

UNIVERSIDAD NACIONAL DE INGENIERIA

FACULTAD DE INGENIERIA ELECTRICA Y ELECTRONICA



**ANALISIS Y DESCRIPCION DE UNA UNIDAD RADIANTE DE CUIDADO
INTENSIVO NEONATAL CONTROLADA POR MICROPROCESADOR**

INFORME DE COMPETENCIA PROFESIONAL

PARA OPTAR EL TITULO PROFESIONAL DE:

INGENIERO ELECTRONICO

PRESENTADO POR:

JESUS JOHNNY, GUERRA SALAS

**PROMOCION
1992-II**

**LIMA – PERU
2010**

DEDICATORIA

El presente informe de competencia profesional se lo dedico a mi madre por su permanente apoyo en el cumplimiento de mis metas personales y profesionales.

Así mismo un agradecimiento profundo a mi alma mater, la Universidad Nacional de Ingeniería y a mi Facultad de Ingeniería Eléctrica y Electrónica por los conocimientos impartidos y a su línea de enseñanza exigente y reconocida para formar profesionales de nivel competitivo en el ámbito nacional e internacional.

SUMARIO

El presente informe describe el funcionamiento electrónico de una unidad radiante de cuidado intensivo neonatal basado en el modelo Ampla 2085 de la Marca FANEM LTDA, los parámetros de control y/o monitorización de temperatura de ambiente, temperatura de piel, oximetría de pulso, peso del paciente, concentración de oxígeno, ventilación CPAP y fototerapia serán analizados detalladamente en cuanto a la electrónica, se mencionara el correcto uso del equipo así como los procedimientos de mantenimiento preventivo incluyendo las calibraciones necesarias.

Se detallara la necesidad de contar con este equipo para el soporte de vida de un recién nacido, mencionaremos la fisiología de un neonato para conocer la importancia de los equipos complementarios o asociados a esta Unidad Radiante.

Este informe trata de ser una guía para el personal asistencial así como para los técnicos encargados de su mantenimiento, considerando que se mencionara los protocolos de mantenimiento preventivo, correctivo y predictivo para equipos de uso hospitalario en general.

INDICE

| | |
|--|----------|
| PROLOGO | 1 |
| CAPITULO I | |
| PRESENTACIÓN DEL EQUIPO Y FISIOLÓGÍA NEONATAL | |
| 1.1 Presentación del equipo | 3 |
| 1.2 Principio de operación | 5 |
| 1.3 Fisiología del recién nacido | 5 |
| 1.3.1 Mecanismo de pérdida y transmisión de calor | 6 |
| 1.3.2 Términos fisiológicos y médicos | 6 |
| 1.3.3 Termorregulación | 6 |
| 1.3.4 Hipotermia | 6 |
| 1.3.5 Hipertermia | 6 |
| 1.3.6 Ictericia | 6 |
| 1.3.7 Volutrauma | 6 |
| 1.3.8 Barotrauma | 7 |
| 1.3.9 Cpap | 7 |
| 1.3.10 Fototerapia | 7 |
| 1.3.11 Oxímetro de pulso | 7 |
| 1.3.12 Apnea | 7 |
| 1.3.13 Evaluación de Apgar | 8 |
| 1.3.14 Neumotórax | 8 |
| 1.3.15 Síndrome de dificultad respiratoria | 8 |
| 1.3.16 Surfactante | 8 |
| 1.3.17 Bradicardia | 8 |
| 1.3.18 Cianosis | 9 |
| 1.4 Presentación de equipos auxiliares instalados en la cuna | 9 |
| 1.4.1 Ventilador Cpap | 9 |
| 1.4.2 Resucitador manual | 9 |
| 1.4.3 Fototerapia neonatal | 10 |
| 1.4.4 Casco cefálico | 11 |
| 1.5 Equipos y/o técnicas similares para el cuidado neonatal | 11 |
| 1.5.1 Mama canguro | 11 |
| 1.5.1.1 Beneficios a corto plazo | 12 |

| | | |
|---------|--------------------------|----|
| 1.5.1.2 | Beneficios a largo plazo | 12 |
| 1.5.2 | Manta térmica | 12 |
| 1.5.2.1 | Beneficios | 12 |
| 1.5.2.2 | Ahorro de costos | 13 |
| 1.5.2.3 | Practicidad | 13 |
| 1.5.3 | Incubadoras cerradas | 13 |

CAPITULO II

ESPECIFICACIONES TÉCNICAS, ALARMAS Y COMPETENCIA NACIONAL

| | | |
|---------|--|----|
| 2.1 | Especificaciones técnicas de la cuna | 14 |
| 2.1.1 | Características eléctricas | 14 |
| 2.1.2 | Características físicas | 14 |
| 2.1.3 | Características de control | 14 |
| 2.1.3.1 | Temperaturas | 14 |
| 2.1.3.2 | Sistema de pesaje – balanza | 14 |
| 2.2 | Alarmas e indicaciones | 14 |
| 2.2.1 | Falta de energía | 14 |
| 2.2.2 | Falla del calentador irradiante | 15 |
| 2.2.3 | Permanencia 100% de potencia calentamiento | 15 |
| 2.2.4 | Alerta de 15 minutos de permanencia en modo manual | 15 |
| 2.2.5 | Baja carga de las baterías de transporte | 15 |
| 2.2.6 | Alarmas de temperatura y sensor de piel | 15 |
| 2.2.6.1 | Alta temperatura (sólo sensor de piel T1) | 15 |
| 2.2.6.2 | Baja temperatura (sólo sensor de piel T1) | 15 |
| 2.2.6.3 | Falta de sensor de piel t1 (sólo sensor de piel T1) | 15 |
| 2.2.6.4 | Sensor de piel desalojado (sólo sensor piel T1) | 16 |
| 2.2.7 | Indicaciones de funcionamiento | 16 |
| 2.2.7.1 | Servocontrol | 16 |
| 2.2.7.2 | Manual | 17 |
| 2.2.7.3 | Inhibir sonido | 17 |
| 2.2.7.4 | Calentamiento | 17 |
| 2.2.8 | Alarmas del oxímetro de pulso | 17 |
| 2.2.8.1 | Alta concentración Spo2 (ajustable de 21 hasta 100%) | 17 |
| 2.2.8.2 | Baja concentración Spo2 (ajustable de 20 hasta 99%) | 17 |
| 2.2.8.3 | Alto nivel de bpm (ajustable de 11 hasta 250 latidos por minuto) | 17 |
| 2.2.8.4 | Bajo nivel de bpm (ajustable de 10 hasta 249 latidos por minuto) | 17 |
| 2.2.8.5 | Sensor en movimiento | 17 |
| 2.2.8.6 | Sensor desalojado | 17 |
| 2.2.8.7 | Sensor desconectado | 17 |

| | | |
|----------|--|----|
| 2.2.8.8 | Falla del oxímetro de pulso | 17 |
| 2.2.9 | Alarmas del monitor de oxígeno | 17 |
| 2.2.9.1 | Alta concentración o ₂ (ajustable de 16 hasta 100%) | 18 |
| 2.2.9.2 | Baja concentración o ₂ (ajustable de 15 hasta 99%) | 18 |
| 2.2.9.3 | Falta del sensor de o ₂ | 18 |
| 2.2.10 | Alarma del mezclador de aire y oxígeno (blender) | 18 |
| 2.2.11 | Alarmas del humidificador Fog 1140 | 18 |
| 2.2.11.1 | Alta temperatura (“hi temp” – error) | 18 |
| 2.2.11.2 | Falla del sensor interno de temperatura | 18 |
| 2.2.11.3 | Falta de agua en el depósito del humidificador (“low level” – error) | 18 |
| 2.2.11.4 | Falta de sensor de temperatura del circuito del paciente | 18 |
| 2.3 | Equipos similares en el mercado peruano | 18 |
| 2.3.1 | Marca Medix Argentina | 18 |
| 2.3.2 | Marca Drager- Air Shields Alemania Usa | 19 |
| 2.3.3 | Marca Ohmeda Medical USA | 19 |
| 2.3.4 | Marca Fisher and Payckel Nueva Zelanda | 20 |

CAPITULO III

LESIONES, ADVERTENCIAS Y SUGERENCIAS PARA EL CORRECTO USO

| | | |
|-----|--|----|
| 3.1 | Cuna térmica | 21 |
| 3.2 | Oxígeno | 23 |
| 3.3 | Oximetría de pulso integrado | 23 |
| 3.4 | Fototerapia Bilitron | 24 |
| 3.5 | Sugerencias para mejorar la eficacia de la fototerapia | 25 |
| 3.6 | Cuidados especiales con el colchón | 25 |
| 3.7 | Efectos fisiológicos | 25 |
| 3.8 | Colchón térmico | 26 |
| 3.9 | Compatibilidad electromagnética e inmunidad | 26 |

CAPITULO IV

INSTALACIÓN DEL EQUIPO Y MODO DE UTILIZACIÓN

| | | |
|-------|---|----|
| 4.1 | Instalación del equipo | 27 |
| 4.2 | Instalación de los accesorios | 28 |
| 4.2.1 | Soporte de suero | 28 |
| 4.2.2 | Estantes auxiliares | 28 |
| 4.2.3 | Parachoques y protector plástico de los pies | 28 |
| 4.2.4 | Fototerapia Bilitron 3006 | 28 |
| 4.2.5 | Humidificador calentado Fog 1140 y frasco burbuja | 29 |
| 4.3 | Modo de utilización y programación del equipo | 29 |
| 4.3.1 | Funciones operacionales de la cuna calentada | 29 |

| | | |
|----------|---|----|
| 4.3.1.1 | Modo piel | 29 |
| 4.3.1.2 | Modo manual | 29 |
| 4.3.1.3 | Pre calentamiento del lecho por calor irradiante. | 29 |
| 4.3.2 | Información en pantalla | 30 |
| 4.3.3 | Operación de los accesorios y de las ventajas tecnológicas | 31 |
| 4.3.3.1 | Puerto de comunicación de datos | 31 |
| 4.3.3.2 | Colchón térmico servocontrolado. | 31 |
| 4.3.3.3 | Módulo de transporte con baterías de la cuna calentada. | 32 |
| 4.3.3.4 | Desplazamiento del reflector irradiante | 32 |
| 4.3.3.5 | Oximetría de pulso | 33 |
| 4.3.3.6 | Fototerapia reversa Bilitron bed 4006 | 34 |
| 4.3.3.7 | Fototerapia Bilitron 3006 | 34 |
| 4.3.3.8 | Altura del lecho ajustable | 34 |
| 4.3.3.9 | Inclinación del lecho | 34 |
| 4.3.3.10 | Utilización en el procedimiento "mama canguro" | 34 |
| 4.3.4 | Panel de control | 35 |
| | Organización de la pantalla del monitor LCD a color | 36 |
| 4.3.5 | Programaciones críticas | 38 |
| 4.3.5.1 | Programación del punto de ajuste de piel. | 38 |
| 4.3.5.2 | Programación de la potencia de calentamiento. | 38 |
| 4.3.5.3 | Programación de pre calentamiento. | 38 |
| 4.3.5.4 | Función mama canguro. | 38 |
| 4.3.5.5 | Bloqueo del panel de control para reprogramación de los parámetros. | 39 |
| 4.3.6 | Encendiendo el monitor. | 39 |
| 4.3.7 | Operación con balanza. | 39 |
| 4.3.8 | Módulo de gases | 40 |
| 4.3.8.1 | Oxígeno. | 40 |
| 4.3.8.2 | Aire comprimido | 40 |
| 4.3.8.3 | Aspirador de secreciones. | 40 |

CAPITULO V

MANTENIMIENTO PREDICTIVO, PREVENTIVO Y CORRECTIVO

| | | |
|-------|---|----|
| 5.1 | Definiciones | 41 |
| 5.1.1 | Mantenimiento | 41 |
| 5.1.2 | Mantenimiento predictivo | 41 |
| 5.1.3 | Mantenimiento preventivo | 41 |
| 5.1.4 | Mantenimiento correctivo | 41 |
| 5.2 | Importancia de la clasificación del mantenimiento | 42 |
| 5.3 | Objetivos del mantenimiento | 42 |

| | | |
|---------|--|----|
| 5.4 | Limpieza, desinfección y conservación. | 42 |
| 5.4.1 | Limpieza de la cuna radiante de calor | 42 |
| 5.4.2 | Limpieza de la fototerapia Bilitron bed 4006. | 43 |
| 5.4.3 | Limpieza de la fototerapia Bilitron 3006. | 43 |
| 5.4.4 | Limpieza del ventilador Babypap y humidificador calentador Fog 1140. | 43 |
| 5.4.5 | Limpieza del reanimador Babypuff | 44 |
| 5.4.6 | Limpieza del frasco para secreciones – esterilización. | 44 |
| 5.4.7 | Limpieza del sensor de paciente | 44 |
| 5.5 | Mantenimiento preventivo de la cuna y calibraciones | 44 |
| 5.5.1 | Monitor – sustitución de la batería de 9 Vdc | 45 |
| 5.5.2 | Calibración de la temperatura | 45 |
| 5.5.3 | Sustitución de leds de las fototerapias Bilitron 3006 y Bilitron bed 4006. | 45 |
| 5.5.4 | Fusibles de protección | 46 |
| 5.5.5 | Cabezal de radiación – sustitución de la resistencia de cuarzo | 46 |
| 5.5.6 | Calibración del sensor infrarrojo – detección de alta temperatura | 47 |
| 5.5.7 | Calibración del sensor de falla en la resistencia de calentamiento | 47 |
| 5.5.8 | Verificación de funcionamiento del sensor de cabezal desplazado | 47 |
| 5.5.9 | Cambio de baterías del modulo de transporte | 47 |
| 5.5.10 | Verificación de funcionamiento del colchón térmico | 47 |
| 5.5.11 | Calibración de la balanza incorporada | 48 |
| 5.6 | Funcionamiento de autodiagnostico y pruebas de las alarmas | 48 |
| 5.6.1 | Alarmas del sistema | 48 |
| 5.6.1.1 | Falta de energía | 48 |
| 5.6.1.2 | Alarma de permanencia en 100% de potencia de calentamiento. | 48 |
| 5.6.1.3 | Alarma de 15 minutos de permanencia en modo manual. | 49 |
| 5.6.1.4 | Alarma baja carga baterías de transporte. | 49 |
| 5.6.2 | Alarmas de modo piel. | 49 |
| 5.6.2.1 | Alta temperatura de piel. | 49 |
| 5.6.2.2 | Baja temperatura de piel. | 49 |
| 5.6.2.3 | Falta de sensor de piel T1. | 49 |
| 5.6.2.4 | Sensor de piel desalojado. | 49 |
| 5.6.3 | Alarmas del oxímetro de pulso. | 49 |
| 5.6.3.1 | Alta concentración de Spo2. | 49 |
| 5.6.3.2 | Baja concentración de Spo2. | 50 |
| 5.6.3.3 | Alto nivel de bpm. | 50 |
| 5.6.3.4 | Bajo nivel de bpm. | 50 |
| 5.6.3.5 | Sensor desalojado. | 50 |
| 5.6.3.6 | Sensor desconectado. | 50 |

| | | |
|---------|---|----|
| 5.6.4 | Alarmas del monitor de oxígeno. | 50 |
| 5.6.4.1 | Alta concentración de O ₂ | 50 |
| 5.6.4.2 | Baja concentración de O ₂ | 50 |
| 5.6.4.3 | Falta de sensor de oxígeno. | 50 |
| 5.6.4.4 | Procedimiento de calibración del monitor de oxígeno | 50 |
| 5.6.5 | Alarma del ventilador Cpap | 51 |
| | Alarma del mezclador de gases (blender). | 51 |
| 5.6.6 | Alarmas del humidificador Fog 1140. | 51 |
| 5.6.6.1 | Alta temperatura - "hi temp" (error). | 51 |
| 5.6.6.2 | Falta de agua en el reservatorio del humidificador | 51 |
| 5.6.6.3 | Falta de sensor de temperatura del circuito del paciente. | 51 |
| 5.7 | Mantenimiento correctivo de la cuna – fallas comunes | 52 |
| 5.8 | Equipos necesarios para realizar un buen mantenimiento | 54 |

CAPITULO VI

DIAGRAMA DE BLOQUES ELECTRÓNICO Y DISPOSITIVOS ELECTRÓNICOS

| | | |
|---------|---|----|
| 6.1 | Diagrama de bloques cuna térmica | 55 |
| 6.2 | Diagrama de bloques fototerapia Bilitron 3006 | 56 |
| 6.3 | Diagrama de bloques humidificador calentador fog1140 | 56 |
| 6.4 | Dispositivos electrónicos empleados | 57 |
| 6.4.1 | Tarjeta principal de cuna térmica | 57 |
| 6.4.1.1 | Microcontrolador AT89C51ED2 | 57 |
| 6.4.1.2 | Dispositivo lógico programable EMP3064ALC44 | 58 |
| 6.4.2 | Tarjeta principal de fototerapia Bilitron 3006 | 58 |
| 6.4.2.1 | Microcontrolador AT89C51ED2 | 58 |
| 6.4.2.2 | Convertidor A/D LTC1286 | 58 |
| 6.4.2.3 | Driver receptor MAX232N | 59 |
| 6.4.2.4 | Reloj calendario PCF8593 | 59 |
| 6.4.2.5 | Decodificador colector abierto SN74LS145 | 60 |
| 6.4.2.6 | Amplificador operacional dual TLC2272CP | 60 |
| 6.4.3 | Tarjeta principal de humidificador calentador fog1140 | 60 |
| 6.4.3.1 | Microcontrolador PIC16F916 | 60 |
| 6.4.3.2 | Relé electrónico SP746 | 61 |
| 6.4.4 | Tarjeta de balanza | 61 |
| 6.4.4.1 | Microcontrolador AT89S52 | 61 |
| 6.4.4.2 | Driver de ocho canales UDN2982LWT | 62 |
| 6.4.4.3 | Matriz de transistores Darlington ULN2803A | 62 |
| 6.4.4.4 | Convertidor análogo digital CS5534 | 62 |

CAPITULO VII

ANÁLISIS ELECTRÓNICO

| | | |
|-------|--|----|
| 7.1 | Análisis electrónico de la cuna | 64 |
| 7.1.1 | Funcionamiento de la tarjeta de relés | 64 |
| 7.1.2 | Filtro de entrada | 65 |
| 7.1.3 | Funcionamiento de la fuente de alimentación | 65 |
| 7.1.4 | Funcionamiento de la tarjeta principal | 66 |
| 7.2 | Análisis electrónico de equipos periféricos y opcionales | 67 |
| 7.2.1 | Equipo de fototerapia Bilitron 3006 | 67 |
| 7.2.2 | Equipo de fototerapia Bilitron bed | 68 |
| 7.2.3 | Balanza electrónica | 68 |
| 7.2.4 | Ventilador Cpap con humidificador calentador | 68 |
| 7.2.5 | Colchón térmico | 69 |
| 7.3 | Circuito de carga de baterías | 69 |
| 7.4 | Sistema motorizado de movimiento de la cama lecho | 70 |
| 7.5 | Sistema motorizado de movimiento de elevación de la cuna | 70 |

CAPITULO VIII**BLOQUE NEUMÁTICO**

| | | |
|-------|-------------------------------|----|
| 8.1 | Diagrama de bloques neumático | 71 |
| 8.2 | Análisis neumático del equipo | 71 |
| 8.2.1 | Mezclador | 71 |
| 8.2.2 | Resucitador Babypuff | 72 |
| 8.2.3 | Ventilador Cpap | 72 |
| 8.2.4 | Aspirador de secreciones | 72 |

CONCLUSIONES Y RECOMENDACIONES 73**ANEXO A** 75

Análisis de los sensores de temperatura (termistores)

ANEXO B 79

Análisis de los sensores de oxigenación (celdas galvánicas)

ANEXO C 82

Análisis de los sensores de la balanza (transductores piezoeléctricos)

ANEXO D 86

Análisis de los sensores de oximetría (infrarrojo)

ANEXO E 90

Planos electrónicos

BIBLIOGRAFÍA 100

PROLOGO

En la actualidad el desarrollo tecnológico en el campo del equipamiento biomédico se ha visto incrementado por el diseño de innumerables equipos para la prevención, diagnóstico y tratamiento de enfermedades. Es así que en Junio del 2009 Fanem Ltda. Sao Paulo-Brasil lanza al mercado una Unidad Radiante de Cuidado Intensivo Neonatal, desarrollada para el tratamiento de recién nacidos con problemas de desarrollo y/o genéticos, comprobándose que la supervivencia de bebés prematuros se ha incrementado con el uso de estos equipos, constituyéndose en un equipo de primera línea útil en las Unidades de Cuidados Intensivos Neonatales (UCIN) de los hospitales y clínicas de nuestro país.

Este informe de competencia profesional pretende dar información en Ingeniería Biomédica e incentivar al personal calificado en el uso y mantenimiento de los equipos, así mismo recomendar a los técnicos e ingenieros el mantenimiento preventivo y correctivo para el óptimo desempeño de este tipo de equipamiento.

El presente informe consta de siete capítulos los cuales describiremos brevemente:

El Capítulo I, presentación de la Unidad Radiante de Cuidado Intensivo Neonatal y equipos auxiliares, conceptos fisiológicos del recién nacido y equipos similares de transferencia de calor.

El Capítulo II, mencionaremos las especificaciones técnicas incluyendo las características eléctricas, físicas, control y alarmas, además indicaremos equipos similares en otras marcas en el mercado peruano.

El Capítulo III, detallaremos las lesiones que puede ocasionar el mal uso de este equipamiento o la falta de monitoreo del mismo.

El Capítulo IV, mencionaremos la instalación del equipo y el modo de utilización y programación.

El Capítulo V, trataremos sobre los protocolos de mantenimiento preventivo y correctivo, mencionaremos las fallas más comunes que por nuestra experiencia hemos tenido que resolver.

El Capítulo VI, mencionaremos los diagramas electrónicos y mencionaremos los dispositivos electrónicos empleados en el diseño del equipo.

El Capítulo VII, analizaremos los circuitos electrónicos principales del equipo y de los equipos periféricos.

El Capítulo VIII, mencionaremos el diagrama neumático y analizaremos el sistema neumático que incluye este equipo.

En los anexos a esta presentación mencionaremos el funcionamiento de los diferentes tipos de sensores empleados en el equipo.

...Finalmente mencionaremos la bibliografía donde hemos podido consultar para complementar este informe.

CAPITULO I PRESENTACION DEL EQUIPO Y FISILOGIA NEONATAL

1.1 Presentación del equipo

Las cunas de calor radiante son unidades diseñadas para proporcionar calor radiante a los neonatos, con el fin de que puedan mantener una temperatura corporal de 36° a 37°C.

La unidad radiante de cuidado intensivo neonatal Ampla 2085, así como todos sus accesorios, están diseñados dentro de los más altos patrones de tecnología y seguridad, manteniendo una versatilidad excelente para utilización en las unidades de cuidados intensivos, salas de parto y salas neonatales.

Este equipamiento fue proyectado para atender a todas las necesidades de un tratamiento amplio y seguro, en las más variadas formas de utilización. Tiene sistema irradiante de calor, proyectado para atender el recién nacido en los primeros momentos de vida en atención prolongada, cuando el acceso al paciente y la visualización total sean necesarias.

El sistema irradiante de calor tiene como fuente un elemento calentador cubierto por cuarzo y con canaleta de protección para el paciente. A través de sus direccionadores ubicados cerca del reflector, proporciona calor homogéneo en toda área del colchón. También, el reflector irradiante tiene como característica el desplazamiento hacia ambos lados para acceso de equipos de rayos-x, iluminación auxiliar y equipos de fototerapia.

El monitor de control microprocesado podrá ser proporcionado de acuerdo con las siguientes opciones distintas:

- A) Monitor pantalla gráfica a color;
- B) Monitor pantalla gráfica monocromático;
- C) Monitor pantalla de display de siete segmentos.

De acuerdo con la configuración del monitor tenemos los siguientes parámetros: monitoreo de dos temperaturas de la piel, monitoreo de la temperatura del ambiente, monitoreo de la saturación del oxígeno y frecuencia de pulso, balanza integrada al lecho, monitoreo del oxígeno administrado al paciente, fototerapia en el lecho de proyección de abajo hacia arriba, entre otros.

Mesa eléctrica con las posiciones de trendelemburg, trendelemburg reversa y horizontal automática u opcionalmente, de accionamiento manual, con 4 pasa cables o tubos, cajón para el chasis de rayos x, colchón de memoria y hoja de identificación. Tiene también la configuración en lecho de acrílico con movimiento manual.

En su columna central se puede acoplar el soporte de suero, estante porta monitor lateral,

soporte de cables, panel de entrada de gases, flujómetro, asa para transporte y gancho y frasco recolector.

Tiene base en estructura metálica reforzada con cubierta de plástico y 4 ruedas de doble giro con freno de 5".

La unidad posee una serie de artículos opcionales (ver Fig. 1.1) que pueden unirse al equipamiento de una manera modular perfeccionando el producto a las condiciones reales de uso, como por ejemplo; balanza integrada al lecho, oxímetro de pulso (spo2), fototerapia Bilitron 3006, fototerapia reversa Bilitron bed 4006, colchón transparente para fototerapia reversa, colchón térmico, juego de transporte con colchón térmico + colchón transparente + baterías, soporte para las bombas de infusión, enchufes auxiliares en varias configuraciones, ergométrico con pedales laterales, bandejas, estantes y conjuntos de cajones para accesorios, soporte para los cilindros y cilindros para aire y oxígeno. Panel delantero de gases para aspirador de secreciones, mezclador de aire-oxígeno (blender) y resucitador manual Babypuff, ventilador Cpap neonatal de burbuja, etc.

Con la intención de conservar su eficiencia y tener en cuenta la naturaleza de los trabajos de este equipamiento, son necesarios ciertos cuidados especiales en su uso y operación.

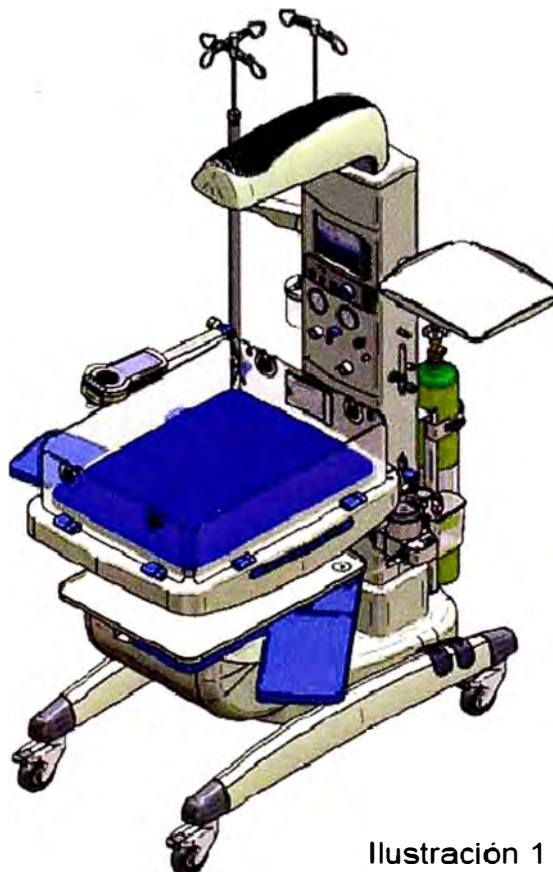


Ilustración 1 -

Fig. 1.1 Cuna de calor radiante Ampla 2085

1.2 Principios de operación

La energía calorífica puede ser transferida de tres maneras, conducción, convección o radiación. En este tipo de cuna la transferencia de calor se lleva a cabo principalmente por radiación (ver Fig. 1.2), es decir, la fuente de energía calorífica se encuentra separada del receptor de calor y éste (el calor) viaja por el aire en forma de ondas electromagnéticas.

Las cunas de calor radiante permiten una observación directa y un fácil acceso al neonato al mismo tiempo que se administra un calor constante lo cual mantiene una estabilidad térmica del paciente. Por no ser un sistema cerrado a diferencia de las incubadoras cerradas, no se utiliza la humidificación ambiental.

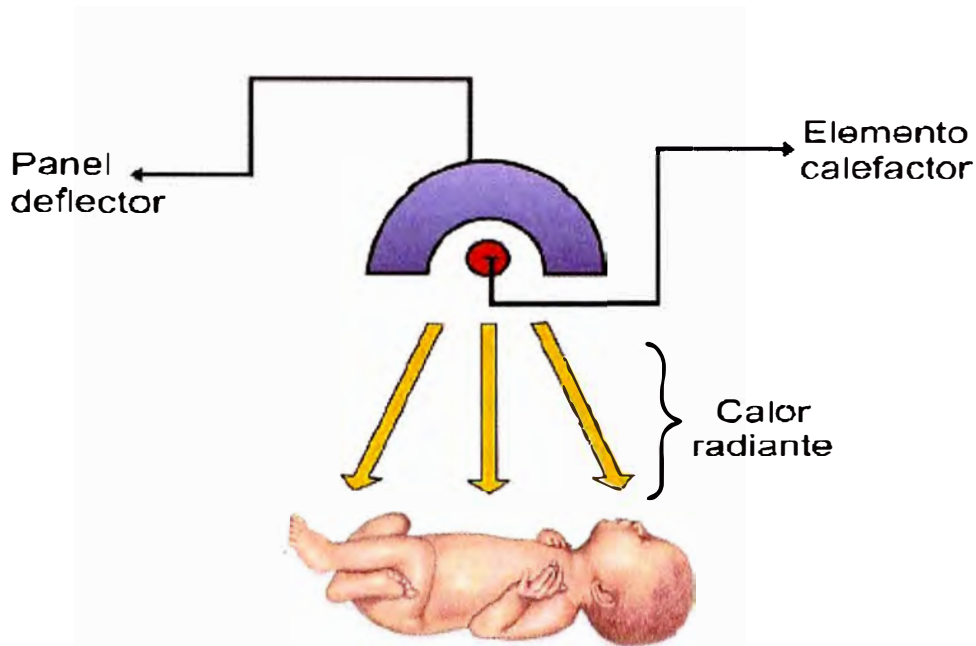


Fig 1.2 Transmisión de calor por radiación

1.3 Fisiología del recién nacido

Los neonatos que son sometidos a este tratamiento son:

Pacientes prematuros o pacientes de bajo peso que presentan problemas de termorregulación (incapacidad de compensar las variaciones de temperatura) y en consecuencia son incapaces de mantener un equilibrio térmico.

Neonatos que presenten alguna enfermedad crítica que requiera una intervención constante de parte de personal médico.

Neonatos en tratamientos que han tenido una exposición prolongada a ambientes fríos.

La importancia de ayudar al neonato en la manutención del equilibrio térmico, radica en proporcionar un "ambiente termo neutral" en el cual el consumo de oxígeno y su metabolismo se reduzcan al mínimo, de manera tal que las calorías y nutrientes que ingiera,

se dediquen a la maduración, desarrollo y crecimiento de su organismo.

1.3.1 Mecanismo de pérdida y transmisión de calor:

Conducción: entre dos cuerpos en contacto con diferente temperatura (los campos, colchón, rx, balanza...).

Convección: entre una superficie sólida (niño) y un fluido, aire o líquido, (corriente de aire, o durante el baño).

Radiación: entre dos superficies sólidas que no están en contacto (paredes frías de la incubadora).

Evaporación: pérdida de calor en la conversión de agua del estado líquido al gaseoso (piel y respiración- sudoración)

1.3.2 Términos fisiológicos y médicos:

Por la importancia de esta terminología debemos enunciar algunos términos necesarios para la comprensión de este tema.

1.3.4 Termorregulación

La termorregulación es la capacidad del recién nacido para producir calor y conservar la temperatura normal del cuerpo. Los mecanismos fisiológicos que aumentan la producción de calor se denominan termogénesis, actividad muscular (termogénesis con estremecimiento) y termogénesis química (termogénesis sin estremecimiento). Para el recién nacido es difícil mantener la temperatura corporal ya que su superficie corporal es muy grande respecto del peso.

1.3.5 Hipotermia

La hipotermia accidental viene dada por el descenso de la temperatura del cuerpo humano por debajo de 35°C.

1.3.6 Hipertermia

Elevación de la temperatura corporal con fines terapéuticos o febriles.

1.3.7 Ictericia

También conocida como hiperbilirrubinemia. La ictericia es ocasionada por la acumulación de un producto de desecho natural, la bilirrubina. A medida que los glóbulos rojos y otros tejidos son reemplazados en el cuerpo, los productos de desecho derivados de su descomposición son generalmente eliminados por el hígado. La bilirrubina es de color amarillo y cuando sus niveles son altos mancha la piel y otros tejidos.

Se puede esperar que todos los neonatos presenten un poco de ictericia. Si la ictericia es más alta de lo normal, generalmente se puede tratar con fototerapia (luces especiales). La fototerapia es tan efectiva en ayudar al hígado a excretar la bilirrubina que rara vez los altos niveles de ésta constituyen un problema. Los bebés que nacen prematuramente pueden tener niveles elevados de bilirrubina por varias semanas.

1.3.7 Volutrauma

Exceso del volumen corriente en la ventilación mecánica.

1.3.8 Barotrauma

Es un síndrome caracterizado por la presencia de aire en cavidades pulmonares, generalmente secundario a las presiones altas utilizadas en el ventilador.

1.3.9 Cpap

Oxígeno suplementario o aire ambiental suministrado bajo presión ya sea a través de un tubo endotraqueal (tubo que va directamente hacia dentro de los pulmones del infante) o pequeños tubos que se colocan en las fosas nasales. El suministro de oxígeno bajo presión ayuda a mantener bolsas de aire de los pulmones abiertas y también ayuda mantener despejada la vía respiratoria hacia los pulmones. Por lo general, la Cpap nasal (Ncpap) se utiliza inmediatamente después de quitar el tubo endotraqueal para tratar la apnea y/o evitar la necesidad de un tubo endotraqueal y de un respirador mecánico. Modo ventilatorio que proporciona presión positiva constante en la vías respiratorias en la etapa inspiratoria y espiratoria.

1.3.10 Fototerapia

Terapia de luces que se utiliza para tratar la ictericia (ver Fig. 1.3). Unas luces fluorescentes, halógenas, de leds o fibra óptica llamadas bililuces, se colocan por encima del recién nacido. El tratamiento generalmente dura entre 3 y 7 días.

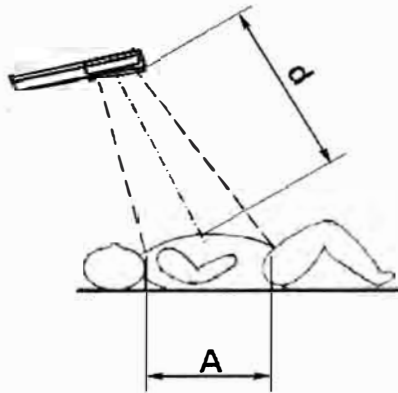


Fig. 1.3 Irradiación a un neonato

1.3.11 Oxímetro de pulso

Equipo que monitorea la cantidad de oxígeno en la sangre. Un sensor se coloca alrededor del pie, dedo del pie, mano o dedo de la mano del bebé. Este equipo permite que el personal de la UCIN monitoree la cantidad de oxígeno en la sangre del bebé sin tener que obtener sangre para pruebas de laboratorio.

1.3.12 Apnea

Cesación de la respiración por 20 segundos o más. También se la conoce como episodios o ataques apneicos. Es común que los infantes prematuros dejen de respirar por algunos segundos. Casi siempre vuelven a respirar por cuenta propia, pero ocasionalmente necesitan

estimulación o terapia de medicamentos para mantener una respiración regular. El ritmo cardíaco por lo general disminuye con la apnea; esta condición se conoce como bradicardia. Gradualmente, la apnea se hace menos frecuente a medida que el infante prematuro madura y crece. No existe una relación entre la apnea y el síndrome de muerte súbita infantil.

1.3.13 Evaluación de Apgar

Test de Apgar se trata de una prueba, una evaluación del cuadro de vitalidad de un bebé cuando este acaba de nacer. Se valora a través de una puntuación determinada al minuto de nacer, a los 5 minutos y, a veces, a los 10 minutos. Se examinan ritmo cardíaco (la frecuencia de los latidos del corazón), respiración (dificultad), tono muscular, reflejos, y el color del bebé. La puntuación va de 1 a 10. Cuando la puntuación en alguno de los tiempos es muy baja puede que el médico indique desde una simple observación en incubadora durante las primeras horas de vida, hasta el ingreso en una planta de neonatología para investigar la causa.

1.3.14 Neumotorax

Cuando el aire de los pulmones del bebé se filtra hacia el espacio entre los pulmones y las paredes del pecho del bebé. Aunque estas filtraciones en pequeñas cantidades pueden no ocasionar ningún problema y no requieren tratamiento, filtraciones mayores pueden causar serias complicaciones, tales como un colapso pulmonar, y podría ser necesario operar para reparar el daño

1.3.15 Síndrome de dificultad respiratoria

Problemas respiratorios debido a la inmadurez de los pulmones. La dificultad respiratoria es un término más inclusivo que simplemente significa que el niño está teniendo dificultades para respirar. El síndrome de dificultad respiratoria es una condición específica que ocasiona dificultades en el recién nacido para respirar debido a la ausencia de surfactante en los pulmones. Sin surfactante, los alvéolos (saco de aires) colapsan cuando el bebé exhala. Estos sacos de aire colapsados se pueden volver a abrir únicamente con un mayor esfuerzo al respirar. La mayoría de los bebés no tiene una cantidad normal de surfactante en sus sacos de aire hasta la 34ta a 36ta semana de gestación.

1.3.16 Surfactante

Material jabonoso dentro de los pulmones de los adultos e infantes maduros que ayuda a los pulmones a funcionar. Sin los surfactantes, los sacos de aire tienden a colapsar durante la exhalación. La producción de surfactante en los pulmones es uno de los últimos sistemas en madurar en un infante, lo cual puede ocasionar los problemas de respiración detectados en los bebés prematuros.

1.3.17 Bradicardia

Ritmo cardíaco inusualmente bajo. En los infantes prematuros, la bradicardia se asocia con la apnea. Durante estos ataques, el infante deja de respirar por al menos 20 segundos y su ritmo cardíaco comienza a desacelerarse, también se le conoce como ataque "A&B". Para

reiniciar la respiración e incrementar el ritmo cardíaco, generalmente basta con tocar gentilmente o estimular de otra forma al infante. En los recién nacidos, frecuentemente se administran medicamentos (teofilina o cafeína) para tratar estos ataques.

1.3.18 Cianosis

Color azulado de la piel debido a la falta de oxigenación.

1.4.1 Presentación de equipos auxiliares instalados en la cuna

1.4.1 Ventilador Cpap

Equipo desarrollado para recién nacidos, necesario en el tratamiento de patologías respiratorias (ver Fig. 1.4), Babypap Fanem modelo 1150s, permite un flujo de la mezcla de aire y oxígeno, calentada y humidificada, ejercida a través de un sistema microcontrolado, a una presión controlada a través de la columna de agua y burbuja, proporcionando una presión positiva continua en las vías aéreas (Cpap) de manera no invasiva.

El módulo Cpap de Fanem debe ser usado junto con las fuentes externas de flujo continuo de oxígeno y aire. La aplicación de este producto es específica para pacientes neonatales y ofrece a los mismos un nivel de Cpap (continuous positive airway pressure presión positiva de la vía aérea continua) cuya presión es ajustada y adecuada a la utilización.

Usando el alto nivel tecnológico en su plataforma de operación, Babypap de Fanem proporciona una interacción fácil, garantizando al usuario un mayor control de todos los parámetros operacionales.

El modelo 1150s, con presión controlada a través de columna de agua y burbuja, consta de un mezclador de gases aire y oxígeno, un humidificador calentador Fog 1140 de Fanem microcontrolado y un reservorio de agua.

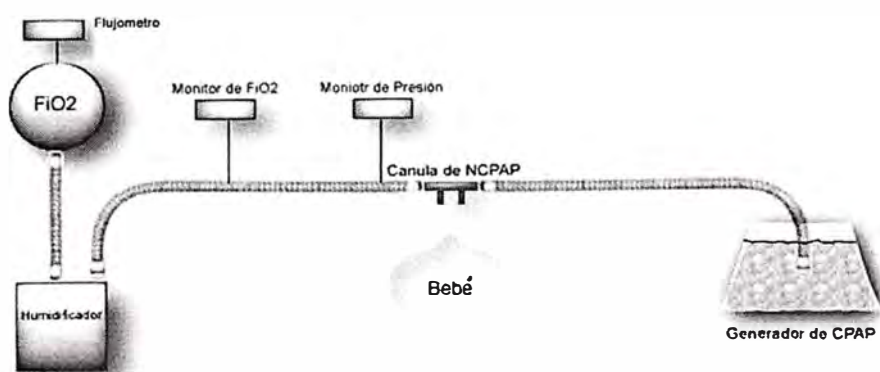


Fig. 1.4 Sistema Cpap

1.4.2 Resucitador manual

El resucitador infantil Babypuff modelo 1020, cumple y supera los requisitos de funcionamiento existentes en el sector de reanimación neonatal e infantil, presentando manipulación simple y una excelente interacción de uso, posee un manómetro analógico, lo

que permite regular y controlar las presiones Pip (presión inspiratoria pico), Peep (presión positiva al final de la expiración), así como la presión de seguridad a través de las válvulas mecánicas posicionadas en su panel frontal. El resucitador opera directamente a través de una fuente de gas, posee la versatilidad de utilizar oxígeno al 100%, aire comprimido al 100%, o una mezcla aire/o₂ controlada a través de un mezclador (blender) en la entrada. También posee máscara transparente de silicona, en 3 tamaños distintos, facilitando su manipulación y permitiendo completa visualización de la boca y nariz del paciente, manguera de conexión y entrada de la fuente de gas, circuito de salida al paciente con cánula nasal y pulmón de prueba para prueba del aparato y ajustes de parámetros.

1.4.3 Fototerapia neonatal

Equipo utilizado en el tratamiento de la hiperbilirrubinemia neonatal, sometiendo al paciente a una exposición de radiación enfocada en el espectro azul (ver Fig. 1.5) de la luz visible, por un tiempo determinado por el médico que realiza la atención, según el caso. La introducción de la fototerapia en el tratamiento de la bilirrubinemia neonatal desde su surgimiento al final de la década de 1950 y posteriormente por la gran evolución en los tipos de ampollitas aplicadas, redujeron los riesgos, no obstante, sin eliminar los efectos colaterales adversos de los rayos ultra violeta y rayos infrarrojos en el cuerpo del paciente. La gran cantidad de ampollitas de diferentes tipos y más recientemente los leds convencionales, que para conseguir eficiencia en el tratamiento, necesitan muchas fuentes de luz en el mismo aparato, haciéndolos grandes y pesados.

Bilitron modelo 3006 puede considerarse la 7ma generación de fototerapias en el mercado mundial. El tratamiento de la bilirrubinemia con luz se inició con ampollitas fluorescentes de baja intensidad, posteriormente, se introdujeron ampollitas fluorescentes con emisión en el espectro azul, más tarde aparecieron las ampollitas halógenas y una variación con fibras ópticas. Los leds (diodos emisores de luz) también fueron introducidos en las fototerapias, sin embargo, debido a la baja emisión de luz, son necesarios centenas de leds para obtener un resultado satisfactorio.

El apareamiento del súper led con alta intensidad de radiación en el espectro azul de composición fisicoquímica diferenciada de los leds convencionales permite construir equipos con pocos leds, haciéndolos mucho menores y más livianos.

Los súper leds emiten radiación segura (de acuerdo con la norma IEC 825 clase 2), eliminando completamente los filtros ultra violeta e infrarrojo con la ventaja de reducir drásticamente los riesgos de quemadura, eritemas y pérdida insensible de agua. Por lo tanto, se trata de una innovadora fototerapia electrónica, microprocesada, capaz de eliminar las radiaciones indeseables en el espectro del ultravioleta, además del infrarrojo, incorporando una elipse de mayor área con menor pérdida en los bordes, transformándola en una aplicación más anatómica a los cuerpos de los pacientes.

La electrónica microprocesada introducida en esta fototerapia permite recursos nunca

antes utilizados como: radiómetro incorporado con sonda óptica (sonda opcional), tiempo de tratamiento, totalizador de horas, ajuste de intensidad luminosa (la primera fototerapia con ajuste de irradiación), reloj calendario, conversión de distancia vs. Radiación, memoria de datos para emisión de informe y comunicación con impresora computadora o comunicación con radiómetro de la serie 3620.

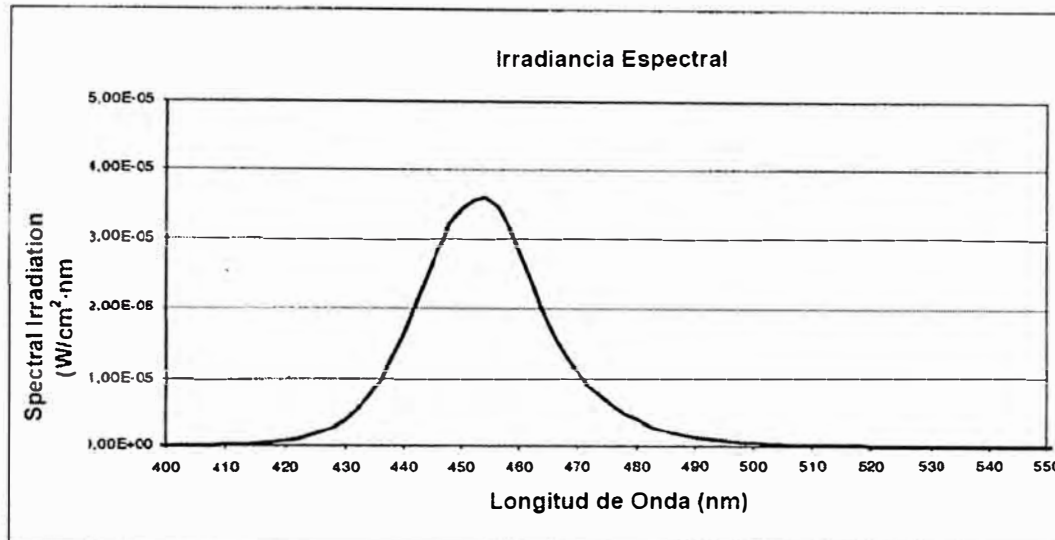


Fig. 1.5 Irradiación espectral vs Longitud de onda

1.4.4 Casco cefálico

Técnica para brindar oxígeno en una pequeña cámara que cubre toda la cabeza. Es el modo más eficiente y simple para brindar atmósfera enriquecida de oxígeno para un neonato que respira espontáneamente y quien cursa con insuficiencia respiratoria leve. Con este método se pueden ofrecer concentraciones de oxígeno que pueden llegar hasta el 100%, siempre a través de un aparato que humidifique el oxígeno y sólo en casos de ausencia del mismo, utilizarlo directamente. Recordar que el frasco humidificador de oxígeno produce una muy pobre humidificación además de que no lo entrega a temperatura corporal.

1.5 Equipos y/o técnicas similares para el cuidado neonatal

1.5.1 Mama canguro

Llevar al bebé como lo hacen las madres marsupiales (ver Fig. 1.6) es una técnica usada en las maternidades para favorecer el desarrollo de los bebés prematuros, aunque también es extensible a todo bebé recién nacido.

Cuando un bebé nace es inmediatamente separado de su madre para los primeros exámenes médicos. La pregunta es: ¿es beneficioso hacer esto? No hay evidencias sobre esto, pero lo que sí se conoce es que mantener el contacto entre la mamá y el bebé lo es.

No hay incubadora en el mundo que pueda reemplazar el calor de una madre. Cuando se saca al bebé de una incubadora para ponerlo en brazos de su mamá empieza el milagro de la naturaleza.



Fig. 1.6 Método de la mama canguro

1.5.1.1 Beneficios a corto plazo

Las frecuencias cardíaca y respiratoria se estabilizan.

La glucemia (nivel de azúcar en la sangre) se normaliza.

Hay menos necesidad de oxigenoterapia.

Mejor control de temperatura corporal.

Se reducen los episodios de apneas (*trastorno del sueño*).

Gana peso con mayor rapidez.

Estimulación del nervio vago, que ayuda al bebé a digerir mejor la leche materna.

Estimula la producción de leche en la madre.

Prepara al bebé para la succión del pecho.

1.5.1.2 Beneficios a largo plazo

Mejor desarrollo psicomotriz del bebé.

Mayor agudeza auditiva, visual, olfativa y táctil.

Sensación de seguridad al estar con su madre.

Menos llanto.

Mejor calidad de sueño.

La madre obtiene mayor seguridad y confianza en el cuidado de su bebé.

1.5.2 Manta térmica

Tradicionalmente el calentamiento activo se ha conseguido utilizando la clásica incubadora y por tanto, en muchos casos, sólo los métodos pasivos de conservación del calor corporal han sido la práctica usual. Más recientemente se introdujeron los colchones y mantas térmicas, estos equipos con un costo accesible son una forma sencilla de transferir calor al neonato.

1.5.2.1 Beneficios

Alta transferencia térmica.

Muy corto tiempo de calentamiento.

Es antiescaras (no produce lesiones).

Temperatura seleccionable.

1.5.2.2 Ahorro de costos

Disminuye la asistencia a incubadoras.

No requiere inversión en nuevas cunas.

Elimina costes de mantenimiento.

Reduce la demanda de cuidados intensivos.

1.5.2.3 Practicidad

Acceso libre al bebé.

Adaptable a todas las cunas.

Uso sencillo.

Discreto y silencioso.

Fácil de limpiar.

1.5.3 Incubadoras cerradas

La incubadora es un equipo médico que posee una cámara, dentro de la cual se coloca al neonato con el fin de proporcionarle, un medio ambiente controlado.

Dependiendo del tipo de incubadora, puede controlar la temperatura, la humedad y la oxigenación del aire que rodea al paciente, o alguno de estos parámetros.

Por lo general, las paredes de la cámara (cúpula) se construyen con material transparente, lo que permite aislar al paciente sin perder el contacto visual con él.

La energía calorífica puede ser transferida de tres maneras: conducción, convección y radiación. La incubadora transfiere calor al paciente principalmente por convección, es decir, la transferencia de calor se realiza por medio de un fluido (aire) en movimiento. La circulación del aire se logra gracias a un ventilador o a una turbina que lo toma del exterior y lo pasa a través de un elemento calefactor antes de impulsarlo hacia el interior de la cámara donde se encuentra el paciente.

El elemento calefactor o la unidad de calor se activa por una señal eléctrica, la cual es proporcional a la diferencia entre la temperatura medida y el valor de referencia preestablecido por el operador.

La variable de control puede ser la temperatura del aire de la incubadora o bien la temperatura de la piel de la región abdominal anterior del neonato.

CAPITULO II ESPECIFICACIONES TECNICAS, ALARMAS Y COMPETENCIA NACIONAL

2.1.1 Especificaciones técnicas de la cuna

2.1.1 Características eléctricas

| | |
|---------------------------------------|----------------------|
| Tensión de alimentación | 220/240 Vac \pm 5% |
| Frecuencia de la red | 50/60 Hz |
| Potencia de entrada | 800 W |
| Corriente nominal | 4 A |
| Corriente de escape | < 300 μ A |
| Potencia de ergométrico | 75 W |
| Batería recargable (panel) | 9 Vdc |
| Batería recargable (juego transporte) | 12 Vdc - 9 Ah |
| Fusible red 220/240v~ | 5A - tipo F |

2.1.2 Características físicas

| | |
|-------------------------------------|--------------|
| Ancho | 630 mm |
| Longitud con soporte de reanimación | 2003 mm |
| Altura máxima | 2100 mm |
| Altura mínima | 1900 mm |
| Altura – nivel del colchón | 1000 mm |
| Base con soporte móvil | 04 garruchas |

2.1.3 Características de control

2.1.3.1 Temperaturas

| | |
|---|---------------|
| Resolución de la pantalla de temperaturas | 0,1°C |
| Faja de control | 25,0 - 38,0°C |
| Precisión del control | \pm 0,2°C |
| Faja de actuación de la pantalla de temperatura | 20,0 - 45,0°C |

2.1.3.2 Sistema de pesaje - balanza

| | |
|---------------------------|-----------|
| Resolución de la pantalla | 2 g |
| Faja de actuación – peso | 0 a 10 kg |

2.2 Alarmas e indicaciones

2.2.1 Falta de energía

Activada cuando hay interrupción en el suministro de energía eléctrica, o si el cordón de fuerza es desconectado del sistema. En caso de que el modulo de transporte está presente, la

alarma de falta de energía actuará cuando la carga de las baterías de transporte se encuentren agotadas. Esta alarma es señalada en el panel por un led rojo de falta de energía y por una señal sonora alta y continua. Esta alarma es activada por la batería recargable de 9 Vdc.

2.2.2 Falla del calentador irradiante

Activada cuando hay una falla en el calentador irradiante (resistor quemado u con alimentación interrumpida). Alarma con indicación visual y señal sonora intermitente.

2.2.3 Permanencia 100% de potencia calentamiento

Accionada en caso el calentador irradiante permanezca, sin interrupción, en 100% de potencia por más de 15 minutos. Ocurre tanto en la operación en modo manual como en modo piel para prevenir algún daño por radiación al paciente. Alarma con indicación visual y señal sonora intermitente.

Al accionar la alarma, el calentamiento irradiante es interrumpido. Al presionar el botón para inhibir sonido, la alarma es cancelada el calentamiento irradiante es retomado y el recuento de 15 minutos es reiniciado.

2.2.4 Alerta de 15 minutos de permanencia en modo manual

Accionado cada 15 minutos, cuando el sistema está operando en modo manual y con potencia de calentamiento ajustada para valores menores al 100%, al contrario de lo que ocurre con la alarma de permanencia en 100% de potencia, el calentamiento irradiante, en este caso, no es interrumpido. Alarma con indicación visual y señal sonora intermitente. Al apretar el botón para inhibir sonido, la alarma es cancelada y el recuento de 15 minutos es reiniciado.

2.2.5 Baja carga de las baterías de transporte

Alarma asociada al módulo de transporte. Accionada cuando el sistema está operando con alimentación a través de las baterías de transporte (falta de energía en la red eléctrica o el sistema se ha desconectado de la red eléctrica) y la tensión en las baterías sea menor que 11,3 Vdc. Alarma con indicación visual y señal sonora intermitente.

2.2.6 Alarmas de temperatura y sensor de piel

2.2.6.1 Alta temperatura (sólo sensor de piel T1)

Accionada en caso la temperatura de la piel T1 sea mayor o igual a 1°C sobre el punto de ajuste de la temperatura de piel. Al ocurrir esta alarma, el calentamiento irradiante es interrumpido. Alarma con indicación visual y señal sonora intermitente.

2.2.6.2 Baja temperatura (sólo sensor de piel T1)

Accionada en caso la temperatura de la piel T1 sea menor o igual a 1°C del punto de ajuste de la temperatura de piel. Alarma con indicación visual y señal sonora intermitente.

2.2.6.3 Falta de sensor de piel T1 (sólo sensor de piel T1)

Accionada en caso el sensor de piel T1 sea desconectado o hay falla del sensor (cables internos rotos, pines dañados, etc.). Al ocurrir esto, el sistema automáticamente interrumpe el

calentamiento irradiante y pasa al modo manual. Alarma con indicación visual y señal sonora intermitente.

2.2.6.4 Sensor de piel desalojado (sólo sensor piel T1)

Accionado en caso el sensor de piel T1 sea desalojado de la piel del paciente. Alarma con indicación visual y señal sonora intermitente. El accionamiento es basado en la detección de una variación abrupta, negativa o positiva, de la temperatura del sensor de piel T1.

Los puntos siguientes deben observarse:

Cuando el sistema es encendido, hay una inhibición de 10 minutos de esta alarma (para que la temperatura en el sensor de piel T1 se estabilice con la piel del paciente), después de la cual la detección del sensor desalojado es habilitada.

La detección del sensor desalojado ocurre de la siguiente manera: si dentro de un periodo de 7 segundos se verifica una variación positiva mayor o igual a $0,5^{\circ}\text{C}$ o una variación negativa mayor o igual a $0,3^{\circ}\text{C}$ en el sensor de piel T1, entonces la alarma se dispara.

Una vez disparada, la alarma es cancelada apenas si la temperatura del sensor de piel T1 vuelve a la temperatura anterior a la variación o si el usuario aprieta el botón para inhibir sonido.

Al cancelar la alarma a través del botón inhibir sonido, habrá un periodo de 2 minutos de inhibición de la alarma, después de la cual la detección de sensor desalojado es habilitada de nuevo.

Cada vez que el usuario pasa de modo manual (o precalentamiento) a modo piel, habrá inhibición de 1 minuto de la alarma, después de la cual deberá activar la detección de sensor desalojado.

2.2.7 Indicaciones de funcionamiento

2.2.7.1 Servocontrol

Accionado automáticamente cuando el sensor de piel T1 es conectado en panel frontal para la monitorización de la temperatura corporal del neonato (ver Fig. 2.1).

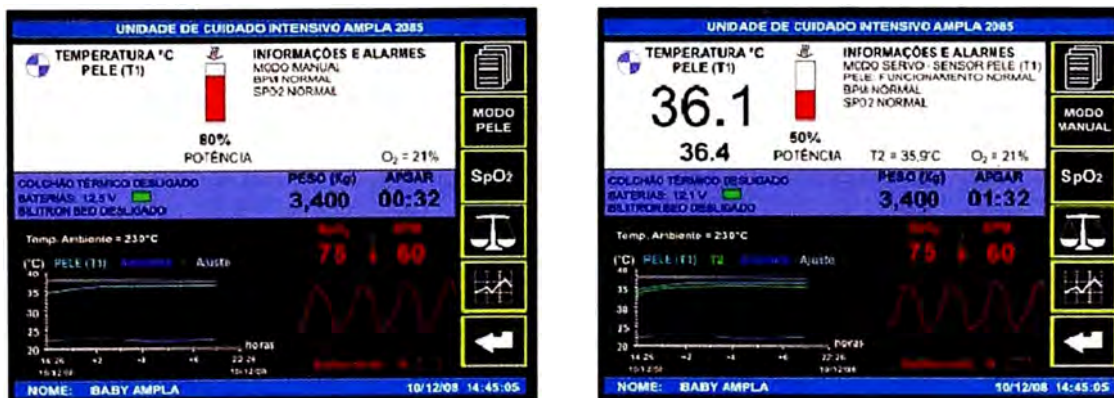


Fig. 2.1 Pantalla modo manual (izq.) y modo servocontrolado (der.)

2.2.7.2 Manual

Accionado automáticamente cuando el sensor de piel T1 es desconectado, o cuando el sensor o alguno de los cables del sensor están dañado (ver Fig. 2.1).

2.2.7.3 Inhibir sonido

Indica que el sonido de la alarma que es accionado quedará inhibido durante 15 minutos. El sonido volverá a su nivel normal automáticamente pasado este tiempo.

2.2.7.4 Calentamiento

Indicación de la potencia de calentamiento de 0 hasta 100% de la potencia total, a través de la barra de potencia en incrementos de 10 en 10%.

2.2.8 Alarmas del oxímetro de pulso

2.2.8.1 Alta concentración de Spo2 (ajustable de 21 hasta 100%)

Accionada en el caso que la saturación del oxígeno del paciente este arriba del límite de alta concentración de Spo2. Alarma con indicación visual señal sonora intermitente

2.2.8.2 Baja concentración Spo2 (ajustable de 20 hasta 99%)

Accionada caso la saturación del oxígeno del paciente este por debajo del límite de concentración de Spo2. Alarma con indicación visual y señal sonora intermitente.

2.2.8.3 Alto nivel de bpm (ajustable de 11 hasta 250 latidos por minuto)

Accionado en caso el nivel de latidos por minuto (bpm) del paciente este arriba del límite de alto nivel de bpm. Alarma con indicación visual y señal sonora intermitente

2.2.8.4 Bajo nivel de bpm (ajustable de 10 hasta 249 latidos por minuto)

Accionado en caso el nivel de latidos por minuto (bpm) del paciente este por debajo del límite de bajo nivel de bpm. Alarma con indicación visual y señal sonora intermitente.

2.2.8.5 Sensor en movimiento

Accionado durante variaciones en la lectura del valor de Spo2 para el sensor del oxímetro del pulso. Es desactivado automáticamente cuando el valor de Spo2 es de nuevo estabilizado. Alarma con indicación visual y señal sonora intermitente.

2.2.8.6 Sensor desalojado

Accionado en caso el sensor del oxímetro de pulso es desalojado del paciente. Es desactivado automáticamente cuando el sensor es nuevamente posicionado. Alarma con indicación visual y señal sonora intermitente.

2.2.8.7 Sensor desconectado

Accionado en caso el sensor del oxímetro de pulso sea desconectado del panel o hay falla del sensor (cables rotos, pines dañados, etc.) Alarma con indicación visual y señal sonora intermitente.

2.2.8.8 Falla del oxímetro de pulso

Ocurre cuando hay una falla de la comunicación con el módulo de oximetría del pulso. Alarma con indicación visual y señal sonora intermitente.

2.2.9 Alarmas del monitor de oxígeno

2.2.9.1 Alta concentración oxígeno (ajustable de 16 hasta 100%)

Accionada en caso la concentración de oxígeno este arriba del límite de alta concentración. Alarma con indicación visual y señal sonora intermitente.

2.2.9.2 Baja concentración oxígeno (ajustable de 15 hasta 99%)

Accionada en caso la concentración de oxígeno este por debajo del límite de baja concentración. Alarma con indicación visual y señal sonora intermitente

2.2.9.3 Falta del sensor de oxígeno

Accionada en caso el sensor de oxígeno sea desconectado del sistema o hay falla del sensor (cables rotos, pines dañados, etc.). Alarma con indicación visual y señal sonora intermitente.

2.2.10 Alarma del mezclador de aire y oxígeno (blender)

Alarma neumática sonora de presión de red. El mezclador accionará una alarma interna, caracterizada por un sonido continuo, en el caso que ocurra un desbalance entre las presiones de entrada de aire y oxígeno mayor que 20 psi (1,4 kgf/cm²).

2.2.11 Alarmas del humidificador Fog 1140

2.2.11.1 Alta temperatura ("hi temp" - error)

Indicado en la pantalla del humidificador Fog 1140 por un led de color rojo, un bip intermitente y la indicación "ht" en la pantalla. Es accionada siempre que la temperatura del gas captado por el sensor de temperatura del circuito del paciente sea superior a 36°C.

2.2.11.2 Falla del sensor interno de temperatura ("sensor failed" - error)

La alarma visual indica que hubo daño o falla de conexión del sensor de control de temperatura interno del humidificador. Tal falla es indicada por los caracteres "sf" en la pantalla del humidificador. Cuando se acciona, todas las operaciones del humidificador y el calentamiento son interrumpidos. La pantalla se quedará con la indicación "sf" de una manera intermitente mientras el equipo sea energizado y la falla se corrija.

2.2.11.3 Falta de agua en el depósito del humidificador ("low level" - error)

Alarma audiovisual accionada siempre que el nivel de agua del depósito del humidificador este por debajo de la línea referencial. Es indicado por los caracteres "ll" en la pantalla del humidificador y con un sonido intermitente.

2.2.11.4 Falta de sensor de temperatura del circuito del paciente

Si el humidificador es usado sin el sensor de temperatura del circuito del paciente, la pantalla indicará, alternadamente, el nivel de potencia y los caracteres "ns" "no sensor", indicando que el equipamiento está con el sensor desconectado.

2.3 Equipos similares en el mercado peruano

2.3.1 Marca Medix Argentina

La cuna de calor radiante modelo SM401 (ver Fig. 2.2), es fabricado por la empresa Medix de Argentina, por su precio es la segunda mayor vendida en nuestro territorio, posee similares

características técnicas que la Multisystem 2051 de Fanem-Brasil (primer puesto en ventas) no igualando al equipo que es materia de este estudio. (www.medix.com.ar)



Fig. 2.2 Cuna térmica Medix

2.3.2 Marca Drager-Air Shields Alemania USA

La cuna de calor radiante de modelo IICS-90, es fabricado por la empresa Drager Medical quien tiene como país de origen Alemania pero con fabricas a nivel mundial como Estados unidos, Holanda, Inglaterra, etc. (www.draeger.com)

2.3.3 Marca Ohmeda Medical Usa

La cuna de calor radiante de modelo IWS3300 (ver Fig. 2.3), es fabricado por la empresa Ohmeda Medical de Estados Unidos. En años recientes esta empresa fue adquirida por la transnacional General Electric. Así mismo esta empresa fabrica el modelo Giraffe Omnibed que tiene como principal característica que al toque de un pulsador esta se convierte en una incubadora cerrada, no teniendo competencia a nivel mundial ya que ningún fabricante a alcanzado a diseñar un equipo tan sofisticado y con un precio muy elevado para nuestro mercado. Gracias al último cambio realizado en el Sistema Nacional de Adquisiciones este año 2010 varios hospitales limeños como el Hospital Arzobispo Loayza, Hospital de Emergencias Pediátricas, Hospital Central de la Policía Nacional, etc. han adquirido este equipamiento a un costo tres veces el valor del equipo que estamos describiendo y analizando en este trabajo. (www.gehealthcare.com)

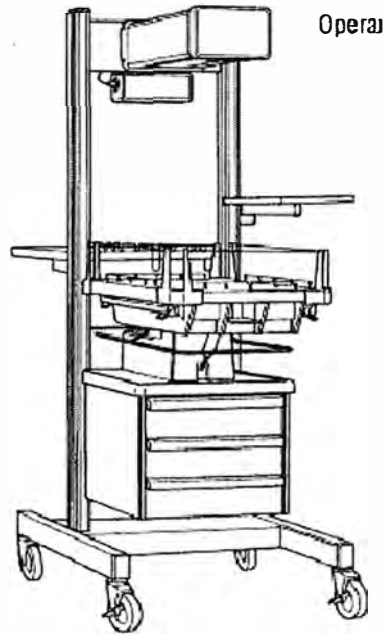


Fig. 2.3 Cuna térmica Ohmeda Medical

2.3.4 Marca Fisher and Payckel Nueva Zelandia

La cuna de calor radiante de modelo Cosycot (ver Fig. 2.4), es fabricado por la empresa Fisher and Payckel de Nueva Zelandia, por su precio es la tercera en ventas en nuestro territorio, posee similares características técnicas que la Multisystem 2051 de Fanem-Brasil. (www.fphcare.com)

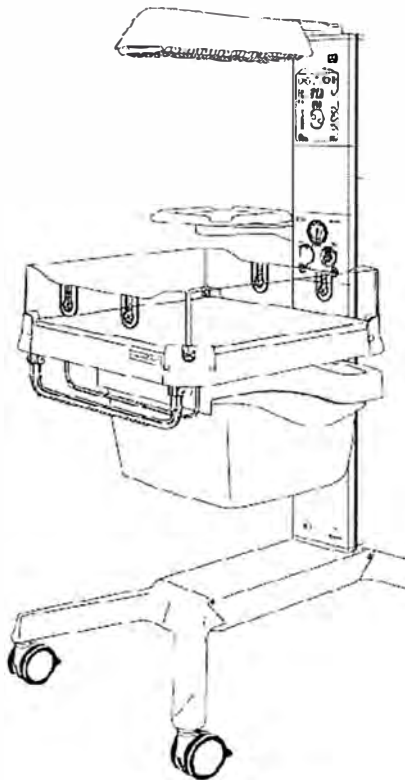


Fig. 2.4 Cuna térmica Fisher and Payckel

CAPITULO III

LESIONES, ADVERTENCIAS Y SUGERENCIAS PARA EL CORRECTO USO

3.1 Cuna térmica

En este capítulo detallaremos informaciones sumamente importantes para garantizar la seguridad y la integridad del paciente, del usuario y del equipamiento.

Verificar si la red donde los equipamientos deben ser conectados tiene las características para soportar las condiciones eléctricas de tensión y potencia del equipamiento indicadas en la etiqueta fijada en la parte posterior del equipo.

El conector del cable de alimentación debe conectarse en enchufe con toma a tierra, fijado permanentemente en la pared, de acuerdo con las normas y legislaciones vigentes para instalaciones de baja tensión y legislaciones eléctricas para establecimientos asistenciales de salud. No usar extensiones o enchufes múltiples. Si no se tiene una buena puesta a tierra no use el equipamiento.

Verificar si las palancas de freno de las garruchas están hacia abajo, manteniendo la unidad trabada para evitar desplazamientos innecesarios.

Para conectar la manguera de alimentación de oxígeno a la red hospitalaria o cilindro de oxígeno, verificar antes si todos los registros están cerrados (totalmente para la derecha).

Una cuna mal usada puede causar riesgos serios al recién nacido. Esta unidad deberá ser operada exclusivamente por personal especializado y calificado y que conozca los riesgos y beneficios de su utilización.

Peligro de explosión: no use la cuna en presencia de anestésicos inflamables o de agentes de limpieza que pueden provocar combustión.

Esta unidad no podrá ser usada si cualquiera de sus funciones no opera correctamente. El servicio técnico calificado deberá ser solicitado. Es esencial el monitoreo constante por el operador, independientemente de la temperatura del paciente. Nunca ponga el sensor de piel bajo el recién nacido, o lo use para monitorear la temperatura rectal. Cuando se seleccione el control de la temperatura de piel, el sensor de piel T1 debe estar en contacto directo con la piel para proporcionar el monitoreo necesario de la temperatura de la piel del paciente. En caso de que el sensor de piel T1 sea mal posicionado en el paciente, puede producir un sobre calentamiento. Siempre verifique las condiciones del recién nacido para el posicionamiento correcto del sensor. Observe la piel del recién nacido para monitorear señales de sobre calentamiento. No es bueno dejar un paciente sin constante atención bajo la cuna calentada. El calentador radiante puede causar aumento de pérdida insensible de agua. Debe

considerarse que las medidas apropiadas mantienen el balanceo hídrico deseado.

La distancia entre el sistema de calentamiento y el colchón es un patrón fijo y cualquier alteración en esta distancia puede provocar serios riesgos al paciente. Al usar los estantes, tome las siguientes precauciones:

Siempre ponga el monitor en el centro del estante. Verifique si el monitor está dentro del estante. Evite poner un monitor arriba de otro en el estante. Respete los límites de máxima carga de los estantes. Los equipamientos periféricos que pueden ser conectados al paciente y energizados a través del conjunto de los enchufes, deberán tener aterramiento perfecto y estar de acuerdo con las normas eléctricas de seguridad para los equipamientos electro médicos, IEC 60601-1 y sus normas particulares. Nunca conecte equipos con mayor potencia especificada por el conjunto de enchufes auxiliares cuando los equipamientos periféricos sean energizados a través de estos enchufes. Equipamientos adicionales como fototerapias, colchones calentados, etc. En el uso con la cuna, pueden alterar la acción de la cuna en relación a las temperaturas medias.

Para posiciones de trendelenburg y trendelenburg inversa, dónde hay una inclinación en relación al elemento calentador del equipamiento, este podrá alterar la acción del equipamiento. Condiciones ambientales, como por ejemplo, movimiento y flujo de aire e incidencia de luz solar, pueden afectar el equilibrio térmico del paciente. Durante la utilización de calentamiento por calor irradiante, nunca ponga mantas en los pacientes. Esto interfiere en el control del calentamiento de la cuna, y podrá exponer al paciente a riesgos serios o fatales por sobrecalentamiento del sistema.

La cuna operando en modo manual emite al paciente continuamente una cantidad de energía/calor prefijado, independientemente de la temperatura del paciente. Operando en modo servo, la cuna supervisa la temperatura del paciente que usa el sensor de piel T1, ordenando la cantidad de energía/calor electrónicamente, de acuerdo con la necesidad real del paciente. Por consiguiente y preferencialmente, el modo servo debe ser usado.

La cuna calentada es desarrollada para utilización restricta a un único paciente. La cuna calentada tiene filtros de protección dimensionados para soportar las especificaciones de las normas de compatibilidad electromagnética pero, puede afectarse adversamente y sufrir interferencias de ciertos equipamientos, como equipamientos quirúrgicos de alta frecuencia, desfibriladores, terapias con ondas cortas, marcapaso cardíaco y otros estimuladores eléctricos conectados al paciente.

Antes de empezar el monitoreo de un parámetro fisiológico, observar todas las informaciones y cuidados en la operación y aplicación de los accesorios, porque el uso incorrecto de estos podrá causar daños al paciente, como quemaduras y/o choque eléctrico, en una eventual descarga del desfibrilador. A pesar que el lecho del paciente está fabricado de plástico totalmente aislado eléctricamente, no se recomienda la utilización de equipamientos quirúrgicos de alta frecuencia en uso conjunto con la cuna. La cuna calentada tiene en su

forma constructiva todos sus módulos de parámetros fisiológicos ecualizados a un mismo potencial, no teniendo conductor externo de ecualización potencial.

Para prevenir el deslizamiento de la cuna calentada, cuando este parada en una rampa, verifique que las garruchas estén trabadas y no presenten movimiento. Para mayor seguridad, no transporte la cuna calentada con sus estantes cargados. Siempre transporte la cuna calentada en su menor altura para mejor estabilidad del conjunto.

No accione teclas de comando con la uña y también no use objetos afilados para accionar las mismas.

Sólo use accesorios y piezas originales Fanem para asegurar una buena actuación y seguridad del equipamiento.

Nunca use la cuna calentada en la presencia de anestésicos inflamables. Verifique que el suministro de oxígeno proporcionado por la cuna calentada está apagado y que la cuna está desconectada del suministro de oxígeno cuando ejecuta la limpieza o procedimientos de mantenimiento. Existe un riesgo de fuego y explosión cuando se realiza la limpieza y/o procedimientos de mantenimiento en un ambiente enriquecido de oxígeno. Mantenga los fósforos, cigarrillos y todas otras fuentes de ignición fuera del lugar en que la cuna está ubicada. Tejidos, aceites y otros combustibles entran fácilmente en la ignición y queman cuando el aire está enriquecido de oxígeno. Cantidades pequeñas de insumos inflamables, como éteres y alcohol, pueden causar fuego en contacto con el oxígeno.

3.2 Oxígeno

El uso impropio de oxígeno puede asociarse con serios efectos colaterales, incluso ceguera y daños al cerebro y muerte. Los riesgos varían en cada recién nacido. El método, la concentración y la duración de la administración del oxígeno deben ser prescritos por médico calificado. Las concentraciones de oxígeno deben siempre ser medidas para verificar la corrección de la concentración de oxígeno prescrito independientemente. Si es necesario administrar oxígeno en una emergencia, notifique el médico responsable inmediatamente. Si los niveles de oxígeno arterial del paciente no pueden mantenerse cuando el control de oxígeno es ajustado para el máximo, la alteración en los procedimientos deben ser prescritos por el médico responsable.

La concentración de oxígeno inspirado por el recién nacido no determina la presión parcial del oxígeno precisamente en la sangre. De ser necesario el médico comprobara la presión parcial de oxígeno con técnicas clínicas apropiadas. Las concentraciones de oxígeno deben medirse con un analizador de oxígeno calibrado, en los intervalos regulares definidos por el médico responsable.

Cilindros de gas comprimido como oxígeno, pueden volverse peligrosos si el gas es liberado rápidamente debido a daños u otras causas. El cilindro debe estar seguramente trabado y constantemente verificado en cuanto a la integridad.

3.3 Oximetría de pulso integrado

Medidas imprecisas pueden ser causadas por:

Aplicación incorrecta del sensor.

Posicionamiento del sensor en una extremidad con un manguito del medidor de presión, catéter arterial o acceso intravascular.

Iluminación excesiva del ambiente.

Movimiento prolongado del paciente.

La pérdida de la frecuencia del pulso puede causarse por las siguientes razones:

El sensor está muy firme.

El manguito de medidor de presión está insuflando en la misma extremidad que el sensor conectado.

Hay oclusión arterial próxima al sensor.

Limpie y quite cualquier sustancia, como adhesivo, del área de aplicación. Verifique periódicamente si el sensor continúa posicionado de manera apropiada en el paciente. Una iluminación fuerte del ambiente, como lámparas quirúrgicas, fototerapias o iluminación del sol, pueden interferir en la acción de un sensor de spo_2 , verifique que el sensor sea correctamente aplicado y tape el área del sensor con el material opaco, sin tapar el sensor de temperatura de piel. No use sensor o cable de sensor dañado. No use componentes ópticos expuestos. No use un cable de sensor para aumentar la longitud del sensor.

3.4 Fototerapia Bilitron

La fototerapia Bilitron debe usarse según las normas ambientales ideales para la cuna, siendo de 23 hasta 27°C.

Nivel máximo de ruido junto al lecho del paciente 60dba para ambiente de 45dba.

Controlar constantemente la temperatura del paciente a través de un termómetro clínico.

Aparatos de termoterapia (cunas calentadas) acopladas a la fototerapia, pueden elevar la temperatura en el cuerpo del paciente a niveles peligrosos. Monitorear siempre la temperatura del paciente a través de un termómetro clínico. Los dispositivos de protección destinados a proteger al paciente de salir de la superficie efectiva de la fuente de luz, deben inspeccionarse regularmente para garantizar su función de seguridad. Normalmente, la expectativa de vida útil de los super leds es arriba de 20.000 hs de utilización. Sin embargo, para confirmar las condiciones perfectas de radiación de las fuentes, es recomendado usar periódicamente el monitor de radiación modelo Fanem 2620 para mejor evaluación de la eficacia real de los super leds. De esta manera, las fuentes de radiación deben sustituirse siempre que alcancen una pérdida de 25% de su irradiancia total que es del orden de $36 \mu w/cm^2nm$. Todavía, se recomienda siempre verificar si los super leds no están escurecidos u oscilando, por consiguiente en ese caso, deberán ser cambiados para permitir un tratamiento apropiado. Siempre use piezas originales. La utilización de tipos de fuentes de radiación diferentes pueden alterar las condiciones de irradiancia (intensidad de radiación) y la temperatura dentro de los niveles especificados para el equipamiento. Cuando es usado en conjunto con los aparatos de

termoterapia, (cuna calentada) es recomendable que estos materiales operen en el modo controlado por la piel (servocontrolado) o, entonces, de modo manual, y deben reducirse la potencia de calor del calentador radiante según las constantes mediciones de la temperatura del cuerpo del paciente. No use placas u hojas de reflexión en el equipamiento de fototerapia, porque pueden causar temperaturas corporales peligrosas al paciente y junto con la unidad de calor irradiante pueden causar lesiones serias al paciente.

3.5 Sugerencias para mejorar la eficacia de la fototerapia

Para mejorar la eficacia del tratamiento, el recién nacido deberá estar desnudo, sólo con la protección ocular. Cuando es mayor el área de piel expuesta a la luz, mejor el resultado. Sin embargo, en caso de que opte por el uso de pañales, esto deberá ser la menor posible, tapar simplemente una parte pequeña del perineo del recién nacido. Los pañales grandes, por impedir la acción de la luz en la piel del recién nacido, reducen considerablemente la eficacia de la fototerapia. La irradiancia aliada a la mayor superficie corporal permitirá alcanzar la mejor eficacia clínica. Esta volverá posible reducir el tiempo de tratamiento fototerapéutico significativamente y consecuentemente permitir la alta del hospital y reducción de los costes hospitalarios.

3.6 Cuidados especiales con el colchón

El colchón en gel transparente es una parte muy importante y sensible de la fototerapia. Trátelo sobre todo con extremo cuidado. Para dejarlo limpio, use un paño suave con agua tibia y jabón neutro. No use productos químicos o alcohol para limpieza del mismo. El uso de soluciones con yodo usadas en los procedimientos rutinarios cerca del paciente, podrán amarillar o dejar en color ámbar el colchón o hasta el propio uso prolongado del equipamiento podrá causar una foto-reacción en el colchón produciendo una significativa pérdida de la radiancia. No doble o enrolle el colchón, porque él podrá sufrir una ruptura en su película protectora, corriendo así el riesgo de evacuación del gel. No use objetos puntiagudos o cortantes en el contacto con el colchón. Cuidado con las uñas, anillos y pulseras durante el manejo del colchón, porque puede perforarse fácilmente. En caso de que el colchón sea perforado accidentalmente no intente reutilizarlo, porque el gel podrá ser contaminado o ingerido por el paciente.

3.7 Efectos fisiológicos

La fototerapia es normalmente usada en el tratamiento de la hiperbilirrubinemia neonatal, mientras es sometido el paciente a una exposición de la radiación concentrada en el espectro azul de la luz visible, durante un tiempo según el caso determinado por el médico.

La fototerapia Bilitron bed 4006, permite la reducción rápida en los niveles serios de la bilirrubina, disminuyendo así la necesidad de transfusión y reduciendo la duración del tratamiento. Aunque de manera transitoria pueden observarse efectos colaterales de la fototerapia. Entre ellos, destacan el aumento de flujo sanguíneo con vasodilatación, eritema y aumento de la pérdida insensible de agua y alteración del intestino. Pacientes próximos a los

equipamientos de fototerapia pueden necesitar de protección, como gafas de protección, etc. La balanza hídrica del paciente puede alterarse con la utilización de la fototerapia. Por consiguiente, recién nacidos sometidos a la fototerapia, así como en el uso de cualquier otro tipo de fototerapia, necesitan durante el tratamiento de soporte técnico apropiado y protección ocular, además de asistencia de rutina de enfermería y médicos. Los ojos del "operador" pueden ser perjudicados en casos de larga permanencia visual cerca del área del paciente. Durante la atención al paciente, el personal asistencial puede apagar la fototerapia, si desea. Infusiones líquidas y drogas en general deben guardarse dentro del área de radiación.

3.8 Colchón térmico

El colchón térmico de la cuna calentado debe usarse separadamente del paciente por una cámara intermediaria ya sea el colchón de gel o el colchón de memoria. Atención con posibles objetos con puntas, como agujas, bisturí, etc. Que pueden penetrar en el colchón térmico y causar riesgos de seguridad. Cuando está fuera de uso, el colchón térmico debe guardarse de una manera enrollada para evitar posibles riesgos de seguridad causados por doblamiento o compresión. Los sensores de temperatura disponibles por la cuna calentada ejecutan el monitoreo y control de la temperatura del paciente a través del sistema de calor irradiante. El módulo del colchón térmico no tiene cualquier sensor que acoplado al paciente ejecutará el control de la temperatura del colchón. Esta temperatura es seleccionada por el operador cerca del monitor de control de la cuna calentada, de un modo manual. Materiales de buena conducción térmica, como agua, gel y otras sustancias similares, con el colchón térmico apagado, pueden reducir la temperatura del cuerpo del paciente. El tiempo necesario para calentar a un dispositivo de calentamiento, de 20° c hasta 37° c, cuando opere de acuerdo con las condiciones de descarga térmica adecuada, es de aproximadamente 9 minutos. El colchón térmico sale calibrado de fábrica, y no necesita de calibración posterior. Posibles mantenimientos y calibraciones de rutina deberán ser ejecutados por técnicos acreditados por Fanem.

3.9 Compatibilidad electromagnética e inmunidad

Es la capacidad de un equipo y/o sistema de trabajar en un ambiente electromagnético, sin introducir perturbaciones electromagnéticas para cualquier cosa en este ambiente y, por otro lado trabajar sin degradación en la presencia de una perturbación electromagnética.

Este equipamiento fue proyectado, ensayado y es fabricado según las normas siguientes de compatibilidad electromagnética: IEC 60601-1-2, IEC 610003-2, IEC 61000-4-3

Encontrándose dentro de los parámetros para emisiones de radiofrecuencia, inmunidad, descarga electrostática y campos electromagnéticos de radiofrecuencia irradiados.

CAPITULO IV INSTALACION DEL EQUIPO Y MODO DE UTILIZACION

4.1 Instalación del equipo

Desempaquetar la cuna calentada Ampla 2085, verificando si todas las partes están en condiciones perfectas. Comprobar también si todos sus accesorios solicitados están completos.

Básicamente, el equipamiento está dividido en 3 partes, el poste, la estructura principal y los accesorios. Para el montaje del equipamiento, posicionar la estructura de la base en el suelo, en su condición normal de uso, trabando las garruchas usándose los frenos. Con ayuda de 2 personas, inclinar el poste cerca de su encaje ubicado en la parte de la estructura de la base. Internamente a la columna del poste, están los 2 cables con sus conectores respectivos. Conectar estos cables a sus cables respectivos posicionados en la estructura de la base, observar que los conectores de los cables de la columna y de la base tienen macho/hembra de los respectivos conectores, no permitiendo conexiones equivocadas. Usando un desarmador en estrella (Philips), conectar los 4 tornillos (m6 x 16 mm), 4 arandela de presión (6,4 mm) y 4 arandelas lisas (6,4 mm) en las laterales del poste (ver Fig. 4.1).

Los conectores de la base (estructura) deben conectarse a los conectores que dejan la columna (poste). Observar que los conectores de los cables de la columna y de la base tienen los respectivos conectores macho/hembra, no permitiendo conexión incorrecta.

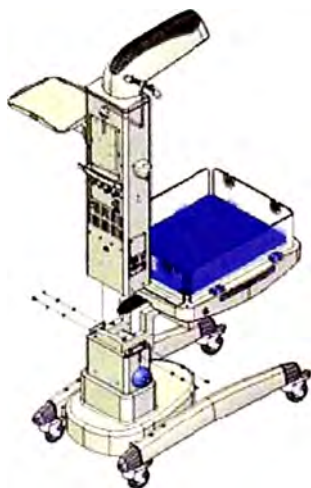


Fig. 4.1 Armado de la cuna térmica

Para aparatos que tengan la configuración de la mesa eléctrica, y/o balanza, y/o humidificador, y/o fototerapia, y/o colchón calentado, conectar los respectivos cables de conexión en su debido conector ubicado junto a la columna, en la parte inferior del lecho del paciente.

La columna de la cuna calentada deberá ser perfectamente fijada a la base (ver Fig. 4.1)), fallas en esta fijación pueden producir separación y caída de la columna, involucrando riesgos al paciente y operadores. Para el transporte y el desplazamiento interior de la cuna calentada, esta debe manejarse por la parte trasera. Empuñar el poste cerca de la asa de transporte. No transporte la cuna con carga en los estantes. No transportar la cuna ergométrica en posición alta. Antes de usar la cuna calentada, deberá realizar el procedimiento de limpieza, seguido de una desinfección inicial del equipamiento.

4.2 Instalación de los accesorios

4.2.1 Soporte de suero

Localizar en la parte trasera de la columna la base de fijación para el soporte de suero y para instalar la punta inferior, verificando su encaje perfecto (ver Fig. 4.2).



Fig. 4.2 porta suero

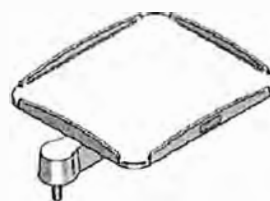


Fig. 4.3 Estante auxiliar

F

4.2.2 Estantes auxiliares

Los estantes son fijados en los bloques de adaptación para estantes ubicados al lado de la columna. Para su fijación, posicione el tornillo del estante en el bloque de adaptación, encuadre el tornillo guía en su respectivo agujero y encaje en el conjunto (ver Fi. 4.3).

4.2.3 Parachoques y protector plástico de los pies

Verificar el posicionamiento correcto de los parachoques y protectores plásticos de los pies, según sus cortes internos, de acuerdo con sus posiciones de montaje junto a los pies derecho e izquierdo de la base de cuna calentada. Una vez definido este posicionamiento, encajar el protector de una manera paralela al pie, apretando ligeramente para abajo.

4.2.4 Fototerapia Bilitron 3006

Para localizar la cara de la estructura del lecho del paciente y el orificio destinado para acoplar la fototerapia Bilitron 3006. Posicionar el tornillo del brazo articulado en el orificio de

adaptación, alinear el tornillo guía y encajar el conjunto, apretando para abajo directamente en la estructura del lecho del paciente.

4.2.5 Humidificador calentado Fog 1140 y frasco burbuja

A través de la guía de encaje, acoplar el frasco burbuja junto a lateral del humidificador y acoplar este conjunto a la lateral de la columna, en su parte inferior, juntos a la guía de la columna existente.

4.3 Modo de utilización y programación del equipo

4.3.1 Funciones operacionales de la cuna calentada

Dos modos diferentes de tratamiento con calentamiento por irradiación:

4.3.1.1 Modo piel: La temperatura deseada (punto de programación) se ajusta y el sistema controla el calentamiento por irradiación para que la temperatura de la piel del neonato (T1) iguale a la temperatura de ajuste.

Se supervisa la temperatura de la piel a través del sensor de piel T1 y, por consiguiente, este sensor participa del proceso calentador en modo piel.

El sensor de piel T2 auxiliar solo suministra una lectura de temperatura, no teniendo influencia en el calentamiento por calor irradiante o en la actuación de alarmas de seguridad.

La diferencia entre el punto de ajuste de piel T1 y la temperatura real determina el nivel de potencia del calor irradiante aplicado en el paciente, de manera que:

En el caso que la temperatura de la piel T1 está abajo del punto de ajuste de piel, una potencia de calor irradiante mayor que 0% es aplicada en el paciente. Cuanto más lejos del punto de ajuste es la temperatura T1, mayor será el nivel de potencia del calor irradiante aplicado.

En el caso que la temperatura de la piel T1 está arriba del punto de ajuste de piel, entonces el calentamiento por calor irradiante se interrumpe.

4.3.1.2 Modo manual: en este modo el usuario ajusta el nivel de potencia de calor irradiante (de 0 hasta 100%) para calentamiento del paciente. El nivel de potencia del calor irradiante se quedará constante, independientemente de la temperatura de la piel del paciente. Al operar en modo manual, comprobar siempre la temperatura de piel del paciente. Existiendo riesgo de sobrecalentamiento. Al operar en modo manual, en el caso que el nivel de potencia del calor irradiante se quede en 100% durante los 15 minutos subsecuentes, el calentamiento se interrumpirá y una alarma audiovisual de seguridad actuará.

Al operar con el nivel de potencia ajustado para un valor por debajo de 100%, cada 15 minutos una alarma audiovisual actuará para la comprobación de la temperatura del paciente. El calentamiento en este caso no se interrumpe. Durante el funcionamiento del modo manual, la temperatura de piel, el punto de ajuste de piel T1 y la temperatura de piel auxiliar T2 no se exhibirán. Estos parámetros no se exhiben para evitar una posible interpretación falsa que la temperatura del paciente está controlándose por el sistema.

4.3.1.3 Precalentamiento del lecho por calor irradiante.

La cuna calentada presenta la función precalentamiento por calor irradiante (ver Fig. 4.4), para calentar el lecho antes de la colocación del paciente en la cuna calentada. Al entrar en el modo precalentamiento, el nivel de potencia del calor irradiante adquiere un valor entre 10% y 30%, dependiendo de la temperatura ambiente. Cuanto mayor la temperatura ambiente, menor es el nivel de potencia del calor irradiante, según la tabla siguiente:

| Potencia de precalentamiento | Temperatura ambiente |
|------------------------------|--|
| 30 % | $t_{amb} < 23^{\circ}\text{C}$ |
| 20 % | $23 \leq t_{amb} < 26^{\circ}\text{C}$ |
| 10 % | $t_{amb} \geq 26^{\circ}\text{C}$ |

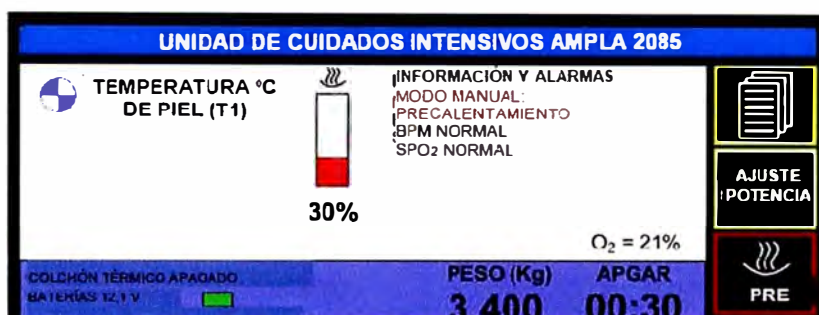


Fig. 4.4 Pantalla de precalentamiento

En modo precalentamiento el usuario puede ajustar el nivel de potencia de 0 hasta 30%. Mientras el usuario no seleccione otra manera de funcionamiento y salir del modo precalentamiento, el nivel de potencia se quedará constante durante tiempo indeterminado. El modo precalentamiento no debe ser usado para calentar el paciente, solo para calentar el lecho antes de la llegada del mismo, porque al contrario de lo que ocurre en modo manual, no hay alarmas para verificación de la temperatura del paciente cada 15 minutos.

4.3.2 Información en pantalla

Los siguientes datos se presentan en pantalla, monitoreo de la temperatura de piel del paciente (T1), indicación de temperatura de piel auxiliar (T2), indicación de la temperatura ambiente, peso del paciente, función de reloj Apgar el cual es un contador de minutos y segundos, con bip sonoro en cada minuto y prolongado en el quinto y décimos minutos, función de alarma reloj para indicar horarios de aplicación de medicamentos y procedimientos, se exhibe la fecha y hora actual.

Gráfico de líneas de tendencia, se exhiben 19 parámetros, supervisados en forma de gráfico la temperatura de la piel (T1), la temperatura de la piel auxiliar (T2), diferencia entre T1 y T2, la temperatura ambiente, el porcentaje de saturación de oxígeno arterial Spo_2 (%), la

frecuencia cardiaca bpm, potencia del calefactor irradiante (%), peso relativo, la temperatura del colchón térmico, bilirrubina (el mg/dl), concentración de oxígeno (%), alto y bajo nivel de spo₂, alta y baja de bpm, punto de ajuste del colchón térmico, punto de ajuste de la piel, alta y baja concentración de %O₂. Tiene 5 días de almacenamiento de la línea de tendencia en la memoria.

Datos personales del paciente nombre, edad gestacional (semanas), peso inicial, peso actual, inicio del tratamiento, uso o no de fototerapia, tiempo de fototerapia, nivel de bilirrubina (mg/dl).

Mantenimiento preventivo registro de las fechas de mantenimiento preventivo de las partes más críticas que componen el aparato.

Monitor de concentración de oxígeno para el uso general.

4.3.3 Operación de los accesorios y de las ventajas tecnológicas

4.3.3.1 Puerto de comunicación de datos

La cuna calentada tiene un puerto de comunicaciones para la transmisión de datos con el ordenador, permitiendo el traslado de los parámetros supervisados para registro, análisis o impresión.

4.3.3.2 Colchón térmico servocontrolado.

Usado para calentamiento del paciente durante procedimientos quirúrgicos o transporte de la cuna calentada. El colchón térmico se posiciona bajo el colchón del paciente. El calentamiento pasa de una manera indirecta, o sea, el colchón térmico calienta el otro colchón en que está el paciente, y el paciente no entra en contacto directo con el colchón térmico. Jamás poner el paciente directamente en el colchón térmico, porque hay riesgo de quemaduras. La temperatura de trabajo del colchón puede ajustarse, de 31 hasta 38°C en el monitor de la cuna calentada. La temperatura del colchón indicada en la pantalla del monitor se refiere a la temperatura dentro del colchón térmico (ver Fig. 4.5). La temperatura del colchón donde se apoya el paciente tiende a ser la misma temperatura del colchón térmico en el área de contacto con el cuerpo del recién nacido, porque, allí, la pérdida de calor del colchón del paciente para el ambiente es menor. Al activar el colchón térmico, el calentamiento por calor irradiante se interrumpe, en otros términos, los funcionamientos en modo piel, modo manual y precalentamiento no son activados.



Fig. 4.5 Pantalla del colchón térmico

En caso exista una falla del sensor interno de temperatura del colchón térmico, un mensaje visual se indicará en el panel de control. Al apagar el colchón térmico, el sistema vuelve a tomar el modo de funcionamiento anterior (modo piel, manual o precalentamiento). Si en el momento de activar el colchón térmico, el sistema estaba operando en modo manual o precalentamiento, al desactivar el colchón térmico, el nivel de calentamiento de la potencia por irradiación volverá al valor ajustado antes de activar colchón térmico. Si al activar el colchón térmico la fototerapia Bilitron bed 4006 está encendida, se apagará automáticamente. Mientras el colchón térmico está encendido, no se exhibirán la temperatura de piel T1 y el punto de ajuste de piel. La temperatura del paciente puede observarse con el uso del sensor de temperatura de piel auxiliar T2.

Ambos colchones colchón de espuma con memoria y colchón de gel transparente pueden ser usados en el colchón térmico.

4.2.3.3 Módulo de transporte con baterías de la cuna calentada.

El módulo de transporte contiene dos baterías de 12 vdc que mantienen la cuna calentada encendida durante su transporte o durante periodos de caída de energía de la red eléctrica. El tiempo de duración de la carga de las baterías puede variar de 2 hasta 3 horas, dependiendo de las funciones activadas de la cuna calentada. El nivel de la carga de las baterías es indicada en el panel de control de la cuna. La cuna calentada entra automáticamente en el modo de alimentación para las baterías cuando el cable de alimentación de la red eléctrica se ha desconectado o cuando hay caída de energía de la red. La condición de alimentación para las baterías es indicada visualmente en el panel de control. En el caso que se esté operando por baterías y la carga es baja, una alarma audiovisual actuará. Al entrar en el modo de alimentación por baterías, el calentamiento por calor irradiante es interrumpido, en otros términos, los funcionamientos en modo piel, modo manual y precalentamiento se quedaran desactivados.

Durante la operación por baterías, el colchón térmico funciona normalmente. Al salir del modo de alimentación por baterías, el sistema vuelve al modo de operación en que estaba antes (modo piel, manual o precalentamiento). Si antes de entrar en el modo de alimentación por baterías el sistema estaba operando en el modo manual o precalentamiento, al volver a la alimentación de la red eléctrica, el nivel de potencia para la irradiación volverá al valor que tenía antes que el sistema entrara en funcionamiento por baterías. Durante el funcionamiento en modo de alimentación por baterías, no se exhibirá la temperatura de piel T1 y el punto de ajuste de piel. La temperatura del paciente puede observarse con el uso del sensor de temperatura de piel auxiliar T2.

4.3.3.4 Desplazamiento del reflector irradiante

Para facilitar el acceso de equipamientos de rayos x al paciente, si necesario, el reflector irradiante que contiene el elemento calentador puede ser desplazado hasta 90° para ambos lados (ver Fig. 4.6). La condición de reflector desplazado se indica visualmente en

el panel de control. Al mover el reflector de la posición central, el calentamiento por calor irradiante se interrumpe, en otros términos, los funcionamientos en modo piel, modo manual y precalentamiento son desactivados. Al regresar el reflector a la posición central, el sistema vuelve a tomar el modo funcionamiento de antes (modo piel, manual o precalentamiento).

La función mama canguro de calentamiento por irradiación puede usarse mientras el reflector irradiante es desplazado. Si, antes de desplazar el reflector, el sistema estaba operando en modo manual o precalentamiento, al volver el reflector para la posición central, el nivel de potencia del calor irradiante volverá al valor que tenía antes de que el reflector sea desplazado. Eso es válido si durante el periodo en que el reflector se movió el sistema fue apagado. Mientras el reflector irradiante se mueve, la temperatura de piel T1 y el punto de ajuste de piel no se exhibirán. La temperatura del paciente puede observarse con el uso del sensor de temperatura de piel auxiliar T2.

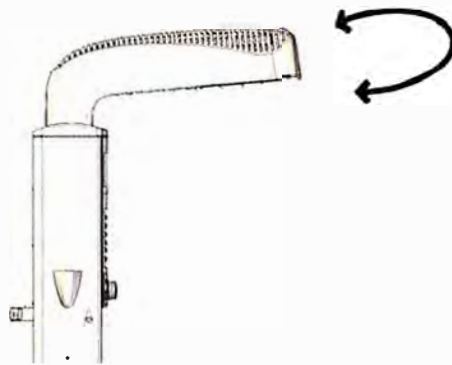


Fig. 4.6 Desplazamiento del calefactor

4.3.3.5 Oximetría de pulso

Permite supervisar los niveles de saturación de oxígeno (SpO_2) y latidos por minuto (bpm) del recién nacido, se coloca un sensor tipo "Y" o tipo bandera en el pie, en la mano o en la oreja para monitorear estos valores (ver Fig. 4.7).



Fig. 4.7 Sensor de oximetría colocado en el pie

4.3.3.6 Fototerapia reversa Bilitron bed 4006

Si, al encender la fototerapia Bilitron bed 4006 (ver Fig 4.8), el colchón térmico está encendido, este se apagará automáticamente. Al usar la fototerapia reversa Bilitron bed 4006, el colchón de gel transparente debe ser usado porque tiene alta transparencia para la radiación emitida por la fototerapia. La Bilitron bed 4006 tiene internamente 2 termostatos de seguridad que actúan interrumpiendo la radiación, en caso su temperatura interna supere el límite de seguridad.

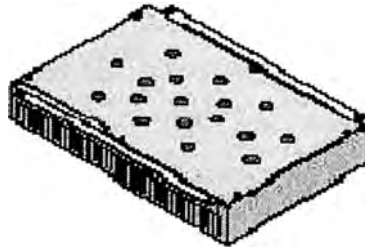


Fig. 4.8 Fototerapia Bilitron bed

4.3.3.7 Fototerapia Bilitron 3006

La fototerapia microprocesada de super led's es acoplada directamente a través de un brazo articulado en la estructura del lecho del paciente, permitiendo que la intensidad de irradiación ajustada para el tratamiento no sufra variaciones de intensidad y foco, debido a la interferencia de la distancia paciente/fuente si se ejecutan las posiciones de trendelenburg, trendelenburg inversa y horizontal. Al usar la fototerapia Bilitron 3006, junto con la cuna, comprobar que el equipamiento de fototerapia trabaja en el área periférica, no invadiendo el área de calor irradiada por la cuna.

4.3.3.8 Altura del lecho ajustable

Se cuenta con un servomotor (actuador lineal) para el accionamiento de subida o bajada de la cuna. En la parte inferior se cuenta con cuatro pulsadores dos a cada lado para accionar el servomotor.

4.3.3.9 Inclinación del lecho

Se cuenta con un servomotor (actuador lineal) para accionamiento de las posiciones de trendelenburg y trendelenburg inversa y posicionamiento automático a la posición horizontal de la cama lecho. Los tres pulsadores se encuentran en la parte frontal de la columna de la cuna.

4.3.3.10 Utilización en el procedimiento "mama canguro"

La unidad de cuidado intensivo, permite su uso según la técnica y procedimiento de "mama canguro". En esta condición, la función "mama canguro" debe ser accionada junto al monitor, liberando el conjunto del reflector irradiante para proporcionar el calentamiento en la condición de uso desplazado. El conjunto del reflector irradiante debe ser dirigido donde el neonato estará acomodado en el regazo de su madre, estando esta en un sillón

apropiado. No usar esta función con el neonato en el regazo en pie. El sensor de temperatura de piel auxiliar T2 debe estar fijado al neonato apropiadamente para una comprobación y acompañamiento de la temperatura del paciente, mientras la potencia del elemento calentador es controlada automáticamente y limitada en los niveles ajustados en búsqueda de confort máximo. La función "mama canguro" se pone disponible solo cuando el reflector irradiante está desplazado. Al encender a la función "mama canguro", la potencia del calor irradiante adquiere un valor dependiente de la temperatura que se adapta, según la tabla abajo:

| Potencia en la función mama canguro | temperatura ambiente |
|-------------------------------------|--|
| 30 % | $t_{amb} < 23^{\circ}\text{C}$ |
| 20 % | $23 \leq t_{amb} < 26^{\circ}\text{C}$ |
| 10 % | $t_{amb} \geq 26^{\circ}\text{C}$ |

Al operar en la función mama canguro, el usuario puede ajustar el nivel de potencia de 0 hasta 30%. Mientras el usuario no cambie para otro modo de funcionamiento y salga de la función mama canguro, el nivel de potencia se quedará constante durante tiempo indeterminado. Durante el funcionamiento en modo mama canguro no se exhibe la temperatura de piel T1 y el punto de ajuste de piel. La temperatura del paciente puede observarse con el uso del sensor de temperatura de piel auxiliar T2. Durante el uso en la función mama canguro, se recomienda comprobar constantemente la temperatura del paciente porque al contrario de lo que ocurre en el modo manual, en el modo mama canguro no hay alarmas para verificación de la temperatura del paciente cada 15 minutos.

4.3.4 Panel de control

El panel de control de la cuna calentada es organizado según la Fig. 4.8.

Pantalla LCD a color: pantalla en la cual se muestran todos los parámetros, gráficos y funciones controlados por el panel de control.

Botones de acceso a la barra de herramientas: botones de acceso a las funciones del equipo instalados en el panel de control.

Botón giratorio con la función aceptar: botón usado para cambiar valores de parámetros a través del movimiento rotatorio y para confirmar la alteración a través de la presión de mismo.

Botones de inclinación del lecho: ajuste de la inclinación de la cama del paciente. Los botones superiores e inferior (toque continuo) causan la inclinación del lecho (trendelenburg o trendelenburg inversa) y el botón central causa el retorno automático a la posición horizontal (un solo toque).

Led indicador de alarma: led rojo que se mantiene encendido siempre que hay una alarma activa asociada a las funciones controladas por el panel de control.

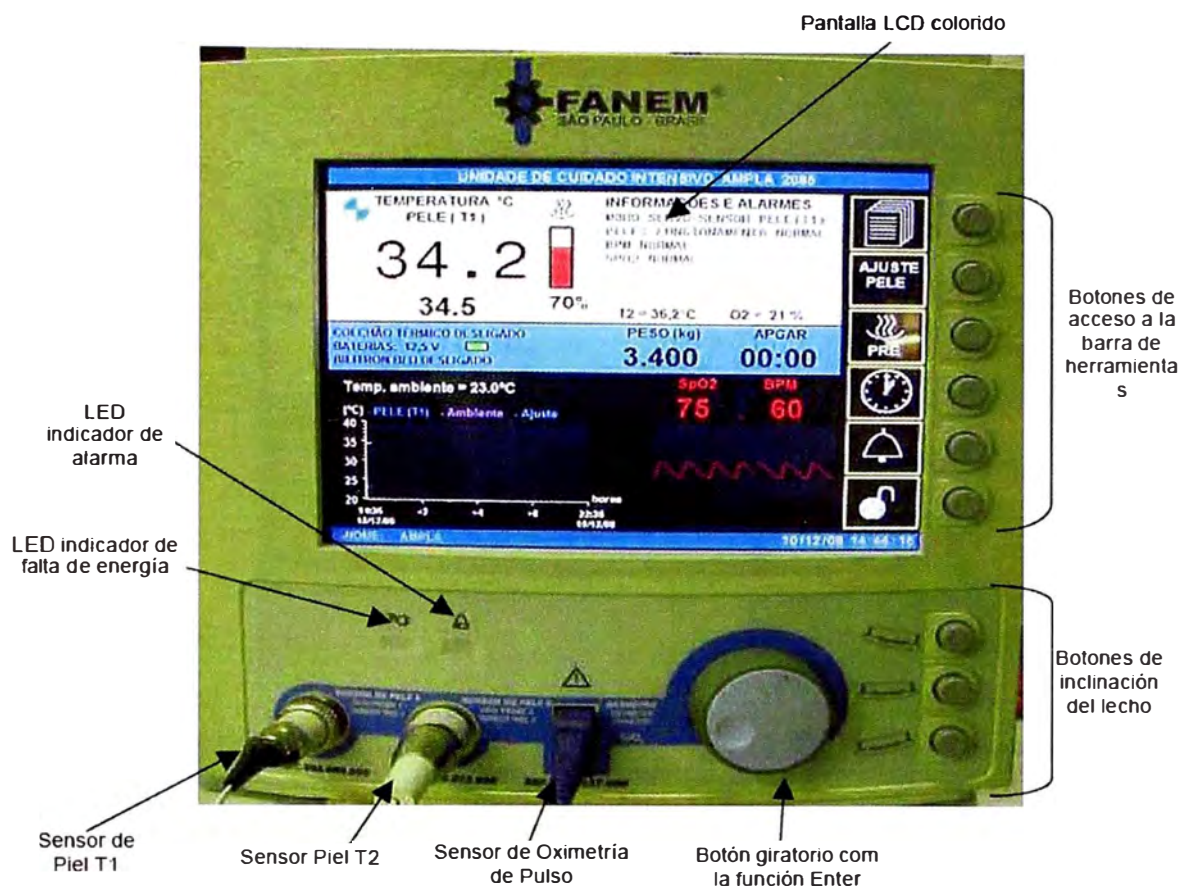


Fig. 4.9 Pantalla y panel de control de la cuna térmica

Led indicador de falta de energía: led rojo que se mantiene encendido cuando hay falta de energía de alimentación en el sistema (caída de la red eléctrica o cable de alimentación desconectado). Cuando el módulo de transporte está presente, el led encenderá si falta la energía de la red eléctrica y la carga de las baterías de transporte han terminado.

Sensor de piel T1: sensor principal de monitoreo y control de la temperatura de la piel del recién nacido. Es a través del sensor de piel T1 que se hace el control de la temperatura del paciente a través del calentador irradiante (modo piel). El monitoreo de la temperatura por este sensor determina la ocurrencia de las alarmas de modo piel.

Sensor de piel T2: sensor auxiliar de temperatura superficial, que puede ser usado para la visualización de la temperatura de áreas periféricas del cuerpo del recién nacido (miembros). Opcionalmente puede usarse el sensor de temperatura rectal.

El sensor de piel auxiliar T2 solo permite una lectura de temperatura, no teniendo influencia sobre el calentamiento por calor irradiante o sobre la actuación de alarmas de seguridad.

Sensor de oximetría de pulso: el sensor es usado para obtener medidas de saturación de oxígeno y latidos del corazón.

Organización de la pantalla del monitor LCD a color (ver Fig. 4.10).

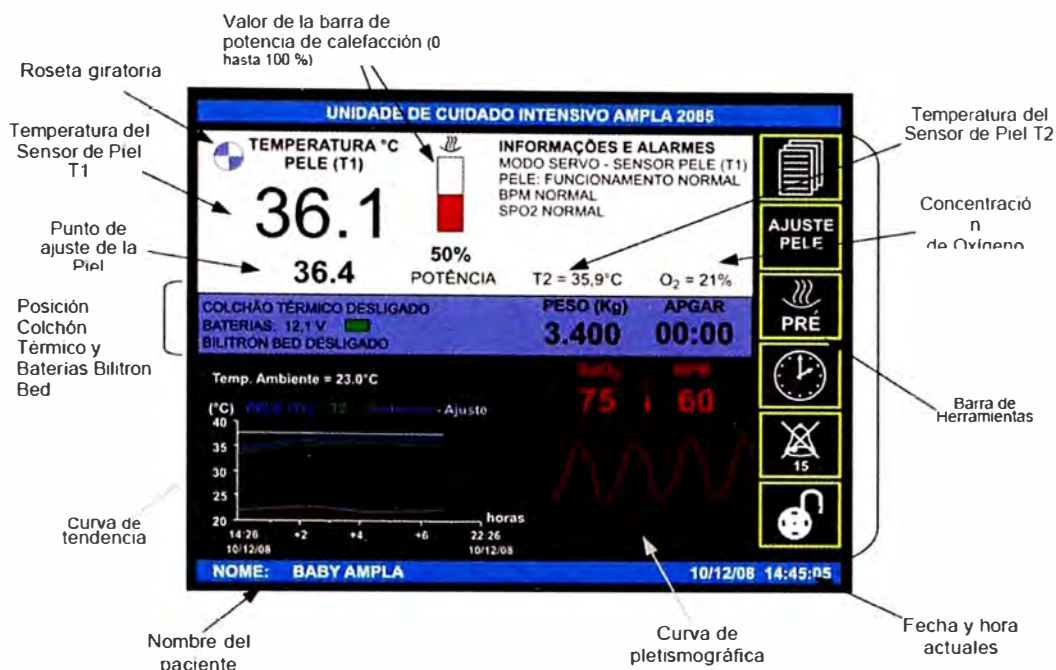


Fig. 4.10 Organización de la pantalla

Informaciones y alarmas: la sección informaciones y alarmas exhibe mensajes informativos del modo de funcionamiento del sistema y de las alarmas en actuación.

Icono giratorio: símbolo que se queda girando durante todo el funcionamiento del sistema, indicando que la unidad de procesamiento del panel de control está trabajando y controlando. Cuando la roseta está parada, significa que la unidad de procesamiento está trabada, siendo necesario reiniciar el sistema.

Barra y valor de la potencia de calentamiento: indica el nivel de calentamiento proporcional del calentador irradiante (0 a 100 %).

Barra de herramientas: da acceso a las funciones y menús de funciones de la cuna calentada.

Navegando por las funciones de la pantalla

La navegación es hecha por la barra de herramientas. Un icono de la barra de herramientas puede llevar directamente a un ajuste del parámetro o a un menú con más opciones.

Barra de herramientas principal: contiene los iconos de la ilustración a la derecha. Siempre que la pantalla se encuentre en otra barra de herramientas o en una pantalla del menú, si ningún botón es accionado, la pantalla volverá automáticamente a la barra de herramientas principal después de 2 minutos.

Use el icono menú para alternar entre las varias barras de herramientas.

Use el icono enter o presione el botón giratorio para alterar un parámetro.

Use el icono retorno para regresar al menú anterior o barra de herramientas principal.

Use el icono flecha derecha para desplazar el cursor a la derecha.

Use el icono flecha izquierda para desplazar el cursor a la izquierda.

Si el sistema está en modo piel, aparecerá el icono del modo manual. Seleccione para ir al modo manual. En el modo manual el punto de ajuste de piel y T1 y T2 no se visualizan, indicando que no hay control de la temperatura de la piel.

Si el sistema está en modo manual, aparecerá el icono modo piel. Seleccione para ir para modo piel.

4.3.5 Programaciones críticas

4.3.5.1 Programación del punto de ajuste de piel.

Con el sistema en modo piel, seleccione el icono ajuste piel en la barra de herramientas. Programe el punto de ajuste de piel (de 20 hasta 38°C) a través del botón giratorio. Seleccione el icono ajuste piel o presione el botón giratorio para salir del modo de ajuste.

4.3.5.2 Programación de la potencia de calentamiento.

Con el sistema en modo manual, seleccione el icono ajuste potencia en la barra de herramientas. Programe el nivel de la potencia (de 0 hasta 100%) a través del botón giratorio. Seleccione el icono ajuste de potencia o presione el botón giratorio para salir del modo de ajuste.

4.3.5.3 Programación de precalentamiento.

Seleccione el icono de precalentamiento en la barra de herramientas. El nivel de potencia del calor irradiante se ajustará según la temperatura ambiente o puede ajustarse en el rango de 0 hasta 30%.

4.3.5.4 Función mama canguro.

Para activar la función "mama canguro" (ver Fig. 4.11), desplazar el reflector irradiante de la posición central a la posición deseada. Se interrumpe la irradiación de calor. En la barra de herramientas principal, el icono de precalentamiento se sustituirá por el icono del canguro. Al seleccionar este icono, el calentamiento por calor irradiante se activará, con la potencia ajustada conforme a la temperatura ambiente. El nivel de potencia puede ajustarse de 0 hasta 30%.

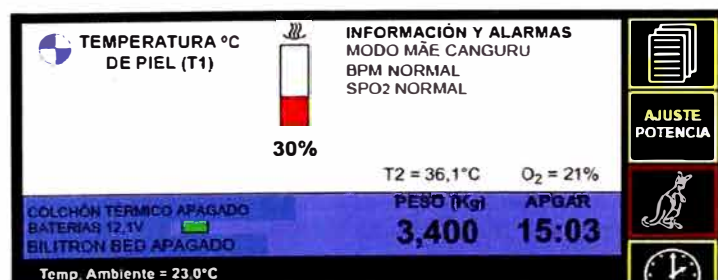


Fig. 4.11 Pantalla mama canguro

4.3.5.5 Bloqueo del panel de control para reprogramación de los parámetros.

Para bloquear la alteración de los valores de los parámetros más importantes, seleccionar el icono candado en la barra de herramientas principal, ajustando el mismo para la forma de candado cerrado.

4.3.6 Encendiendo el monitor.

Nunca encender la cuna calentada si el enchufe hospitalario no tiene una puesta a tierra confiable. Nunca desconectar el cable de alimentación con monitor encendido. Conectar el cable de alimentación en un enchufe hospitalario de 3 pines. Verificar si el enchufe hospitalario corresponde al voltaje y la potencia del equipamiento que está indicada en la etiqueta de identificación al lado del cable de alimentación. Conectar todos los sensores y accesorios en sus respectivos enchufes apropiados.

Encender la llave general del equipamiento ubicada en la parte lateral, el led de indicación de red en el panel frontal encenderá. Ajustar los parámetros de control según la necesidad y las instrucciones descritas. Posicionar la superficie metálica del sensor de piel t1 en el contacto con la piel del recién nacido, preferentemente, en el área abdominal. Si el sensor no está en un contacto térmico apropiado con la piel del recién nacido, una lectura incorrecta de la temperatura de la piel puede ocurrir como consecuencia de una temperatura falsa. La temperatura superficial actual del paciente se mostrará en la pantalla de temperatura de piel.

La potencia proporcionada para la resistencia de calentamiento se indicará en la barra de calentamiento. Las alarmas de alta y baja temperatura actuarán cuando la temperatura de la piel sea mayor o igual a 10°C, o menor o igual a 0°C, respectivamente, con respecto a la temperatura ajustada o programada.

Al encender el equipo la alarma sonora se inhibe durante 10 minutos, no siendo necesario apretar el botón inhibir sonido. Luego de este tiempo y si aún permanece la condición de alarma esta se activará. Cuando la alarma de temperatura alta es accionada la alimentación para la resistencia de calentamiento se interrumpe a través de un relé de protección. Los valores programados se memorizarán cuando el equipo se apague. Si la temperatura supervisada por el sensor oscilara rápidamente, esto indicará que pasó un desplazamiento del sensor con respecto al cuerpo del recién nacido. En esta situación la alarma de falta sensor es accionada de una manera intermitente si esto ocurre comprobar el posicionamiento correcto del sensor con respecto al paciente y después presione inhibir sonido para cancelar el alarma de falta de sensor.

4.3.7 Operación con balanza.

Colocar al recién nacido sobre el lecho y esperar la estabilización de la lectura. Para hacer la tara del sistema de balanza, poner la mesa en posición horizontal, y hacer los siguientes pasos:

Seleccionar en el menú balanza la función tara. La función tara automática al seleccionarse,

empieza una cuenta de tiempo sincronizada con una barra horizontal. Cuando la barra está completamente llena, un bip sonoro se emite y la tara es hecha. Poner el rn en el lecho y esperar la estabilización de la lectura. El rn siempre debe pesarse en el centro del colchón. Carga máxima en el lecho /balanza 7kg. Los movimientos en la cuna durante el pesaje pueden provocar oscilaciones en la indicación del peso en la pantalla.

4.3.8 Módulo de gases

4.3.8.1 Oxígeno.

La alimentación de oxígeno se admite a través de dos maneras diferentes; a través de los cilindros de oxígeno o de la propia línea de oxígeno de la red hospitalaria.

La administración de oxígeno a través del módulo de gases se ejecuta conectando una manguera de presión al niple de entrada de oxígeno del módulo de gases.

De esta manera, nosotros estaremos alimentando el módulo de gases y también el niple de salida de oxígeno en el módulo de gases. Esta salida de oxígeno en el módulo de gases se usa para la alimentación de respiradores, blender, Babypap y otros periféricos.

4.3.8.2 Aire comprimido

La alimentación de aire comprimido puede admitirse a través de dos maneras diferentes; a través de los cilindros de aire comprimido o de la propia línea de aire comprimido de la red hospitalaria. La administración de aire comprimido a través del módulo de gases se ejecuta al conectar una manguera de presión al niple de entrada de aire comprimido del módulo de gases, y otra manguera conectada a través del módulo de aspiración. De esta manera, nosotros estaremos alimentando la salida de aire comprimido, para el uso de respiradores, blender, Babypap, etc. Y en el módulo de aspiración, el aspirador de secreciones, tipo Venturi dónde el vacío puede ajustarse a través del botón ubicado en el vacuómetro en la parte delantera del equipo y puede ajustarse en el rango de 0 hasta 200 mm de hg de vacío. Acompaña también el frasco para secreciones, con el sistema de seguridad de nivel, tapa y manguera para vacío.

Después de los procedimientos médicos usuales el frasco puede contener residuos contaminados, comprobar que su desecho está de acuerdo con las legislaciones vigentes.

4.3.8.3 Aspirador de secreciones.

Tipo Venturi, es accionado con el flujo de aire comprimido. El vacío puede ajustarse a través de la perilla frontal en un rango de vacío de 0 hasta 200 mm de Hg.

CAPITULO V

MANTENIMIENTO PREDICTIVO, PREVENTIVO Y CORRECTIVO

5.1 Definiciones

5.1.1 Mantenimiento

Es un servicio que agrupa una serie de actividades cuya ejecución permite alcanzar un mayor grado de confiabilidad en los equipos, máquinas, construcciones civiles, instalaciones. Acciones necesarias para que un equipo sea conservado o restaurado de manera que pueda permanecer de acuerdo con una condición especificada.

El mantenimiento adecuado, tiende a prolongar la vida útil de los bienes, a obtener un rendimiento aceptable de los mismos durante más tiempo y a reducir el número de fallas.

Decimos que algo falla cuando deja de brindarnos el servicio que debía darnos o cuando aparecen efectos indeseables, según las especificaciones de diseño con las que fue construido o instalado el bien en cuestión.

5.1.2 Mantenimiento predictivo

Este tipo de mantenimiento se basa en predecir la falla antes de que esta se produzca. Se trata de conseguir adelantarse a la falla o al momento en que el equipo deja de trabajar en sus condiciones óptimas. Se debe de realizar revisiones periódicas (usualmente programadas) para detectar cualquier condición (presente o futura) que pudiera impedir el uso apropiado y seguro del equipamiento y poder corregirla.

5.1.3 Mantenimiento preventivo

Este tipo de mantenimiento surge de la necesidad de rebajar el correctivo y todo lo que representa. Pretende reducir la reparación mediante una rutina de inspecciones periódicas y la renovación de los elementos dañados, si la segunda y tercera no se realizan, la tercera es inevitable. Es una actividad programada de inspecciones, tanto de funcionamiento como de seguridad, ajustes, reparaciones, análisis, limpieza, lubricación, calibración, que deben llevarse a cabo en forma periódica en base a un plan establecido. El propósito es prever averías o desperfectos en su estado inicial y corregirlas para mantener la instalación en completa operación a los niveles y eficiencia óptimos. El mantenimiento preventivo permite detectar fallos repetitivos, disminuir los puntos muertos por paradas, aumentar la vida útil de los equipos, disminuir costos de reparaciones, detectar puntos débiles.

5.1.4 Mantenimiento correctivo

Es aquel que se ocupa de la reparación una vez que se ha producido el fallo y el paro súbito del equipo. Este se encarga de la reparación propiamente pero eliminando las causas que han

producido la falla. Consiste de reparar, cambiar o modificar cualquier repuesto del equipo cuando se ha detectado alguna falla o posible falla que pudiera poner en riesgo el funcionamiento seguro del equipamiento y de la persona que lo utiliza.

5.2 Importancia de la clasificación del mantenimiento

La correcta clasificación nos permite organizar las actividades técnicas y administrativas aplicadas a la conservación de los equipos y recursos físicos.

Si comprendemos la clasificación del mantenimiento, aplicaremos los conocimientos científicos y técnicos para aprovechar cien por ciento los recursos.

Si jerarquizamos la importancia de los recursos de la empresa podemos proporcionarles la atención adecuada, así mantenemos el servicio y se obtienen ganancias, tanto económicas como de imagen en el mercado.

Se minimiza el tiempo de paros, además de racionalizar los recursos humanos, se selecciona el personal y el trabajo que desempeñan,

Se facilitan las labores técnico-administrativas, se organizan las herramientas y el tiempo necesario para la atención.

Se actúa con propiedad en el momento de adquirir un equipo.

5.3 Objetivos del mantenimiento

Evitar, reducir, y en su caso, reparar, las fallas sobre los equipos precitados.

Disminuir la gravedad de las fallas que no se lleguen a evitar.

Evitar detenciones inútiles o para de equipos.

Evitar accidentes.

Evitar incidentes y aumentar la seguridad para las personas.

Conservar los bienes productivos en condiciones seguras y preestablecidas de operación.

Balancear el costo de mantenimiento con el correspondiente al lucro cesante.

Alcanzar o prolongar la vida útil de los bienes.

5.4 Limpieza, desinfección y conservación.

5.4.1 Limpieza de la cuna radiante de calor

Se recomienda la limpieza al recibimiento inicial del equipamiento y siempre que la cuna esté fuera de uso o cuando un recién nacido es retirado de la unidad alta médica. Hacer el procedimiento de limpieza seguido por el protocolo de desinfección de la cuna. Limpie cuidadosamente usando paño suave y humedecido con agua y jabón neutro o sólo desinfectante que no contiene agentes que dañan las partes de acrílico, las partes metálicas en general y pintura. No use desinfectantes que contengan alcohol y/o abrasivo, o hipoclorito de sodio, en las partes de acrílico (protectores del lecho) y en las partes de poliuretano porque estos productos pueden deteriorar estos materiales. Se recomienda que los usuarios no usen métodos de descontaminación o limpieza diferente de aquéllos recomendados por el fabricante sin antes consultarlo con relación a los posibles daños causados por los métodos propuestos.

5.4.2 Limpieza de la fototerapia Bilitron bed 4006.

Siempre mantener el colchón, el lecho del paciente y la hoja de acrílico limpios. Para su limpieza usar un paño suave con agua tibia. No use productos químicos o alcohol para hacer esta limpieza. Constantemente comprobar las condiciones del colchón, y que este no presenta perforaciones indeseables.

5.4.3 Limpieza de la fototerapia Bilitron 3006.

Se recomienda en la recepción inicial del equipo y siempre que la fototerapia esté fuera de uso, o cuando se retira un recién nacido de la unidad o alta médica, realizar el procedimiento de limpieza seguido del protocolo de desinfección.

Para obtener siempre el mejor desempeño de la fototerapia a lo largo del tiempo, se recomienda que a cada 500 horas de uso del equipo, se realice una limpieza en los difusores (lado externo). Utilizar una franela seca o un chorro de aire suave, solamente para retirar el polvo acumulado. Nunca utilice productos químicos inadecuados, detergentes o saponáceos para realizar la limpieza, con riesgo de dañar los componentes.

Para una limpieza perfecta, se recomienda el cuaternario de amonio que, por ser un producto germicida para superficies fijas, no afecta los materiales de la fototerapia y permite simultáneamente la limpieza superficial, combatiendo las bacterias (seguir rigurosamente las instrucciones contenidas en la etiqueta del producto para garantizar una perfecta asepsia). Utilizar un paño humedecido con el producto en cantidad suficiente para que no escurra líquido hacia adentro del equipo.

5.4.4 Limpieza del ventilador Babypap y humidificador calentador Fog 1140.

La limpieza debe ser hecha a través de fricción mecánica con un paño humedecido con solución de agua y jabón. El lavado es necesario antes de cualquier proceso de desinfección o esterilización y debe hacerse por la inmersión en solución neutra de agua y jabón o con el detergente enzimático, a la temperatura entre 35 °C y 60 °C, durante 5 a 10 minutos y la fricción mecánica subsecuente para el levantamiento de suciedades y de materia orgánica.

Haga la desinfección química a través de la inmersión en solución de glutaraldeído 2% durante 40 minutos. Quite los residuos químicos de los componentes completamente con agua destilada y esterilizada, después debe secar completamente en ambiente limpio.

Haga la esterilización química a través de la inmersión en solución de glutaraldeído 2% durante 12 horas. Quite completamente los residuos químicos de los componentes con agua destilada y esterilizada, después de secar completamente en ambiente limpio.

Haga la esterilización en la autoclave con los parámetros de presión 96 kpa (14 psi), temperatura 121 °C y tiempo de 15 minutos.

Haga la esterilización con óxido de etileno de todos los accesorios tubo de silicona, conjunto de válvula de alivio, depósito de agua, cámara de burbujeo, sensor de temperatura, sensor de nivel de agua, tubo corrugado y cánula nasal. Tener mucho cuidado con esta técnica ya que si no hay una buena ventilación del óxido de etileno esta podría perjudicar al neonato.

5.4.5 Limpieza del reanimador Babypuff

Los procedimientos son recomendados para diferentes componentes del resucitador infantil Babypuff, antes y después de su uso con pacientes.

En caso de limpieza, utilice paño suave y detergente neutro o detergente enzimático, que deberán ser aplicados a través de fricción mecánica en tres etapas: para remover las suciedades, enjuague y secado.

En caso de desinfección, utilice un producto desinfectante, atóxico, en la dilución para uso en superficie, paño suave y seco, que deberán ser aplicados a través de fricción mecánica en toda la superficie, para retirar las suciedades y contacto por el tiempo de 10 minutos y retiro con paño seco.

Los demás componentes de este equipo la manguera de entrada de gas, tubo corrugado, botón de la válvula peep y máscaras de silicona, deberá realizarse proceso de lavado y la opción de desinfección de alto nivel o esterilización.

5.4.6 Limpieza del frasco para secreciones – esterilización.

El frasco de secreciones puede esterilizarse por el proceso de desinfección con ácido peracético, o a través de proceso de autoclave, o todavía por óxido de etileno y del vapor de temperatura baja para el formaldehído.

Para la esterilización del frasco por autoclave, una limpieza manual del frasco debe ser hecha para secreciones con el detergente enzimático, con enjuague subsecuente en agua corriente. Para envolver el frasco, usar papel grado quirúrgico o papel crepe. El frasco para secreciones debe esterilizarse a una temperatura 121°C por 20 minutos.

Nunca supere la temperatura máxima de 121°C para proceder con la esterilización. Programe su autoclave para las temperaturas deseadas. No esterilice el frasco para secreciones con la tapa acoplada.

Para desinfección en ácido peracético recibir el frasco para secreciones de la unidad de tratamiento intensivo neonatal, desmontar y lavar con detergente enzimático. Quitar el exceso del producto con agua. Hacer nuevo enjuague con agua y secar. Sumergir el frasco dentro del recipiente que contiene el ácido peracético, y dejarlo durante 10 minutos. Quitar el frasco de la solución y enjuagar en agua destilada estéril. Para su comodidad y seguridad, nosotros recomendamos tener 2 unidades de repuesto por lo menos. De esta manera usted podrá tener una unidad en trabajo, otra en la esterilización y otra guardada.

5.4.7 Limpieza del sensor paciente

Siendo considerado que el sensor de paciente entra en contacto directo con el recién nacido, es necesario su desinfección a cada cambio de paciente. Usar alcohol al 70% junto con una compresa quirúrgica o algodón frotando el conjunto de una manera cuidadosa para no dañar el sensor. No sumergir el sensor en la solución para desinfección.

5.5 Mantenimiento preventivo de la cuna y calibraciones

Para empezar un procedimiento de mantenimiento, comprobar que la cuna calentada está

desconectada de la red eléctrica. Estar seguro que el suministro de oxígeno para la cuna ha sido apagado y que la cuna está desconectada del suministro de oxígeno, el riesgo de fuego o de explosión existe al ejecutar procedimientos de limpieza y mantenimiento en un ambiente con oxígeno. El elemento calentador puede estar suficientemente caliente para causar lesiones evite quitar o girar el elemento calentador hasta que la unidad sea apagada por lo menos 45 minutos.

5.5.1 Monitor – sustitución de la batería de 9 vdc

Este monitor contiene una batería de 9vcc de Nicd recargable para la alarma de falta de energía. Esta batería debe cambiarse cada 12 meses de uso. Para cambiar la batería, es necesario apagar la llave general ubicada en la parte lateral de la columna. Para la retirada del monitor debe soltar los seis tornillos del panel de la parte trasera de la columna dónde se tendrá acceso al panel del monitor y sus grapas de fijación. Soltar el monitor por la parte frontal de la columna junto a estas grapas de fijación. El alojamiento de la batería está en la pared trasera del monitor en una plataforma sobre la pantalla. Quitar la batería y realizar la sustitución.

5.5.2 Calibración de la temperatura

La calibración de temperatura debe verificarse cada 6 meses de uso. Se debe verificar la similitud de la lectura de los sensores con el uso del simulador multifuncional Fanem. Conectar el simulador en las puertas de los sensores de temperatura de piel T1 y T2.

Poner el sistema en el modo piel. Mantener el simulador multifuncional en 34°C. En la pantalla T1 deberá ser igual a 34,0°C +/- 0,3°C.

En la pantalla, T2 deberá ser igual a 36,1 +/- 0,3°C.

Presionar 25°C en el simulador multifuncional. En la pantalla, T1 deberá ser igual a 25,0°C +/- 0,3°C.

Presionar 36,1°C en el simulador multifuncional. En la pantalla, T1 deberá ser igual a 36,1°C +/- 0,3°C.

Presionar 42°C en el simulador multifuncional. En la pantalla, T1 deberá ser igual a 42,0°C +/- 0,3°C.

Si algunos de estos valores no se presentaran en la pantalla deberá sustituirse la tarjeta principal.

5.5.3 Sustitución de super led de las fototerapias Bilitron 3006 y Bilitron bed 4006.

Nunca sustituya piezas o partes con el aparato encendido en el enchufe. Irradiación total para bilirrubina = 36 $\mu\text{w}/\text{cm}^2\text{nm}$. Las fuentes de la radiación deben sustituirse siempre que alcancen una pérdida de 25% de su irradiación total para la bilirrubina. Se recomienda usar el monitor de radiación Fanem modelo. 2620 para confirmar las condiciones perfectas de radiación de las fuentes de fototerapias periódicamente, se recomienda, siempre verificar si los super leds están oscuros u oscilando, por consiguiente en ese caso ellos deben cambiarse inmediatamente, para siempre permitir un tratamiento apropiado. Use sólo piezas originales

Fanem, porque ellas garantizan radiación apropiada y temperaturas dentro de los niveles especificados.

Para la fototerapia Bilitron bed 4006 (17 leds) se debe ejecutar este procedimiento cuando se instale el módulo de fototerapia reversa Bilitron bed 4006 o si este módulo fuere sustituido por un nuevo. Para ejecutarse este procedimiento la cuna deberá estar con el colchón de gel transparente y con el cajón de rayos X transparente situado en su respectiva posición. Inicialmente, se debe reducir a cero el recuento del tiempo total de uso de los super leds. Para hacerlo, en el menú de configuración, ajustar la contraseña a "122". En el menú del Bilitron bed, presionar el quinto botón (contando de arriba para abajo), para reducir a cero el tiempo total de uso de los super leds. En el menú del Bilitron bed, encender el Bilitron bed y, en el módulo de super leds, ajustar la irradiación al nivel alto, mediante la llave de dos posiciones. Con un radiómetro estándar medir la irradiación en la región del centro de la superficie del colchón de gel transparente. La lectura deber ser igual o superior a $20 \mu\text{w}/\text{cm}^2\text{nm}$.

Para la fototerapia Bilitron 3006 (5 leds) sustituya la totalidad de los super leds (ver Fig. 5.1).

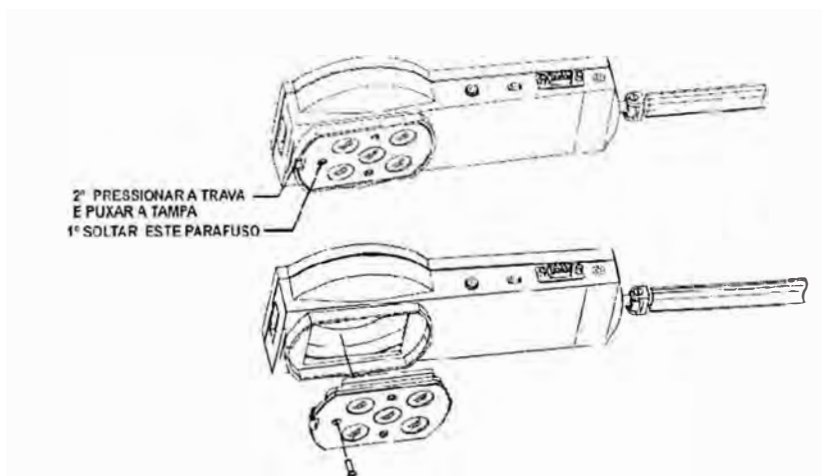


Fig. 5.1 Sustitución de los leds de la fototerapia Bilitron 3006

5.5.4 Fusibles de protección

Para la sustitución de los fusibles de protección del equipamiento, quitar el plug del cable de alimentación de la red eléctrica, certificar que el equipamiento y sus accesorios están sin energía, con la ayuda de un destornillador, apretar y girar para la izquierda la cara del porta-fusible, la tapa del porta-fusible será desconectada y el fusible se acoplará a esta tapa.

Proceder a la sustitución del fusible defectuoso por un nuevo fusible, de acuerdo con su especificación eléctrica.

5.5.5 Cabezal de radiación – sustitución de la resistencia de cuarzo

Para cambiar la resistencia, es necesario apagar la llave general ubicada en la parte lateral de la columna. Para la retirada de la tapa del cabezal se debe soltar los cuatro tornillos de la parte superior de la columna dónde se tendrá acceso a la resistencia. Este elemento se debe cambiar cada 12 meses de uso.

5.5.6 Calibración del sensor infrarojo – detección de alta temperatura en el cabezal

Girar el potenciómetro tp3 en el sentido horario (15 vueltas) ubicado en el cabezal de radiación. Girar el potenciómetro tp3 en el sentido anti-horario (7 vueltas) - (el cursor del potenciómetro deberá estar aproximadamente en el centro de la escala). Retirar la tapa del reflector (sombrero).

Limpia el lado inferior del direccionador del sensor óptico. Observar que no haya nada obstruyendo el frente de la entrada del sensor infrarojo. Verificar el alineamiento del direccionador del sensor óptico en relación al sensor infrarojo. Montar la tapa del reflector, conectar el monitor en modo manual, y ajustar la máxima potencia. Esperar 2 minutos. En caso la alarma "att" actuara antes de 2 minutos, presione la tecla inhibir sonido. Aguardar 2 minutos más, en caso la alarma "att" accione nuevamente, el sensor de infrarojo puede estar dañado, sustituir el sensor y proceder a una nueva prueba.

5.5.7 Calibración del sensor de falla en la resistencia de calentamiento

Para realizar este procedimiento debemos contar con el circuito de medición y grabación g3 (090.226.600) y un multímetro ajustado para medir tensión continua.

Conectar el circuito de medición y grabación g3 en el conector jp1 de la placa maestra. Colocar la punta de prueba negativa del multímetro en el punto gnd y la punta de prueba positiva en el punto "trimpot sensor de corriente" del circuito de medición y grabación g3. La tensión medida en el multímetro debe ser ajustada girándose el potenciómetro del sensor de corriente (r69 de la placa maestra), se debe obtener una lectura de 0,420 v.

5.5.8 Verificación de funcionamiento del sensor de cabezal desplazado

Primeramente, desplazar en 90° el reflector hacia el lado derecho. En la pantalla, deberá aparecer el mensaje "calentador irradiante desplazado", con la potencia de calentamiento al 0%. Volver el reflector hacia la posición central. Deberá desaparecer el mensaje "calentador irradiante desplazado", y deberá retomarse el modo (piel o manual) en que el sistema estaba antes.

Desplazar en 90° el reflector hacia el lado izquierdo. En la pantalla deberá aparecer el mensaje "calentador irradiante desplazado", con la potencia de calentamiento en el 0%. Volver el reflector hacia la posición central. Deberá aparecer el mensaje "calentador irradiante desplazado", y deberá retomarse el modo (piel o manual) en que el sistema estaba antes.

Si esto no sucediera cambiar el sensor de desplazamiento que se ubica dentro del cabezal de radiación.

5.5.9 Cambio de baterías del modulo de transporte

Para cambiar las baterías, es necesario apagar la llave general ubicada en la parte lateral de la columna. Desmontar los soportes de cilindro de oxígeno y aire comprimido. Elevar la tapa de protección del modulo de baterías teniendo acceso a las mismas. Estas baterías se deben cambiar cada 24 meses de uso.

5.5.10 Verificación de funcionamiento del colchón térmico

En este procedimiento, deberá posicionarse el colchón térmico en el lecho, con el colchón de gel transparente por encima del colchón térmico. Conectar el colchón térmico a la puerta que le corresponda, situada en el panel que se ubica en la columna del lecho calentado, abajo del lecho. En el menú del colchón térmico, ajustar el punto de ajuste del colchón térmico a 38°C y encender el colchón térmico. Esperar 30 minutos hasta la estabilización del colchón o colchón térmico. Verificar con un termómetro estándar posicionado en el centro del colchón térmico (entre el colchón térmico y el colchón de gel transparente) que el colchón térmico se ha estabilizado en la temperatura adecuada 38°C +/- 0.2. Desconectar el colchón térmico en el menú del colchón térmico. Si no se puede estabilizar la temperatura cambie el colchón térmico.

5.5.11 Calibración de la balanza incorporada

Este procedimiento describe la calibración del circuito electrónico de la balanza, se requiere de la placa de la pantalla de balanza y el cable flat de comunicaciones. La plataforma de pesaje debe conectarse propiamente al conector jp7 de la placa maestra, y el circuito de la balanza debe conectarse al jp10 de la placa maestra.

Apagar la llave general de la cuna, conectar la placa de la pantalla de la balanza en la placa de la balanza a través del flat cable, quitar el jumper de calibración de la placa de la balanza, encender la llave general de la cuna, la placa de la pantalla de la balanza indicará el valor 2-05 y luego una cuenta progresiva de 0000 a 9999, antes que la cuenta progresiva termine presionar la tecla cero. La pantalla indicará "peso", y después el valor de calibración, ponga un peso de 5 kg en la plataforma y presione la tecla "tara". La pantalla indicará "cero". Quite el peso y presione la tecla llave. La pantalla indicará 0000, poner el jumper de calibración en la posición inicial, haga un nuevo pesaje para verificar si la balanza se calibró.

5.6 Funcionamiento de autodiagnostico y pruebas de las alarmas.

Cuando encendemos el monitor nosotros tenemos indicaciones visuales y sonoras del led falta de energía. Este autodiagnostico es automáticamente hecho para que se pueda tener conocimiento de alguna pantalla o led dañado, así como la alarma sonora. Cuando encendemos el monitor, la alarma sonora de temperatura baja se quedará inhibida durante 15 minutos. Al apretar el botón inhibir sonido, la(s) alarma(s) sonora(s) respectiva(s) se quedarán inhibidas durante 15 minutos.

Los procedimientos abajo describen pruebas de comprobación de las alarmas:

5.6.1 Alarmas del sistema

5.6.1.1 Falta de energía

Desconectar el módulo de transporte del sistema. Con el sistema encendido, desconectar el cable de alimentación de la red eléctrica. La alarma será inmediatamente señalada en el panel por led de falta de energía y por una señal sonora alta y continua.

5.6.1.2 Alarma de permanencia en 100% de potencia de calentamiento.

Operación en modo piel: con el sensor de piel t1 mantenido a una temperatura constante,

ajustar el punto de ajuste de la piel por lo menos para una temperatura 1,1°C arriba de la temperatura T1, de manera que la potencia de calentamiento quédese en 100%. Después de 15 minutos la alarma debe actuar, con la interrupción del calor irradiante (barra de potencia en 0%), indicación visual.

Operación en modo manual: ajustar la potencia de calentamiento para 100%. Después de 15 minutos, la alarma debe actuar, con interrupción de la barra de potencia de calor irradiante (barra de potencia en 0%).

5.6.1.3 Alarma de 15 minutos de permanencia en modo manual.

Con el sistema ajustado para el modo manual, ajustar la potencia de calentamiento para un valor abajo de 100%. Después de 15 minutos la alarma debe actuar, con indicación visual en la sección información y alarmas y señal sonora intermitente.

5.6.1.4 Alarma baja carga baterías de transporte.

Con el sistema encendido y desconectado de la red eléctrica, esperar que las baterías de transporte se descargaren hasta que su tensión baje para 11.3 Vdc. La alarma actuará, con la indicación visual y señal sonora intermitente. Después de la prueba, dejar el sistema conectado a la red eléctrica para la recarga de las baterías.

5.6.2 Alarmas de modo piel.

5.6.2.1 Alta temperatura de piel.

Con el sistema en modo piel, programar el punto de ajuste de la piel por lo menos a un valor 1°C abajo de la temperatura del sensor de piel T1. La alarma debe actuar inmediatamente, con indicación visual y señal sonora intermitente.

5.6.2.2 Baja temperatura de piel.

Con el sistema en modo piel, programar el punto de ajuste de la piel por lo menos a un valor 1°C arriba de la temperatura del sensor de piel t1. La alarma debe actuar inmediatamente, con indicación visual y señal sonora intermitente.

5.6.2.3 Falta de sensor de piel t1.

Con el sistema ajustado para modo piel, desconectar el sensor de piel t1 del panel. La alarma debe actuar inmediatamente, con indicación visual y señal sonora intermitente.

5.6.2.4 Sensor de piel desalojado.

Con el sistema operando en modo piel, mantener el sensor de piel t1 apretado contra la parte de atrás de la mano hasta que la temperatura se estabilice. Poco después, quitar el sensor de la piel, manteniendo a la temperatura ambiente. Al ser detectada la variación de temperatura, la alarma actuará, con la indicación visual y señal sonora intermitente.

5.6.3 Alarmas de oxímetro de pulso.

Para probar estas alarmas es necesario un simulador de oxímetro de pulso Nellcor Src-max calibrado y con certificación.

5.6.3.1 Alta concentración de Spo2.

Ajustar el límite de concentración alta de Spo2 para un valor abajo de la concentración de

Spo2 indicada en la pantalla. La alarma debe actuar después de un tiempo determinado.

5.6.3.2 Baja concentración de Spo2.

Ajustar el límite de concentración baja de Spo₂ para un valor arriba de la concentración de Spo₂ en la pantalla. La alarma debe actuar después de un tiempo determinado.

5.6.3.3 Alto nivel de bpm.

Ajustar el límite de nivel alto de bpm para un valor de nivel abajo de bpm indicado en pantalla. La alarma debe actuar inmediatamente.

5.6.3.4 Bajo nivel de bpm.

Ajustar el límite de nivel bajo de bpm para un valor de nivel arriba de bpm indicado en pantalla. La alarma debe actuar inmediatamente.

5.6.3.5 Sensor desalojado.

Con el oxímetro de pulso encendido, mantener el sensor fuera de contacto con la piel. La alarma debe actuar por algunos segundos.

5.6.3.6 Sensor desconectado.

Con el oxímetro de pulso encendido, desconectar su sensor del panel. La alarma debe actuar por algunos segundos.

5.6.4 Alarmas del monitor de oxígeno.

5.6.4.1 Alta concentración de oxígeno.

Ajustar el límite de concentración alta de O₂ para un valor abajo de la concentración de oxígeno indicada en la pantalla. La alarma debe actuar inmediatamente.

5.6.4.2 Baja concentración de oxígeno.

Ajustar el límite de baja concentración de oxígeno para un valor arriba de la concentración de oxígeno indicada en la pantalla. La alarma debe actuar inmediatamente.

5.6.4.3 Falta de sensor de oxígeno.

Con el monitor de oxígeno encendido, desconectar su sensor del panel lateral. La alarma debe actuar inmediatamente.

5.6.4.4 Procedimiento de calibración del monitor de oxígeno

Se deben considerar las siguientes observaciones:

Se debe calibrar el monitor de concentración de oxígeno la primera vez que se instale la célula de oxígeno en el lecho calentado y, a partir de ahí, se debe verificar la funcionalidad de la célula y se efectuar la calibración cada 6 meses; la calibración del monitor de concentración de oxígeno está asociada a la célula de oxígeno que se utilizó. Esto significa que se debe utilizar el monitor de concentración de oxígeno solamente con la célula de oxígeno con la cual éste fue calibrado más recientemente; toda vez que se sustituya la célula de oxígeno por otra célula (sea por motivo de envejecimiento o debido a defecto), se debe ejecutar la calibración del monitor de concentración de oxígeno con la nueva célula instalada.

Conectar la célula de oxígeno en el respectivo conector situado en la lateral derecha de la columna del lecho calentado; en el menú de configuración, introducir la contraseña "124".

En el menú del monitor de oxígeno, seleccionar la opción "calibrar sensor". Inicialmente, se solicitará que se aplique a la célula de oxígeno una concentración del 21% de oxígeno (concentración típica del aire ambiente). Dejar la célula de oxígeno expuesta al aire ambiente durante, por lo menos, 2 minutos y presionar la tecla enter o el botón giratorio. En seguida, se solicitará la aplicación de oxígeno al 100% de concentración en la célula de oxígeno. Poner la célula en una bolsa plástica vacía (sin aire) y rellenar la bolsa con oxígeno al 100% de concentración, dejando la célula permanecer con 100% de concentración de oxígeno durante 1 minuto y medio (para estabilización de la lectura del sensor). Presionar la tecla enter o el botón giratorio. La lectura de la concentración de oxígeno presentada en la pantalla deberá ser del 100% +/- 2%, en caso de que no sea así, repetir el procedimiento de calibración.

Para verificar el éxito de la calibración, poner la célula de oxígeno expuesta al aire ambiente (concentración del 21% de oxígeno) y verificar si la concentración de oxígeno que se presenta en la pantalla es del 21% +/- 2%. En caso de que no sea así, repetir el procedimiento de calibración. En caso afirmativo, el procedimiento estará concluido. Salir de la pantalla de calibración y cambiar la contraseña, en el menú de configuración, al valor 000.

5.6.5 Alarma del ventilador cpap

Alarma del mezclador de gases (blender).

Con las fuentes de flujo de aire y oxígeno de la red de alimentación conectada a la entrada del blender, abra el flujo de los gases y, a través del manómetro de las válvulas reguladoras de presión de aire y O_2 , regule la presión de entrada para la faja de 3,5 kgf/cm² (50 psi). Con la extremidad de conexión del circuito respiratorio al paciente libre, abra el flujo de la mezcla de gas (5 hasta 12 lpm) cerca del flujómetro del módulo cpap y observe si hay salida en esta misma extremidad.

Desconecte una de las fuentes de flujo (aire y oxígeno) de la entrada del blender. La alarma del blender debe sonar.

5.6.6 Alarmas del humidificador Fog 1140.

5.6.6.1 Alta temperatura - "hi temp" (error).

Con agua puesta en el depósito en el nivel ideal y con el nivel de potencia del humidificador ajustado para 10, apoyar la cabeza del sensor de temperatura del circuito del paciente en la parte metálica externa del depósito (desde que esta parte pueda alcanzar una temperatura mayor que 36°C). Verificar en la pantalla del humidificador el aumento de la temperatura del sensor de acuerdo con que el depósito es calentado. Al alcanzar la temperatura de 36°C, la alarma actuará.

5.6.6.2 Falta de agua en el reservatorio del humidificador - "low level" (error)

Con el depósito del humidificador vacío, verificar la ocurrencia de la alarma.

5.6.6.3 Falta de sensor de temperatura del circuito del paciente.

Desconectar del humidificador el sensor de temperatura del circuito del paciente. La alarma actuará inmediatamente.

5.7 Mantenimiento correctivo de la cuna – fallas comunes

El monitor siempre enciende en modo de alimentación por baterías, no obstante está conectado a la red eléctrica, verificar los fusibles de entrada, cambiar estos cada 12 meses.

Monitor con imagen congelada, no responde a ninguna orden, perilla giratoria sin ninguna actividad, esto se debe a falla en el microprocesador principal, reiniciar el sistema y si el problema persiste cambiar el microprocesador o la tarjeta principal.

Monitor del a color del equipo con indicaciones erradas, aleatorias y funciones impropias, este problema se presenta cuando existe exceso de IEM de la red eléctrica hospitalaria o exceso de IEM por radiación electromagnética, apagar la unidad y encenderla de nuevo. Si el problema persiste, ubicar las fuentes de interferencia electromagnética.

El equipo no calienta por calor irradiante, incluso con la indicación de funcionamiento normal en el monitor, esto se debe a que la tensión de alimentación de la red eléctrica es inferior a la establecida, comprobar la tensión de la red eléctrica $220\text{ v} \pm 5\%$:

El calentador irradiante continua calentando (barra de potencia diferente de 0%), incluso con el reflector desplazado, esto se debe a la falla del sensor de reflector desplazado, cambiar el sensor según lo indicado en el programa de mantenimiento preventivo.

El equipo no acepta el cambio para modo piel, quedándose en el modo manual, esto se debe a la desconexión del sensor de temperatura de piel T1, conectarlo y verificar su funcionamiento. Si el problema persiste, sustituir el sensor.

El valor de temperatura auxiliar T2 no aparece en el monitor, esta falla se presenta cuando el sensor de temperatura de piel T2 esta desconectado o con defecto, conectar el sensor de temperatura de auxiliar T2. Si el problema persiste, sustituir el sensor.

La carga de las baterías de transporte duran poco, menos de 2 horas y/o las baterías no recargan, las baterías han concluido con su tiempo de vida promedio que es de 24 meses, revise el circuito de carga descartando desperfecto en el mismo, si el problema persiste cambie las baterías.

La calibración al 21% de la célula de oxígeno resulta un valor diferente de $21\% \pm 1\%$, esto se debe a que la célula de oxígeno está desconectada, saturada o agotada, se debe conectar la célula de oxígeno al panel lateral de la cuna calentada o sustituir la célula. Si el problema persiste cambiar la tarjeta principal y realizar la calibración completa de la célula descrita en el procedimiento de mantenimiento preventivo.

La fototerapia Bilitron bed no emite radiación, incluso con la indicación de encendido, conector de Bilitron bed desconectado o mal conectado al sistema, comprobar si el conector de Bilitron bed se conecta en la columna de la cuna calentada, de persistir el problema sustituir los super leds de ser el caso.

Los super leds del Bilitron bed, encienden pero son débiles, nivel de radiación ajustado en "bajo", el tiempo de vida de super leds excede las 10.000 horas, ajustar el nivel de la radiación para alto, si el problema persiste cambiar los super leds.

El colchón térmico no calienta mensaje "colchón térmico sin sensor", comprobar si el conector del colchón térmico esta desconectado o mal conectado al sistema, verificar la conductividad en los terminales del conector del colchón.

El analizador de oxígeno no concuerda con la posición de la perilla del mezclador, analizador esta fuera de calibración se debe de calibrar el analizador, esta fluyendo aire al ambiente diluyendo la concentración se debe detener esta fuga.

La alarma del mezclador suena constantemente, las fuentes de aire y oxígeno tienen una diferencia de presión mayor a 20 psi configurar las presiones de los gases a 50 psi con manómetro calibrados.

El mezclador solo es preciso cuando ambas fuentes tienen la misma presión, la cámara de balance de presiones no funciona adecuadamente se debe de cambiar el mezclador.

No existe presión de salida en el resucitador, verificar las fuentes de gas, puede ser que la válvula de alivio de presión o de presión inspiratoria pico estén completamente abiertas cierre las válvulas o verifique la existencia de fugas.

No se pudo conseguir realizar el ajuste del Peep, existe un mal sellado del sistema buscar el ajuste adecuado entre el paciente y la máscara facial o revise detectando alguna fuga o verifique si existe el resorte de la válvula Peep.

No se consigue control para la presión máxima de alivio, verificar posibles fugas o cierre la válvula de presión pico y verifique el funcionamiento de la válvula de alivio girando la perilla en sentido horario.

No se consigue control para la presión inspiratoria pico, verificar posibles fugas o cierre la válvula de alivio y verifique el funcionamiento de la válvula pip girando la perilla en sentido horario.

El oxímetro de pulso con lectura inestable, el sensor debe de estar mal posicionado, utilice el simulador para descartar si el problema es el sensor o la tarjeta electrónica del mismo, una vez verificado proceda a cambiar el sensor o la tarjeta.

El oxímetro de pulso no trabaja, aparece el mensaje "falla en el oxímetro de pulso", esto se debe a una falla en la comunicación con el módulo del oxímetro, reiniciar el sistema, si el problema persiste proceda a cambiar la tarjeta electrónica del oxímetro.

Peso de la balanza con la indicación 8.888 kg, falla en la conexión de la balanza o exceso de peso sobre en el lecho, comprobar si el conector de la balanza se conecta en la columna de la cuna calentada o si el peso en el lecho no es mayor que 10 kg, si el problema persiste calibrar la balanza como se detalla en el mantenimiento preventivo.

Falta de burbujas en el frasco cpap, debería existir una fuga de presión por algún lado del circuito, comprobar los parámetros de ajuste de flujo, comprobar las conexiones del circuito, cierre con los dedos la salida de la cánula y comprobar la generación de la burbuja, comprobar la salida para los orificios nasales del recién nacido o para la boca, de ser necesario altere el tamaño de la cánula nasal.

Señal de nivel bajo de agua en el humidificador Fog 1140, teniendo agua en el depósito, mal contacto entre el frasco del humidificador y la base, limpie o seca el alojamiento del frasco del humidificador.

5.8 Equipos necesarios para realizar un buen mantenimiento.

Simulador de temperatura Fanem (ver Fig. 5.2).

Medidor de radiación Fanem 2620 (ver Fig. 5.3).

Simulador multifuncional Fanem.

Pesa calibrada de 5 Kg.

Termómetro digital.

Multitester digital Fluke.

Termohigrometro.



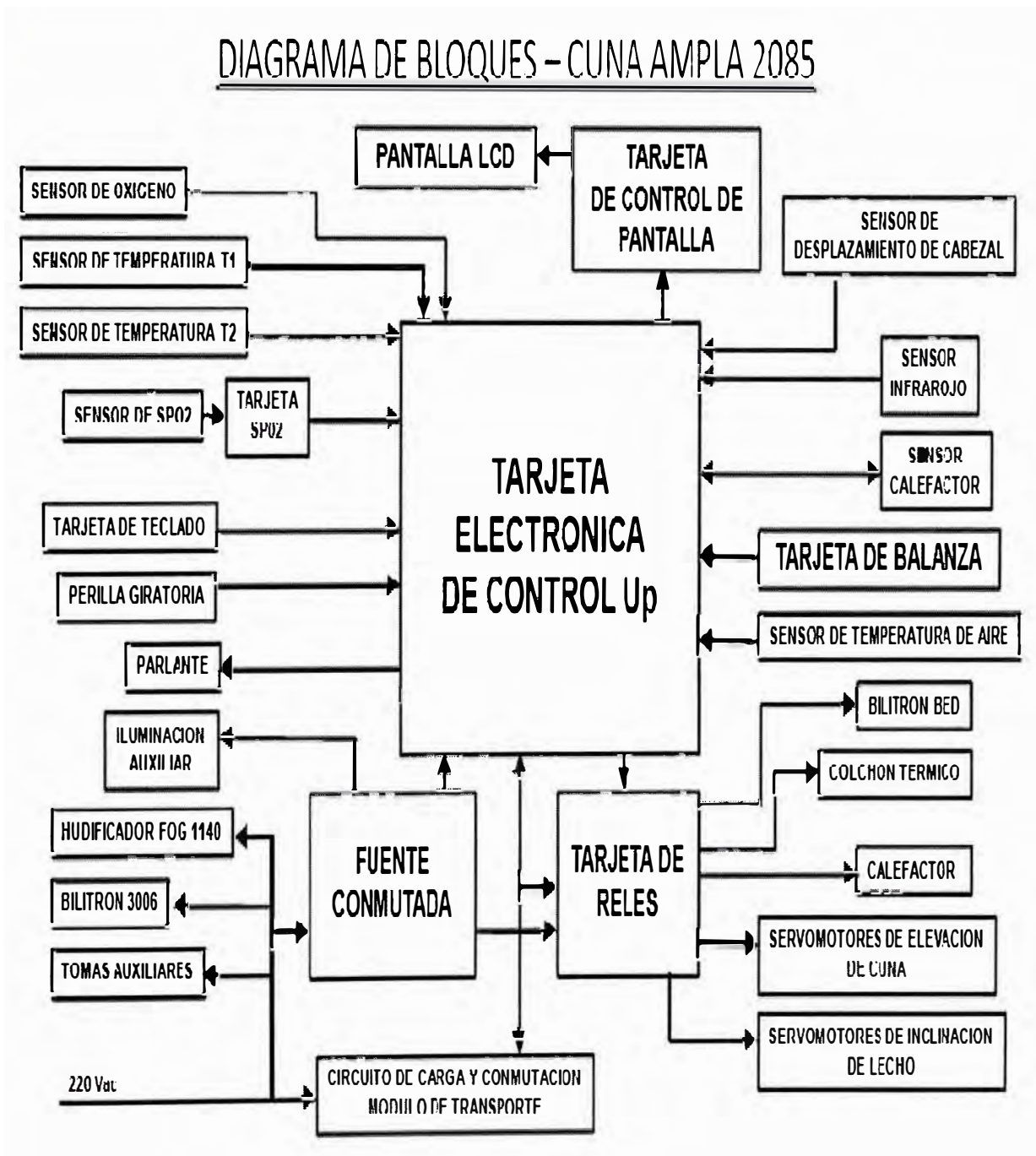
Fig. 5.2 Simulador multifuncional



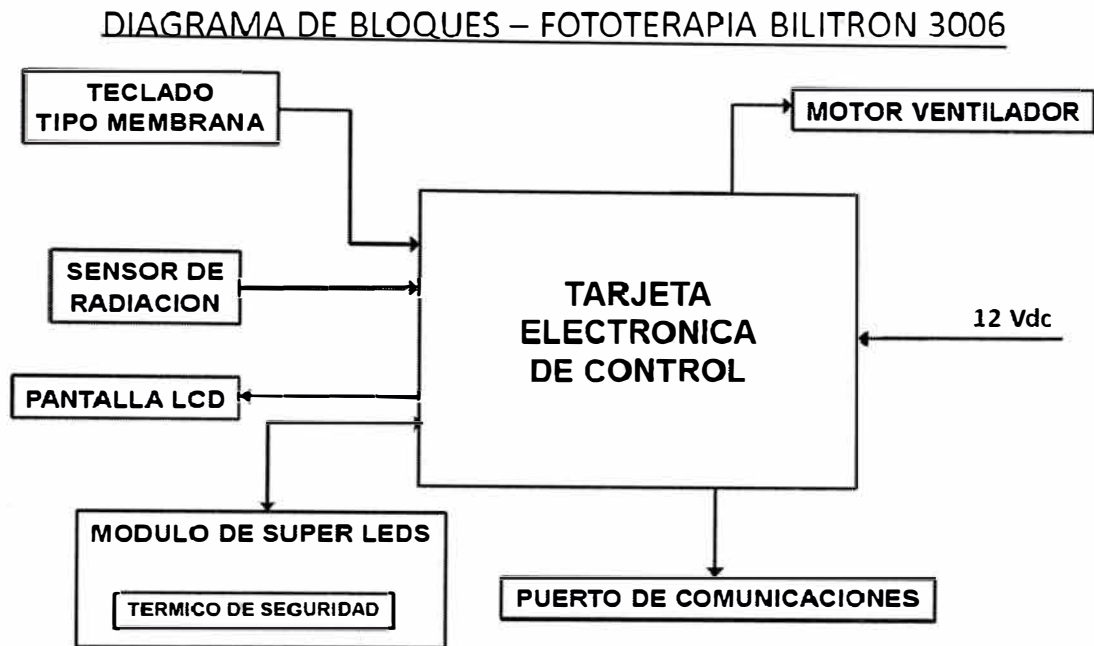
Fig. 5.3 Medidor de radiación

CAPITULO VI
DIAGRAMA DE BLOQUES ELECTRÓNICO Y DISPOSITIVOS ELECTRÓNICOS

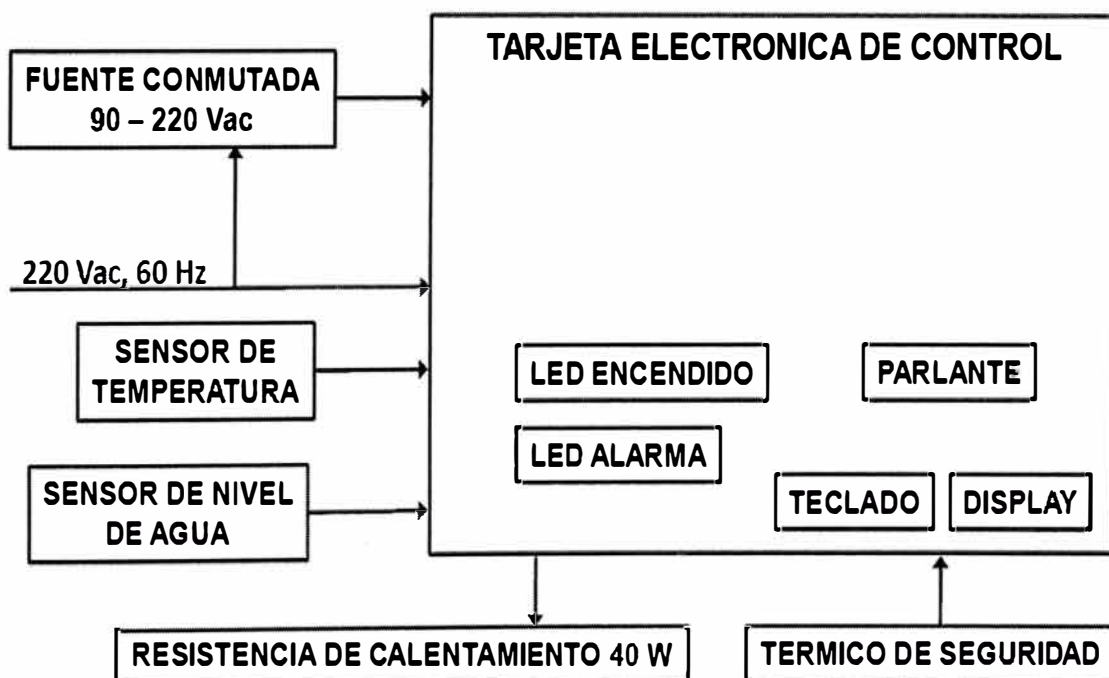
6.1 Diagrama de bloques cuna térmica



6.2 Diagrama de bloques fototerapia Bilitron 3006



6.3 Diagrama de bloques humidificador calentador fog1140

DIAGRAMA DE BLOQUES – HUMIDIFICADOR CALENTADOR FOG-1140

6.4 Dispositivos electrónicos empleados.

En esta sección mostraremos algunos de los circuitos integrados de las diferentes tarjetas electrónicas que componen la cuna térmica.

6.4.1 Tarjeta principal de cuna térmica

La tarjeta principal de la cuna térmica posee los siguientes componentes principales para el proceso y control de las señales electrónicas:

6.4.1.1 Microcontrolador AT89C51ED2

El microcontrolador (ver Fig. 6.1) es un circuito integrado o chip que incluye en su interior las tres unidades funcionales de una computadora: unidad central de procesamiento, memoria y unidades de E/S (entrada/salida).

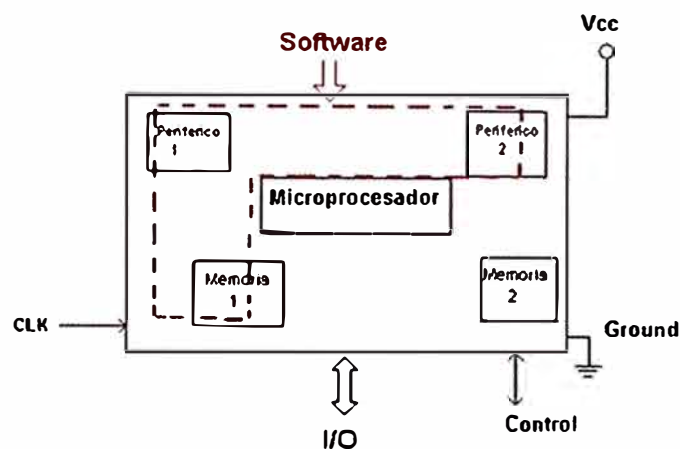


Fig. 6.1 Esquema de un microcontrolador

El microcontrolador AT89C51ED2 es una versión CMOS flash de alto rendimiento del simple cmos de 8bits del microcontrolador 80c51. Este contiene un bloque de memoria flash de 64kbyte para código y datos.

Los 64kbyte de memoria flash pueden ser programados en modo paralelo o en modo serial. El voltaje de programación es internamente generado desde el pin Vcc.

El AT89C51ED2 conserva todas las características del Atmel 80c52 con 256 bytes de RAM interna, una fuente de cuatro niveles de interrupción con tres timer/contadores. El AT89C51ED2 proporciona 2048 bytes de Eeprom no volátil para almacenamiento de datos.

Además, el AT89C51ED2 tiene un contador programable matricial, una Xram de 1792 bytes, un canal serial más versátil que facilita la comunicación con varios procesadores y un mecanismo de mejora de velocidad (modo x2).

El diseño completamente estático del AT89C51ED2 permite reducir el consumo de energía por parte del sistema llevando la frecuencia del reloj hacia cualquier valor incluyendo dc sin pérdida de datos.

El AT89C51ED2 tiene 2 modos seleccionables por software de actividad reducida y un reloj de 8 bits pre-escalador para reducir aún más el consumo de energía. En el modo inactivo el Cpu está parado mientras que los periféricos y el sistema de interrupción siguen operando. En el modo apagado la memoria Ram es salvada y todas las funciones están inoperantes.

Las características adicionales del AT89C51ED2 lo hacen más potente para aplicaciones que necesitan modulación por ancho de pulso, alta velocidad de e/s y contando con capacidades de control tales como alarmas, control de motores, teléfonos con cable y el lector de tarjetas inteligentes.

6.4.1.2 Dispositivo lógico programable EMP3064ALC44

Familia de dispositivos lógico programable de alto rendimiento y bajo costo memoria EEPROM CMOS programable basado en dispositivos lógicos (PLDS), construido en arquitectura max. Sistema programable de 3.3v. Rango de temperatura industrial. Modo programable de ahorro de energía.

Los PLD (ver Fig. 6.2) son dispositivos digitales que se pueden configurar por el usuario para implementar una amplia variedad de funciones lógicas en los sistemas electrónicos. Estos dispositivos tienen pines de entrada, un arreglo lógico programable y pines de entrada salida, muchos PLD tienen salidas programables que incrementan su flexibilidad haciéndolos útiles para una gran variedad de aplicaciones.

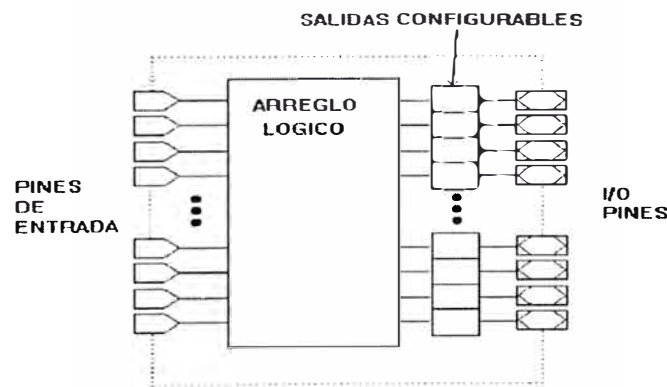


Fig. 6.2 Diagrama de bloques de un PLD

6.4.2 Tarjeta principal de fototerapia Bilitron 3006

La tarjeta principal de la fototerapia Bilitron 3006 posee los siguientes componentes principales para el proceso y control de las señales electrónicas:

6.4.2.1 Microcontrolador AT89C51ED2

Es el mismo microcontrolador usado en la tarjeta principal de la cuna térmica.

6.4.2.2 Convertidor A/D LTC1286

Convertidor A/D de 12 bit de la Fig 6.3. Un solo encapsulado con puerto serial que permite una eficiente transferencia de datos a un amplio rango de microprocesadores y microcontroladores.

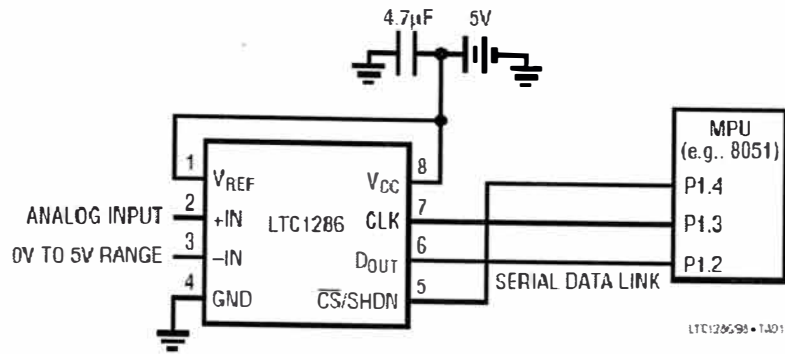


Fig 6.3 Aplicación típica

6.4.2.3 Driver receptor MAX232N

El integrado es un dual driver/receptor (ver Fig. 6.4) que incluye un generador de voltaje capacitivo, cada receptor convierte los voltajes de entrada a 5v que son niveles Ttl/Cmos.

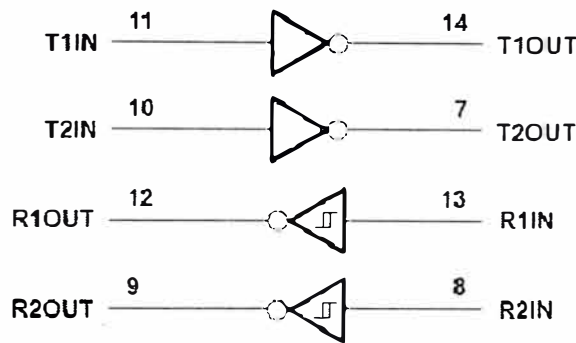


Fig. 6.4 Diagrama Lógico

6.4.2.4 Reloj calendario PCF8593P

Reloj calendario de bajo consumo de energía tipo Cmos (ver Fig. 6.5), bajo consumo de potencia. Los datos son transferidos en forma serial con dos líneas bidireccionales.

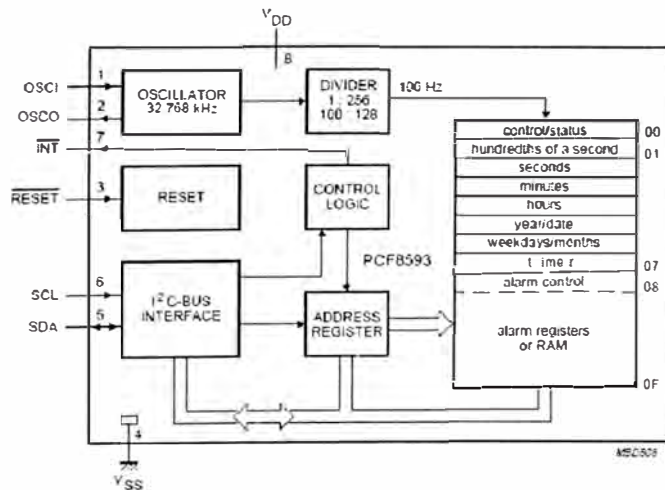


Fig. 6.5 Diagrama de bloques

6.4.2.5 Decodificador colector abierto SN74LS145N

Driver decodificador de 1 a 10 de colector abierto ver Fig. 6.6. Está diseñado para aceptar entradas BCD y proveer salidas apropiadas de 10 dígitos hacia un display, todas las salidas permanecen apagadas para toda entrada de condición binaria inválida. Está diseñado para su uso como indicador/controlador de relé o como un circuito lógico de colector abierto. Compatible con la familia TTL. Voltaje de alimentación 5v.

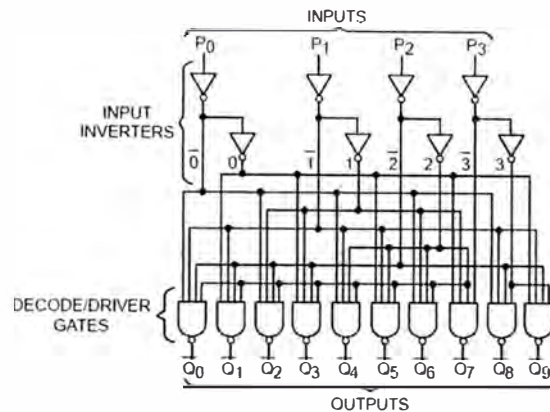


Fig. 6.6 Diagrama lógico

6.4.2.6 Amplificador operacional dual TLC 2272CP

Amplificador operacional dual de bajo ruido (ver Fig. 6.7), de baja corriente de entrada 1pA típico.

Voltaje de alimentación 5v.

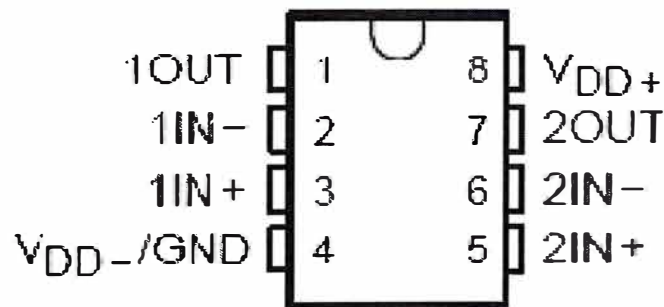


Fig. 6.7 Distribución de pines

6.4.3 Tarjeta principal de humidificador calentador Fog1140

La tarjeta principal del humidificador posee los siguientes componentes principales para el proceso y control de las señales electrónicas:

6.4.3.1 Microcontrolador PIC16F916

Microcontrolador tipo cmos (ver Fig. 6.8) basado en flash de 28 pines de 8 bit con driver lcd y tecnología nanowatt. Solamente 35 instrucciones para aprender. Posee dos comparadores análogos y convertidor A/D de 10 bit de resolución y hasta 8 canales.

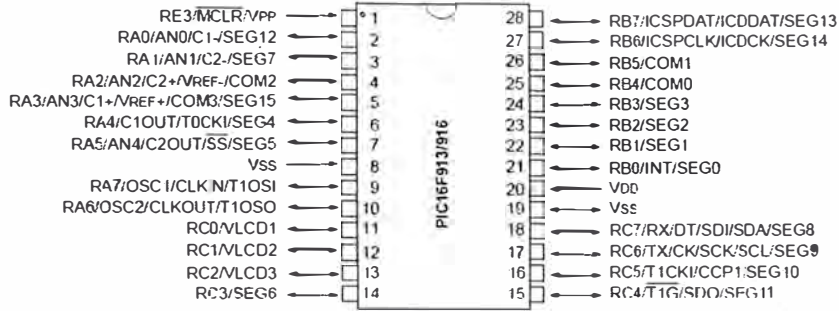


Fig. 6.8 Distribución de pines

6.4.3.2 Relé electrónico SP746

El SP746 es relé multipropósito normalmente abierto (ver Fig. 6.9). El circuito está compuesto de un led en la entrada la cual activa un circuito óptico en la salida. Controlando el ángulo de disparo de dos SCRs. Este circuito asegura el disparo exacto en condiciones adversas.

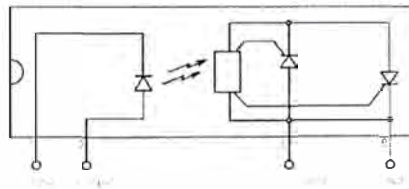


Fig. 6.9 Diagrama electrónico

6.4.4 Tarjeta de balanza

La tarjeta de balanza posee los siguientes componentes principales:

6.4.4.1 Microcontrolador AT89S52

El AT89S52 (ver Fig. 6.10) es de bajo consumo, microcontrolador CMOS de 8 bit de alto rendimiento con entrada de sistema de memoria programable de 8 kbytes. Este dispositivo es fabricado utilizando tecnología de memoria no volátil de alta densidad atmel y es compatible con la industria estándar.

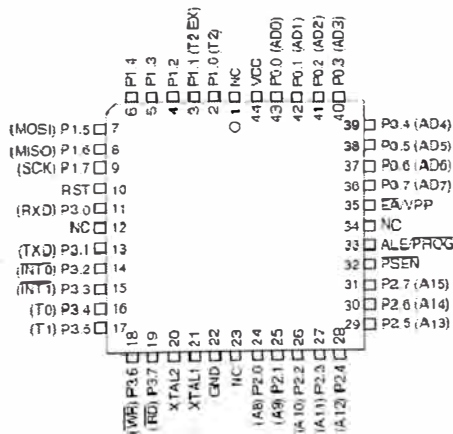


Fig. 6.10 Distribución de pines

6.4.4.2 Driver de ocho canales UDN2982LWT

Fuente driver de 8 canales (ver Fig. 6.11), compatible con entradas ttl, dtl, pmos ,o cmos recomendado para aplicaciones de alta conmutación que benefician la separación de lógica y carga de tierra , estos dispositivos abarcan voltajes de suministro de carga de hasta 50v y corrientes de salida hasta 500ma.

Este driver de 8 canales es usado para interfase entre niveles lógicos bajos y altas corrientes de cargas .las cargas típicas incluyen relés, solenoides, lámparas, motores paso a paso o servomotores, cabezales de impresión y leds .

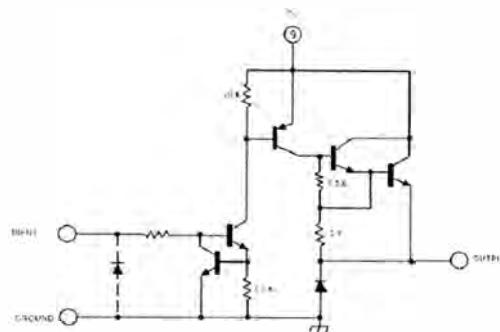


Fig. 6.11 Diagrama de uno de los ocho canales

6.4.4.3 Matriz de transistores Darlington ULN2803A

Arreglo de transistor Darlington. EL ULN2803A (ver Fig. 6.12) es un conjunto de transistores darlington de alto voltaje y alta corriente. El dispositivo consiste de 8 pares NPN Darlington que cuentan con salida de alto voltaje con cátodo común diodos clamp para conmutar cargas inductivas. La intensidad de corriente de cada de colector Darlington es 500ma, los pares Darlington pueden ser conectados en paralelo para mayor capacidad de corriente.

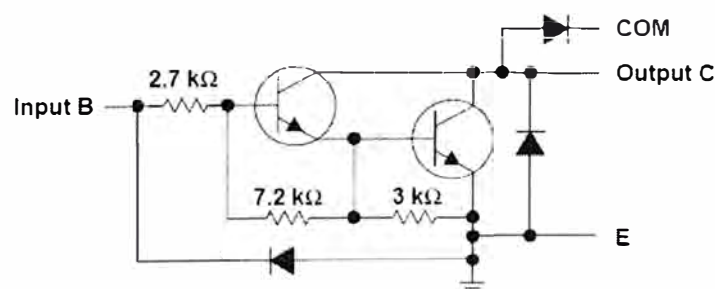


Fig. 6.12 Diagrama de cada par Darlington

6.4.4.4 Convertidor análogo digital CS5534

El CS5534 (ver Fig. 6.13) es un convertidor analógico digital (ADC) altamente integrado. El cual usa técnicas de equilibrio de cargas para alcanzar un rendimiento de 16 bit y 24 bit. El

ADC se ha optimizado para medir señales bipolares o unipolares de bajo nivel en escala de peso, procesos de control, científico y aplicaciones medicas.

El alto rango dinámico, salidas programables, y fuente de alimentación flexible hacen de este ADC la solución ideal para balanzas y aplicaciones de procesos de control.

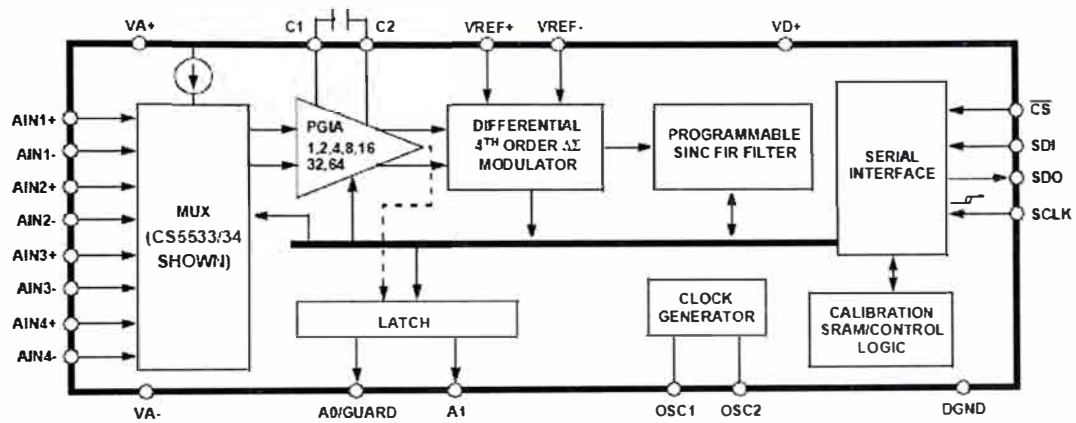


Fig. 6.13 Diagrama de bloques

CAPITULO VII ANALISIS ELECTRÓNICO

7.1 Análisis electrónico de la cuna

7.1.1 Funcionamiento de la tarjeta de relés

Esta tarjeta es la que se encarga de controlar la etapa de potencia la cual está compuesta por un filtro para eliminar cualquier interferencia electromagnética que se pudiera presentar, contiene diodos de conmutación rápida y un capacitor para la parte de voltaje dc, además cuenta con un banco de siete relés, seis de ellos de potencia media que son activados por transistores y como sistema de seguridad para proteger las bobinas de la corriente de retorno llevan diodos en paralelo, los 6 relés mencionados tienen las siguientes funciones:

RI1 activación del motor de inclinación de la cama lecho.

RI2 activación de la altura ajustable de la cuna térmica.

RI3 fuente de 24v para la activación de la fototerapia Bilitron bed.

RI4 proporciona voltaje para el colchón térmico.

RI5 fuente de 12vdc.

RI6 fuente de 5vdc.

El séptimo relé es de potencia, este trabaja con un optotriac el cual tiene la función de enviar la señal al triac para activar la resistencia de calentamiento.

Esta tarjeta recibe alimentación de la tarjeta de la fuente y las señales para el control de la tarjeta principal donde se ubica el microcontrolador.

Conectores:

| | | |
|-----|-----------------------|--|
| B9 | rojo/marrón | para inclinación de la cama lecho. |
| B10 | amarillo/gris/celeste | para activar la posición horizontal. |
| B11 | celeste/negro | para alimentar la fototerapia Bilitron 3006. |
| B12 | naranja/negro | para alimentar la fototerapia Bilitron bed. |
| B13 | violeta/negro | para alimentación del colchón térmico. |
| B14 | rojo/negro | voltaje proveniente de las baterías. |
| B15 | amarillo/negro | voltaje proveniente de la fuente conmutada. |
| B16 | cable apantallado | voltaje de fuente conmutada 12v/5v/gnd |
| B17 | plomo | para alimentar el monitor lcd |

7.1.2 Filtro de entrada

La cuna térmica cuenta con un filtro EMI a la entrada de los 220 Vac, EMI es la abreviación de "electromagnetic interference", el cual es un fenómeno que ocurre naturalmente cuando el campo electromagnético de un dispositivo interrumpe, degrada o impide el campo electromagnético de otro dispositivo al encontrarse muy cerca de él, como consecuencia las líneas de datos que no han sido aisladas adecuadamente, son propensas a variar la información. Entonces los filtros EMI evitan la interferencia magnética entre dispositivos electrónicos.

7.1.3 Funcionamiento de la fuente de alimentación

Es la parte principal del equipo ya que ella nos proporciona los diferentes voltajes necesarios para su funcionamiento esta especialmente diseñada para trabajar en equipos médicos.

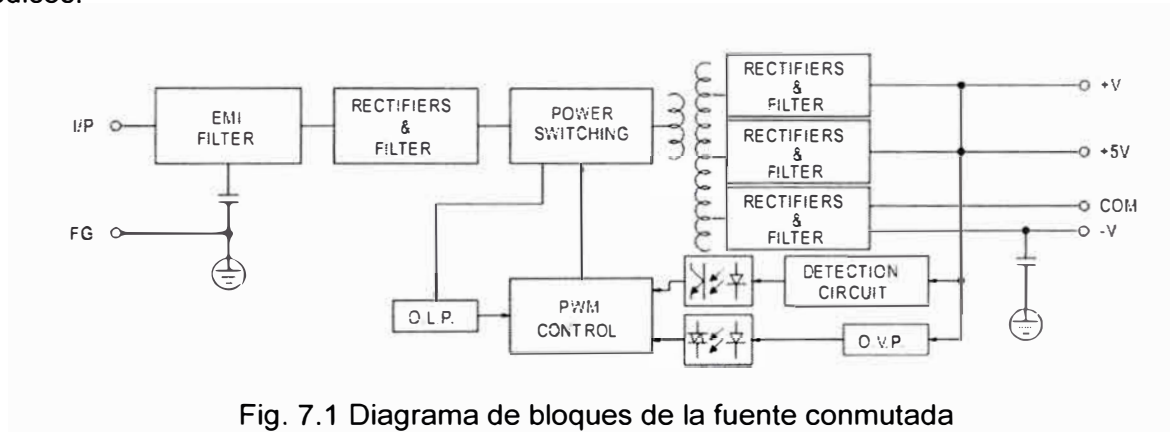


Fig. 7.1 Diagrama de bloques de la fuente conmutada

Este equipo cuenta con tres voltajes de alimentación una de 5v, para la parte digital (microcontroladores, circuitos TTL, y otros circuitos que lo requieran) y otra de 12v para la etapa de control y potencia y la de -12v para alimentación de los actuadores lineales.

Es fabricada por la empresa mean Well. El modelo de la fuente es MPT-65 (ver Fig. 7.1). Tiene una entrada universal de corriente alterna, una baja corriente de fuga menor o igual 0.3ma, protecciones contra cortocircuito, sobrecarga y sobrevoltaje. Enfriamiento por convección del aire libre

Etapas de rectificación y protección: los 220vac provenientes de los filtros de línea y el filtro EMI que protegen al equipo ingresan a la fuente conmutada este voltaje es rectificado y filtrado convirtiéndose en un voltaje continuo. Para su protección la fuente cuenta con fusibles y varistores.

Etapas de transformación: aquí se convierte el voltaje continuo este pasa por un transistor que trabaja en conmutación de alta frecuencia, esta señal llega al primario de un transformador de pulsos convirtiéndose en una onda cuadrada, la salida del transformador sirve para lograr el aislamiento de la red, después de este proceso se efectúa la rectificación y filtraje del voltaje obtenido en el secundario para obtener el voltaje de 5vdc y 12 Vdc.

Etapa de detección: la regulación de voltaje de salida se lleva a cabo mediante un circuito de retroalimentación donde el voltaje de salida es verificado por un circuito de control .este circuito de control toma una muestra de la salida de la corriente que mas entrega y la compara con un voltaje produciendo un voltaje de error .

Etapa de modulación y estabilización: este voltaje de error es enviado hacia el circuito modulador el cual se encarga de proporcionar la forma de onda deseada y esta es llevada hacia el transistor de conmutación modificando así su ciclo de trabajo ,de acuerdo a las variaciones de corriente y del voltaje ,obteniéndose en la salida un voltaje dc muy estable .

7.1.4 Funcionamiento de la tarjeta principal

Esta tarjeta es la que controla todo el funcionamiento de la cuna térmica además se encarga de administrar y supervisar el trabajo de las demás tarjetas que componen el equipo. El componente principal es el microcontrolador AT89C51ED2 del fabricante Atmel.

Etapa de alimentación: esta recibe las señales de alimentación de la fuente conmutada que suministra los voltajes necesarios para alimentar al equipo

Etapa de video y visualización de alarmas: las señales que son recepcionadas por las diferentes etapas del equipo ya sea de control de temperatura de aire, temperatura de piel 1, temperatura de piel 2, saturación de oxígeno, peso y las demás .son enviadas por el microcontrolador hacia una tarjeta de video para ser visualizadas mediante una pantalla LCD.

El equipo cuenta con dos visualizadores para indicar la alarma de corte de alimentación cuando falla el suministro de energía y otra de alarma preventiva.

El equipo cuenta con un sistema de alarma audiovisual la cual se puede apreciar en la pantalla LCD o mediante dos leds visualizadores del equipo, estas señales provienen del microcontrolador y son activados por transistores. Este sistema está compuesto por un decodificador SN74LS145 el cual funciona como un circuito lógico driver de colector abierto este recibe las señales que provienen del registro 74LS373 que son enviadas por el microcontrolador, este registro envía las señales de salidas hacia un circuito 555 el cual trabaja como un temporizador astable y la salida de este se encuentra un transistor que trabaja como amplificador que envía la señal hacia un parlante.

Etapa de almacenamiento de datos y programación: en esta etapa cuenta con un circuito integrado PCF8593, que es el que se encarga de configurar la fecha y hora del equipo además de guardar datos de configuración de idioma y parámetros de programación, este integrado trabaja con dos pilas pequeñas para que cuando el equipo se apague no se pierdan los datos, además tiene formato de hora de 12 y 24 hrs, también cuenta con dos memorias 24LC512 para almacenar las tendencias y los datos referidos al paciente como edad, peso, nivel de bilirrubina, nombre, historia clínica, etc.

Etapa de entrada de datos: en esta etapa el equipo recepciona las diferentes señales a ser medidas por el equipo, las señales que son medidas por el equipo son, temperatura de piel 1,

temperatura de piel 2, temperatura de aire ambiental, medición de oxígeno ambiental tiene dos celdas para la medición de oxígeno y medición de la saturación de oxígeno arterial.

Medición de temperatura: el equipo cuenta con dos sensores de paciente para medir la temperatura de piel que en su interior están constituidos por termistores y un sensor para medir la temperatura ambiental, el que se encarga de recepcionar estas señales es el circuito integrado MC14051 que es un multiplexor/demultiplexor el cual es un interruptor análogo digitalmente controlado este lleva su señal hacia la entrada del circuito LTC1286 que es un convertidor análogo digital de 12 bit el cual se usa para medición de la temperatura además trabaja con un circuito LM339 que es un amplificador operacional este envía la señal al circuito integrado EPM3064ALC4410 que es un dispositivo lógico programable este se encarga de enviar la señal al microcontrolador at89c51ed2 para verificar el estado de trabajo y enviar una señal a la resistencia para activarla o desactivarla dependiendo de la temperatura programada, y para que los datos sean mostrados en la pantalla .

Medición de oxígeno ambiental: para la medición de oxígeno el equipo lo hace por medio de dos celdas galvánicas estas envían la señal al circuito integrado TLC2272 que es un amplificador operacional. Esta señal es enviada a un convertidor análogo digital para luego ser enviada al microcontrolador la cual será mostrada en pantalla.

Etapa de control: esta etapa está constituida por un microcontrolador AT89C51ED2 que tiene como función principal de controlar y verificar que todas las etapas funcionen correctamente , es fabricado por la empresa Atmel ,tiene 6 puertos de entrada y salida de 8 bits.

7.2 Análisis electrónico de equipos periféricos

7.2.1 Equipo de fototerapia Bilitron 3006

Etapa de alimentación: el equipo se alimenta directamente por el conector b3 de la toma de 12vdc de la cuna Ampla 2085 o también puede ser alimentado por una fuente externa independiente siempre y cuando cumpla con los requisitos de energía del equipo.

El voltaje de 12vdc que suministra la cuna Ampla es estabilizado ya que dicho equipo cuenta con un circuito de protección y estabilización como se menciona en el capítulo anterior.

Este voltaje sirve para alimentar al ventilador del equipo que es el que se encarga de mantener el circuito a una temperatura adecuada además cuenta con un circuito integrado lm7805 que tiene la función de regular los 12vdc a 5vdc que servirán para alimentar al microcontrolador y los demás circuitos digitales.

El circuito LM317 es un regulador de voltaje ajustable que trabaja conjuntamente con el circuito integrado SN74145 el cual trabaja como driver para la salida de los leds estos circuitos tienen como función de regular la intensidad de radiación de los leds todo ello bajo supervisión y las ordenes del microcontrolador.

El circuito LTC1286 es un convertidor análogo digital de 12 bits que tiene la función de recibir una señal y hacer la conversión digital para llevarla hacia el microcontrolador. Esta

señal proviene del circuito TLC2272 que es un amplificador operacional que toma la señal análoga de un sensor óptico externo que se encarga de medir la radiación azul del espectro de la luz visible.

El circuito PCF8593 es el que se encarga de guardar la fecha, la hora, conteo de horas de tratamiento y conteo de horas totales de uso de la lámpara de fototerapia, trabaja con un cristal que además guarda datos en 8 bits, el voltaje de alimentación es de 3v que provienen de dos pilas pequeñas.

El circuito MAX232 es un driver receptor dual que se alimenta de 5v, en este equipo se usa como interface con una impresora para registrar los datos de tratamiento de la fototerapia.

El microcontrolador AT89C51ED2 de la marca Atmel es el elemento principal del equipo ya que este es el que se encarga de llevar a cabo todas las funciones y verificar que todas las etapas funcionen correctamente este también lleva los datos hacia una etapa de visualización compuesta por una pequeña pantalla LCD de 2x8 caracteres, este microcontrolador tiene una alimentación de 5v y posee 6 puertos que pueden ser configurados como entrada o como salida.

7.2.2 Equipo de fototerapia Bilitron bed

Esta fototerapia se encuentra ubicada en la parte inferior de la cama lecho, recibe la alimentación de 12 Vdc proveniente de la cuna el cual es activado mediante la programación del panel de control, posee una pequeña tarjeta electrónica que permite reducir el voltaje a 10 Vdc para disminuir la intensidad de los súper leds. Esta disminución de voltaje se efectúa mediante la activación de interruptor on/off.

7.2.3 Balanza electrónica

Esta tarjeta es fabricada por la empresa Kratos una empresa que se dedica a la fabricación de balanzas. Esta se alimenta con dos voltajes un voltaje de 5vdc para la parte digital y otro de 8vdc para la etapa de control estos voltajes son proporcionados por la fuente de alimentación de la cuna.

Esta tarjeta está gobernada por un microcontrolador de código AT89S52 del fabricante Atmel este es el que comanda todo el trabajo tiene cuatro puertos de 8 bit, esta tarjeta también cuenta con un circuito integrado del fabricante cirrus logic cs5543, utilizado para balanzas y para procesos de control es un convertidor análogo digital que incluye un puerto de comunicación serial de tres líneas para la fácil comunicación con el microcontrolador, las señales que provienen de las células de carga son procesadas con el convertidor a/d y luego son enviadas hacia el microcontrolador este se encargara de llevar esta información hacia el microcontrolador principal de la cuna Ampla para su respectiva visualización en la pantalla. También cuenta con dos circuitos integrados el ULN2803, y el UDN2982LWT los cuales se encargaran del control, aislación de las etapas, y amplificación de corriente.

7.2.4 Ventilador cpap con humidificador calentador

Etapa de alimentación: este equipo se alimenta con una tensión de entrada de 220v a 60hz y entrega un voltaje de 5v que proviene de una fuente conmutada propia.

Los componentes principales son básicamente un microcontrolador o Pic (llamado así por la empresa microchip) de código 16f916 de microchip que trabaja a una frecuencia de 20mhz, un circuito optoelectronico de código sp746 el cual se encargara de activar la resistencia para el calentamiento del agua, dos displays de 7 segmentos cátodo común para la visualización del estado de trabajo del equipo.

Modulo de sensado: este equipo consta de dos sensores uno para el control de nivel que tiene la función de estar monitoreando el nivel de agua en la cámara y enviar la señal hacia el microcontrolador, este toma la señal y mediante el convertidor a/d que posee envía la señal hacia los transistores para la activación de dos displays para su respectiva visualización, en caso de que el nivel de agua disminuya este será captado por el microcontrolador que se encuentra en constante comunicación con dicho sensor, activándose una alarma audiovisual (mediante un buzzer y un led de error).

El sensor de temperatura es el que se encarga de monitorear que la temperatura de vapor del agua no se incremente demasiado (mayor a 37°C) o disminuya considerablemente, este envía una señal hacia el microcontrolador el cual a su vez envía la señal hacia dos transistores que activan a los dos displays para ver el estado del agua, este sensor está continuamente en comunicación con el microcontrolador, el sensor trabaja conjuntamente con una resistencia y un dispositivo optoelectronico para activarla o desactivarla y también cuenta con un termistor conectado en forma serial a la resistencia de calentamiento para cortar la alimentación en caso de un exista un sobrecalentamiento.

Para el incremento o decremento de la temperatura el equipo cuenta con dos pulsadores los cuales se encargaran de enviar la información correspondiente hacia el microcontrolador. Todo los eventos que ocurren serán visualizados en dos displays de 8 segmentos y dos leds uno para el encendido y el otro para señalar algún evento de error.

7.2.5 Colchón térmico

El colchón térmico recibe la alimentación de 12 Vdc proveniente de la cuna previamente programada en el panel de control, internamente posee un interruptor térmico on/off para prevenir el sobrecalentamiento. El colchón está diseñado para suministrar una temperatura estable de 35°C dependiendo de la temperatura ambiental.

7.3 Circuito de carga de baterías

El modulo de batería es el encargado de suministrar potencia eléctrica cuando se necesite desplazar la unidad dentro del mismo hospital alimentando al colchón térmico y deshabilitando al calefactor radiante, está compuesto de dos baterías selladas de 12vdc, 6ahr en paralelo, posee una tarjeta electrónica de carga con entrad directa de 220vac.

El circuito posee la etapa de rectificación y filtrado, un amplificador operacional LM741N para el sensado del nivel de carga y señal de control para el microcontrolador de la cuna,

adicionalmente posee un relé para la conmutación de trabajo por red eléctrica o modulo de baterías.

7.4 Sistema motorizado de movimiento de la cama lecho

El sistema posee un actuador lineal fabricado por la empresa Phoenix Mecano que funciona con 12vdc proporcionado por la cuna térmica mediante la tarjeta de conmutación.

Al presionar el pulsador superior seleccionamos el movimiento trendelemburg (cabeza hacia abajo) aplicando 12 Vdc a los terminales del motor, al presionar el pulsador inferior seleccionamos el movimiento antitrendelemburg (piernas hacia abajo) aplicando 12vdc en forma inversa a los terminales del motor y al presionar el pulsador intermedio la cama lecho va hacia la posición horizontal de la cama, este último movimiento es llevado a cabo en forma automática ya que el microcontrolador a través de un sensor óptico colocado en el eje del actuador decide si envía un voltaje directo o inverso de 12vdc para posicionar la cama en forma horizontal paralela al suelo.

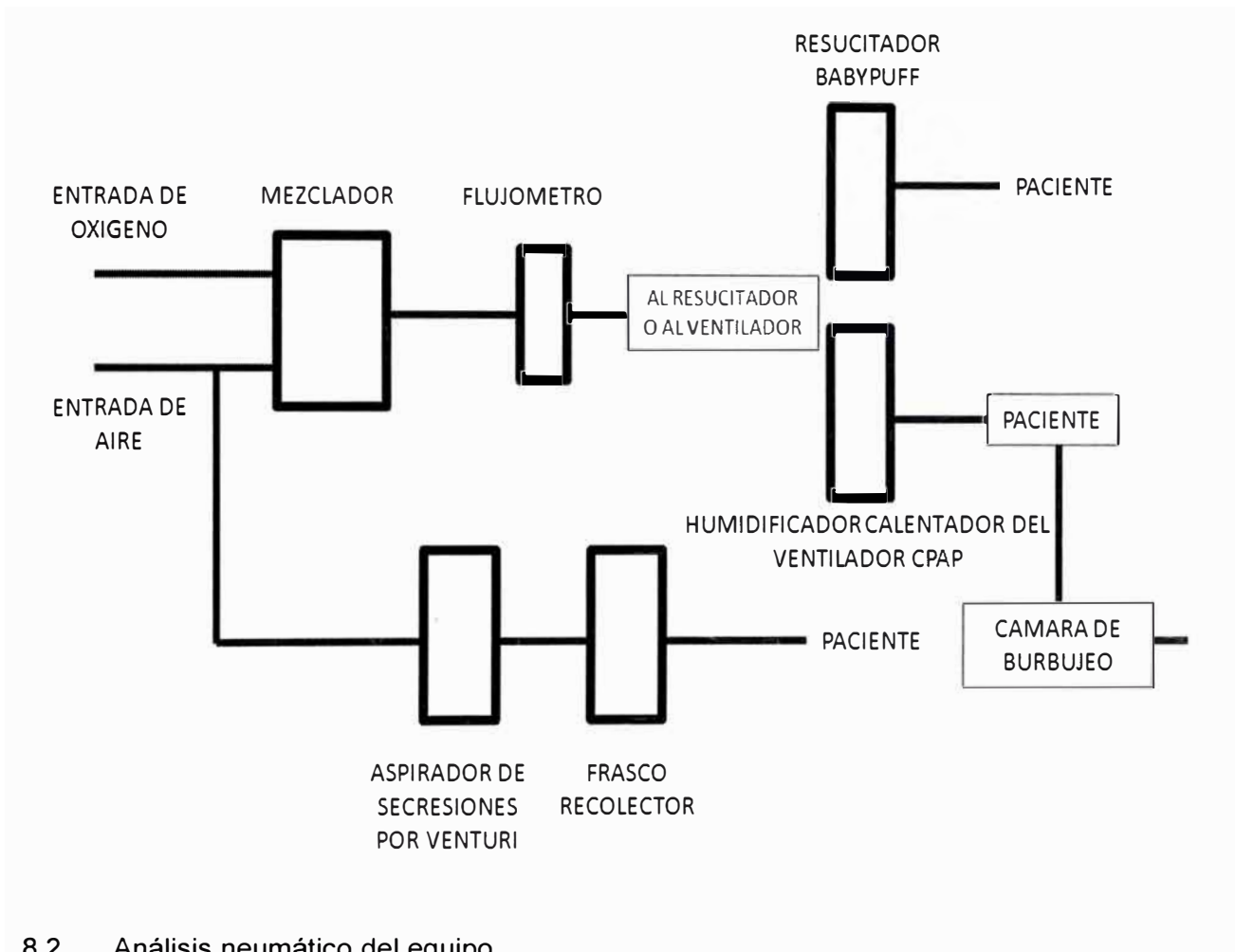
7.5 Sistema motorizado de movimiento de elevación de la cuna

El sistema posee un actuador lineal fabricado por la empresa Phoenix Mecano que funciona con 12vdc proporcionado por la cuna térmica mediante la tarjeta de conmutación.

Al presionar el pulsador superior seleccionamos el movimiento hacia arriba de la cuna y al presionar el pulsador inferior seleccionamos el movimiento hacia debajo de la cuna, debemos mencionar que tanto en la parte de altura máxima y altura mínima se tienen dos interruptores para suprimir la alimentación eléctrica del actuador.

CAPITULO VIII BLOQUE NEUMATICO

8.1 Diagrama de bloques neumático



8.2 Análisis neumático del equipo

8.2.1 Mezclador

Este elemento tiene la función de realizar la mezcla de oxígeno y aire comprimido medicinal, es fabricado por la empresa Biomed Devices de estados unidos. Obteniendo un flujo de salida de hasta 20 lpm y concentraciones de oxígeno de 21 a 100%. Las entradas de gases deben de tener una presión de 50 psi, si hubiera una diferencia de presión entre los gases mayor a 20 psi se escuchara un sonido constante indicando falla en la mezcla, afectando el flujo de salida y la concentración de la mezcla, esto indica al usuario que la concentración de oxígeno y el flujo no son precisos.

El mezclador usa un sistema de balance de dos etapas con el gas que entra en la primera etapa para equalizar la presión de operación de las fuentes de gas antes de entrar a la etapa

proporcionalizadora. Los gases fluyen entonces a la etapa proporcionalizadora donde son mezclados al porcentaje ajustado en la perilla del panel frontal. Esta etapa tiene una válvula de doble terminación con asientos de válvulas en cada extremo. Cada uno de estos asientos de válvulas controla el paso de aire u oxígeno a la salida del mezclador.

8.2.2 Resucitador Babypuff

El resucitador tiene la finalidad de proporcionar respiraciones controladas al paciente seleccionando los niveles de presión indicados por el médico tratante y accionándolo solo con el pulgar de una de las manos.

En la entrada de flujo que normalmente es de 10 lpm existe una cámara de presión, una válvula de aguja no accesible para el usuario permite controlar la presión de alivio del sistema, otra válvula de aguja que si es accesible por el usuario y seleccionable a través de una perilla nos permite configurar la presión pico inhalatoria, esta presión es monitoreada por un manómetro neonatal con escala de actuación de menos 20 a 80 cm h₂o (presión neonatal permitida en color verde hasta 30 cm h₂o), la salida de este conjunto va hacia el paciente conectado a través de una máscara neonatal siliconada.

8.2.3 Ventilador Cpap

El flujo proveniente del mezclador configurado por el usuario pasa a la recámara del humidificador calentador enriqueciendo este gas de humedad y temperatura luego va directamente a la etapa inspiratoria a través de una cánula nasal y la etapa espiratoria va a la cámara de burbujeo, el nivel de agua en centímetros de esta cámara nos indicara la presión cpap entregada al neonato. En esta modalidad el paciente respira espontáneamente a una presión constante. El sistema es muy simple pero bastante efectivo para proporcionar presión positiva constante en las vías aéreas del neonato.

Existe una válvula de sobrepresión colocada en la parte superior de la cámara de humidificación calibrada en fábrica a 17 cmH₂O.

8.2.4 Aspirador de secreciones

El efecto Venturi (también conocido tubo de Venturi) consiste en que un fluido en movimiento dentro de un conducto cerrado disminuye su presión al aumentar la velocidad después de pasar por una zona de sección menor. Si en este punto del conducto se introduce el extremo de otro conducto, se produce una aspiración del fluido contenido en este segundo conducto.

La presión de aire medicinal de 50 psi entra al sistema Venturi posicionado en la columna de la cuna produciendo una aspiración suficiente para un neonato, este vacío es monitoreado por un vacuometro y puede ser regulado por una perilla ubicada en el panel frontal.

CONCLUSIONES Y RECOMENDACIONES

CONCLUSIONES

1. Las cunas térmicas son equipos diseñados para producir las condiciones ambientales necesarias para que el neonato de alto riesgo termine de evolucionar o desarrollarse y adaptarse al medio ambiente ya que sin este ambiente controlado el recién nacido normalmente tiende a descender su temperatura (hipotermia) y dejar de respirar por pequeños espacios de tiempos (apnea) es por eso que realizamos este trabajo para el conocimiento de las personas encargadas de estos equipos.
2. Podemos mencionar que según datos estadísticos existe a nivel mundial una alta tasa de mortalidad infantil, esta se ha visto reducida en países desarrollados donde por la implementación de Salas de Cuidados Intensivos Neonatales con equipamiento de cunas térmicas e incubadoras se ha podido dar una mejor calidad de vida a los recién nacidos de alto riesgo.
3. Gracias al desarrollo tecnológico en el mercado mundial existen muchos fabricantes de este equipamiento, empresas que por su alta competitividad innovan permanentemente sus productos, en nuestro caso la cuna térmica es fabricada por Fanem Ltda. con una experiencia de 85 años de desarrollo a nivel mundial y en nuestro país 30 años cuyo primer modelo solo irradiaba calor sin ningún tipo de control, es por eso que hemos presentado una Unidad de Calor Radiante de Cuidado Intensivo.
4. Debemos afirmar que el equipo en estudio dentro del mercado nacional tiene un precio competitivo comparado con marcas americanas y europeas, desafortunadamente dentro del reglamento de adquisiciones del estado no existe ningún criterio que evalúe la competitividad de los equipos médicos, por lo tanto concluimos que esto debería de cambiar dentro del reglamento nacional de adquisiciones ya que las especificaciones técnicas de los equipos están relacionadas directamente con el costo de los mismos..
5. La idea principal de este informe es que se desarrolle en nuestro país un equipo de similares características pero que se adecue a toda nuestra amplia geografía para así reducir costos de insumos, materiales y mantenimiento.
6. El equipo analizado es muy similar a los vendidos al Minsa, EsSalud y clínicas particulares por lo que pretendemos que este informe sea una guía para el personal asistencial y de mantenimiento a nivel nacional.

RECOMENDACIONES

1. Según la norma internacional las Salas de Cuidado Intensivo neonatal deben cumplir con los siguientes puntos básicos:
 - a. Temperatura ambiente 25°C.
 - b. Humedad relativa ambiental de 40.
 - c. Circulación de aire microfiltrado con filtros de 1.5 micras.
 - d. Dirección de flujo de aire hacia fuera de la sala.

Desafortunadamente esto no se cumple en ningún hospital del país, debemos por lo menos cumplir con la circulación del aire ya que sin este requisito a nuestro equipo en estudio no le podremos sacar el máximo provecho en beneficio del recién nacido y al no cumplirse esta reglamentación el equipo estaría consumiendo mucha energía eléctrica ocasionando un costo no percibido en las instituciones del estado.

2. Se ha constituido en un problema bastante serio la falta de información técnica por lo que los equipos fuera de garantía adolecen de un buen mantenimiento, sería conveniente formar una buena base de datos manejada por alguna entidad del estado donde se pueda recurrir a la información necesaria, en EsSalud (Gerencia de Infraestructura) existe algo similar pero la información es manejada por unos cuantos y no se tiene una buena distribución de la misma.
3. Desafortunadamente en nuestra universidad no tenemos una facultad de Ingeniería Bionédica, los egresados de Ingeniería Electrónica hemos asumido el reto de dar mantenimiento a estos equipos, sería bueno formar esta facultad en nuestra Alma Mater para el desarrollo de esta especialidad que tiene un amplio campo de trabajo.
4. Finalmente recomendamos revisar los pozos a tierra considerando la resistencia de puesta a tierra el cual debe ser de 2 a 3 ohmios para evitar interferencia de la red y riesgo eléctrico en los equipos biomédicos.

ANEXO A
ANÁLISIS DE LOS SENSORES DE TEMPERATURA (TERMISTORES)

El termistor es un tipo de transductor pasivo, sensible a la temperatura y que experimenta un gran cambio en la resistencia eléctrica cuando está sujeto a pequeños cambios de temperatura.

El término termistor proviene del inglés thermally sensitive resistor, es decir, resistencia sensible térmicamente.

Son resistores variables con la temperatura, basados en semiconductores. Si su coeficiente de temperatura es negativo ntc (negative temperature coefficient), mientras que si es positivo, se denominan ptc (positive temperatura coefficient). Los símbolos respectivos son los de la figura donde el trazo horizontal en el extremo de la línea inclinada indica que se trata de una variación no lineal.

Aunque el termistor no sea tan conocido como otros dispositivos semiconductores, tiene múltiples aplicaciones en campos tan diversos como instrumentación, astronáutica, automóviles, medicina, etc.

La corriente que circula por cualquier conductor está afectada en algún modo por la temperatura.

Para una misma tensión y el mismo material, la intensidad que hay en el conductor varía en función de la temperatura.

Las ntc se fabrican a base de mezclar y sinterizar óxidos dopados de metales como el níquel, cobalto, manganeso, hierro y cobre. El proceso se realiza en una atmósfera controlada dándoles la forma y tamaño deseados. La proporción de óxidos determina la resistencia y el coeficiente de temperatura.

La principal característica de este tipo de resistencias es que tienen una sensibilidad del orden de 10 veces mayor que las metálicas y aumentan su resistencia al disminuir la temperatura. Estos semiconductores están constituidos por óxidos metálicos, tales como mgo, mgalo, mno, feo, coo, nio, zntio. Los termistores se fabrican por sintetización del semiconductor en polvo, lo que permite preparar resistencias del valor más adecuado y de tamaño reducido, del orden de milímetros. Este procedimiento de preparación, junto a sus características eléctricas, hace de los termistores elementos que pueden realizar la medida de temperaturas en una región muy reducida, casi puntual, y además debido a que su calor específico es pequeño, ofrecen una velocidad de respuesta muy elevada. La estabilidad de un termistor depende de su preparación y de las condiciones de utilización. El rango de utilización de los termistores se extiende hasta temperaturas cercanas a la del helio líquido pero sólo puede subir hasta unos 300 °C. Hay que tener en cuenta que la temperatura de licuación de estos materiales es bastante baja en comparación con los metales. Como contrapartida, resulta necesario calibrar cada uno de los termistores, pues no son intercambiables los valores de uno a otro elemento. En general tienen una tolerancia del 10 % de su valor nominal.

Son resistencias de coeficiente de temperatura negativo, constituidas por un cuerpo semiconductor cuyo coeficiente de temperatura sea elevado, es decir, su conductividad crece muy rápidamente con la temperatura.

Se emplean en su fabricación óxidos semiconductores de níquel, zinc, cobalto, etc.

La relación entre la resistencia y la temperatura no es lineal sino exponencial (*no cumple la ley de ohm*). Dicha relación cumple con la fórmula siguiente:

$$R = a \cdot E^{bt}$$

donde a y b son constantes que dependen del resistor.

Las ptc de conmutación están basadas en titanato de bario al que se añade titanato de plomo o de circonio para determinar la temperatura de conmutación. Hay modelos entre -100 °C y 350°C. Las ptc de medida están basadas en silicio dopado.

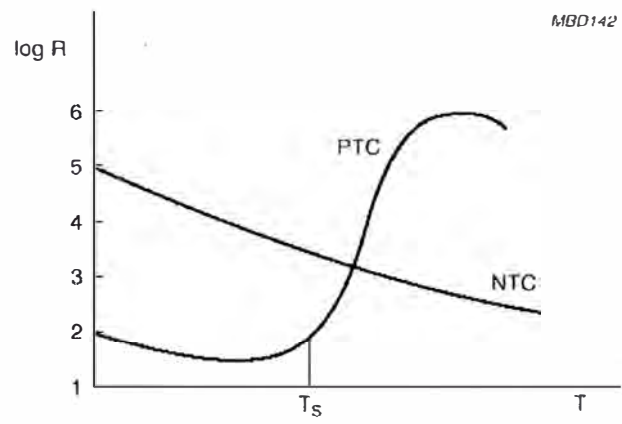
Las formas en que se presentan las ptc son múltiples, y cada una de ellas está orientada a un grupo concreto de aplicaciones. Las de "gota", "escama" y "perla" se prefieren para aplicaciones de medida de temperatura, mientras que las de "disco", "arandela" y "varilla" son aptas para la compensación y control de temperatura y para aplicaciones con autocalentamiento.

Los termistores ptc son resistencias (*aumenta la temperatura, aumenta la resistividad*) con un coeficiente temperatura positivo y con un valor alto para dicho coeficiente. Las diferencias con las ntc son:

El coeficiente de temperatura de un termistor ptc es único entre unos determinados márgenes de temperaturas. Fuera de estos márgenes, el coeficiente de temperatura es cero o negativo.

El valor absoluto del coeficiente de temperatura de los termistores ptc es mucho más alto que el de los termistores ntc.

Los termistores ptc se utilizan en una gran variedad de aplicaciones, incluyendo limitación de corrientes, como sensor de temperatura, para desmagnetización y para la protección contra el recalentamiento de equipos tales como motores eléctricos. También se utilizan en indicadores de nivel, para provocar retardo en circuitos, termostatos, y como resistores de compensación.



Grafica resistencia vs temperatura de los termistores ptc y ntc

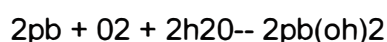
ANEXO B
ANALISIS DE LOS SENSORES DE OXIGENACION (CELDAS GALVANICAS)

Existen en el mercado mundial diferentes transductores para medir la concentración de oxígeno en una mezcla gaseosa dentro de las cuales tenemos las celdas de oxígeno, óxido de zirconio, paramagnético, láser, etc.

Celdas de oxígeno

El análisis de oxígeno se efectúa mediante un sensor de oxígeno electroquímico (fuel cell). El sensor es autoalimentado y consiste en una membrana de difusión que contiene un ánodo, electrolito y un cátodo de aire. El oxígeno se reduce a iones hidroxilo en el cátodo de aire. La difusión a través de la membrana solo depende de la concentración en volumen de oxígeno en la muestra.

Tiene lugar la siguiente reacción:



Una muestra de oxígeno es medida por un transductor electroquímico el cual funciona como una celda de combustible, donde el combustible es el oxígeno. El oxígeno se difunde dentro de la celda reaccionando químicamente para producir una corriente eléctrica que es proporcional a la concentración de oxígeno en la mezcla gaseosa adyacente a la superficie de contacto.



Fig A: Celda de oxígeno típica

Oxido de zirconio

Utilizada en la industria automotriz. Pueden ser de dos tipos, según el elemento activo:

Zirconio: es el tipo más común actualmente. Está hecho de un elemento de cerámica (óxido de zirconio); el elemento está recubierto interna y externamente por una camisa de platino que cumple la función de electrodo.

La faz interna (electrodo de referencia) está en contacto con la atmósfera y la externa con los gases de escape.

Encima de los 300 °C, el elemento de cerámica se transforma en una pila cuya tensión depende de la diferencia de concentración de oxígeno entre la superficie interna y externa del sensor.

Titanio

Son más frágiles que las sondas de zirconio y la señal de salida es más dependiente de la tensión de alimentación. Esta constituida de material semiconductor (óxido de titanio), lo que varía su resistencia interna en función de la concentración de oxígeno en el ambiente donde se encuentra.

Una aleación de óxido de titanio es depositada sobre una plaqueta de cerámica calentada por un circuito impreso resistivo, el periodo de calentamiento es de aproximadamente 15 segundos.

La presencia de oxígeno bloquea más o menos el paso de electrones por la cámara de titanio, modificando de este modo la resistencia del material. Así el óxido funciona como un resistor variable, controlado por la concentración de oxígeno.

Paramagnético

Los sensores de oxígeno paramagnéticos se utilizan para evaluar las propiedades magnéticas de las mezclas de gases. A diferencia de casi todos los demás gases. Las moléculas de oxígeno presentan una susceptibilidad positiva relativamente fuerte y son por tanto, paramagnéticos. Puesto que casi todos los demás gases presentan una baja susceptibilidad diamagnética, la susceptibilidad magnética de una mezcla de gases depende estrechamente de su contenido de oxígeno.

Esta propiedad es aprovechada por los sensores de oxígeno magneto mecánicos, que miden la susceptibilidad magnética de una mezcla y determinan consecuentemente la proporción de oxígeno presente.

ANEXO C
ANALISIS DE LOS SENSORES DE LA BALANZA

Sensores de presión:

Existen distintos tipos de sensores, tales como las galgas extensiométricas, sensores piezoeléctricos, galgas capacitivas, entre otros. A continuación se explica el funcionamiento de alguno de estos sensores, principalmente el de las galgas extensiométricas y las celdas de carga.

Galgas extensiométricas: son básicamente una resistencia eléctrica. El parámetro variable y sujeto a medida es la resistencia de dicha galga. Esta variación de resistencia depende de la deformación que sufre la galga.

Se parte de la hipótesis inicial de que el sensor experimenta las mismas deformaciones que la superficie sobre la cual está pegada.

Existen dos tipos de galgas básicos:

1.- de hilo conductor o lámina conductora. El sensor está constituido básicamente por una base muy delgada no conductora y muy flexible, sobre la cual va adherido un hilo metálico muy fino. Las terminaciones del hilo acaban en dos terminales a los cuales se conecta el transductor.

2.- semiconductor. Las galgas semiconductoras son similares a las anteriores. En este tipo de galgas se sustituye el hilo metálico por un material semiconductor. La principal diferencia constructiva de estas galgas respecto a las anteriores se encuentra en el tamaño; las galgas semiconductoras tienen un tamaño más reducido.

Para tratar la variación se utilizará un puente de Wheatstone. Éste está formado por cuatro resistencias unidas en un círculo cerrado, siendo una de ellas la resistencia bajo medida. De esta manera podremos medir resistencias desconocidas mediante el equilibrio de los brazos del puente.

Las principales ventajas de las galgas extensiométricas son:

- Pequeño tamaño
- Pueden ser alimentadas con corriente continua o corriente alterna
- Tienen una excelente respuesta en frecuencia
- Pueden utilizarse para medidas estáticas y dinámicas
- Compensación de temperatura relativamente fácil
- No son influidas por los campos magnéticos

Mientras que las desventajas encontradas son las siguientes:

- Señal de salida débil
- Alta sensibilidad a las vibraciones
- El esfuerzo aplicado no debe llevar a la galga fuera del margen elástico
- Se necesita una buena adhesión al objeto, para que la medida de la deformación sea correcta.
- Un incremento en la temperatura tiene como consecuencia una variación de la resistencia aún sin aplicar ningún esfuerzo.

Sensores piezoeléctricos:

El efecto piezoeléctrico, es un fenómeno físico que presentan algunos debido al cual, aparece una diferencia de potencial eléctrico (voltaje) entre ciertas caras del cristal cuando éste se somete a una deformación mecánica y se denomina efecto piezoeléctrico directo.

Este efecto funciona también a la inversa: cuando se aplica un campo eléctrico a ciertas caras de una formación cristalina, ésta experimenta distorsiones mecánicas (efecto piezoeléctrico inverso). Pierre Curie y su hermano Jacques descubrieron este fenómeno en el cuarzo y la sal de Rochelle en 1880 y lo denominaron 'efecto piezoeléctrico' (del griego piezein, 'presionar').

Cuando se comprime el cristal, los átomos ionizados (cargados) presentes en la estructura de cada celda de formación del cristal se desplazan, provocando la polarización eléctrica de ella.

Debido a la regularidad de la estructura cristalina, y como los efectos de deformación de la celda suceden en todas las celdas del cuerpo del cristal, estas cargas se suman y se produce una acumulación de la carga eléctrica, produciendo una diferencia de potencial eléctrico entre determinadas caras del cristal que puede ser muchos voltios.

En el caso contrario, cuando se somete a determinadas caras del cristal a un campo eléctrico externo, los iones de cada celda son desplazados por las fuerzas electrostáticas, produciéndose una deformación mecánica. Dada su capacidad de convertir la deformación mecánica en voltaje eléctrico, y el voltaje eléctrico aplicado en deformación mecánica, los cristales piezoeléctricos encuentran un amplio campo de aplicaciones.

Aquí se listan las principales ventajas y desventajas de este tipo de sensor:

Ventajas:

- Alta sensibilidad y bajo coste.
- Alta rigidez mecánica (deformaciones experimentadas < 1microm), apta para medir esfuerzos variables (fuerza - presión).

Desventajas:

- No poseen respuesta en c.c.
- Deben trabajar por debajo de la frecuencia de resonancia del material.
- Los coeficientes piezoeléctricos son sensibles a la temperatura. (cuarzo hasta 260°C y la turmalita 700°C).
- La impedancia de salida de los materiales piezoeléctricos es muy baja.

Sensores capacitivos:

Se basan en la modificación de la capacidad de un condensador por presencia de objetos sólidos. El elemento capacitivo es parte de un circuito que es excitado de manera continua por una forma de onda sinusoidal de referencia. Un cambio en la capacidad, produce un desplazamiento de fase entre la señal de referencia y una señal obtenida a partir del elemento capacitivo.

En general se puede establecer que los sensores capacitivos tienen un pequeño tamaño, construcción robusta y un pequeño desplazamiento volumétrico. La señal de salida es débil por lo que precisan de amplificadores con el riesgo de introducir errores en la medición. Además son sensibles a variaciones de temperatura.

Celdas de carga:

Las celdas de carga son sensores de peso electrónicos cuya finalidad es recibir la excitación eléctrica provocada por un peso determinado aplicado a la plataforma y transmitirlo hacia un indicador de peso en forma de una salida eléctrica.

Existe en mercado una muy amplia variedad de celdas de carga, las cuáles varían en forma, tamaño, material, entre otras cosas. Los fabricantes de celdas de carga para medir la presión se vuelcan preferentemente al uso de las galgas extensiométricas en sus diseños.

ANEXO D
ANALISIS DE LOS SENSORES DE OXIMETRIA DE PULSO

El sensor infrarrojo es un dispositivo electrónico capaz de medir la radiación electromagnética infrarroja de los cuerpos en su campo de visión. Todos los cuerpos reflejan una cierta cantidad de radiación, esta resulta invisible para nuestros ojos pero no para estos aparatos electrónicos, ya que se encuentran en el rango del espectro justo por debajo de la luz visible.

Los rayos infrarrojos(ir) entran dentro del fototransistor donde encontramos un material piro eléctrico, natural o artificial, normalmente formando una lámina delgada dentro del nitrato de galio (gan), nitrato de cesio (csno3), derivados de la fenilpirazina, y fetalocianina de cobalto. Normalmente están integrados en diversas configuraciones. En el caso de parejas se acostumbra a dar polaridades opuestas para trabajar con un amplificador diferencial. Provocando la auto-cancelación de los incrementos de energía de ir y el desacoplamiento del equipo.

Sensores pasivos

Están formados únicamente por el fototransistor con el cometido de medir las radiaciones provenientes de los objetos.

Sensores activos

Se basan en la combinación de un emisor y un receptor próximos entre ellos, normalmente forman parte de un mismo circuito integrado. El emisor es un diodo led infrarrojo (ired) y el componente receptor el fototransistor.

Según el tipo de señal emitida pueden ser:

Sensores reflexivos

Este tipo de sensor presenta una cara frontal en la que encontramos tanto al led como al fototransistor. Debido a esta configuración el sistema tiene que medir la radiación proveniente del reflejo de la luz emitida por el led.

Se tiene que tener presente que esta configuración es sensible a la luz del ambiente perjudicando las medidas, pueden dar lugar a errores, es necesario la incorporación de circuitos de filtrado en términos de longitud de onda, así pues será importante que trabajen en ambientes de luz controlada. Otro aspecto a tener en cuenta es el coeficiente de reflectividad del objeto, el funcionamiento del sensor será diferente según el tipo de superficie.

Sensores de ranura (sensor break-beam)

Este tipo de sensor sigue el mismo principio de funcionamiento pero la configuración de los componentes es diferente, ambos elementos se encuentran enfrentados a la misma altura, a banda y banda de una ranura normalmente estrecha, aunque encontramos dispositivos con ranuras más grandes. Este tipo se utiliza típicamente para control industrial. Otra aplicación podría ser el control de las vueltas de un volante.

Sensores modulados

Este tipo de sensor infrarrojo sigue el mismo principio que el de reflexión pero utilizando la emisión de una señal modulada, reduciendo mucho la influencia de la iluminación ambiental.

Son sensores orientados a la detección de presencia, medición de distancias, detección de obstáculos teniendo una cierta independencia de la iluminación.

Sensores de barrido

La diferencia con los anteriores reside en que el sensor realiza el barrido horizontal de la superficie reflectante utilizando señales moduladas para mejorar la independencia de la luz, el color o reflectividad de los objetos. Normalmente estos sistemas forman parte de un dispositivo de desplazamiento perpendicular al eje de exploración del sensor, para poder conseguir las medidas de toda la superficie.

Configuración óptica

Esta configuración se basa en un único sensor enfrentado a un cristal, el cual genera la imagen de una sección de la región a medir. Dicho cristal solidario con un motor de rotación con el objetivo de lograr el barrido de toda el área. Tiene la ventaja que adquiere un secuencia continua de la región de barrido. Resulta un sistema lento en términos de exploración.

Configuración en matriz de sensores

En este caso la configuración del sistema de medida está formado por una matriz de sensores infrarrojos, por tanto no es necesario la utilización de ningún sistema de cristales, únicamente necesita un conjunto de lentes ópticas de enfoque (concentración de la radiación) a cada uno de los sensores. Esta configuración es más compleja pero permite mayor velocidad de translación y mejor protección contra errores de captación.

Utilización:

En la industria como contadores, detectores de presencia y como control remoto de ciertos aparatos.

Aplicaciones:

Domésticas

Para aplicaciones domésticas, los sensores infrarrojos se utilizan en electrodomésticos de línea blanca tales como hornos microondas, por ejemplo, para permitir la medición de la distribución de la temperatura en el interior. Estos dispositivos se usan también en el control climático de la casa para detectar oscilaciones de la temperatura en un local. Este planteamiento permite que el sistema de climatización reaccione antes que la temperatura del local varíe. Los sensores infrarrojos también se pueden utilizar como sensores de gas.

Ciencias médicas y biológicas

Una tendencia en el diagnóstico médico es desarrollar nuevos métodos de diagnóstico no invasores. Los sensores infrarrojos ofrecen una solución para ciertos procedimientos de reconocimiento, por ejemplo, los de mama y de músculos. Otra aplicación médica para los sensores infrarrojos es la medición instantánea de la temperatura del cuerpo, es decir, como un termómetro remoto y la medición del oxígeno arterial.

Seguridad aérea y territorial

Los sensores infrarrojos están siendo utilizados por las fuerzas armadas. Los sistemas infrarrojos de monitorización del campo, tanto fijos como portátiles, sustituyen cada vez más a los sistemas refrigerados por su reducido consumo de energía.

Automovilismo

En la industria automovilística, los sensores infrarrojos se usan en el campo de la seguridad y el confort en la conducción. Monitorización del tráfico y carreteras, sistemas antiniebla, de los neumáticos y frenos, mejoras de la visión del conductor y detección de los ocupantes sentados para la activación de airbags inteligentes son algunas de las aplicaciones anteriores, por su banda el control de la temperatura de la cabina y la monitorización de la calidad del aire constituyen las más recientes.

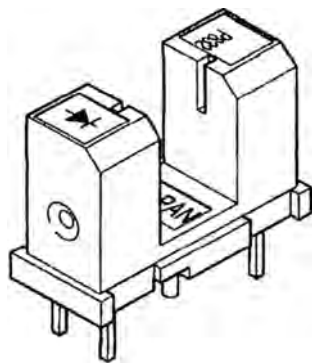
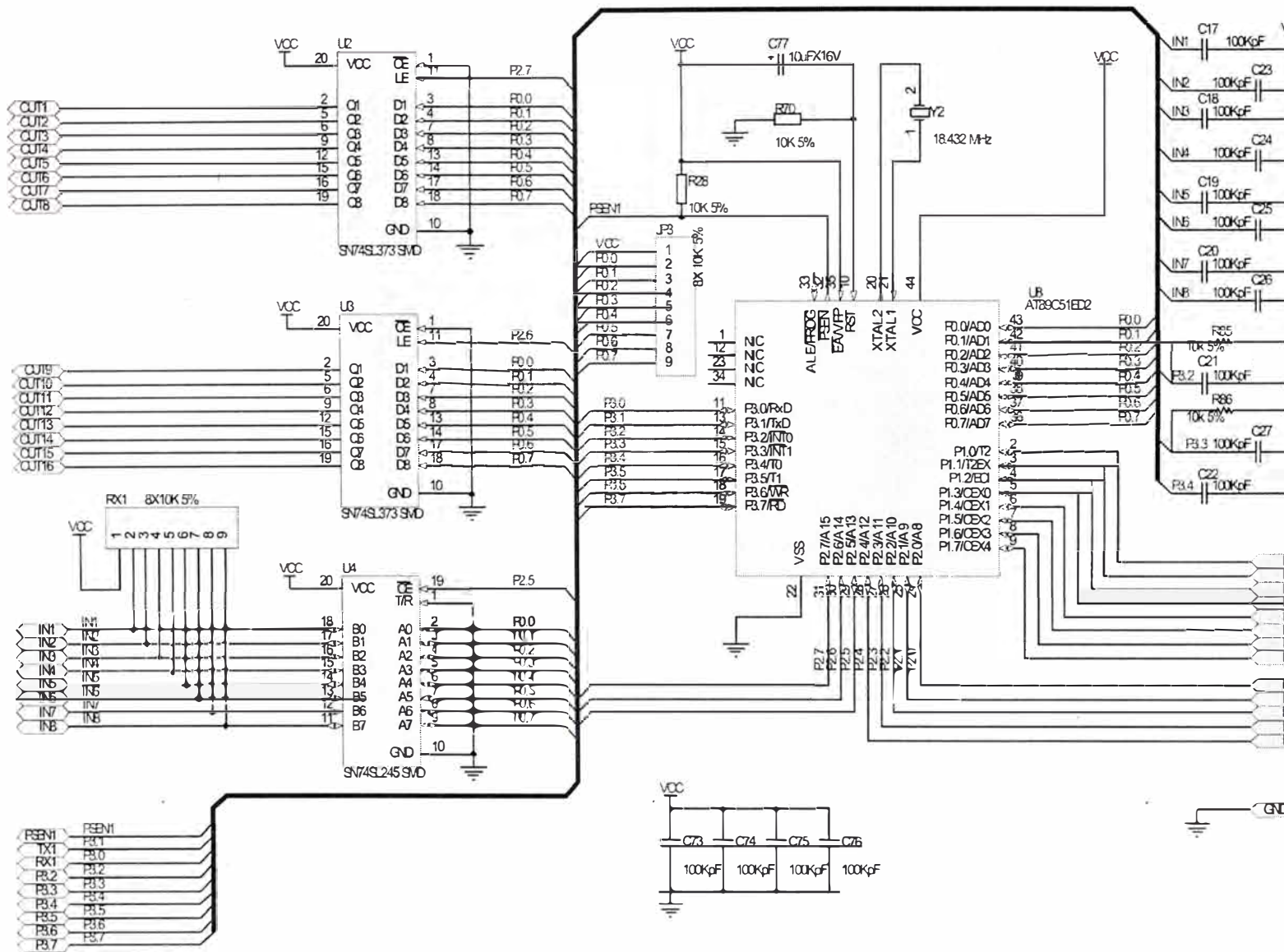
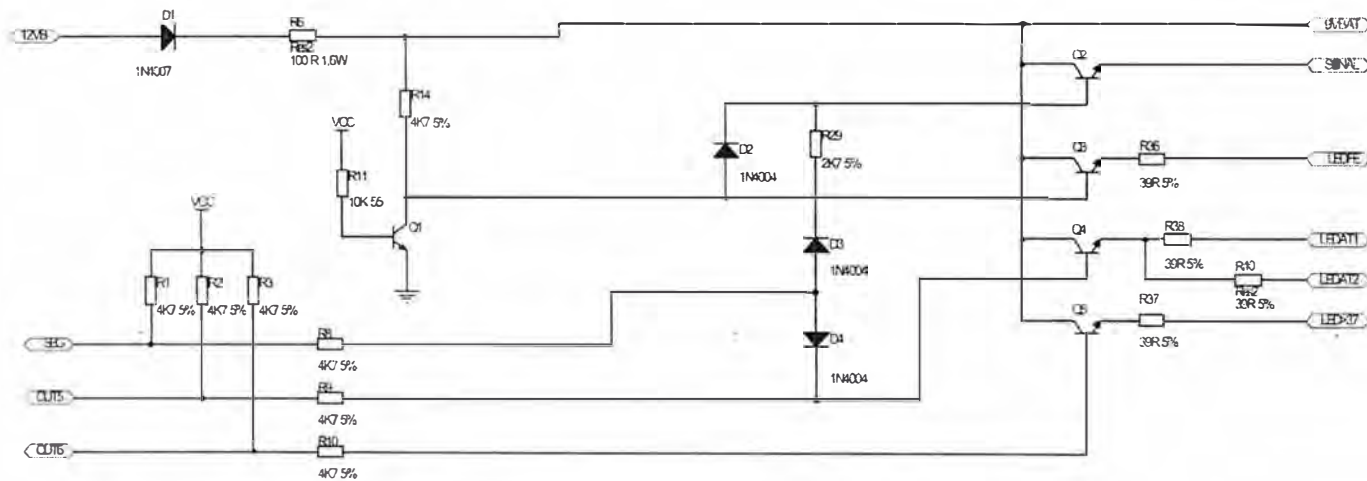
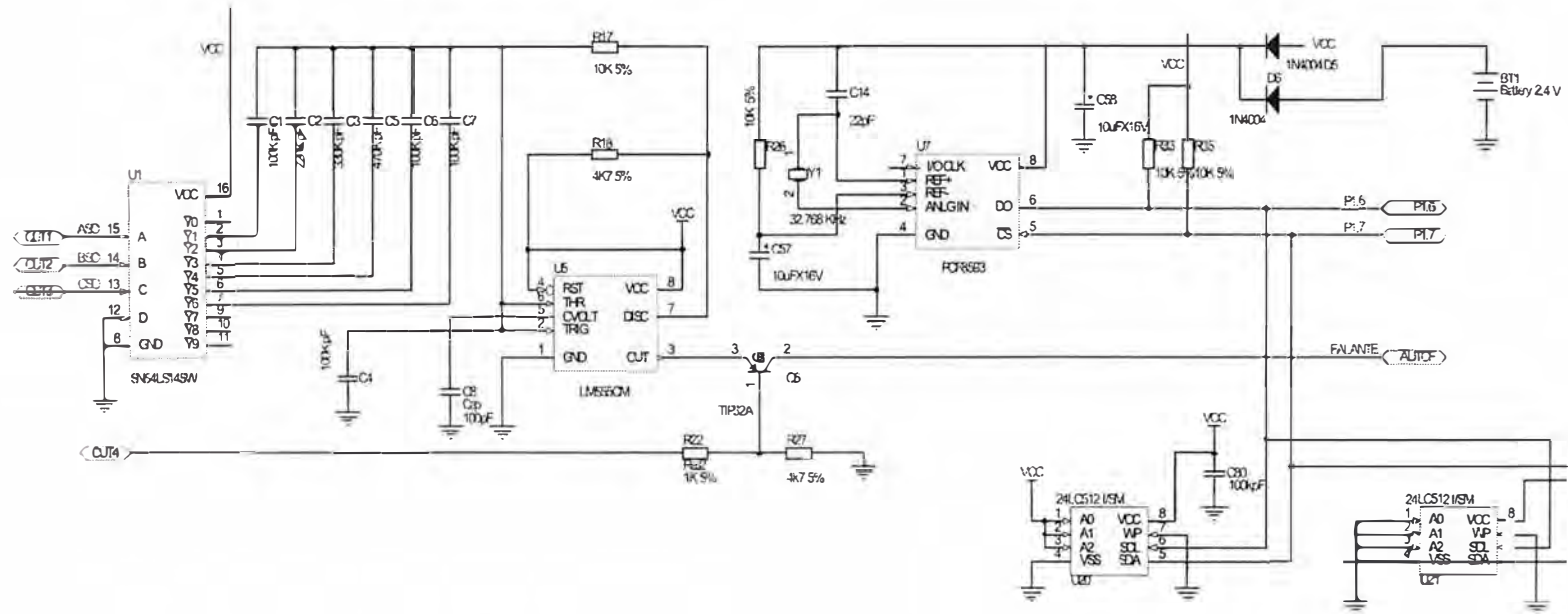
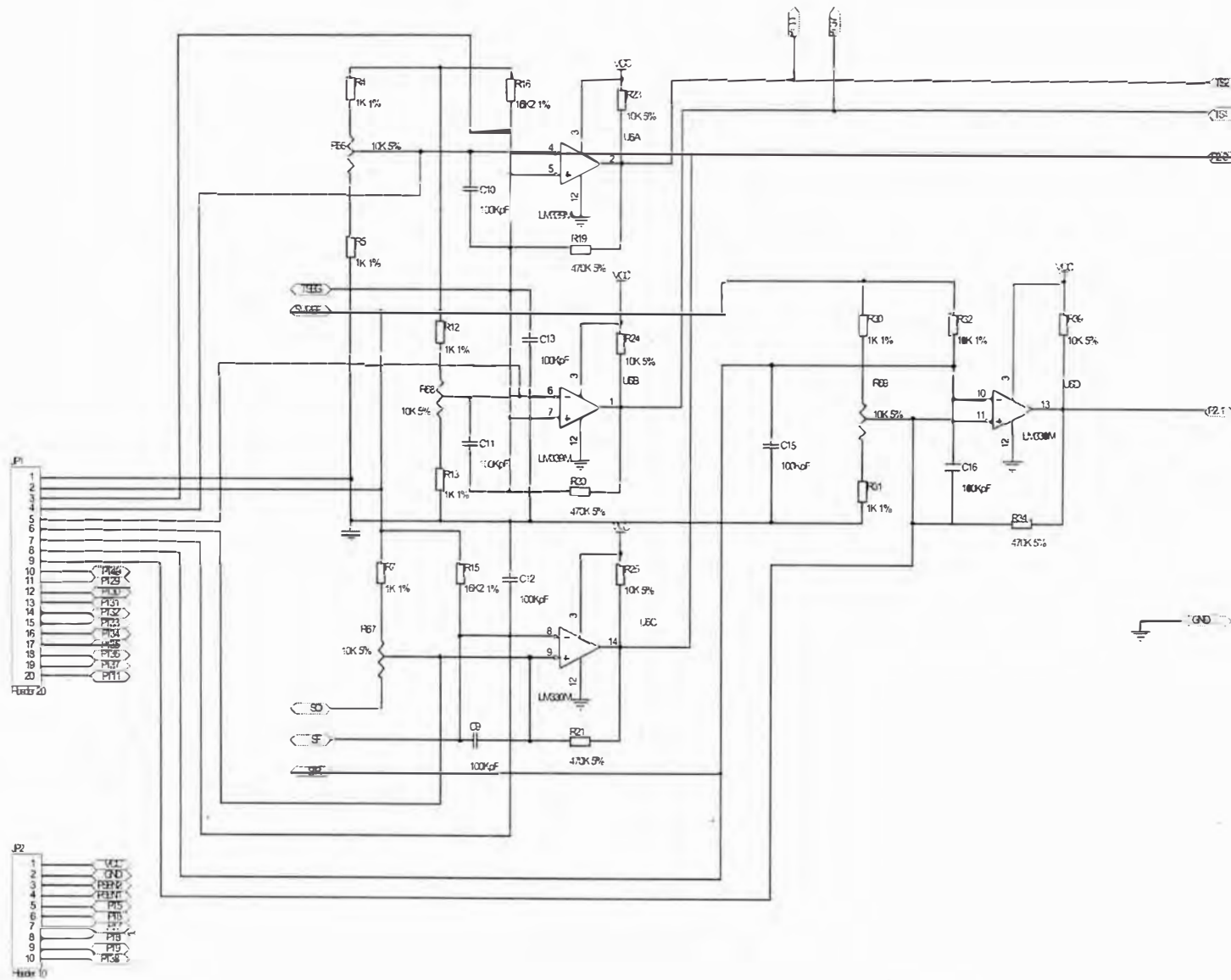


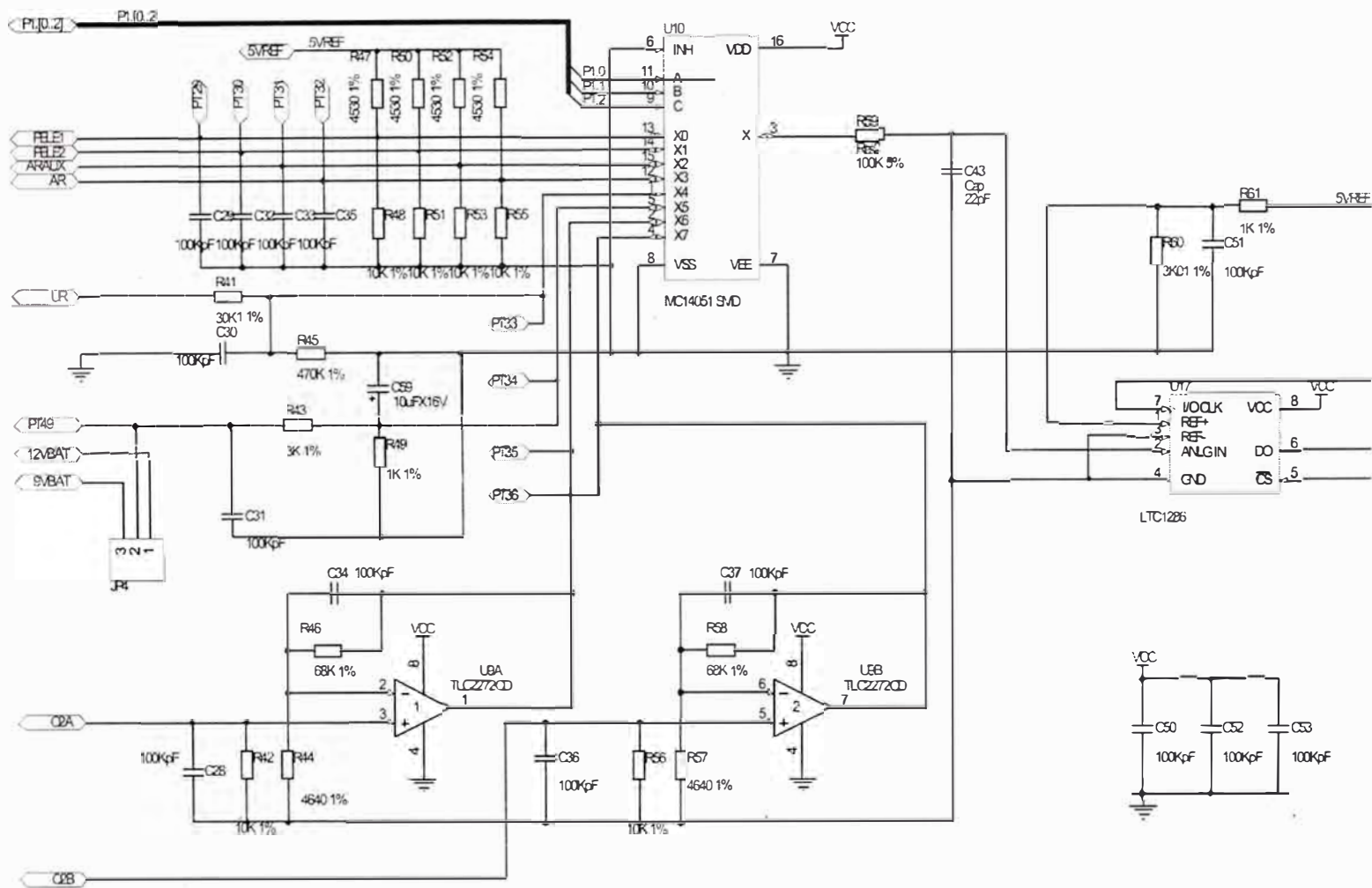
Fig. D: Sensor infrarrojo típico

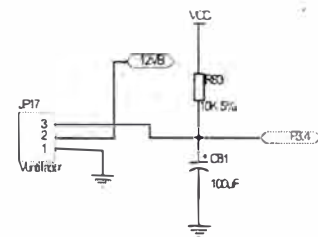
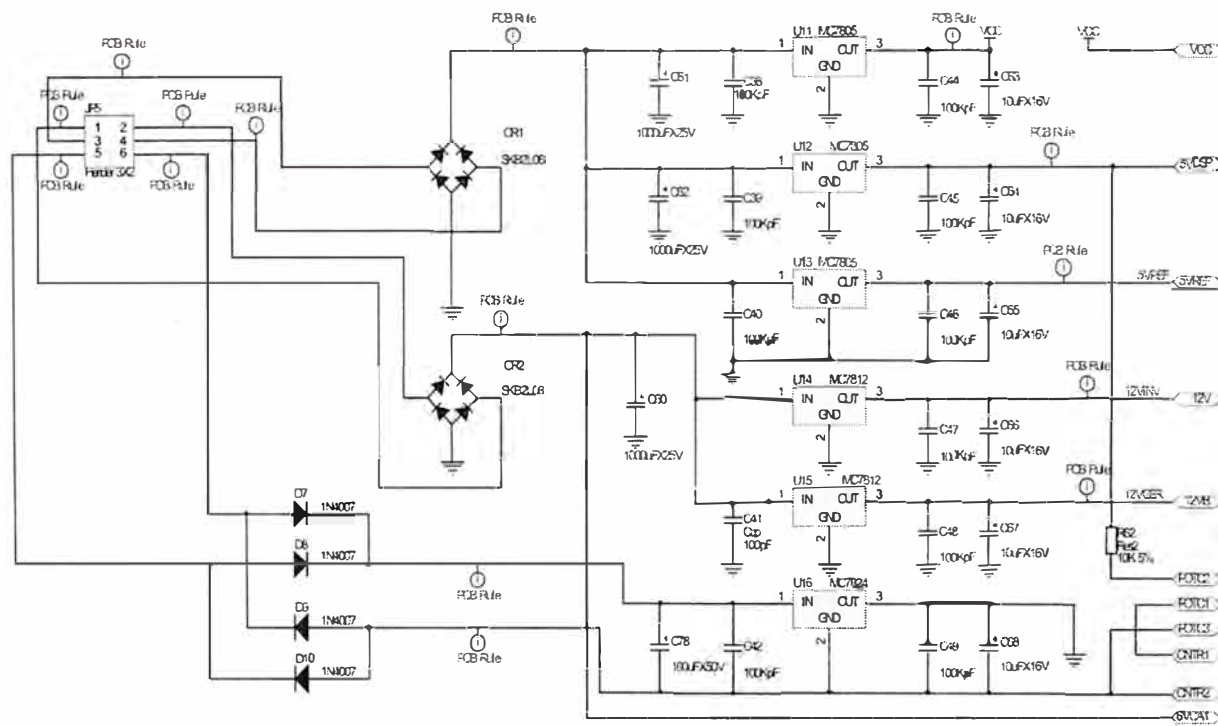
ANEXO E
PLANOS ELECTRONICOS



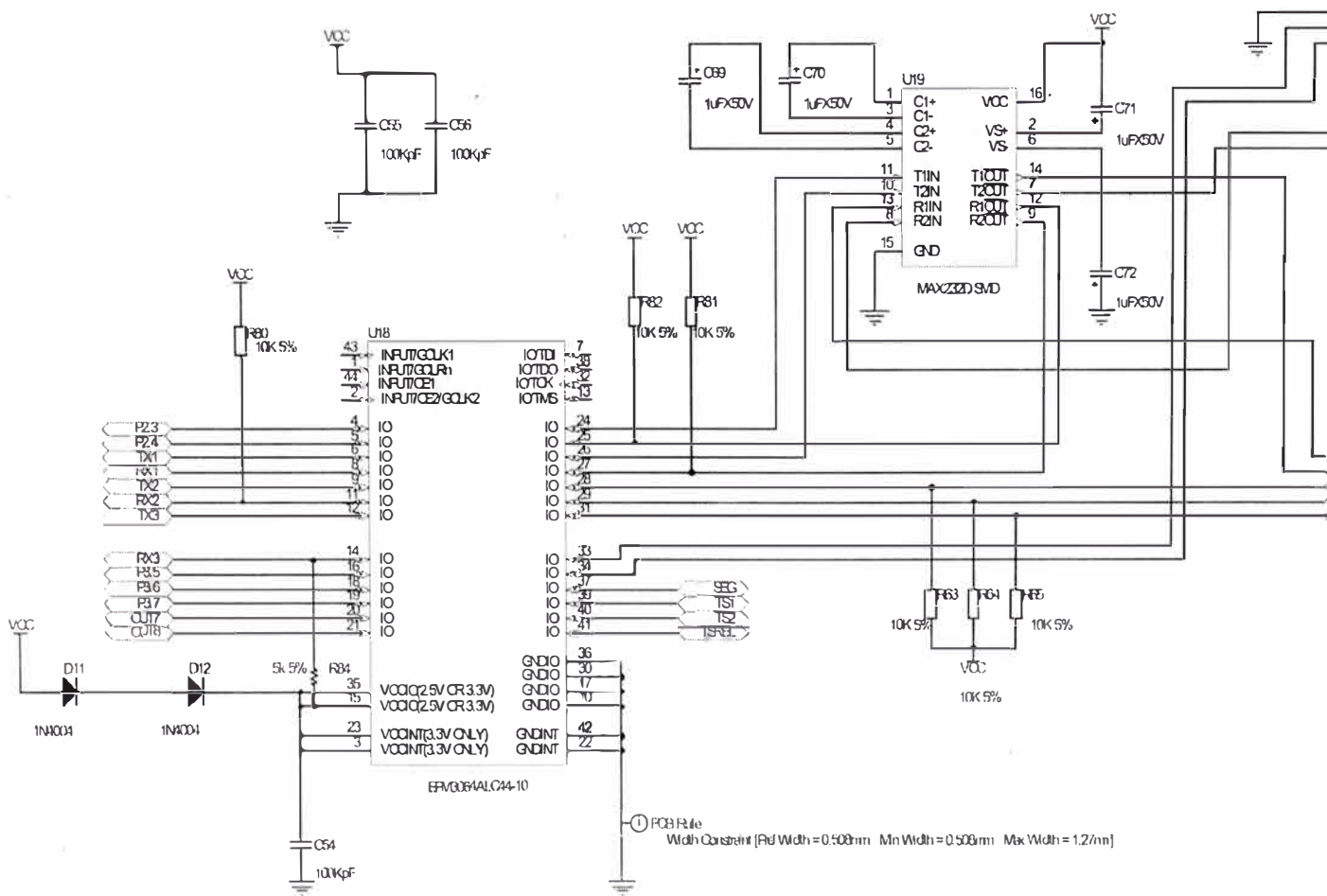




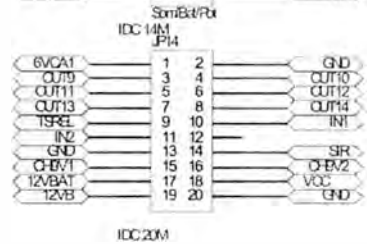
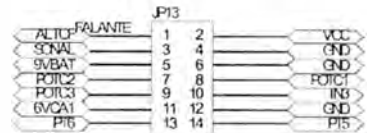
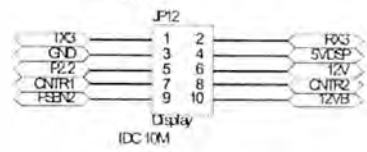
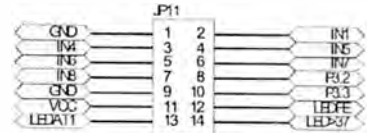
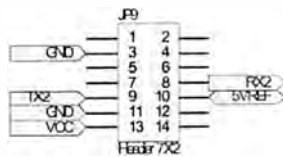
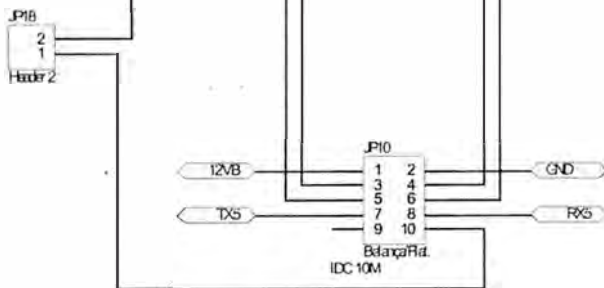
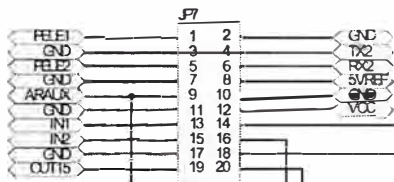
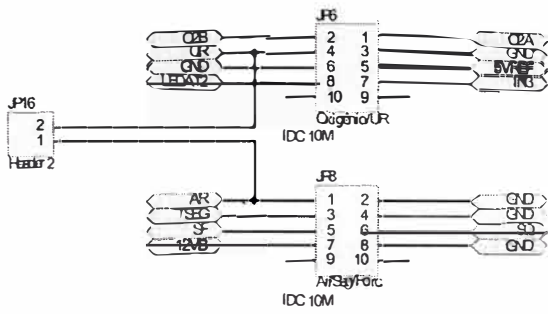




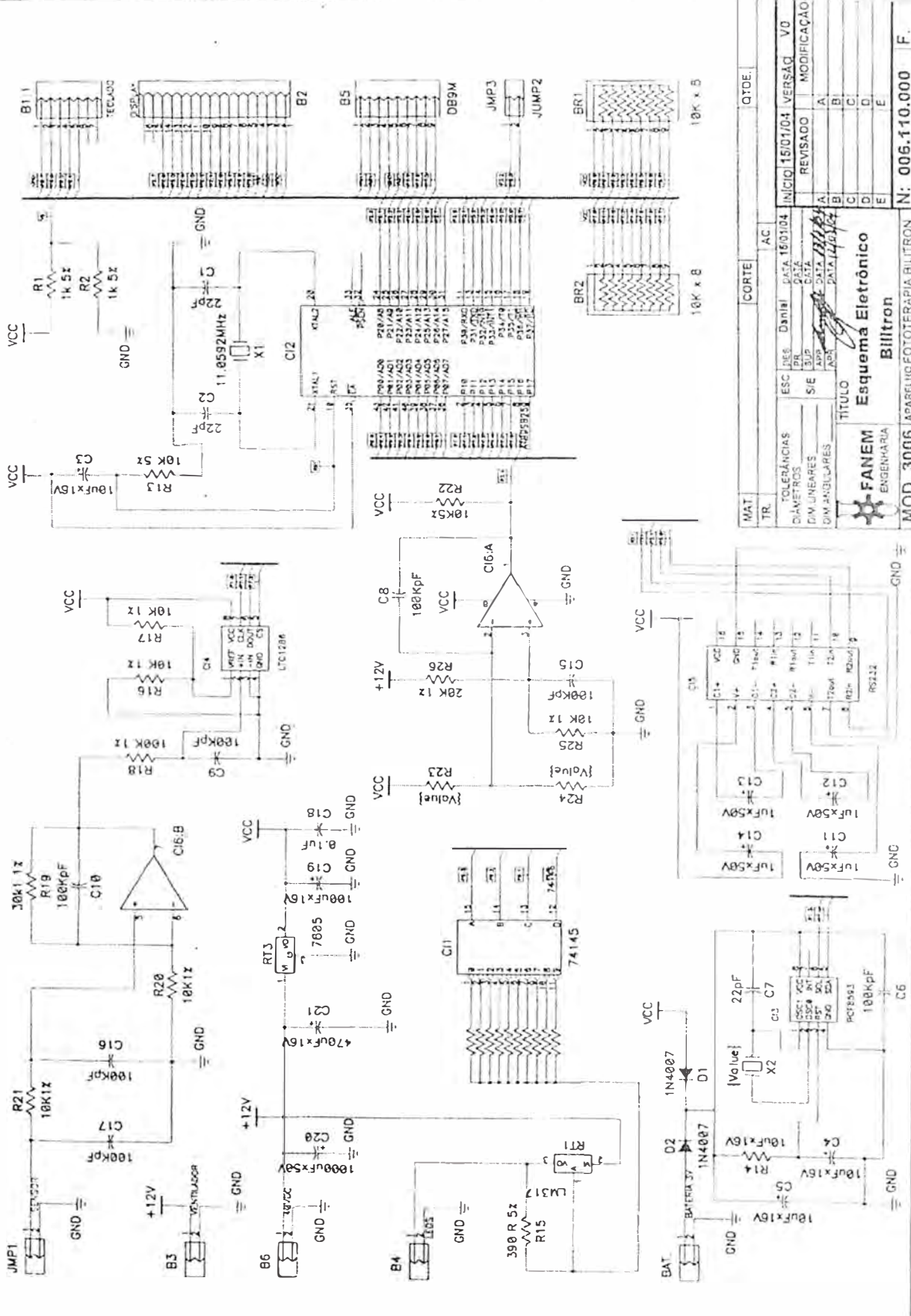
DIAGRAMAS Y ESQUEMAS
AMPLA 2085



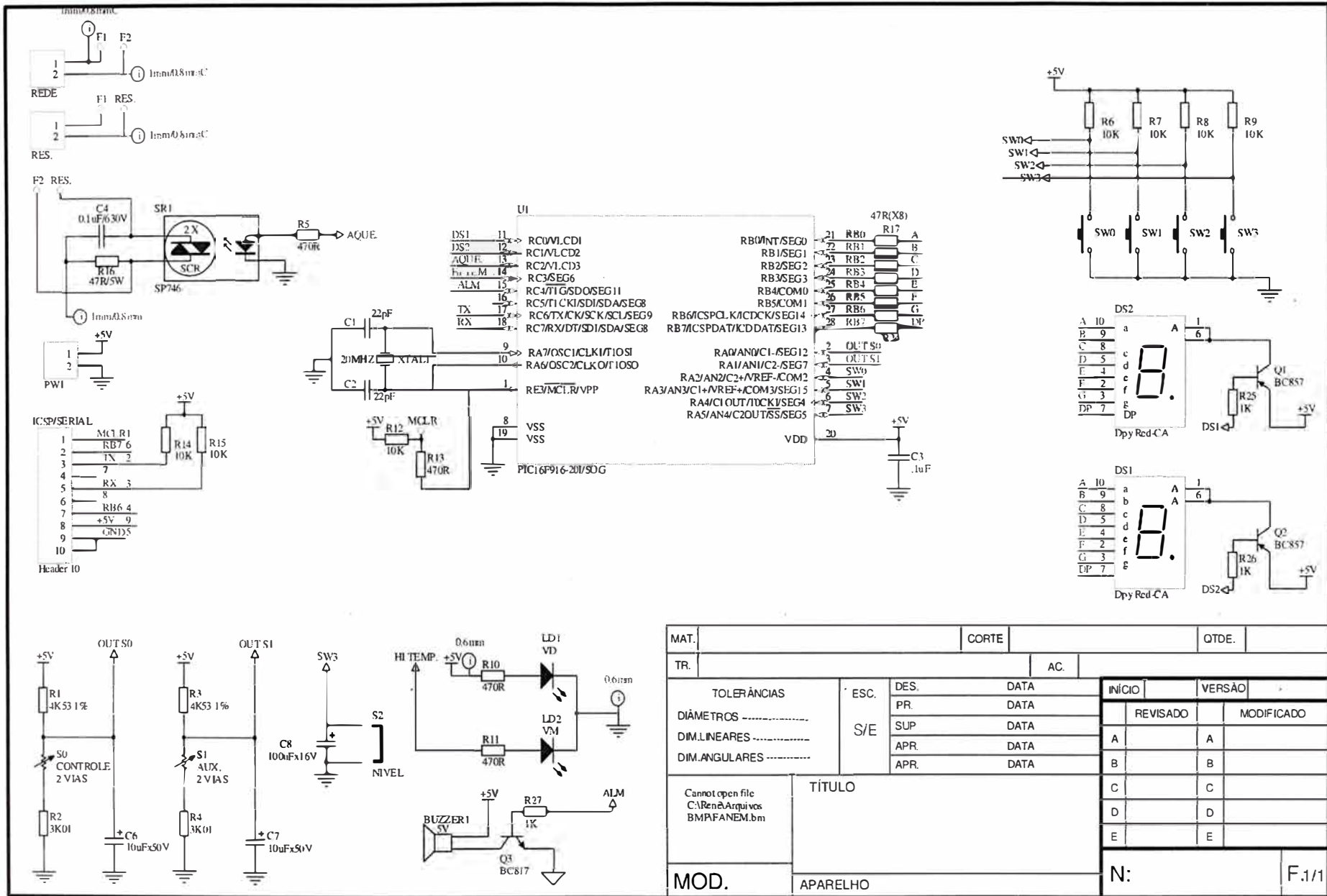
DIAGRAMAS Y ESQUEMAS
AMPLA 2085



DIAGRAMAS Y ESQUEMAS
AMPLA 2085



| MATERIAL | | CORTE | | QTYDE. | | |
|------------------------------|--------------|-------|--------|----------|--------|-------------|
| TR. | TOLERÂNCIAS | ESC | DES | DATA | VERSÃO | V0 |
| | DIÂMETROS | PR | Daniel | 15/01/04 | VERSÃO | |
| | DI LINEARES | SIE | SUP | DATA | | MODIFICAÇÃO |
| | DI ANGULARES | APP | | DATA | | |
| | | ADP | | DATA | | |
| TÍTULO | | | | | | |
| Esquema Eletrônico | | | | | | |
| ENGENHARIA | | | | | | |
| Billtron | | | | | | |
| MOD. 3006 | | | | | | |
| APARELHO FOTOTERAPIA BILTRON | | | | | | |
| N: 006.110.000 | | | | | | |
| F. | | | | | | |



BIBLIOGRAFIA

1. Thomas K., "Thermoregulation in Neonates"
Neonatal Network, 1994
2. Cenetec, "Guía Tecnológica Nro. 2: Cuna De Calor Radiante"
Secretaría De Salud – México, 2004
3. Manual De Reanimación Neonatal
Sociedad Española De Neonatología – España, 2002
4. Ministerio De Salud Pública, "Manual De Mantenimiento Preventivo Planificado"
El Salvador, 1999
5. Incropera, De Witt "Fundamentos de transferencia de calor"
Mexico, 1999
6. De Tejada Luis Gómez, "Electrónica General" Tomo I
España, 1984
7. Boylestad Robert, "Electrónica Teoría de Circuitos"
Hispano America, 1997
8. "Planificación y Programación de Mantenimiento"
TECSUP, 2001
9. W. B. Saunders, "Diccionario Enciclopédico Ilustrado de Medicina"
Editorial Interamericana, España 1985
10. Gerencia Central de Infraestructura – Gerencia de Equipamiento y Mantenimiento
"Manual de Procedimientos Técnicos de Mantenimiento de Equipos Biomédicos"
EsSALUD, 2000