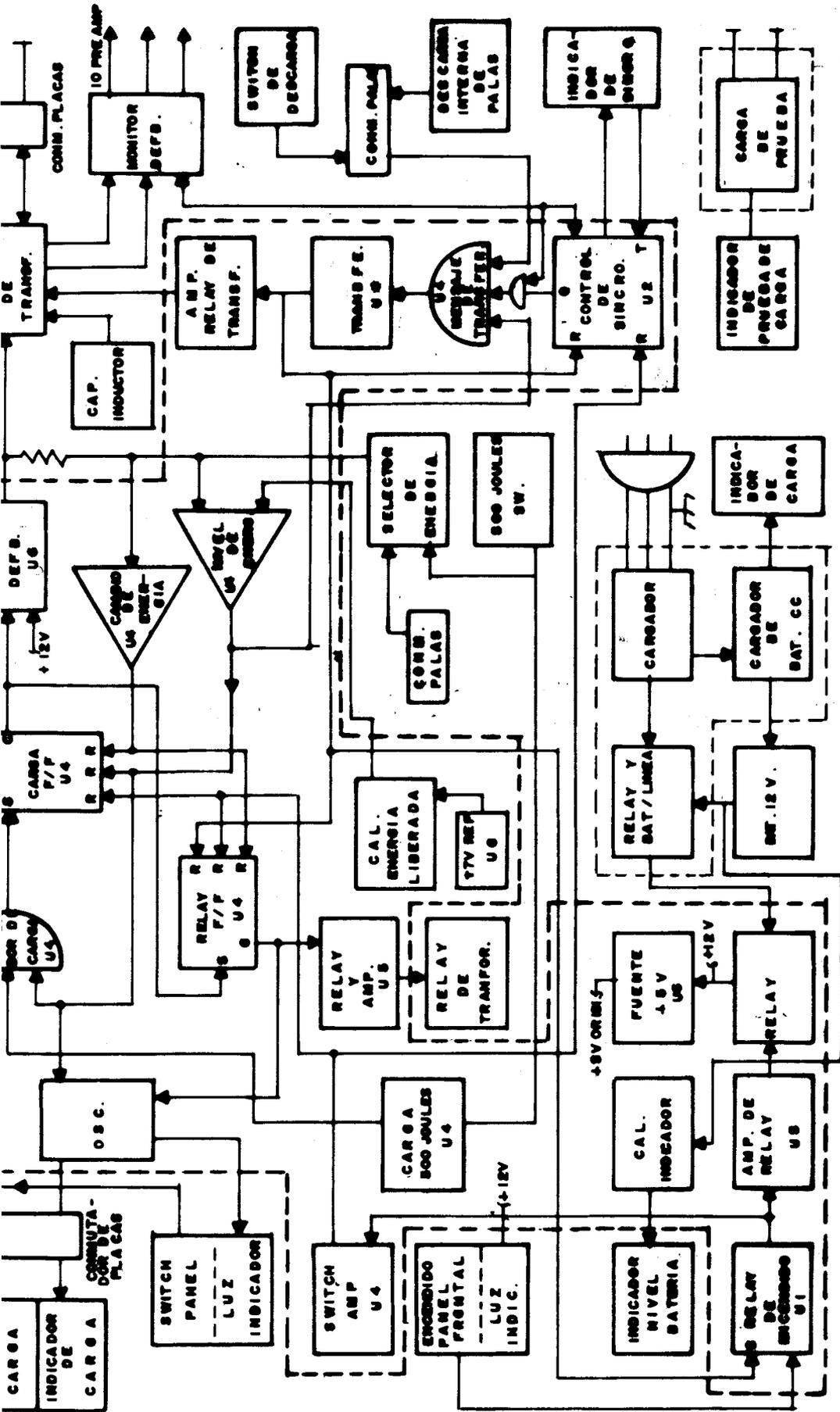


FIG 4

El encendido inicial con el switch en el panel frontal, activa el circuito "flip-flop" U1 y éste alimenta al amplificador de relay U5 y como resultado el relay K1 deja pasar los 12 Volt. provenientes de la fuente seleccionada por el relay línea-batería, produciendo un voltaje de +5 V. en el módulo U6. Como otro resultado carga al "flip-flop" U4, recibiendo temporalmente un pulso que lo pone en condición de no-carga.

Una vez que el operador ha seleccionado el nivel de energía que sea requerido, el comparador de descarga y los comparadores de nivel de energía localizados en U4, sensan una fracción del voltaje establecido en el capacitor almacenador de alta energía.

Cuando el operador activa el switch de carga, el estado del flip-flop cambia a condición de carga, como resultado, un oscilador comenzará a producir oscilaciones que cíclicamente habilitarán un cambio a través del primario de un transformador con núcleo de alta permeabilidad magnética. Una corriente DC proveniente de la fuente +12 V. fluye por el primario del transformador durante los periodos cíclicos de encendido y es interrumpida durante los periodos de apagado, produciendo

pulsos inducidos de alto voltaje en el secundario del transformador, y la energía así obtenida es almacenada en el capacitor. Cuando el voltaje sensado por el comparador de nivel de energía llega al nivel deseado, la salida del comparador produce la transición del "flip-flop" a estado de no-carga. Una vez con la carga completada el operador puede producir la descarga pulsando simultáneamente los switches colocados en ambas palas del desfibrilador. En modo de sincronismo otra condición es requerida para la descarga del condensador; esto es, recibir un pulso sistólico proveniente del electrocardiógrafo.

2.3. MONITOREO DE LA RESPIRACION.

El circuito de respiración provee una fuente de AC de baja corriente que actúa como portadora a 90 Khz. aplicada a los cables del paciente. La cavidad torácica del paciente actúa como un brazo de puente de Wheatstone; cambios en la respiración produce cambios en la impedancia. Estos cambios modulan la portadora, la cual es luego demodulada y la señal resultante es procesada para determinar las pendientes correspondientes a la exhalación, estas pendientes son contadas e integradas para obtener una señal análoga de DC y luego procesada

digitalmente para efectos de obtener la frecuencia de respiración.

Para la siguiente discusión nos referimos a la figura No. 5. El transformador de aislación de la portadora de respiración, T1, está acoplado a los terminales activos de ECG del paciente. DS1 y DS2 son protecciones de pico provenientes del desfibrilador.

Los choques L1 y L2 suprimen la portadora de respiración a la entrada del amplificador de ECG. A1 es un oscilador Colpitts a 90 Khz.

El puente de Wheatstone está compuesto por R1, R2, R3 y la reluctancia del primario de T1, resultando una portadora modulada en amplitud presentada a la entrada del amplificador diferencial A2. La modulación es típicamente 0.01% de la amplitud de la portadora. La portadora modulada en A2 es aplicada al demodulador A3, donde es cancelada su portadora, obteniendo a la salida una forma de onda de respiración con una amplitud de 4 mV/Ohm de cambio de impedancia torácica. La amplitud de la forma de onda es ajustada por el control de sensibilidad del demodulador S1.

La forma de onda de respiración es acoplada al bloque A4 para eliminar la componente DC la cual es proporcional al promedio de la impedancia torácica y es muestreada para efecto de detección de falla de terminales de respiración. La señal a la salida de A4 es filtrada de armónicas por el filtro activo A5 con un paso de banda de 2.5 Hz. A6 es un inversor para que las formas de onda correspondientes a la inhalación aparezcan positivas en la pantalla del monitor.

La central de operación del detector de apnea es A13, un contador binario con capacidad de cuenta de 2.048, más un contador auxiliar de décadas. Una frecuencia de reloj para el contador binario es desarrollado por A11 el cual es configurado como un oscilador de frecuencia programable, permitiendo que el lapso entre la partida y el final del conteo del contador binario sea seleccionable. Otras funciones necesarias para la implementación del detector lógico de apnea está contenido en A12.

Un episodio de apnea que exceda el tiempo de retardo seleccionado, permitirá al contador principal, A13, alcanzar su cuenta máxima de 2.048, produciendo una alarma sonora y luminosa de

apnea, hasta que la frecuencia de respiración sea reasumida.

El bloque A8 es usado para sensar un impropio contacto de los electrodos en el paciente. Bajo circunstancias normales, las paredes torácicas reflejan aproximadamente 1 Kohm. de impedancia al primario de T1. Con electrodos desconectados, flojos o reseco este valor será mucho más alto, produciendo un marcado desbalance en el puente de entrada, causando en la salida del amplificador de portadora A2, una forma de onda de portadora en o cerca de saturación y como resultado aparecerá una línea recta en la pantalla, una lectura de cero en el contador digital y una alarma audible y visible se hará presente.

2.4. MONITOREO DE LA PRESION ARTERIAL.

Los métodos para la medición de la presión sanguínea pueden ser clasificados por su técnica de aplicación en no-invasivos e invasivos. Los instrumentos de medición electrónicos para el monitoreo de la presión arterial, aplican el método invasivo, es decir, que se hace necesario incidir en el interior del organismo para realizar la medición, procedimiento que consiste en

introducir en cateter en la vena o arteria donde se desea hacer la medición; este cateter está lleno de solución salina que continuamente aporta una botella auxiliar de modo que no existan burbujas de aire en la línea hidráulica. Una vez situado el cateter en su lugar se conecta éste a un transductor el que está diseñado para sensar los cambios de presión, transmitidos a través de la columna líquida, convirtiéndolos luego en pulsos eléctricos para su posterior procesamiento.

El transductor contiene un transformador diferencial variable (LVDT) íntimamente ligado a un diagrama de presión hidráulica. El transformador es excitado por un oscilador mediante una frecuencia portadora que luego es modulada por acción del transductor cuando es movido por los cambios de presión originados en el sujeto. Fig. No. 6.

La portadora modulada es aplicada a un amplificador diferencial para proveer una alta estabilidad a la entrada aún en ausencia de señal, consiguiendo a su salida un estándar equivalente a 1.25 V. por cada 100 mmHg. La señal así obtenida es luego demodulada y filtrada para después ser nuevamente amplificada con rangos de ganancia

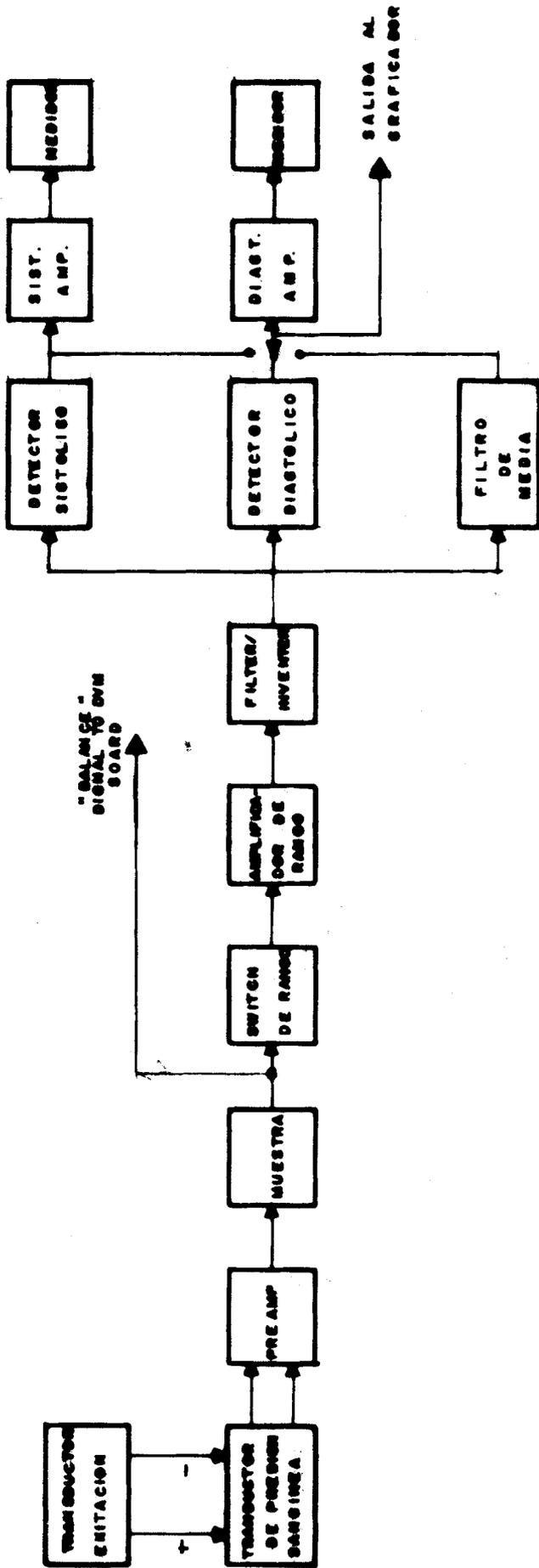


FIG. 6

seleccionables desde el panel frontal con el objeto de tener formas de ondas uniformes y de diferente amplitud.

La salida del amplificador de rango seleccionable es aplicable a un filtro pasa-bajo de 40 Hz. que a la vez invierte la señal y la deja lista para ingresar simultáneamente a los detectores de presión sistólica, diastólica y filtro de presión media cuyas salidas son finalmente seleccionadas para ser mostradas en una pantalla de TRC o en presentación numérica digital, previo procesamiento en circuitos de deflección y conversores analógicos-digital respectivamente.

CAPITULO III

CALIBRACION DE EQUIPOS DE MONITOREO

Aunque, en principio, las magnitudes a medir en un ser vivo son análogas a las que se acostumbra en los procesos industriales, las dificultades específicas de este tipo de medidas hacen que muchos de los principios utilizados por la industria sean totalmente inaplicables en este caso. Por ello los transductores y las técnicas de medida utilizadas en Ingeniería Biomédica forman un apartado con elementos diferenciadores muy claros con respecto a la instrumentación electrónica industrial. Ya varios de los primeros intentos de utilizar transductores industriales para realizar medidas biológicas sobre pacientes fracasaron; por tal motivo, se comenzó a desarrollar la idea de la creación de una especialidad de Ingeniería Biomédica en muchos países, que adaptase las tecnologías existentes y crease otras propias para solventar los problemas de medida planteados a la medicina.

De esta forma también se trata de contribuir a resolver la aparente contradicción de disponer de una tecnología

muy avanzada, que se manifiesta en sorprendentes realizaciones industriales y que se utiliza, en gran parte, para el cuidado de la salud, pudiendo hacerlo con muy buenos resultados.

A fin de estudiar cuales son las particularidades de las medidas en los procesos de calibración conviene realizar antes una mínima clasificación. Desde el punto de vista que las medidas industriales, las realizadas sobre seres vivos pueden ser directas o indirectas, dependiendo de que el parámetro a medir sea el que modifique directamente la salida del transductor o bien sea un efecto de la variación del parámetro lo que haga evolucionar efectivamente la salida del transductor.

Conviene a propósito de esta idea, recordar cierta terminología muy apropiada para el caso de las medidas biológicas.

La propiedad transducible de un fenómeno es aquella que, de entre las suyas, se elige para obtener una conversión a señal eléctrica de las modificaciones o estado del fenómeno estudiado.

Por otra parte, el principio de transducción es aquel fenómeno que permite realizar una conversión de

energía, elegido para convertir la propiedad transducible en señal útil, generalmente eléctrica, que permita el procesamiento de la información obtenida.

Una característica muy importante de los equipos de monitoreo y sus transductores, ha de ser la de que debe resultar sencilla su calibración periódica por personal no especializado técnicamente, lo que obliga a diseñarlos de forma que los métodos de calibración puedan ser fácilmente instrumentados sin necesidad de disponer de equipos patrón. A diferencia de los equipos de medida industriales, los equipos biomédicos deben ser utilizados por personal no tecnificado que, en la mayoría de los casos, ignora el principio de funcionamiento de los equipos que utiliza, por lo que resulta un factor de primer orden para el resultado de la medida, la sencillez de manejo, procurando que el número y complejidad de las operaciones a realizar durante la medida sea el mínimo posible. Desde la técnica de medida hasta el tipo de conectores de los transductores, han de ser objeto de normalizaciones estrictas, de forma que resulte fácil el intercambio de transductores o la utilización de diversos tipos con un mismo equipo, dado el alto costo que éstos implican y las pocas disponibilidades financieras de muchos centros hospitalarios.

3.1. ORGANIZACION DEL MANTENIMIENTO.

Lo más razonable, es que los problemas de mantenimiento se tengan que plantear como una verdadera reorganización de todo o parte del departamento, sustituyendo así prácticas inconexas por todo un programa con carácter preventivo, correctivo y predictivo.

En este caso, de un modo aproximado y teniendo en cuenta las infinitas variedades que puede ofrecer cada departamento de mantenimiento en particular, pueden seguirse las sucesivas fases del plan que se expresan a continuación:

A. Recopilar toda la información posible sobre máquinas, equipos e instalaciones que vamos a proteger, formando un eficaz fichero de características en donde además aparezca la referencia del pedido, valor, ubicación, repuestos pedidos, etc.

B. Un examen periódico de estas fichas nos indicará las partes del equipo que deben irse excluyendo del plan. Lógicamente no tiene interés seguir definiendo un equipo cuando los costos de inspección y de revisión sean

superiores a los de sustitución de piezas averiadas.

- C. Establecer los ciclos de vigilancia y habilitar los registros de inspección de trabajos realizados por concepto de mantenimiento, reparación y recambio.

- D. Establecer el programa de capacitación del personal de mantenimiento, apoyado en las necesidades reales de atención a los equipos, emanados de las rutinas de mantenimiento preventivo, justificadas por las recomendaciones de los fabricantes y las características propias de operación de la unidad que se está ejerciendo el mantenimiento.

- E. Modificar en caso necesario mediante estudios estadísticos y análisis de puestos las actividades propias de cada una de las categorías presentes en los prefesiogramas para personal de mantenimiento.

- F. Examen crítico para poner en evidencia los elementos que requieren mayor protección (Mantenimiento Predictivo).

G. Establecer el programa final de mantenimiento consiguiendo los costos mínimos para lo cual hay que llegar a que la visita de los inspectores o revisadores no sean muy frecuentes, pero que tengan en cambio la máxima eficiencia.

Para la planeación de un sistema de trabajo, es primordial ajustarse a una secuencia lógica que nos limita a las necesidades que nacen del sistema existente y de la política de la Institución. Los pasos más comunes a seguir son :

1. Identificación del equipo.
2. Elaboración del proyecto.
3. Participación del proyecto al personal.
4. Implantación.
5. Evaluación.

El cuadro 1, de este tema nos indica los pasos a seguir para planear el mantenimiento.

Ya habiendo planeado el trabajo, es necesario programar el mismo por medio de cualquiera de los sistemas que se aplican en los diferentes Departamentos de Mantenimiento: El Kardex de Mantenimiento y las Rutinas de Mantenimiento, sistemas que en forma general se describen a

continuación:

Kardex de Mantenimiento.

- A. Deben existir fichas donde figuren las características de cada equipo, nacidas del inventario levantado, del catálogo del fabricante y del manual de operación y fecha de instalación.

- B. Deben existir fichas donde se pueda determinar la frecuencia de operación a realizar.

- C. Fichas de forma de revisión y reparación en forma individual para cada unidad. Esta hoja es la forma de mantenimiento preventivo.

- D. Por último tenemos el registro de los trabajos realizados, el material empleado y la mano de obra invertida en cada equipo. Es una ficha de recopilación de averías y reparaciones en donde debe constar el funcionamiento del equipo, la causa de las fallas y la medida que se tomó para repararlo.

Rutinas de Mantenimiento.

Consisten, a grandes rasgos, en programar los trabajos a realizar a determinados equipos e instalaciones, con una frecuencia predeterminada, indicando desde luego el recorrido, procedimientos, herramientas materiales y tiempo necesario para que cada trabajador realice en forma rutinaria su labor. Las rutinas de mantenimiento requieren menor carga de trabajo para la oficina de mantenimiento y lógicamente menor costo en la labor de la Administración de Mantenimiento.

Cabe aclarar que este sistema es más conveniente para programar y realizar más del 60% de los trabajos de mantenimiento en la mayor parte de los centros hospitalarios.

Programación del Mantenimiento Preventivo.

Con anterioridad ya se expuso que el mantenimiento preventivo "se adelanta a los hechos", es decir, prevé las necesidades de ajustes, lubricación reparación, etc. que requieren los equipos. Para proveer estas necesidades el jefe de mantenimiento se apoya en la experiencia del fabricante, del

distribuidor del equipo, del personal técnico y de su propia experiencia. Estas experiencias y conocimientos son los que dictan "qué hay que hacer y cada cuándo hay que hacerlo".

Aún así al jefe de mantenimiento le sería difícil establecer un sistema de mantenimiento preventivo sin la ayuda de un programa. El programa implica el decidir en qué día, mes y año deben realizarse las actividades de mantenimiento preventivo, al mismo tiempo muestra el camino para evitar que en un determinado día o mes se tenga exceso de trabajo o por el contrario haya personal desocupado.

La programación del mantenimiento además ayuda a establecer prioridades en la atención de los equipos, a distribuir las cargas de trabajo del personal de mantenimiento, a controlar oportunamente las existencias de bodega de materiales, a determinar las características de conocimientos y destrezas necesarias en el personal y a preveer las herramientas y equipos de calibración indispensables para la realización del mantenimiento. Por otra parte, sólo a partir de un programa de mantenimiento establecido, se pueden sacar conclusiones para determinar si la

distribuidor del equipo, del personal técnico y de su propia experiencia. Estas experiencias y conocimientos son los que dictan "qué hay que hacer y cada cuándo hay que hacerlo".

Aún así al jefe de mantenimiento le sería difícil establecer un sistema de mantenimiento preventivo sin la ayuda de un programa. El programa implica el decidir en qué día, mes y año deben realizarse las actividades de mantenimiento preventivo, al mismo tiempo muestra el camino para evitar que en un determinado día o mes se tenga exceso de trabajo o por el contrario haya personal desocupado.

La programación del mantenimiento además ayuda a establecer prioridades en la atención de los equipos, a distribuir las cargas de trabajo del personal de mantenimiento, a controlar oportunamente las existencias de bodega de materiales, a determinar las características de conocimientos y destrezas necesarias en el personal y a preveer las herramientas y equipos de calibración indispensables para la realización del mantenimiento. Por otra parte, sólo a partir de un programa de mantenimiento establecido, se pueden sacar conclusiones para determinar si la

frecuencia de inspección y si las actividades de operación realizadas son las adecuadas técnicas y económicamente y por lo tanto tener bases para la evaluación de la operación de un sistema de mantenimiento preventivo.

En resumen, por medio de la programación podemos lograr una administración óptima y dinámica del mantenimiento.

3.2. PARAMETROS DE LA CALIBRACION.

Todas las señales bioeléctricas se miden mediante diferentes tipos de dispositivos denominados electrodos, cuyo principio es siempre el mismo, es decir, convertir las corrientes iónicas producidas por la distribución de potencial creada en el interior del tejido vivo, en corrientes electrónicas que pueden ser transmitidas a lo largo de conductores y tratadas de forma adecuada posteriormente mediante instrumentación electrónica convencional. Dado que estas corrientes son de magnitudes pequeñísimas es conveniente normalizar al máximo las condiciones de fabricación y luego de colocación de los electrodos sobre el paciente, a fin de no introducir un error a priori en las medidas.

La gran mayoría de los equipos biomédicos, especialmente aquellos destinados al monitoreo de signos vitales, han sido diseñados para, mediante procesos de calibración, compensar los errores que, por efectos de manipuleo, corrientes parásitas, corrientes de fuga, acoplamiento capacitivo e inductivo, etc. pudieran darse. Estas técnicas de calibración contemplan dos alternativas: una para ser realizada por personal técnico calificado y otra que podrá ser desarrollado por personal hospitalario debidamente entrenado. La primera es realizada dentro del equipo, en el circuito electrónico mismo y con la ayuda de instrumentos de medida y calibración de confiable precisión y se lo puede hacer en periodos semestrales y anuales. La segunda alternativa se la hace mediante procedimientos fáciles y rápidos a través de controles externos colocados convenientemente en el panel frontal del equipo, asimismo, esta calibración ha de hacerse o comprobarse cada vez que se use el equipo. Las técnicas de calibración practicadas dentro de los equipos realizadas por personal calificado son muy diversas y cambian notablemente de un fabricante a otro, presentando para cada caso sus propios procedimientos de calibración que tiene que hacer

el personal hospitalario sobre estos equipos tienen bastante en común para las diferentes marcas. Es a este tipo de calibración que nos referiremos en las siguientes líneas.

A. MONITOR DE ECG

Una vez instruido al personal sobre el manejo del equipo y familiarizado con las funciones de cada uno de los controles, el proceso de calibración se hará cada vez más fácil, llegando en poco tiempo a ser una operación instintiva y natural. Hasta que esto suceda se deben seguir los siguientes pasos:

1. Seleccionar el terminal de ECG deseado con el switch de terminales. Si está usando tres electrodos puede escoger entre las posiciones I, II o III, si está usando cinco electrodos puede escoger entre las anteriores más los terminales AVL, AVR o AVF, según el resultado que se quiera diagnosticar.
2. Observe la señal ECG en la pantalla del monitor y ajuste su amplitud de acuerdo a sus propósitos con el switch de sensibilidad

que dispone generalmete de cuatro posiciones: 0.5, 1.0, 2.0, y 5.0 cm/mV. Como regla general se aconseja usar la posición más baja que produzca resultados aceptables ya que sensibilidades altas se amplificarán junto con la señal útil señales espúreas, produciendo lecturas erróneas que provocaría la activación de las alarmas.

3. Después de tener una señal satisfactoria de ECG seleccione la sensibilidad del medidor de frecuencia cardiaca, ajustando el control respectivo, empezando por el mínimo valor numérico que dé lecturas confiables, esto es, dentro de los parámetros normales.

Así como en el caso anterior, ajustes de sensibilidad mayores provocarán errores en la lectura digital. Una lámpara indicadora encenderá cada vez que una onda R aparezca; si se necesita una señal audible que indique la presencia de la onda R, ajuste el control de volumen a su nivel deseado.

4. Con el medidor de frecuencia contando continuamente, seleccione los niveles numéricos mínimos y máximos de las lecturas

permisibles que deban darse en ese determinado paciente, ajuste que se hace con los controles de límite de alarmas.

B. MONITOR DE PRESION ARTERIAL

La calibración de un monitor de presión arterial consiste principalmente en los ajustes que han de realizarse en el equipo con el objeto de adaptar las características de un transductor de presión al circuito electrónico del monitor.

Un transductor teóricamente perfecto no debería presentar ninguna señal de salida cuando éste está abierto, es decir, expuesto a la presión atmosférica, sin embargo ningún transductor es perfecto y sí producen alguna señal de salida en las condiciones señaladas, por lo que los monitores tienen un botón denominado "BALANCE" el cual compensa esta pequeña señal tomándola como cero de referencia.

Los transductores de presión son fabricados en un rango muy estrecho de tolerancia y raramente dos transductores del mismo tipo proveen niveles de señales idénticos a igual presión

aplicada. Así, cada transductor requiere algún grado de compensación para brindar características de amplitud de señal dentro del alineamiento exacto. Este grado de compensación característico para cada transductor es llamado Factor de Calibración.

El Factor de calibración es un número decimal que expresa la diferencia de salida entre el transductor en uso y la salida de un transductor teóricamente perfecto. Un transductor teóricamente perfecto tiene un factor de calibración de 1.0, esto significa que su señal de salida para una presión aplicada dada es justamente el nivel correcto para producir en la pantalla el valor de la presión aplicada. Si embargo la mayoría de los transductores producen una señal que es ligeramente más alta o más baja que un transductor perfecto, valores que oscilan entre 0.8-0.98 para aquellos que producen más altas lecturas de salida y 1.02-1.2 para los de más bajas salidas.

Con el objeto de hacer que cualquier transductor se comporte como un transductor perfecto, la ganancia del amplificador debe ser

ajustada, aumentando para los que tienen baja salida y disminuyendo en el caso contrario. Por eso el factor de calibración es un número que nos indica cuánto ajuste es requerido para obtener una lectura de presión exacta en el medidor. Una vez que este número es conocido, puede ser escrito en una etiqueta y pegado al conector del transductor.

3.3. INSTRUMENTACION DEL MANTENIMIENTO.

En el desarrollo de un plan de mantenimiento de monitores de signos vitales, es necesario considerar de una manera especial la instrumentación con que ha de contarse para garantizar una buena calidad de trabajo. La experiencia del ingeniero en esta rama no es suficiente para la determinación de los parámetros de calibración si no cuenta con equipos de confiable exactitud y de funciones específicas. A continuación se detallan los principales equipos y sus especificaciones básicas para esta clase de mantenimiento.

1. SIMULADOR DE PULSOS CARDIACOS.

Este equipo debe proveer señales confiables de calibración en ondas triangulares, cuadradas, de pulsos, senoidales y pulsos cardiacos normales, para la verificación del comportamiento de los monitores de ECG. Debe cumplir especificaciones tales como:

Onda triangular: 2 Hz.

Onda cuadrada : 0.125 - 2.0 Hz.

Pulsos : 30 y 60 BPM ancho 63 mseg

Onda senoidal : 16-32-64-128 Hz.

Ritmo cardiaco : 30-60-120-180-240 BPM

Amplitud variable: 0.5-1.0-1.5-2.0 mV. +/- 5%

para todas

Exactitud : 1%

Alimentación : Baterías.



BIBLIOTECA

2. SIMULADOR DE ARRITMIAS

Este equipo debe estar diseñado para probar las unidades de monitoreo de anomalías cardíacas, tal es el caso de las arritmias, y debe ser capaz de generar por lo menos una docena de modelos para el reconocimiento de la buena operación del monitor.

3. ANALIZADOR DE DESFIBRILADOR

Conociendo la alta energía liberada por un desfibrilador, es crucial asegurarse el efectivo funcionamiento de este equipo.

Las pruebas regulares del desfibrilador nos permitirán la verificación de las magnitudes de la energía almacenada versus la energía liberada y además asegurar que el modo de sincronización esté operando apropiadamente. El analizador de desfibrilador que se use para estas pruebas deberá hacer estas verificaciones mientras simula la resistencia del cuerpo humano. Debe también presentar lecturas ya sean analógica o digital de la energía medida en Joules o vatios/segundos.

4. CALIBRADOR DE SISTEMAS DE PRESION SANGUINEA.

Con el objeto de obtener morfológica y dimencionalmente correctas mediciones directas de presión sanguínea, es necesario que la presión en el transductor sea equivalente a la presión en la punta del cateter colocado en el torrente sanguíneo.

La transferencia hidráulica de presión desde la punta del cateter al transductor es lograda a través

de una serie de componentes específicos. Presiones sistólicas y diastólicas incorrectas y/o distorciones en forma de onda pueden ser el resultado de dos principales causas:

- a. Inapropiados componentes o mala función de éstos en el sistema hidráulico o eléctrico.

- b. La presencia incorrecta como resultado de una medición de presión arterial puede traer serias consecuencias clínicas en pacientes con enfermedades críticas. Como resultado, el personal del hospital a menudo cuestiona la validez de sus mediciones, por lo que se hace necesario la implementación de un instrumento de calibración para el sistema hidráulico y eléctrico del medidor-monitor de presión sanguínea, capaz de hacer evaluación precisa del transductor, del componente hidráulico (catetes, tubos de fluido, válvulas, domos, etc.) y debe además generar modelos de ondas normales y anormales a frecuencias entre 0 y 150 Hz. y debe medir presiones en el rango de -20 a 200 mmHg con una exactitud de ± 2 mmHg.

3.4. SUGERENCIAS TECNICAS

Es de suma importancia abordar en el tema de sugerencias técnicas para el uso de equipo biomédico, lo referente a las medidas de seguridad físicas del paciente y del operador.

Existen básicamente tres tipos de medidas de seguridad a adoptar cuando se utilizan equipos de medida cerca del paciente: Precauciones del tipo biológico, químico y eléctrico. En el presente informe nos ocuparemos de este último por ser el que presenta problemática cada día más compleja a medida que se introducen en el medio hospitalario tecnología más avanzada. Las precauciones de tipo eléctrico consisten en proteger al paciente de todo peligro procedente de fuentes de energía eléctrica.

Los efectos de la corriente eléctrica sobre el organismo se suelen cuantificar en términos de corrientes de pico que lo atraviesan total o parcialmente. A fin de tener una idea de órdenes de magnitud de los efectos nocivos que diferentes tipos de corrientes pueden ocasionar al cuerpo humano, se puedan dar ciertas reglas empíricas deducidas, la mayor parte de ellas, de experimentos en animales, por lo que es necesario extrapolar para un organismo de mayor tamaño como el hombre.

El umbral de sensibilidad eléctrica es la mínima corriente que un individuo es capaz de detectar en los dedos al tocar un conductor. Estadísticamente este umbral se sitúa alrededor de 1mA. para tensiones continuas o hasta unos 100 KHz. Desgraciadamente la frecuencia de la red cae dentro de la zona de más bajo umbral siendo al mismo tiempo el tipo de tensión más accesible y de mayor utilización.

Otro término manejado en protecciones eléctricas es la llamada corriente de reacción involuntaria. Esta corriente es la que, sin provocar graves efectos nocivos, puede dar lugar a ligeras

contracciones musculares que pueden producir movimientos involuntarios con peligro potencial de algún tipo de accidente secundario. Tal puede ser el caso de un cirujano en plena operación. Un orden de magnitud medio podrá ir desde 2 mA. hasta unos 10 mA. para frecuencias de 60 Hz.

En orden creciente de efecto se puede situar la llamada corriente de pérdida de control muscular. Esta corriente es suficiente para inervar los músculos próximos a los puntos de entrada y salida por lo que la posibilidad de contracción voluntaria se pierde, imposibilitando al sujeto de actuar en el sentido de liberarse del efecto. El valor de esta corriente varía con su frecuencia y es de aproximadamente 18 mA. para 60 Hz.

El corazón es un músculo muy vascularizado y que encierra, a su vez, una cantidad apreciable de sangre, por lo que será una zona preferida por las líneas de corriente. Por otra parte, dado que dicho órgano funciona de forma sincrónica, poniendo en juego un elaborado sistema bioeléctrico que hace contraerse, en los momentos precisos, a las diferentes cavidades cardiacas, el paso de corriente externa a su través, puede alterar por completo su funcionamiento normal, perdiendo así

su eficiencia como bomba del sistema circulatorio. Se dice que es este caso el corazón fibrila.

Todo ello contribuye a que el corazón sea el órgano vital más sensible ante un accidente eléctrico, dando lugar al concepto de corriente mínima de fibrilación. Se ha demostrado estadísticamente, a partir de una extrapolación de pruebas realizadas sobre perros y ovejas, que existe una relación empírica entre la amplitud de la corriente, aplicada en el exterior del cuerpo y el tiempo de aplicación para producir fibrilación ventricular. Tal relación dice que la corriente necesaria es inversamente proporcional a la raíz cuadrada del tiempo de aplicación, es decir:

$$\text{corriente de fibrilación} = K / \sqrt{T}$$

donde T se expresa en segundos y K es una constante que puede variar entre 116 y 185, expresando la corriente en mA.

La intensidad de la corriente necesaria varía, asimismo, casi linealmente con el peso del animal experimental, habiéndose establecido otra relación empírica de la forma:

$$\text{corriente de fibrilación} = 3,68P + 28,5$$

donde P es el peso expresado en Kg. Esta relación se obtuvo al aplicar tensiones de 60 Hz. al animal

(perros) durante 3 seg.

Uno de los factores más críticos es el diseño de los equipos de medida biomédicos suele ser el de evitar que se dé corrientes de fugas. Estas corrientes son las inducidas capacitivamente por los cables de la red que entran al aparato sobre su chasis, o bien por inducción electromagnética del transformador de alimentación. Para eludir este problema cabe seguir cuatro sugerencias básicas, no de forma alternativa sino, si es económicamente posible, simultáneas:

1. Disminuir, por construcción las corrientes de fugas. Esto es, procurando que los cables de red sean lo más cortos posible dentro de la caja del equipo para evitar el acoplo capacitivo. Asimismo, el transformador de alimentación deberá ir apantallado y aislado de la masa del chasis.
2. Disponiendo una derivación en paralelo con el paciente a masa de las corrientes de fuga. Para ello se suelen usar cables de alimentación con tres terminales, siendo el tercero el que va conectado a la masa general de la instalación.

En consecuencia, conviene crear la condición de espacio equipotencial en los alrededores del paciente. Para ello se suele situar una masa de cobre gruesa en su entorno, a la que se conecta el tercer hilo de los enchufes, cama, soporte de instrumental de cabecera, chasis de los equipos y demás zonas metálicas que lo rodean.

El peligro puede surgir si alguno de los hilos de masa de un aparato o el conectado a un enchufe se rompe, siendo el enchufe macho el más frágil por su mayor manipulación. Con el objeto de evitar esta circunstancia se debe rechazar el uso de enchufes hechos mediante moldeado plástico en una sola pieza, que no puedan abrirse para inspección recomendándose que periódicamente se hagan revisiones de todas las conexiones a masa de enchufes y equipos.

3. Abriendo el circuito de corriente de fugas. Si el paciente se encuentra dentro de su entorno equipotencial, se pueden reducir considerablemente la magnitud de las corrientes de fugas abriendo el circuito formado por los cables activos de la red, chasis, paciente,

masa, en algunos de sus puntos. Una forma de hacerlo consiste en insertar un transformador de aislamiento para alimentar al conjunto de instrumentación de medida que el paciente requiera.

4. Por último, una medida que puede evitar el macroshock dando aviso de que algo ocurre, consiste en utilizar un relé diferencial que abra el circuito de alimentación del equipo cuando las corrientes de fugas en el hilo de masa sean superiores a, digamos, 5 mA., en tal caso se puede encender una alarma y abrirse un relé conectado en serie con la alimentación.

CONCLUSIONES Y RECOMENDACIONES

En el presente trabajo se ha descrito temas acerca de la situación de los centros hospitalarios en el Ecuador en lo que tiene que ver con el mantenimiento de los equipos médicos en general y en lo ateniendo al mantenimiento de los equipos de monitoreo de signos vitales en particular. Se ha enfocado el mantenimiento desde el punto de vista del desarrollo del recurso humano así como el recurso físico complementando ambos hacia el recurso puramente técnico.

En lo que respecta al recurso humano se ha planteado la situación ideal en lo que tiene que ver con el personal necesario y sus campos técnicos de trabajo para cubrir las necesidades del mantenimiento. Con esta información se puede establecer una comparación con la situación actual para entrar a determinar la necesidad de vinculación del personal técnico a las áreas en las que se deben realizar programas de entrenamiento incluyendo los mecanismos y estrategias de capacitación.

Es necesario resaltar la necesidad de buscar formas de incentivar al personal que actualmente trabaja dentro

del sistema, especialmente al más calificado técnicamente (la mayoría de las veces con formación costeadada por el estado) para que permanezca vinculado al mismo en razón de que en la actualidad existe una gran demanda de personal técnico en la empresa privada en donde se llega a pagar hasta cuatro veces el salario que se devenga en el mismo campo en el sector oficial. Este punto es de mucha importancia porque de no lograr retener al personal que se prepare; el sistema no alcanzará el grado de desarrollo deseado.

Uno de los mecanismos para incentivarlo es el de poder disponer de remuneraciones salariales y primas técnicas que estén de acuerdo con el grado de preparación técnica y con las responsabilidades Técnico administrativas que se van a tener en el desempeño de las funciones.

Otro mecanismo es brindar al personal la posibilidad de participar en programas de actualización técnica y actividades de educación continuada asistiendo a cursos realizados en el país o con becas de entrenamiento en el extranjero.

Una vez establecido el esquema de organización del mantenimiento y determinado los programas del mismo y de haber presentado las necesidades en materia de

del sistema, especialmente al más calificado técnicamente (la mayoría de las veces con formación costeadada por el estado) para que permanezca vinculado al mismo en razón de que en la actualidad existe una gran demanda de personal técnico en la empresa privada en donde se llega a pagar hasta cuatro veces el salario que se devenga en el mismo campo en el sector oficial. Este punto es de mucha importancia porque de no lograr retener al personal que se prepare; el sistema no alcanzará el grado de desarrollo deseado.

Uno de los mecanismos para incentivarlo es el de poder disponer de remuneraciones salariales y primas técnicas que estén de acuerdo con el grado de preparación técnica y con las responsabilidades Técnico administrativas que se van a tener en el desempeño de las funciones.

Otro mecanismo es brindar al personal la posibilidad de participar en programas de actualización técnica y actividades de educación continuada asistiendo a cursos realizados en el país o con becas de entrenamiento en el extranjero.

Una vez establecido el esquema de organización del mantenimiento y determinado los programas del mismo y de haber presentado las necesidades en materia de

recursos humano, se analiza a continuación las necesidades en materia de recurso físico, entendiéndose como tal el conocimiento en detalle de las áreas que corresponden a las edificaciones, instalaciones, sistemas, equipos a los cuales se les va a dar servicio y a los instrumentos de medida y herramientas con que se cuenta para el mantenimiento, con un conocimiento pormenorizado de su estado de funcionamiento, problemática y posibilidad de recuperación teniendo en cuenta los aspectos de conveniencia económica.

Se debe poseer la información técnica que permita dar servicio a todos los componentes del sistema y de esta manera evitar las improvisaciones y las intervenciones sin el conocimiento técnico necesario lo cual tiene como conclusión un daño mayor al que tenía inicialmente.

Para el desarrollo de los programas de mantenimiento previstos se deben disponer de herramientas y equipos de medida confiables al igual que de áreas para talleres donde se puedan hacer trabajos que no pueden ser efectuados directamente en el lugar de funcionamiento de los equipos.

También se ha hecho una breve descripción de los procedimientos de monitoreo de signos vitales

recursos humano, se analiza a continuación las necesidades en materia de recurso físico, entendiéndose como tal el conocimiento en detalle de las áreas que corresponden a las edificaciones, instalaciones, sistemas, equipos a los cuales se les va a dar servicio y a los instrumentos de medida y herramientas con que se cuenta para el mantenimiento, con un conocimiento pormenorizado de su estado de funcionamiento, problemática y posibilidad de recuperación teniendo en cuenta los aspectos de conveniencia económica.

Se debe poseer la información técnica que permita dar servicio a todos los componentes del sistema y de esta manera evitar las improvisaciones y las intervenciones sin el conocimiento técnico necesario lo cual tiene como conclusión un daño mayor al que tenía inicialmente.

Para el desarrollo de los programas de mantenimiento previstos se deben disponer de herramientas y equipos de medida confiables al igual que de áreas para talleres donde se puedan hacer trabajos que no pueden ser efectuados directamente en el lugar de funcionamiento de los equipos.

También se ha hecho una breve descripción de los procedimientos de monitoreo de signos vitales

especialmente en lo que tiene que ver con frecuencia cardiaca, respiración y presión arterial. Con la ayuda de diagramas de bloques se ha explicado los principios de operación de cada uno de los monitores en sus tres funciones tratando finalmente de dar una idea general acerca de los procedimientos de calibración de los monitores con el objeto de dar una guía al personal hospitalario que tenga que ver con la operación continua de estos aparatos.

Como recomendación final puedo enunciar la necesidad de concientizar al futuro ingeniero a especializarse en equipos médicos, acerca de la responsabilidad, pulcritud y honestidad con que ha de desempeñarse en la tarea de la biomedicina electrónica donde no solo se involucra el honor profesional sino lo que es más la vida humana.

BIBLIOGRAFIA

1. BIO-TEK CATALOG 14, Manufacturers of a complete line of medical test equipmen.
2. ELECTRONICS FOR MEDICINE, INC, Patient Monitoring, Service Manual.
3. HIGGINS SANDRA, Clinical Marketing, Desfibrilación: lo que Ud. debe saber.
4. LINDSEY R.E., Jr, Director Engineering Service, Preventive Maintenance for ECG, Single and Multichannel.
5. LINDSEY R.E., Jr, Director Engineering Service, Troubleshooting Medical Instruments.
6. MENNEN MEDICAL INC., Series 700 Patient Monitor, Service Manual.
7. MOMPIN POBLET JOSE, Director de la revista Mundo Electrónico, Coordinador en esta obra de varios autores, Transductores y Medidores Electricos.

8. SEGURO SOCIAL DEL ECUADOR, DEPARTAMENTO MEDICO,
Conservación y Mantenimiento de unidades médicas en
las Instituciones de Seguridad Social.