

TITULO: LA MEDICION ELECTRONICA PREVENTIVA EN EL AMBIENTE HOSPITALARIO.

AUTORES: Ing. Oscar Ricardo Ferro, Ing. Eduardo Areco, Ing. Eduardo de Forteza.
Ing. Elisardo Marcelo Rodríguez Chatruc.

FECHA: 22 de Marzo de 1993.

ENTIDAD: Instituto de Cardiología y Cirugía Cardiovascular. (ICYCC). Fundación Favaloro. Departamento de Ingeniería. División Ingeniería Biomédica. Sección Instrumentación Médica (SIM).

T E: 383-1110 , Int. 4835.

FAX: 381-1001

DOMICILIO: Av. Belgrano 1746/58/66/68 (1093). Buenos Aires. Argentina

INTRODUCCION:

La tecnología de avanzada y las mediciones específicas que se desarrollan dentro de una institución para el cuidado de la salud obligan a extremar las medidas de seguridad eléctrica, siguiendo los estándares nacionales e internacionales para éste tipo de ambiente. Se deberá tener en cuenta:

- 1) El sistema eléctrico: Alimenta habitualmente equipos de vital importancia para el paciente. Ejemplo: Respiradores, bombas de circulación extracorpórea, unidades de hemodiálisis.
- 2) El instrumental médico: El paciente se encuentran en un ambiente que no le es familiar, y en muchas oportunidades se encuentra imposibilitado para reaccionar ante situaciones de peligro. Además el tratamiento médico impone la utilización de elementos (catéteres, electrodos) que disminuyen el umbral de riesgo eléctrico. Una situación que una persona saludable podría soportar sin inconvenientes en su domicilio, puede resultar fatal en el hospital. Por ello es que el instrumental médico de un área crítica, donde es frecuente la utilización de una gran cantidad y variedad de los mismos conectados a un paciente para medir sus parámetros

fisiológicos, no debe presentar fallas en su construcción y/o funcionamiento.

Por lo anteriormente expuesto se hace imprescindible el control adecuado del equipamiento para verificar si el mismo cumple con los estándares aplicables a las instalaciones e instrumental médico. Para ello se debe contar con profesionales capacitados y en permanente aprendizaje, instrumental de medición, manuales de usuario y servicio técnico y un trabajo en equipo con las distintas áreas del hospital, proveedores, representantes y fabricantes de equipos médicos.

Nuestro trabajo trata sobre los efectos fisiológicos de la electricidad en los seres humanos (teoría de micro y macroshock), su control y el empleo de los testeadores de equipamiento electromédico y simuladores de parámetros fisiológicos para determinar el correcto funcionamiento de los mismos. Se ejemplifica con mediciones efectuadas y gráficos la necesidad de contar con instrumental electrónico adecuado, sin el cual es imposible chequear el funcionamiento de instalaciones y equipos electromédicos.

Agradecimiento: Este trabajo fue realizado con la importante colaboración de Diego Tassi, Fabián Monteleone, Ariel Topasso y Karen Blufstein, todos ellos integrantes de la División Ingeniería Biomédica.

LA MEDICION ELECTRONICA PREVENTIVA EN EL AMBIENTE HOSPITALARIO

INTRODUCCION.

La instrumentación electrónica en la práctica médica se ha incrementado enormemente en las últimas décadas, en cantidad y en complejidad. Algunos de estos instrumentos se conectan a pacientes en una forma que disminuye las defensas normales del organismo, apareciendo riesgos eléctricos de características especiales. Los factores determinantes de la seguridad eléctrica son

- a) El sistema de distribución de energía eléctrica.
- b) La selección de equipamiento de acuerdo a las normas vigentes
- c) El chequeo del equipamiento.

Para que la seguridad eléctrica sea un hecho concreto debemos tener presente los conceptos básicos a aplicar y efectuar las mediciones electrónicas necesarias.

- Distribución de energía eléctrica

Los circuitos eléctricos se alimentan desde el secundario de los transformadores reductores (sistema trifásico estrella, con neutro el cual se encuentra unido a la tierra).

La tierra para equipos médicos se encuentra separada de la tierra necesaria para otras aplicaciones (motores del sistema de aire acondicionado, circuitos de energía normales). La energía eléctrica se utiliza no sólo para alimentar instrumentos médicos, sino también para iluminación, artefactos para mantenimiento, limpieza, sistema de aire acondicionado, llamadores de enfermera, elementos de uso general por parte del paciente (secadores de pelo, televisores, radios), sistemas contra incendios, sistemas de vigilancia, sistemas de computación. Además entre los instrumentos médicos nos encontramos con elementos que requieren diferentes suministros eléctricos en potencia, estabilidad y

permanencia,poseyendo algunos baterías propias Podemos dividir los circuito eléctricos en tres grupos.

1)Sistema normal.(sin fuente alternativa ante falla)

2)Sistema de emergencia.(Ante falla funciona desde grupos electrógenos).En general se cuenta con dos sistemas de emergencia(1 y 2)alimentados desde 2 grupos electrógenos diferentes

3)Sistema permanente(se alimenta con UPS;unidad ininterrumpida de energía) con dos subsistemas.

a)aislado

b)no aislado

La clasificación de aislado y no aislado puede aplicarse también en los sistemas de emergencia,en el caso de no contar con una UPS.

Por ejemplo un respirador debe funcionar sin interrupción del suministro eléctrico,por lo cual deberá alimentarse desde una UPS,lo que a su vez,tratándose de un sistema ON LINE garantizará condiciones superiores en la calidad del suministro eléctrico(mayor estabilidad y eliminación de ruidos) Un televisor podrá estar conectado a un circuito normal(en caso de corte de suministro eléctrico por parte de la compañía quedan sin energía eléctrica)ya que se trata de elementos prescindibles en situaciones de emergencia En éste tipo de artefactos y otros que puedan ser propiedad del paciente o alquilados hay que someter el ingreso de los mismos al hospital a un estricto control,por consideraciones de potencia de los circuitos eléctricos y consideraciones de seguridad.En algunas oportunidades un equipo que parece inofensivo en sí mismo puede provocar la salida de servicio de un circuito eléctrico por sobrecarga o cortocircuito y si a ésto agregamos que pueden haberse conectado a un circuito de emergencia y/o permanente por error el problema toma características serias,ya que puede dejar sin energía

a equipos vitales conectados a diversos pacientes, ya que en la mayoría de las oportunidades éstos circuitos son compartidos por varias camas.

Otros equipos como pueden ser los calefactores de agua, las servocunas, incubadoras de mayor potencia se conectarán en general a la red de emergencia la cual en caso de falla del suministro normal será alimentada desde grupo electrógeno (demora aproximada en restablecer el servicio 1 a 2 minutos). Parte de los circuitos de iluminación se conectarán a la red de emergencia.

Equipos tales como las salas de hemodinámica, rayos y cámara gamma requieren gran potencia eléctrica y con tolerancias especiales las que se tendrán en cuenta en caso de desear mantener el servicio funcionando ante cortes del suministro eléctrico.

Otra consideración es el tipo de sistema eléctrico utilizado, es decir, aislado o no aislado. Los sistemas aislados alimentarán los circuitos eléctricos de áreas críticas donde se encuentren pacientes eléctricamente susceptibles. Hay que recordar que hoy en día existen transformadores de aislación toroidales que limitan la corriente de fuga a menos de 10 μ A. Además los preamplificadores que se utilizan en conexión al paciente proveen la aislación necesaria. En general los sistemas aislados se instalan en los circuitos de suministro de energía permanente por el tipo de instrumento que se conectan a éstos sistemas.

En sistemas no aislados ha de tenerse especial cuidado con el uso de disyuntores diferenciales ya que los mismos ante una corriente de fuga del orden de los mA a tierra, cortan el suministro eléctrico sin previo aviso, lo cual puede ser muy peligroso para el paciente.

No deberán utilizarse nunca las cañerías como reemplazo del conductor de tierra (ya que la corrosión y/o eventuales interrupciones interrumpen la continuidad eléctrica). Lo que sí deberá asegurarse es que las partes metálicas expuestas y que puedan entrar en contacto con el paciente no posean diferencias de potencial mayores a :

1)Áreas críticas:100 mV en condiciones normales de operación.

2)Áreas de cuidados generales 500 mV en condiciones normales de operación.

(Especificación NEC,National Electrical Code,USA,1978,artículo 517-80 y 517-81,frecuencia menor de 1000Hz y medido sobre una resistencia de 1000Ω .)

Los conductores de tierra de acuerdo a NEC,1978,Article 517-11 requiere que todos los tomas posean un conductor de tierra de cobre con aislación de color verde.

Son necesarios frecuentes y periódicos testeos de la continuidad eléctrica entre la tierra médica y todas las superficies conectadas a tierra en la vecindad del paciente.Este control se extiende a toda clase de equipamiento médico y equipamiento de cualquier clase.

Por lo menos dos circuitos eléctricos diferentes con sus protecciones individuales deben alimentar a cada puesto de atención de paciente,para asegurar suministros alternativos de energía en caso de falla.

- Sistemas de energía aislados.

En éstos sistemas ambos conductores se encuentran aislados de tierra por medio de un transformador de aislación.Una falla de un conductor a tierra simplemente lo convierte en un sistema aislado.Se requiere una segunda falla desde el otro conductor a tierra para obtener una circulación de corriente importante y hacer actuar las protecciones.

En conjunto con éstos transformadores se utilizan monitores de aislación(LIM)de línea que detectan la ocurrencia de la primera falla de cualquier conductor a tierra.El LIM mide alternativamente la corriente de fuga total que fluiría através de una baja impedancia que apareciera entre cualquier conductor y tierra

Cuando la corriente supera un umbral preestablecido(por ejemplo 2 mA) el LIM alerta la situación encendiendo una luz roja y activando una señal audible.En éste punto es muy

importante dar instrucciones en las áreas donde se encuentran instalados éstos dispositivos acerca de los pasos a seguir cuando se activan éstos monitores para que no se produzcan situaciones de pánico

En todos los sistemas que hemos mencionado deberá efectuarse un control periódico de los consumos, tensiones, temperatura y estado general de los transformadores de aislación, medición de la corriente de fuga, medición de las resistencias de aislación, inspecciones para constatar la conexión de los distintos equipos en los circuitos correctos y para detectar la eventual conexión de equipos no controlados previamente por el departamento de Ingeniería Biomédica. Deberá verificarse el estado de los distintos cables de conexión, borneras, conexión de tierras, estado de las protecciones termomagnéticas y una señalización unívoca de cada circuito. Periódicamente se efectuarán cortes programados, comunicados con suficiente antelación y proveyendo alimentaciones alternativas en los circuitos que sea necesario, para la realización de tareas de servicio técnico preventivo a los tableros eléctricos y transformadores de alimentación

EFFECTOS FISIOLÓGICOS DE LA ELECTRICIDAD

Para que aparezca un efecto fisiológico, el cuerpo debe formar parte de un circuito eléctrico. La corriente ingresará al cuerpo por un punto y saldrá por otro. Aplicando la ley de Ohm la magnitud de la corriente será igual a la tensión aplicada dividido por la impedancia entre las dos áreas en contacto. La impedancia es determinada por la impedancia del cuerpo y de las interfaces de contacto (tipo de piel y estado de la misma, humedad, presión en la zona de contacto)

Cuando la corriente circula a través de tejidos biológicos pueden ocurrir tres efectos generales

1) Calentamiento resistivo del tejido

2) Estimulación eléctrica de tejidos excitables (nervios y músculos).

3) Quemaduras electroquímicas (para corriente continua).

A continuación vamos a discutir los efectos psicofísicos y fisiológicos de la corriente eléctrica sobre humanos en la medida que la misma se va incrementando. Se dan los valores medios o umbrales para un hombre de 70 Kg de peso, con una exposición de 1 a 3 segundos a una corriente de 60 Hz de frecuencia aplicada a las manos sujetadas a 2 cables de cobre.

- Umbral de percepción.

Cuando la densidad de corriente es la suficiente para excitar las terminaciones nerviosas en la piel el hombre sufre una sensación de "hormigueo". El umbral de percepción se define como la menor corriente cuyos efectos puede detectar un individuo. Este umbral varía considerablemente entre individuos y las condiciones de medición.

Si el individuo sujeta con sus manos húmedas pequeños cables de cobre, el umbral más bajo es del orden de 0.5 mA a una $f=60\text{Hz}$. Para corriente continua el umbral está entre 2 y 10 mA, percibiéndose un ligero calentamiento de la piel.

- Corriente "Let-go" (de retiro)

Para niveles de corriente superiores, los nervios y músculos son estimulados vigorosamente, apareciendo dolor y fatiga. La corriente "Let go" se define como la máxima corriente para la cual el sujeto puede retirarse voluntariamente. Para el 50 % de los hombres el umbral es de 9.5 mA.

- Parálisis respiratoria, dolor y fatiga.

Corrientes aún más elevadas causan una contracción involuntaria de los músculos respiratorios, tan importante que puede producir la muerte por asfixia si la corriente no es interrumpida. Contracciones involuntarias intensas y prolongadas causan dolor y fatiga. (18 a

22mA)

- Fibrilación ventricular.

Parte de la corriente que atraviesa el pecho fluye a través del corazón. Si la magnitud de la corriente es suficiente para excitar parte del músculo cardíaco, la propagación normal de la actividad eléctrica en el músculo cardíaco se altera. Una vez que se desincroniza la actividad ventricular (fibrilación), la acción de bombeo cesa y la muerte ocurre en minutos.

La fibrilación ventricular no desaparece al remover la corriente que la generó y es una de las causas más comunes de muerte debida a shock eléctrico. El umbral para un hombre de tamaño medio está entre 75 y 400 mA.

Existe la posibilidad de retornar al ritmo cardíaco normal aplicando un pulso de breve duración de un desfibrilador para despolarizar todas las células del músculo cardíaco simultáneamente.

- Contracción miocárdica sostenida.

Cuando la corriente es lo suficientemente elevada, el músculo cardíaco entero se contrae. El corazón detiene su acción de bombeo mientras se aplica la corriente, pero retorna a su ritmo normal cuando se interrumpe la corriente, como en la desfibrilación.

Datos obtenidos de experimentos con animales (desfibrilación con corriente alterna) indican que la corriente mínima se ubica entre 1 y 6 A. No se han observado daños irreversibles.

- Quemaduras y daños físicos.

Se conoce poco sobre los efectos de corrientes superiores a 10 A especialmente de corta duración. El calentamiento resistivo causa quemaduras, comúnmente sobre la piel en los puntos de contacto, ya que la resistencia de la piel es elevada.

Tensiones superiores a 240 voltios pueden perforar la piel. El cerebro y otros tejidos nerviosos pierden la función de excitabilidad. Altas corrientes pueden producir el desprendimiento de los

músculos de su unión con los huesos.

- Susceptibilidad. Parametros importantes.

Los efectos descriptos hasta aquí son para condiciones bien definidas. Para las consideraciones de seguridad valores mínimos son preferidos a valores medios.

- Variabilidad del umbral de percepción y corriente "Let-go"(de retiro)

Asumiendo distribuciones gaussianas el valor medio del umbral de percepción es de 1.1mA para hombres y de 0.7mA para mujeres. El mínimo umbral de percepción es de 500 uA

Para la corriente "Let-go" el valor medio es de 16 mA para hombres y 10.5 mA para mujeres. El mínimo es de 9.5 mA para hombres y 6 mA para mujeres.

- Frecuencia.

La mínima corriente "Let-go" ocurre a las frecuencias más utilizadas industrialmente 50 y 60Hz., observándose un aumento del umbral a frecuencias inferiores a 10 Hz y superiores a 100Hz

- Duración.

Los umbrales de corriente para producir fibrilación ventricular en animales se incrementa en forma importante para shocks que tienen una duración de menos de 1 segundo. Se sabe que el corazón es más vulnerable a la fibrilación durante los 100 ms del ciclo cardíaco que corresponde a la onda T en el ECG. Shocks de corta duración, aplicados en otro momento del ciclo cardíaco, tienen umbrales superiores.

- Peso del cuerpo.

Diversos estudios con animales muestran que el umbral de fibrilación se incrementa con el peso. De todos modos debe tenerse cuidado con la extrapolación de éstos resultados sobre humanos.

- Puntos de entrada

Cuando se aplica corriente a dos puntos de la superficie del cuerpo sólo una fracción pequeña fluye a través del corazón. Estas corrientes grandes aplicadas externamente dan lugar a lo que se ha llamado **macroshock**. La magnitud de la corriente que produce fibrilación es mayor cuando la corriente se aplica sobre la superficie del cuerpo que cuando se aplica directamente al corazón. El umbral externo también depende de los puntos de entrada.

La protección que ofrece la piel ($15\text{ K}\Omega$ a $1\text{ M}\Omega/\text{cm}^2$) muchas veces es eliminada en el ámbito hospitalario debido a la introducción de elementos conductores a través de la piel o estableciendo un camino de conducción eléctrica entre el interior y el exterior del organismo.

Al eliminar la resistencia de la piel es obvio, de acuerdo a la ley de ohm, que necesitaremos menos tensión para producir el mismo efecto fisiológico.

Especialmente riesgosa es la situación que establece un punto de contacto pequeño directamente entre el corazón y el exterior (puede estar en cualquier parte del cuerpo). La densidad de corriente en el punto de contacto puede ser muy elevada y por ejemplo puede inducirse fibrilación en perros con corrientes tan pequeñas como $20\text{ }\mu\text{A}$. En humanos con catéteres intracardíacos el rango que produce fibrilación se halla entre 80 y $600\text{ }\mu\text{A}$. Esta situación se conoce como **microshock**. El umbral de seguridad aceptado es de $10\text{ }\mu\text{A}$. Los pacientes expuestos a ésta situación se llaman pacientes susceptibles eléctricamente.

- Riesgos de macroshock

La elevada resistencia de la piel seca y la distribución espacial de la corriente a través del cuerpo cuando una persona recibe un shock eléctrico son dos factores que reducen el peligro de fibrilación ventricular. Además el equipamiento eléctrico es diseñado para minimizar la posibilidad de contacto humano con tensiones peligrosas.

- Resistencia del cuerpo y de la piel

La resistencia de la piel limita la corriente que puede fluir a través del cuerpo de las personas cuando la misma entra en contacto con una fuente de tensión. La resistencia de la piel varía enormemente de acuerdo a la cantidad de aceite natural y agua presente. Es inversamente proporcional al área en contacto. La mayor parte de la resistencia de la piel se debe a la cubierta callosa externa de la epidermis. Por cada cm^2 de contacto eléctrico con la piel seca e intacta, la resistencia varía desde $15\text{K}\Omega$ a casi $1\text{M}\Omega$ dependiendo de la zona del cuerpo, humedad y transpiración presente. Si la piel se moja o se daña, la resistencia cae a valores tan bajos como el 1% del valor para piel seca. Por otro lado la resistencia interna del cuerpo es de alrededor de 200Ω por cada extremidad y de alrededor de 100Ω por el tronco. Así la resistencia interna entre 2 extremidades cualquiera es de alrededor de 500Ω . Estos valores son probablemente más elevados para pacientes obesos dado que la resistencia específica de la grasa es mayor. Realmente, la distribución de la corriente en los distintos tejidos del cuerpo no es muy bien conocida.

Cualquier procedimiento médico que reduce o elimina la resistencia de la piel incrementa la posibilidad de circulación de corriente y hace más vulnerable al paciente a macroshocks. Por ejemplo, la crema para electrodos para medir biopotenciales reduce la resistencia de la piel. Lo mismo ocurre con los termistores ubicados en la boca y el recto, los catéteres que contienen fluidos que pueden actuar como conductores y los cateteres que contienen electrodos metálicos.

- Fallas eléctricas en equipos

Todos los equipos eléctricos están diseñados para minimizar los riesgos de exposición a tensiones peligrosas. De todas formas muchos equipos poseen gabinetes y chasis metálicos, los que, de no poseer conductor de tierra pueden originar una situación de macroshock si

simultáneamente se produce una falla en la aislación del equipo y una persona toca el equipo y un objeto a tierra.

Esto explica la necesidad de utilizar el conductor de tierra conectado a tierra y al conductor neutro en el panel de distribución eléctrica. De éste modo cuando ocurre una falla eléctrica entre el conductor "hot" y el chasis la corriente fluye en forma segura por el conductor de tierra. Si la resistencia del conductor de tierra es muy baja, el potencial entre el chasis y cualquier objeto a tierra es despreciable (hay normas al respecto). Durante el funcionamiento normal del equipo corrientes muy pequeñas circulan a través del conductor de tierra. El cable de tierra del equipo y de la red de distribución debe ser periódicamente chequeado, ya que su desconexión o pobre contacto no altera el funcionamiento del equipo en lo que respecta a su utilización, pero si altera las condiciones de seguridad eléctrica. Es importantísimo no permitir la existencia de cables y fichas dañadas o de calidad dudosa, prolongadores en el piso y montados en materiales de dudosa aislación, y adaptadores de cualquier tipo. Los fluidos tales como sangre, orina, soluciones IV, pueden conducir la corriente eléctrica y causar cortocircuitos o fallas de aislación en el caso de derramarse en el interior de equipos eléctricos.

- Riesgo de microshock

Los accidentes de microshock en pacientes susceptibles eléctricamente, con conexiones eléctricas directas al corazón, se originan usualmente en circunstancias que no tienen nada que ver con el riesgo de macroshock. El microshock resulta de corrientes de fuga en equipos operados desde la línea eléctrica o de diferencias de potencial entre superficies conductoras debido a circulación de corrientes importantes en el sistema de tierra.

- Corrientes de fuga

Se llaman así a las pequeñas corrientes (en el orden de los μA) que fluyen entre conductores

adjacentes que se encuentran a diferente potencial. La mayoría de éstas corrientes en equipos operados desde la red eléctrica fluye através de la capacitancia entre conductores, pero también circulan por la aislación, polvo y humedad (fuga resistiva).

La fuente más importante de corrientes de fuga es la que fluye desde todos los conductores en el dispositivo eléctrico a los terminales conectados al paciente o al chasis

La corriente de fuga al chasis fluye, de existir, por el conductor de tierra en forma segura. Si la tierra es defectuosa o se abre, luego, el potencial del chasis se incrementará y si un paciente toca el chasis y posee una conexión al corazón que permita la circulación a tierra de la corriente recibirá un microshock

- Superficies conductoras.

La diferencia de potencial entre dos superficies conductoras cercanas al paciente puede causar microshock si una superficie entra en contacto con el corazón y la otra con cualquier parte del cuerpo

- Caminos de conducción al corazón.

Los siguientes elementos pueden hacer susceptible al paciente a microshocks.

1) Electrodo de marcapasos externos.

2) Electrodo para dispositivos que permiten obtener ECG intracardíacos.

3) Cateteres ubicados en el corazón y llenos de líquido para medir presión sanguínea, extracción de muestras de sangre, o inyección de sustancias de contraste o drogas dentro del corazón.

En el caso de cateteres con electrodos intracavitarios el factor que define el umbral de fibrilación es la densidad de corriente. A menor superficie de contacto del catéter, menor es la corriente necesaria para fibrilar. Los catéteres más pequeños tienden a ofrecer resistencias internas mayores.

Lo explicado hasta aquí muestra la necesidad de los controles periódicos en instalaciones y equipos.

Para el control de las instalaciones eléctricas es imprescindible contar con pinza amperométrica con escalas adecuadas a las corrientes a

medir, multímetro, osciloscopio, cofímetro, voltímetro, amperímetro, frecuencímetro, secuencímetro medidor RLC, densímetro, termómetro y todas las herramientas con una adecuada aislación para el trabajo a realizar (baja, media o alta tensión).

Deberán efectuarse cortes periódicos seccionales para realizar las tareas de control técnico de tableros eléctricos generales, salas de transformadores e interruptores.

A continuación vamos a exponer los controles necesarios a realizar en el equipamiento médico y los equipos utilizados para su control.

- Control técnico del equipamiento electromédico

En el ámbito hospitalario nos encontramos con una gran cantidad de equipos que cumplen funciones diversas y que son de distinta complejidad. Algunos cumplen funciones de soporte para la vida, otros son herramientas de diagnóstico, algunos forman parte de procedimientos de tratamiento. La constante para todos ellos es que deben funcionar en condiciones óptimas durante toda su vida útil, garantizando una adecuada atención del paciente.

Para lograr esto se deben utilizar mecanismos de evaluación

objetivos (especificaciones, mediciones) para determinar si el equipo puede ser utilizado en forma segura y cumpla con su función.

- Instrumental necesario.

Al instrumental indicado para el control de las instalaciones eléctricas debemos agregar otros específicos para esta aplicación.

Es necesario contar con un osciloscopio digital con memoria de un ancho de banda adecuado y de excelente calidad, con sus accesorios: puntas de alta tensión, punta de corriente, punta X1 y X10. En lo posible deberá contar con interfaz a computadora, para facilitar el archivo de formas de onda para su posterior evaluación y comparación, y su eventual registro en un plotter.

Un multímetro de banco que permita medir los distintos parámetros eléctricos con interfaz a computadora que permitirá con un software adecuado la realización de mediciones automáticas durante periodos de tiempo establecidos. Por ejemplo permitirá el control de una grabadora Holter a la cual podrá medirse el consumo eléctrico durante 24 hs. mientras se realiza un grabado de ECG obtenido desde un simulador. Dicho registro podrá almacenarse en la PC e imprimirlo en un printer.

Se deberá contar con multímetros de mano (hand-held), con sus accesorios (puntas de distintas formas y dimensiones, punta de alta tensión, pinza amperométrica conectable al mismo, sensor de temperatura), generador de funciones y frecuencímetro de banco, medidor de aislación, tacómetro, calibre, micrómetro, luxómetro.

El contar con un analizador de espectro y un analizador lógico puede resultar muy costoso. Para los casos en que la información disponible del equipamiento médico permita el uso de éstos analizadores podrían obtenerse los mismos en préstamo o alquiler.

Resulta imprescindible el poseer una computadora de última generación en lo posible conectada en red para poder recibir solicitudes desde los distintos servicios y establecer una comunicación fluida con los distintos usuarios, liberando el tiempo que habitualmente se utiliza en las conversaciones telefónicas. Asimismo la PC permitirá el uso de una base de datos donde se registrará todo el equipamiento bajo atención. Esto último es de vital importancia para poseer una historia de cada equipo, detectándose fallas repetitivas, problemas de uso reiterados, cambios

de partes, costos, mano de obra empleada, períodos de garantía, fechas de control y todo dato de utilidad para la ubicación y verificación del equipamiento.

Es necesario además contar con un juego de herramientas adecuado para cada Ingeniero y técnico.

Una estación de soldado y desoldado es de suma utilidad para la realización de trabajos delicados. En lo posible uno de los bancos de trabajo poseerá todo lo necesario para el trabajo con dispositivos sensibles a descargas electrostáticas.

En el caso de tener que controlar plantas de tratamiento de agua es necesario contar con medidor de conductividad compensado en temperatura.

Como criterio general deberá analizarse servicio por servicio el equipamiento involucrado para definir las variables que deberán medirse para comprobar el correcto funcionamiento del equipo y así definir la obtención de cualquier otro instrumento de medición necesario.

Se deberá contar con un sector destinado a almacenar y clasificar la información bibliográfica, manuales técnicos y de usuario, standards, manuales de componentes y catálogos de repuestos.

Otro sector estará destinado a almacenar y clasificar los repuestos, sobre los que habrá un estricto control sin dificultar su acceso ante situaciones impredecibles.

Es imprescindible contar con los testers y simuladores de equipamiento electromédico que se mencionan a continuación:

- 1) Calibrador de sistemas de presión sanguínea invasiva
- 2) Calibrador de sistemas de presión sanguínea no invasiva
- 3) Analizador de electrobisturías.
- 4) Simulador de ECG con arritmias.

- 5) Simulador de temperatura.
- 6) Simulador de gasto cardíaco.
- 7) Simulador de respiración (Frecuencia respiratoria).
- 8) Analizador de desfibrilador
- 9) Analizador de seguridad eléctrica automático.
- 10) Analizador de respiradores
- 11) Simuladores de presión estáticos.
- 12) Manómetro aneroide de precisión.
- 13) Manómetro electrónico
- 14) Tester para bombas de infusión
- 15) Analizador de marcapasos.

En los casos que se cuente con capacitación, información y repuestos originales para la atención de equipos de alta complejidad podrá contarse con los siguientes elementos:

- 1) Medidor de potencia de ultrasonido.
- 2) Equipo para medición no invasiva de equipos de rayos X (KVp, Tiempo, dosis, tasa de dosis, mAs y visualización de formas de onda)

Es conveniente, que los analizadores de equipamiento posean interfaz a PC, para permitir la medición automática y archivo de la información obtenida

Esta característica es vital en el analizador de seguridad eléctrica. Resulta muy útil contar con un sistema de inventario con código de barras y un lector de código de barras que pueda conectarse al analizador de seguridad para que antes de efectuar cualquier medición se identifique el equipo a controlar en forma unívoca, rápidamente y sin error.

- Aplicaciones y ejemplos de la utilización del instrumental de medición.

En éste punto se detallarán aplicaciones y ejemplos de algunos de los instrumentos de medición citados en éste trabajo.

- Control de una grabadora Holter.

En algunas oportunidades los usuarios de éstos dispositivos manifiestan que las baterías se agotan antes de finalizar el estudio de Holter de 24 hs. La medición de consumo en un instante determinado no ofrece ninguna garantía de que a lo largo de su periodo de funcionamiento no aumente el consumo de corriente. Por lo tanto se requiere simular la situación real. En nuestro caso lo logramos colocando la grabadora con el supuesto desperfecto a funcionar, registrando un holter desde un simulador de ECG, midiendo simultáneamente la corriente y la tensión de baterías mediante un multímetro de banco con interfaz RS-232C a computadora. Se utilizaron baterías idénticas a las utilizadas en el trabajo diario. Se seleccionó un periodo de muestreo adecuado, midiéndose la I media, I máxima, e I mínima. Luego se obtuvo mediante un printer, un gráfico de la variación de la corriente y la tensión a lo largo del tiempo. Los valores obtenidos fueron comparados con los indicados en el manual del holter. Al finalizar la prueba la cinta grabada fue analizada en el lector de Holter para verificar que la grabación no haya sufrido ninguna alteración.

Este análisis demostró que la grabadora funcionaba perfectamente y que probablemente el inconveniente se haya debido a alguna batería defectuosa. (fig. nº 1)

- Estudio comparativo de baterías de 9v (Alcalina versus Zinc/Air).

En el área de telemetría se utilizan baterías de 9v. Se hizo necesario realizar una evaluación costo-duración de dos tipos de baterías. Se descartó una tercera opción (batería de mercurio) por su toxicidad.

La carga utilizada fue un telémetro idéntico a los utilizados en el sector de telemetría y se le

conectó un simulador de ECG Se obtuvieron gráficos comparativos(fig. n° 2).Se comparó con los datos suministrados por el fabricante de las baterías y la información de duración de las baterías suministrada por el fabricante de los telémetros.En nuestra aplicación no se justificó el uso de las baterías Zinc/Air por su elevada relación costo/duración.Además en éstos momentos habría que realizar una importación para contar con éste tipo de baterías.Estas baterías son ideales para aquellos equipos a los que no se tiene acceso para cambiarlas por alrededor de 4 días

- Control de un equipo para ablación por radiofrecuencia.

En éste caso se trata de determinar sin lugar a duda la potencia entregada por un equipo para ablación por radiofrecuencia.Además deberá medirse la frecuencia,y la potencia de las señales cuya frecuencia se encuentre por debajo de los 50 Khz(que producen neuroestimulación).Para éste estudio se utilizó un osciloscopio con memoria digital y un analizador de electrobisturí en el que se seleccionó una resistencia de carga de 100Ω

Se obtuvo la forma de onda de la señal entregada por medio de una PC conectada al osciloscopio y un plotter

Se comprobó que los valores obtenidos correspondían a los indicados por el equipo e indicados en las especificaciones del mismo.El gráfico de la señal resulta muy ilustrativo ya que en el mismo vemos claramente la forma de onda y podemos medir tensión pico y frecuencia (fig.n° 3).

- Control de Desfibriloscopios.(fig.n° 4).

Las características de la aplicación de ésta clase de equipo,hace que sea de vital importancia un control periódico y minucioso de los mismos.Es imprescindible contar con un analizador de desfibriladores,un analizador de seguridad eléctrica,un simulador de ECG,un osciloscopio con memoria y una punta de alta tensión.

Se debe medir la energía liberada, la tensión pico, la corriente pico, graficar la forma de onda liberada a una carga de 50Ω verificando que responda a la especificada por el fabricante en tipo y duración, y el tiempo de sincronización.

Se debe controlar el perfecto estado de conectores, cables de conexión y electrodos de desfibrilación. En el caso de ser operado desde baterías deberá ejercerse un control muy frecuente de las mismas para asegurarse que su capacidad (Ampere-hora) se mantenga intacta mientras éste en servicio.

Se medirá el consumo, resistencia de aislación, resistencia del cable de tierra, corrientes de fuga y se efectuarán descargas sobre la impedancia del analizador para comprobar la efectiva liberación de energía

Periódicamente deberán ser desensamblados para comprobar que no haya ninguna aislación deteriorada, ni falsos contactos que son muy peligrosos dada las altas tensiones en juego.

Si el equipo posee un tester incorporado, se controlará el mismo con el analizador de desfibriladores, y luego se instruirá al personal médico y de enfermería para que diariamente efectúe controles de la energía liberada.

- Control de un sistema de monitoreo de presión sanguínea invasiva

En éste caso se utilizará un generador de presiones estáticas y un simulador de presiones dinámicas.

La comprobación incluye al transductor de presión, el cual siempre deberá ser aislado del paciente, para eliminar cualquier posibilidad de ingreso de aire al sistema circulatorio del paciente. Cualquier prueba a realizar no deberá contaminar el transductor ni las tubuladuras de conexión al paciente

El simulador de presiones dinámicas permite verificar el correcto funcionamiento del conjunto

transductor-tubuladuras-llaves de tres vías-preamplificador-amplificador y elementos de salida, en lo que a la respuesta en frecuencia se refiere. Este sistema permite, si se desea, la evaluación del sistema incluyendo un cateter del tipo Swan-Ganz.

Permite simular distintas formas de onda de presión fisiológicas y una señal de ECG sincronizada con la onda de presión.

Puede ser utilizado para el entrenamiento del personal de enfermería para lograr un correcto preparado del circuito de medición (eliminación de burbujas, posicionamiento correcto del transductor respecto del punto de medición, ajuste del cero y ganancia).

El simulador de presiones estáticas se utilizará para una primera y rápida comprobación del sistema, o antes situaciones de emergencia en las cuales se requiere una rápida detección del componente defectuoso (transductor, cable de conexión, tubuladuras de conexión, preamplificador).

- Testeo de seguridad eléctrica. Aplicación del analizador de seguridad eléctrica.

Este test debe ser utilizado en forma sistemática en el control de todo el equipamiento de una institución de salud. El analizador de seguridad eléctrica facilita enormemente la realización de las mediciones necesarias para verificar las condiciones de seguridad eléctrica.

Este analizador permite seleccionar la norma bajo la cual se controlará el equipamiento (IEC-601-1 o VDE 751.1), la clase de equipo (clase I o clase II), y el tipo de equipo (Tipo B, BF, CF).

La clase I posee una conexión de tierra protectora

La clase II son de doble aislación (carcaza plástica).

El tipo B posee conexiones al paciente no aisladas

El tipo BF posee conexiones al paciente aisladas.

El tipo CF posee conexiones al paciente aisladas y es apto para aplicaciones cardíacas directas.

El analizador de seguridad eléctrica puede ser operado en forma manual o automática.

Permite medir corrientes de fuga a tierra, corrientes de fuga a paciente (en sus distintas modalidades), corriente de fuga cuando se aplica tensión a los electrodos que se conectan al paciente, comprobar el procesamiento de la señal de ECG normal y arritmias, controlar la respuesta en frecuencia con señales auxiliares (senoidal, triangular, pulso, cuadrada), mide consumo de corriente, tensión, resistencia de aislación, resistencia del cable de tierra (con corrientes de 1 o 10 A).

Todas estas mediciones pueden ser impresas en una tira (ticket) o una impresora externa (Fig. 5).

Todas las mediciones pueden ser almacenadas en memoria y luego gracias a la interfaz RS-232C enviadas a una PC para ser volcados a una base de datos.

El equipo posee, también, una interfaz para lector de código de barras, lo que agiliza la identificación del equipamiento.

- Informes técnicos y conclusiones.

Todos los controles realizados se volcarán en informes técnicos claros, concisos y objetivos. Los mismos deberán incluir una opción donde se indicará claramente si el equipo queda en servicio en condiciones óptimas para su utilización o por el contrario debe ser retirado de servicio.

La figura n° 6 muestra un informe técnico tipo.

A los mismos se adjuntarán los datos obtenidos con los analizadores de equipamiento médico.

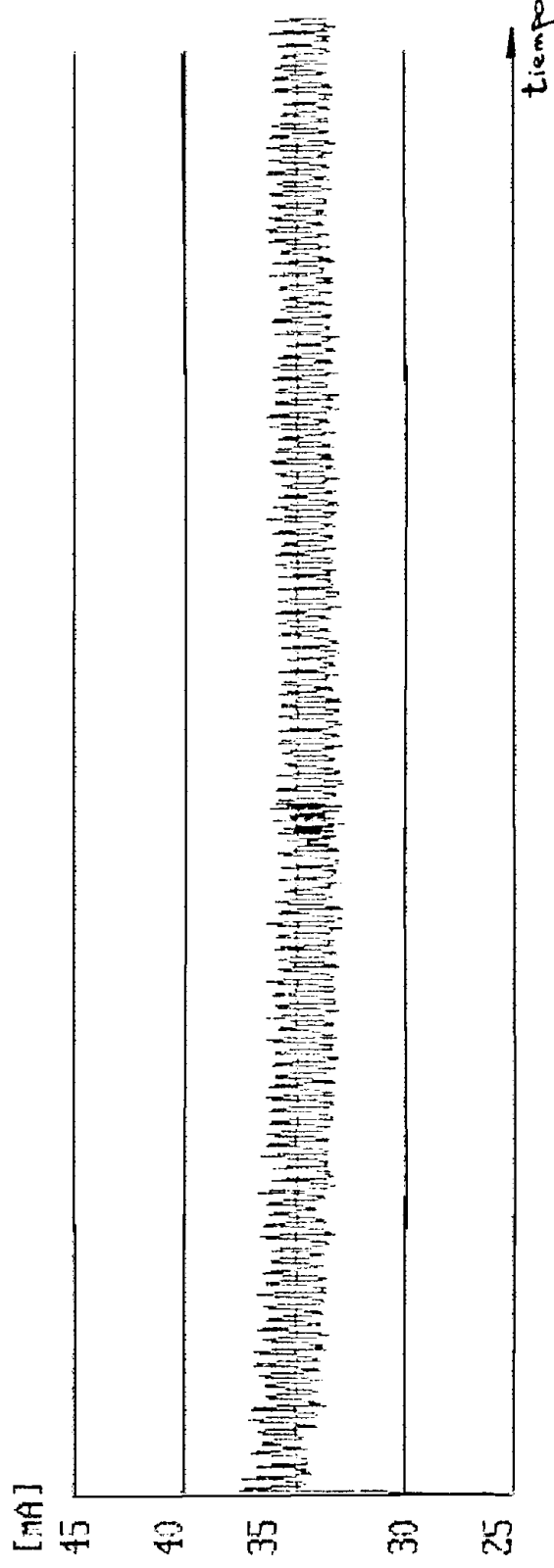
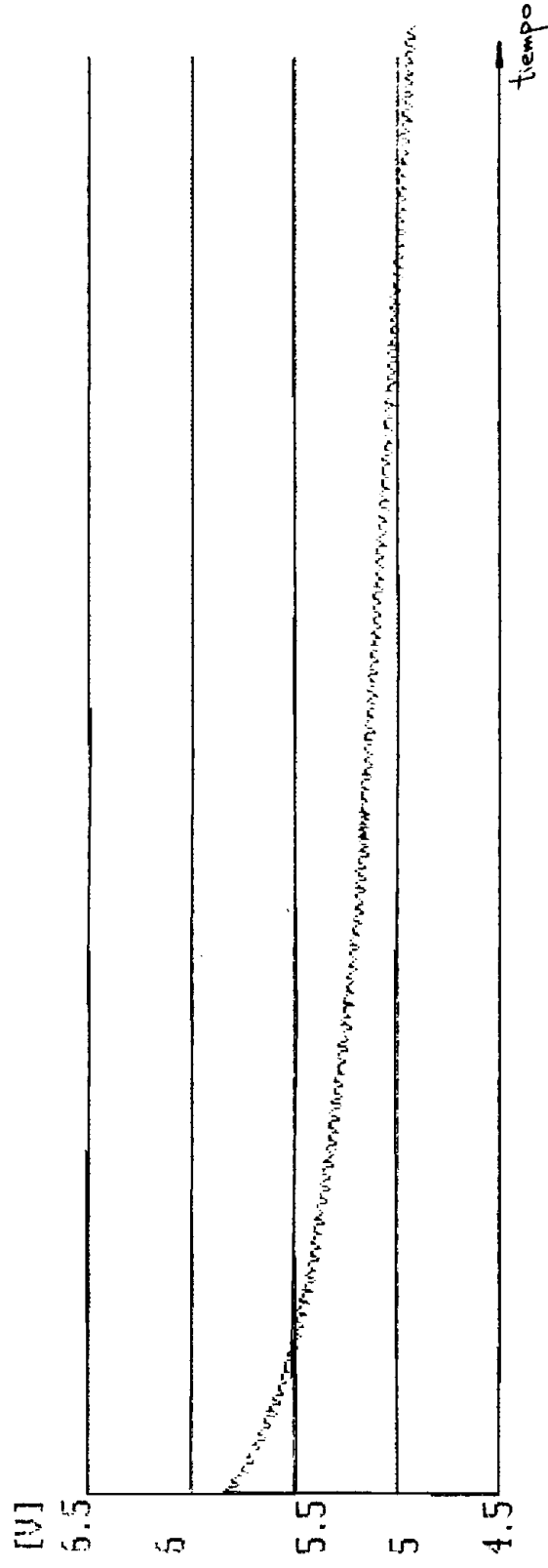
Queremos concluir este trabajo señalando la importancia que tiene el análisis profesional de los factores involucrados en la atención a pacientes en una institución de salud moderna, donde cada día se utiliza más equipamiento.

La Ingeniería y Bioingeniería son las que tienen que analizar y resolver la utilización de los

avances tecnológicos aplicados a la medicina, en estrecha colaboración con los médicos, en un trabajo interdisciplinario, única forma de obtener soluciones adecuadas y seguras para cada necesidad.

Equipo: Holter 4000III Corriente [mA]: 33.557 Hora Inicio: 17:12:15
 NS: 4311320 Tensión [V]: 4.315 Ult. Medicion: 08:11:45

Fig. Nº 1



608 Mediciones Almacenadas
 I Maxima: 37.524 I Promedio: 34.470 I Minima: 28.527

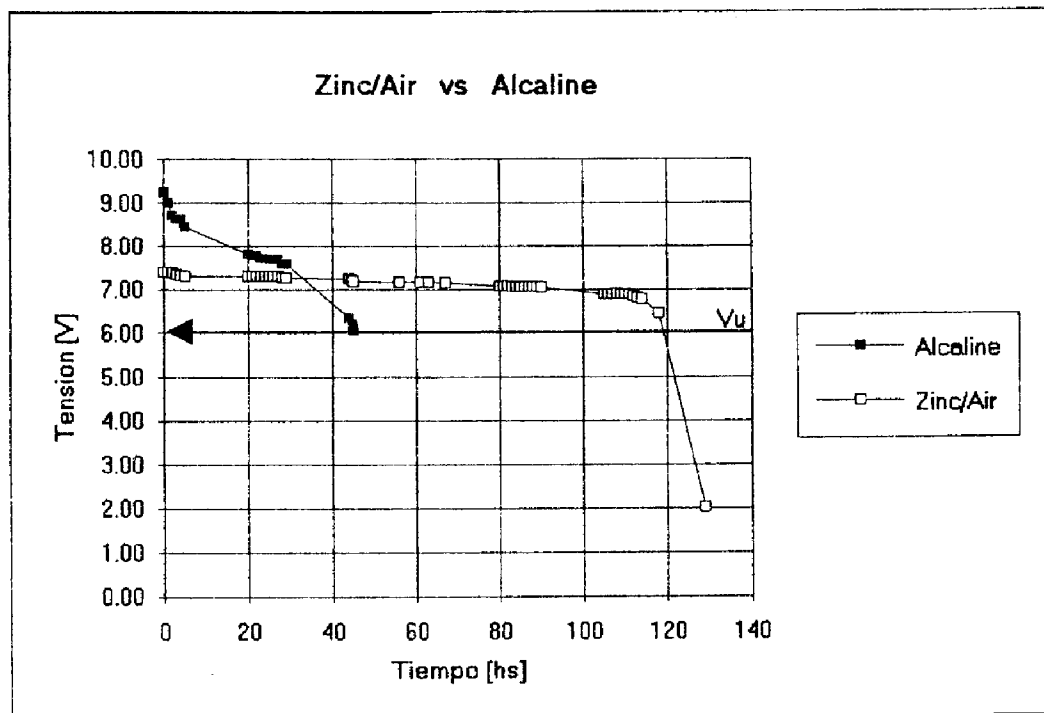
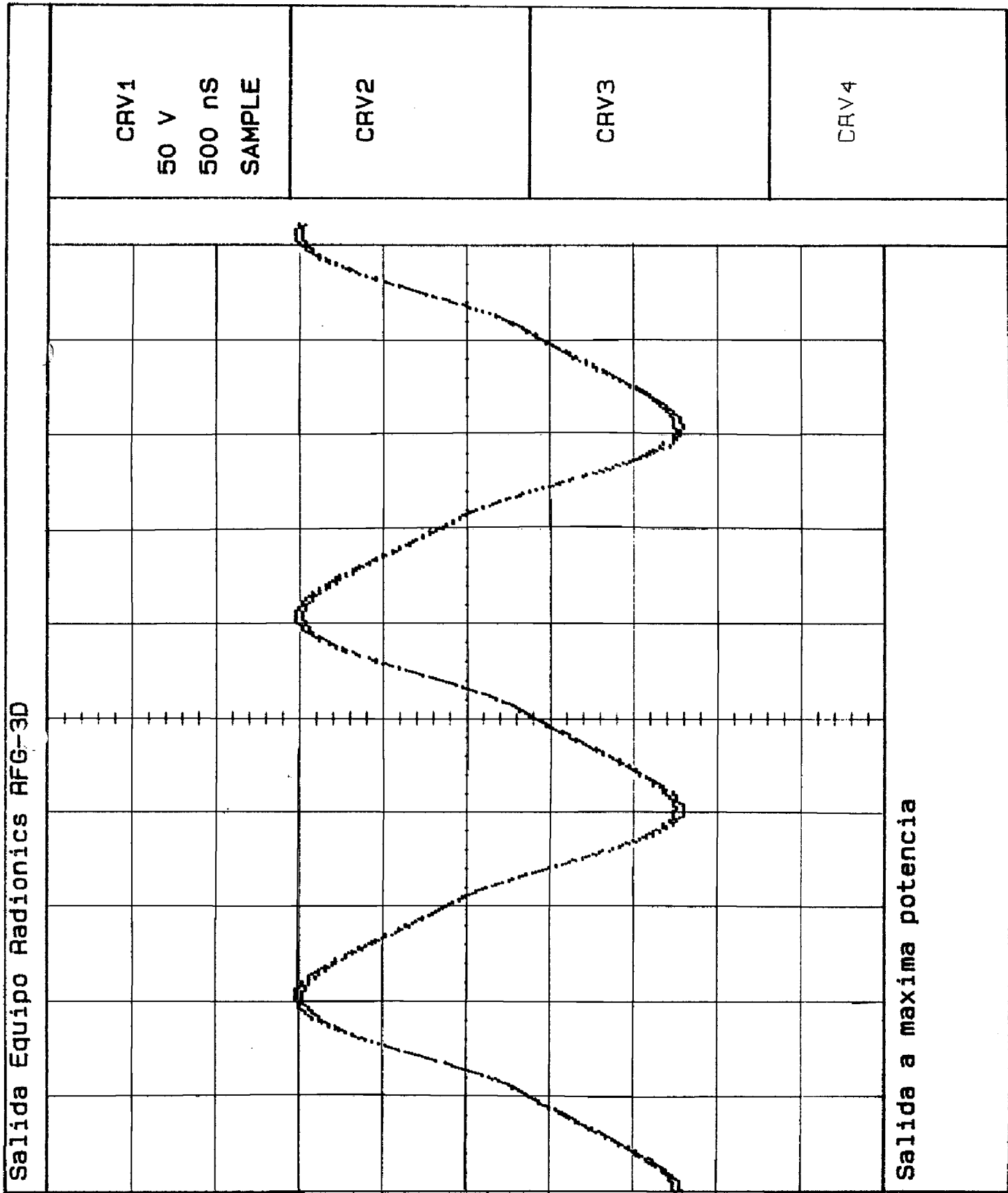


Figura No. 2

Fig. Nº 3



Curva de Descarga - 100 J - 50 Ohms - Atenuacion x1000

CRV1
500 mV
1 mS
AVERAGE

CRV2

CRV3

CRV4

Defibrilador Thercard 400 - NS: 1765 - Btek QED5=96 1571V 31A

Fig. N° 4

BIO-TEK INSTRUMENTS INC.
19-08-93
10:31:05
CONTROL#:
PROCEDURE ID:
WORKCODE:
LOCATION:
DEVICE TYPE:
MANUFACTURER:
TECHNICIAN:Tassi
CLASS I, TYPE CF

IEC 601-1

MAINS VOLTAGE :
L1-EARTH : 225.7 Volts
L2-EARTH : 1.0 Volts
L1-L2 : 225.2 Volts

PROTECTIVE
EARTH RESISTANCE :
TEST CURRENT: 10 AMPS
104 OHM [200]

INSULATION RESISTANCE:
L1,L2-CASE 999.9 MOHM
[20]

AP-INSULATION RES:
CASE-ALL 999.9 MOHM
[50]

CURRENT CONSUMPTION :
0.2 AMPS
Norm Pol,Earth,L2

EARTH LEAKAGE : [uA]
NORM POL 39.8 [500]
NO L2 72.1 [1000]
REV POL 32.9 [500]
NO L2 72.0 [1000]

ENCLOSURE LEAKAGE : [uA]
NORM POL 1.4 [100]
NO L2 1.4 [500]
NO EARTH 39.8 [500]
REV POL 1.4 [100]
NO L2 1.4 [500]
NO EARTH 32.9 [500]

PATIENT LEAKAGE :
ALL -EARTH: [uA]
NORM POL 0.0 [10]
NO L2 0.0 [50]
NO EARTH 2.3 [50]
REV POL 0.0 [10]
NO L2 0.0 [50]

Fig.N°5a.

```

NO EARTH      1.9 [50]

Mains on AP: [uA]
NORM POL      10 [50]
REV POL       10 [50]

AUXILIARY CURRENT: [uA]
NORM POL
RA-ALL        0.0 [10]
RL-ALL        0.0 [10]
LA-ALL        0.0 [10]
LL-ALL        0.0 [10]
V1-V6-ALL    0.0 [10]

AUXILIARY CURRENT: [uA]
NORM POL
NO L2
RA-ALL        0.0 [50]
RL-ALL        0.0 [50]
LA-ALL        0.0 [50]
LL-ALL        0.0 [50]
V1-V6-ALL    0.0 [50]

AUXILIARY CURRENT: [uA]
NORM POL
NO EARTH
RA-ALL        0.0 [50]
RL-ALL        0.0 [50]
LA-ALL        0.0 [50]
LL-ALL        0.0 [50]
V1-V6-ALL    0.0 [50]

AUXILIARY CURRENT: [uA]
REV POL
RA-ALL        0.0 [10]
RL-ALL        0.0 [10]
LA-ALL        0.0 [10]
LL-ALL        0.0 [10]
V1-V6-ALL    0.0 [10]

AUXILIARY CURRENT: [uA]
REV POL
NO L2
RA-ALL        0.0 [50]
RL-ALL        0.0 [50]
LA-ALL        0.0 [50]
LL-ALL        0.0 [50]
V1-V6-ALL    0.0 [50]

AUXILIARY CURRENT: [uA]
REV POL
NO EARTH
RA-ALL        0.0 [50]
RL-ALL        0.0 [50]
LA-ALL        0.0 [50]
LL-ALL        0.0 [50]
V1-V6-ALL    0.0 [50]

```

Fig. N° 5b

Comments:

Unit Passed All tests.

ELAPSED TIME: 00:09:33

Fig. N° 5c

DIVISION INGENIERIA BIOMEDICA
SECCION INSTRUMENTACION MEDICA (SIM)

INFORME TECNICO

Informe N°:

Fecha:

Servicio:

Solicitante:

Equipo:

Marca:

Modelo:

N° de serie:

N° de inventario:

Accesorios:

Falla manifestada:

Tareas y control realizado

SI

NO

Control de funcionamiento

☐☐

Control de seguridad eléctrica

☐☐

Control técnico preventivo:

☐☐

Control técnico correctivo:

☐☐

Control técnico ante falla.

☐☐

Control técnico predictivo:

☐☐

Fecha.

Controló:

Recibió:

Legajo n°:

Legajo n°:

Tiempo empleado.

SI

NO

OK para puesta en servicio:

☐☐

Fecha próximo control:

Tarea realizada:

Instrumental empleado:

Materiales empleados:

FIG. N° 6