

Universidad Católica de Santa María
Facultad de Ciencias e Ingenierías Físicas y Formales
Escuela Profesional de Ingeniería Electrónica



**LA INGENIERÍA ELECTRÓNICA EN LA MÁQUINA DE CIRCULACIÓN
EXTRACORPÓREA PARA CIRUGÍA DE TÓRAX Y CARDIOVASCULAR**

Trabajo de Suficiencia Profesional
presentado por el Bachiller:
Becerra Beisaga, Hernán Darío
para optar el Título Profesional de:
Ingeniero Electrónico

Asesor:
Ing. Rodríguez Gonzales, Pedro Alex

AREQUIPA – PERÚ
2019



ESCUELA PROFESIONAL DE INGENIERÍA ELECTRÓNICA

DICTAMEN DE BORRADOR DE TRABAJO
DE SUFICIENCIA PROFESIONAL

Los que suscriben:

Ing. Pedro Rodriguez Gonzales
Ing. Raúl Solla Torres

Jurado Dictaminador del Trabajo de Suficiencia Profesional titulado:

"Trabajo de suficiencia profesional en la ingeniería
electrónica en la máquina de circulación extracorpórea
para cirugía de tórax y cardiovascular"

Nombrados con Decreto Nro.: 005-DE-PIE-2018 de fecha: 16 de Julio del 2018


Presentado por el (la) los Bachiller (es):

1. Hernán Darío Becerra Beisaga

Cumplen con emitir su Dictamen:

- No registra observaciones, es procedente
- Registra observaciones que deben ser subsanadas (ver hoja adjunta)

Arequipa, Julio 2018

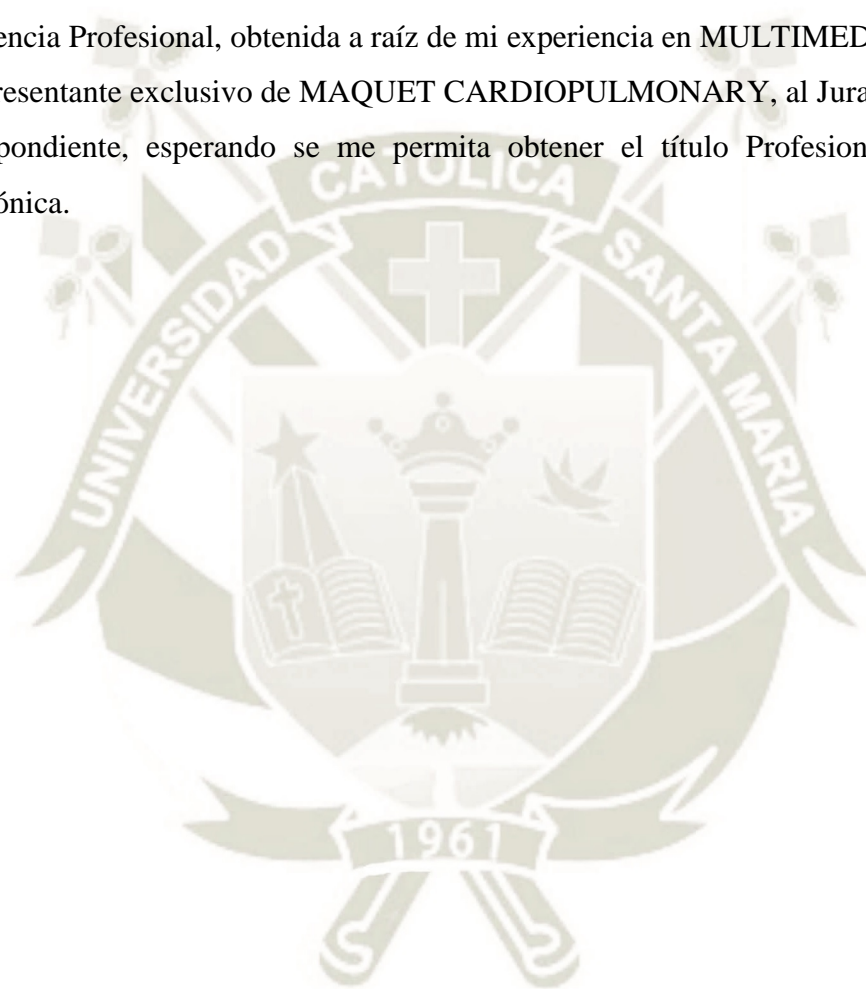

Ing. Pedro Rodriguez G.
Código Nro.: 1547


Ing. Raúl Solla T.
Código Nro.: 1767

PRESENTACIÓN

Señor Decano de la Facultad de Ciencias e Ingeniería Físicas y Formales; Señor Director de la Escuela Profesional de Ingeniería Electrónica, Señores integrantes del Jurado.

Como Bachiller de Ingeniería Electrónica y de conformidad con las disposiciones del Reglamento de Grados y Títulos vigente a la fecha presento ante ustedes el Trabajo de Suficiencia Profesional, obtenida a raíz de mi experiencia en MULTIMED PERÚ SAC que es representante exclusivo de MAQUET CARDIOPULMONARY, al Jurado Dictaminador correspondiente, esperando se me permita obtener el título Profesional de Ingeniería Electrónica.



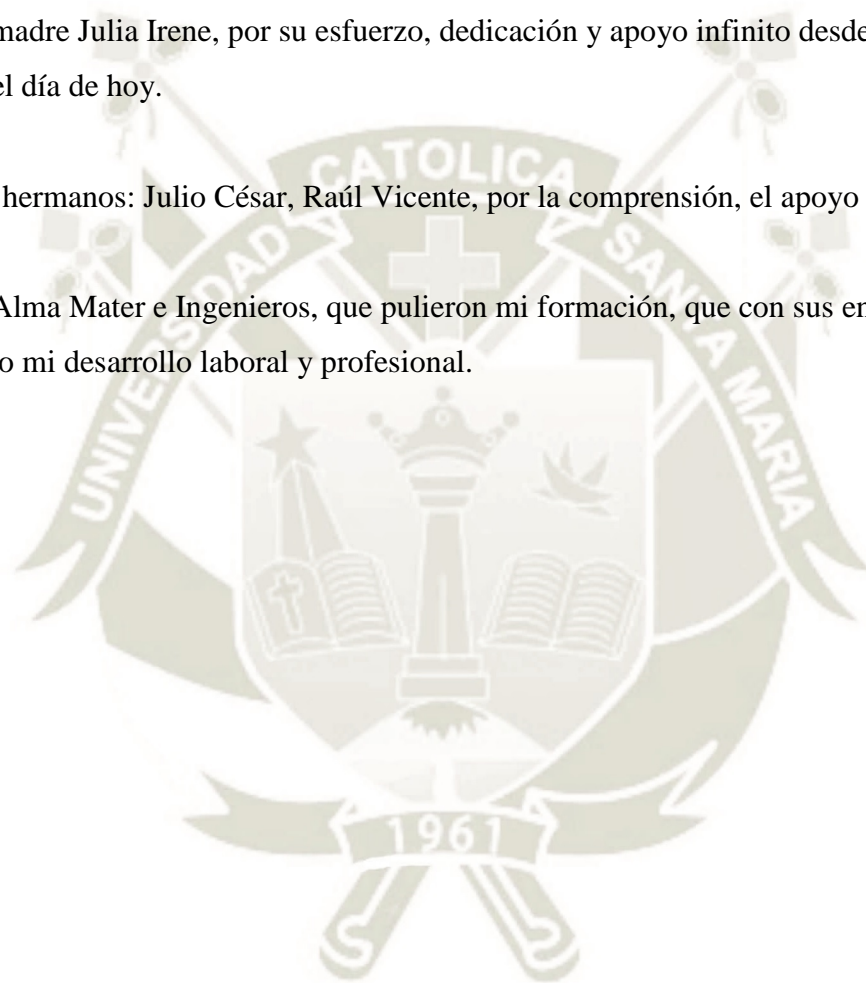
DEDICATORIAS

A Dios, por darme la fuerza y guiar mi camino.

A mi madre Julia Irene, por su esfuerzo, dedicación y apoyo infinito desde mi existencia hasta el día de hoy.

A mis hermanos: Julio César, Raúl Vicente, por la comprensión, el apoyo moral.

A mi Alma Mater e Ingenieros, que pulieron mi formación, que con sus enseñanzas he logrado mi desarrollo laboral y profesional.



INTRODUCCIÓN

El presente trabajo tiene como objetivo principal, demostrar la suficiencia profesional para optar el título de Ingeniero Electrónico. Para esto se describe como la Ingeniería Electrónica, desde el punto de vista de la tecnología, las nuevas técnicas de adquisición, procesamiento y muestreo de señales ha llevado al avance de la Máquina de Circulación Extracorpórea para Cirugía de Tórax y Cardiovascular.

Este informe está dividido en siete capítulos: Memoria descriptiva de la empresa, Fisiología Humana, Instrumentación Biomédica, Concepto y principio de funcionamiento de la Máquina de Circulación Extracorpórea para Cirugía de Tórax y Cardiovascular, Mantenimiento y Protocolos de Mantenimiento de la Máquina de Circulación Extracorpórea, Verificación de la Seguridad y Configuración del Circuito para la Circulación Extracorpórea, por último, Conclusiones y Recomendaciones.

El capítulo I Memoria descriptiva de la empresa, realizo una reseña histórica de la empresa Multimed Perú SAC, su ubicación demográfica, su misión, visión, objetivos, valores de la Empresa.

Seguidamente se describe como se organizado administrativamente, describiendo cada una de áreas que la conforman, indicando sus objetivos y funciones que desempeñan para el desarrollo de la Empresa.

El capítulo II Definiremos el concepto básico de Sistema Cardiovascular, que involucra desde la Fisiología del Corazón y el Sistema de Circulación de la Sangre al resto de nuestros órganos.

El capítulo III Instrumentación Biomédica, aquí describimos todos los elementos básicos que conforma un Sistema de Bioinstrumentación, desde la amplificación de estas señales biomédicas y biológicas, hasta su procesamiento y visualización.

El capítulo IV Concepto y principio de funcionamiento de la Máquina de Circulación Extracorpórea y de los demás componentes que lo acompañan, desde un concepto de diagrama de bloques para su mejor comprensión.

Conoceremos sus partes, los componentes que la componen, describiéndolo su funcionamiento desde el punto de vista electrónico.

El capítulo V Mantenimiento y Protocolos de Mantenimiento de la Máquina de Circulación Extracorpórea, teniendo en cuenta que todo equipo biomédico tiene una vida útil y que este a su vez también puede ir disminuyendo.

Se debe de tener en cuenta las recomendaciones del fabricante en los protocolos de mantenimiento preventivo y correctivo que permite el mejor uso y conservación de un equipo biomédico.

El capítulo VI Verificación de la Seguridad y Configuración del Circuito para la Circulación Extracorpórea, conoceremos brevemente cada uno de los componentes que involucran en un Circuito completo de Cirugía de Tórax y Cardiovascular.

El capítulo VII Conclusiones y recomendaciones, se detallan las conclusiones y recomendaciones a raíz de la experiencia laboral obtenida.



RESUMEN

El presente informe por experiencia profesional, demuestra como la Ingeniería Electrónica, a través de sus conceptos básicos tecnológico, en conjunto al conocimiento de la Fisiología del Corazón, ha tenido una gran influencia en la Máquina de Circulación Extracorpórea para Cirugía de Tórax y Cardiovascular.

Este avance tecnológico, ha permitido que la Ciencia Médica este a la vanguardia para que sus procedimientos sean cada vez más rápidos y seguros, permitiendo un beneficio satisfactorio en los pacientes.

Una de las prioridades importante a tener en cuenta es la vida útil de esta máquina y en este documento se realiza toda una descripción del sistema completo, teniendo en cuenta las partes que lo componen.

Teniendo conocimiento anterior, pasamos a ver el Programa de Mantenimiento a tener en cuenta, ya sea esta en un Preventivo o Correctivo.

Veremos la verificación de seguridad y configuración del circuito completo de cirugía cardiovascular, basado en los insumos básicos y la descripción de cada una de las partes.

Palabras Clave:

- ✓ Fisiología y Anatomía del Corazón.
- ✓ Máquina de Circulación Extracorpórea para Cirugía de Tórax y Cardiovascular.
- ✓ Mantenimiento Preventivo.

ABSTRACT

This report by professional experience shows how Electronic Engineering, through its basic technological concepts, together with the knowledge of the Physiology of the Heart, has had a great influence on the Extracorporeal Circulation Machine for Thoracic and Cardiovascular Surgery.

This technological advance has allowed Medical Science to be at the forefront, making its procedures faster and safer, allowing a satisfactory benefit to patients.

One of the important priorities to take into account is the useful life of this machine and in this document a complete system description is made, taking into account the parts that compose it.

Having previous knowledge, we go to see the Maintenance Program to be taken into account, whether it is in a Preventive or Corrective.

We will see the verification of safety and configuration of the complete circuit of cardiovascular surgery, based on the basic inputs and the description of each of the parts.

Keywords:

- ✓ Physiology and Anatomy of the Heart.
- ✓ Extracorporeal Circulation Machine for Thoracic and Cardiovascular Surgery.
- ✓ Preventive Maintenance.

Índice de Contenido

CAPITULO I.....	1
1.- Memoria Descriptiva de la Empresa	1
1.1 Reseña Histórica de la Empresa Multimed Perú SAC	1
1.2 Ubicación Geográfica de la Empresa Multimed Perú SAC	2
1.3 Misión	2
1.4 Visión.....	2
1.5 Valores	2
1.6 Objetivos Estratégicos.....	2
1.7 Actividades Principales.....	3
1.8 Organización	3
1.8.1 Área Administrativa	3
1.8.2 Área de Recursos Humanos	3
1.8.3 Área de Mantenimiento.....	4
1.9 Marcas y Equipos que distribuye Multimed Perú SAC.....	4
1.10 Estructura Organizativa de Multimed Perú SAC	4
1.11 Descripción de Funciones del Área de Mantenimiento.....	5
1.12 Cargo Desempeñado	5
1.13 Responsabilidad del Cargo.....	6
CAPITULO II.....	7
2.- Fisiología Humana	7
2.1 ¿Qué es el Sistema Cardiovascular?.....	7
2.2 Anatomía y Fisiología del Corazón.....	7
2.2.1 ¿Que es el Corazón?.....	8
2.2.2 Sistema de Circulación de la Sangre	11
2.3 Cirugía Cardiovascular.....	13
CAPITULO III	14
3.- Instrumentación Biomédica	14
3.1 Conceptos Básicos	14
3.1.1 Fundamentos	14
3.2 Amplificadores Biopotenciales	15
3.2.1 Requisitos Básicos del Amplificador	16
CAPITULO IV	20
4.- Concepto y principio de funcionamiento de la Máquina de Circulación Extracorpórea para Cirugía de Tórax y Cardiovascular	20
4.1 Inicios de la Circulación Extracorpórea	20
4.2 ¿Qué es la Máquina de Circulación Extracorpórea?	21
4.3 Máquina de Circulación Extracorpórea.....	25
4.3.1 Consola Básica	27
4.3.2 Unidad de Panel de Control del Sistema.....	56
4.3.3 Módulos de Bomba Rodillo	59
4.3.4 Registro de Perfusión	66
4.3.5 Analizador de Sangre o Monitorización Sanguínea.....	69
4.3.6 Intercambiador de Calor HCU30	78

4.3.7 Mezclador de Gases	86
CAPITULO V	87
5.- Mantenimiento y Protocolos de Mantenimiento de la Máquina de Circulación Extracorpórea.....	87
5.1 Mantenimiento en el sector hospitalario	87
5.2 Programa de Mantenimiento	87
5.3 Mantenimiento Preventivo	87
5.4 Mantenimiento Correctivo.	89
5.5 Procedimientos para el mantenimiento	90
5.5.1 Programa de Mantenimiento Preventivo Planificado	90
5.5.3 Consideraciones más Importantes en el Mantenimiento Preventivo	98
5.6. Ficha Técnica General de la Máquina de Circulación Extracorpórea.....	104
CAPITULO VI.....	107
6.- Verificación de la Seguridad y Configuración del Circuito completo de Cirugía Cardiovascular.....	107
6.1. El bypass Cardiopulmonar (CPB).....	107
6.2 Máquina Corazón – Pulmón (HLM).....	108
6.3 Circuito de Derivación Cardiopulmonar	109
6.4 Bombas de Rodillo.....	109
6.4.1 Bombas Giratorias.....	110
6.5 Inyectores y Ventosas.....	112
6.6 Tubería	113
6.7 Cánulas.....	117
6.7.1 Cánulas Arteriales	118
6.7.2 Dispersión de la Corriente Arterial de las Cánulas	119
6.7.3 Cánula Venosa	122
6.8 Cardioplegia	122
6.8.1 Coronaria Anterógrada - Cánula de Perfusión	124
6.9 Oxigenadores.....	125
6.9.1 El oxigenador Ideal	125
6.9.2 Tipo de Oxigenadores	126
6.9.3 Ruta del Flujo Sanguíneo a Través de Oxigenadores	135
6.9.4 Principios del Oxigenador de Membrana.....	135
6.10 Filtros de Derivación Cardiopulmonar.....	137
6.10.1 Tipos de Filtro de Sangre	137
6.10.2 Filtros de Línea Arterial	137
6.10.3 Filtros de Células Blancas.....	138
6.11 Hemoconcentradores.....	139
CAPITULO VII.....	141
7.- Conclusiones y Recomendaciones.....	141
7.1 Conclusiones	141
7.2 Recomendaciones.....	141
7.3 Bibliografías	142
7.4 Anexos.....	143

7.4.1 Diagrama de la Consola Principal de la Máquina de Circulación Extracorpórea HL 20 – Maquet.....	144
7.4.2 Diagrama de Circuito de Revoluciones por minuto de la Bomba Rodillo de la Máquina de Circulación Extracorpórea HL 20 – Maquet.	146
7.4.3 Diagrama de Circuito de Tiempos por minuto de la Bomba Rodillo de la Máquina de Circulación Extracorpórea HL 20 – Maquet.	148
7.4.4 Diagrama de Cableado – Tarjetas y Sensores del Intercambiador de Calor HCU30 – Maquet.	150
7.4.5 Diagrama de Cableado – Etapa de Potencia del Intercambiador de Calor HCU30 – Maquet.	152
7.4.6 Diagrama de Cableado del Analizador de Sangre BMU40 – Maquet.....	154
7.4.7 Diagrama del Mezclador de Gases Aire / Oxígeno.	156

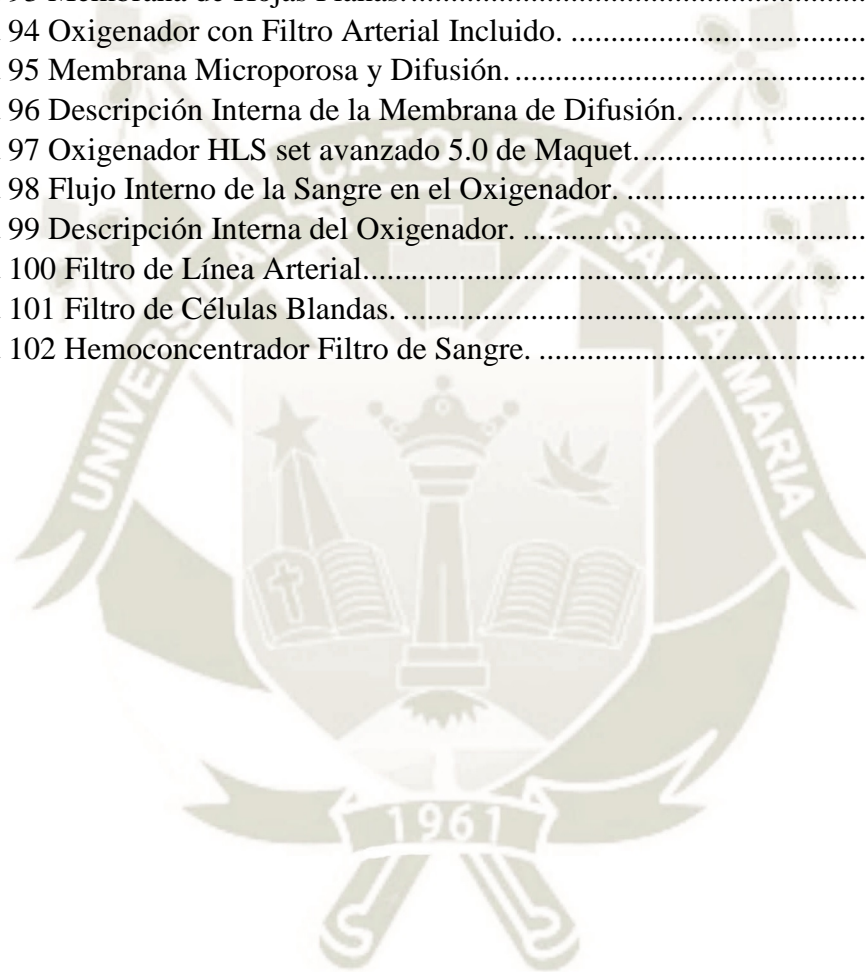


Índice de Figuras

Figura 1 Ubicación de Multimed Perú SAC.....	2
Figura 2 Ubicación del Corazón en el Tórax.....	8
Figura 3 Anatomía General del Corazón.....	9
Figura 4 Pared y Revestimientos Cardiacos – Anatomía General del Corazón.....	10
Figura 5 Sección Frontal que muestra las Cámaras y Válvulas Interiores -Anatomía General del Corazón.....	11
Figura 6 Sistema Circulatorio de la Sangre del Cuerpo Humano.....	12
Figura 7 Electrocardiograma.....	15
Figura 8 Sistema Básico de Instrumentación con Sensor para Medición de una Señal de Adquisición Datos, Almacenamiento, Capacidad de Monitoreo, Control y Realimentación.....	15
Figura 9 Configuración Típica para la Medición de Biopotenciales.....	16
Figura 10 Diseño esquemático de las etapas principales de un amplificador biopotencial.....	18
Figura 11 Máquina corazón / pulmón Gibbon-IBM.....	20
Figura 12 Diagrama Básico de Perfusión en Cirugía a Corazón Abierto.....	23
Figura 13 Máquina de Circulación Extracorpórea con Set de Perfusión.....	24
Figura 14 Circuito Típico de Derivación Cardiopulmonar.....	25
Figura 15 Diagrama de Bloques Completo de la Máquina de Circulación Extracorpórea.....	26
Figura 16 Diagrama de Bloques Básica de la Máquina de Circulación Extracorpórea.....	27
Figura 17 Diagrama de Bloques Básico de la Consola.....	28
Figura 18 Módulo Rack con Panel Posterior.....	29
Figura 19 Tarjeta Interna de Conexión y Configuración.....	29
Figura 20 Tarjeta Interna de Expansión.....	30
Figura 21 Tarjeta de Interconexión de Bombas.....	32
Figura 22 Conector ODU y Verificación de Impedancias.....	34
Figura 23 Diagrama de Bloques de Distribución de Potencia.....	37
Figura 24 Transformador y Fuente de Alimentación.....	38
Figura 25 Interconexión de la Fuente de Alimentación.....	38
Figura 26 Principio de Funcionamiento de la Placa de Alimentación.....	39
Figura 27 Cable de Interconexión de Baterías.....	40
Figura 28 Tarjeta de Control del Sensor de Burbuja.....	41
Figura 29 Tarjeta de Control del Sensor de Nivel.....	43
Figura 30 Tarjeta de Control del Sensor de Temperatura.....	45
Figura 31 Tarjeta de Control del Sensor de Presión.....	47
Figura 32 Tarjeta de Control de Entrada y Salida Digital.....	49
Figura 33 Tarjeta Cargador de Baterías - Nueva Versión.....	50
Figura 34 Indicador de Estado de Módulos de la Consola.....	52
Figura 35 Indicador de Estado de Módulo de Suministro Eléctrico.....	53
Figura 36 Curva de Voltaje de la Batería.....	55
Figura 37 Panel de Control del Sistema.....	56
Figura 38 Diagrama de Bloques Básico del Panel de Control.....	57
Figura 39 Módulo de Bomba Rodillo Simple y Doble.....	59
Figura 40 Diagrama de Bloques Básico de la Bomba Rodillo Simple y Doble.....	61
Figura 41 Referencia para Calibración.....	62
Figura 42 Comportamiento de la Función Pulsátil.....	65

Figura 43 OR-COMPUTER y Jocap XL.....	66
Figura 44 Diagrama de Bloques Básico del Registro de Perfusión.....	68
Figura 45 Adaptador Medlog.	69
Figura 46 Monitor del Analizador de Sangre.	70
Figura 47 Cabezal Medidor Arterial con Conductor de Fibra Óptica [1] y Sensores Infrarrojos [2].	71
Figura 48 Sensor BMU con sensor de oxígeno integrado [1].	71
Figura 49 Sensor BMU con sensor de oxígeno integrado.	71
Figura 50 El cabezal medidor venoso mide los parámetros sanguíneos venosos SvO ₂ , Hb, Hct y temperatura.	72
Figura 51 Cabezal medidor venoso con diodos luminosos [1], sensores ópticos [2] y sensor de infrarrojos [3].....	72
Figura 52 Célula BMU venosa.	72
Figura 53 Diagrama de Bloques Básico del Analizador de Sangre.....	73
Figura 54 Tarjeta principal.	75
Figura 55 Tarjeta de Fuente de Alimentación PSB.	77
Figura 56 Diagrama de Bloques Básico del Intercambiador de Calor.	79
Figura 57 Reporte de Fallas con el PCload.	85
Figura 58 Nuevo Reporte de Diagnostico.	85
Figura 59 Mezclador de Gases Mecánico.....	86
Figura 60 Máquina de Circulación Extracorpórea HL20 – Maquet - Hospital Del Niño Sede San Borja – Lima – Perú.	89
Figura 61 Máquina de Circulación Extracorpórea HL30 – Maquet - Instituto Nacional de Cardiovascular - INCOR – ESSALUD - Lima – Perú.	89
Figura 62 Referencias de Mantenimiento y razones de seguridad.	91
Figura 63 Abriendo la Base de Bomba Rodillo RPM/TPM.....	98
Figura 64 Medición de la Resistencia de Aislamiento.	98
Figura 65 Correas internas dentadas de la Bomba.	99
Figura 66 Simulador de Calibración de Transductor de Presión (PTS).	100
Figura 67 Botella de Agua para detección de Nivel.....	101
Figura 68 Pruebas del Sensor de Burbuja.....	102
Figura 69 Pantalla típica del Osciloscopio para Tarjeta de Tacómetro calibrado.	103
Figura 70 Circuito Básico Cardiopulmonar.....	108
Figura 71 Máquina de Circulación Extracorpórea de Maquet.	108
Figura 72 Circuito completo de Cirugía Cardiovascular.	109
Figura 73 Bomba Rodillo Maquet HL20.....	110
Figura 74 Parte de la Bomba Centrifuga.	111
Figura 75 Inyectores y Ventosas.	113
Figura 76 Características Geométricas de las Cánulas.....	115
Figura 77 Proceso de Canulación.	118
Figura 78 Tipo de puntas de Cánulas Arteriales.....	118
Figura 79 Cánulas Arteriales.	119
Figura 80 Cánulas de Dispersión.....	119
Figura 81 Cardioplegia Anterógrada.	123
Figura 82 Cánulas de Retrogrado.	123
Figura 83 Cánulas de Raíz Aortica Anterógrada.....	123

Figura 84 Cánula de Perfusión.	124
Figura 85 Cánulas y Adaptadores de Cardioplegia.	125
Figura 86 Oxigenador de Tipo Burbuja.	126
Figura 87 Oxigenadores Tipo Membrana.	127
Figura 88 Depósito Tipo Caparazón.	128
Figura 89 Reservorio Venoso.	129
Figura 90 Membrana para Oxigenador.	130
Figura 91 Membrana de Fibra Tipo Hueco.	131
Figura 92 Flujo de Sangre en la Membrana de Fibra Tipo Hueco.	131
Figura 93 Membrana de Hojas Planas.	132
Figura 94 Oxigenador con Filtro Arterial Incluido.	133
Figura 95 Membrana Microporosa y Difusión.	133
Figura 96 Descripción Interna de la Membrana de Difusión.	134
Figura 97 Oxigenador HLS set avanzado 5.0 de Maquet.	134
Figura 98 Flujo Interno de la Sangre en el Oxigenador.	135
Figura 99 Descripción Interna del Oxigenador.	135
Figura 100 Filtro de Línea Arterial.	138
Figura 101 Filtro de Células Blandas.	139
Figura 102 Hemoconcentrador Filtro de Sangre.	139



Índice de Tablas

Tabla 1 Descripción del Tarjeta de Interconexión para bandejas de 4 y 5 Bombas.....	30
Tabla 2 Descripción de la tarjeta de Interconexión para bandejas de 4 y 5 Bombas.	32
Tabla 3 Conexiones parte Posterior.....	33
Tabla 4 Detalles del Conector ODU – Descripción de Señales.	34
Tabla 5 Característica del Suministro Eléctrico.	35
Tabla 6 Característica del Suministro Eléctrico – Regletas de Enchufes.....	36
Tabla 7 Fusibles.....	36
Tabla 8 Característica de Fusibles.	36
Tabla 9 Característica Suministro Interno de Energía.....	37
Tabla 10 Descripciones de los Terminales de Baterías para la Fuente de Alimentación. ...	40
Tabla 11 Descripción del Tarjeta Monitorización de Burbuja.	41
Tabla 12 Descripción del Tarjeta Monitorización de Nivel.	43
Tabla 13 Descripción del Tarjeta Monitorización de Temperatura.....	45
Tabla 14 Descripción del Tarjeta Monitorización de Presión.	47
Tabla 15 Descripción del Tarjeta de extensión para de Entrada/Salida Digital.	49
Tabla 16 Descripción de la Tarjeta Electrónica de Cargador de Baterías.	50
Tabla 17 Descripción del Estado de Módulos en General.....	53
Tabla 18 Descripción del Estado de Modulo de Fuente de Alimentación.	54
Tabla 19 Descripciones de los Terminales de Baterías y Conexiones a la Fuente de Alimentación.	55
Tabla 20 Descripción del Panel de Sistema de Control.....	56
Tabla 21 Descripción del Panel de la Bomba Rodillo Simple y Doble.....	59
Tabla 22 Características de la Tarjeta Electrónica Principal.....	75
Tabla 23 Características de Conexiones.....	77
Tabla 24 Programa de Mantenimiento Preventivo.....	90
Tabla 25 Programa de Mantenimiento Preventivo Completo	92
Tabla 26 Especificaciones Técnicas para Máquina de Circulación Extracorpórea.....	104
Tabla 27 Ventaja y desventaja para las Bombas de Rodillo y Centrífugas.	111
Tabla 28 Ventaja y desventaja de los Tubos de PVC y Silicona.....	114
Tabla 29 Flujo Máximo y Drenaje a través de varios Tamaños de Tubos	115
Tabla 30 Tamaños del Tubo de la Bomba Arterial (canalización) según el Caudal.	116
Tabla 31 Tamaño de Línea Arterial y Venosa según el peso del Paciente.....	116
Tabla 32 Volumen de Cebado del Tubo por metro.	117
Tabla 33 Volumen de Cebado del Tubo por ronda.	117
Tabla 34 Tamaño de la Cánula Arterial como Flujo – Edwards.....	120
Tabla 35 Tamaño de la Cánula Arterial como Flujo – Medtronic.....	120

CAPITULO I

1.- Memoria Descriptiva de la Empresa

1.1 Reseña Histórica de la Empresa Multimed Perú SAC

La empresa Multimed Perú SAC, se encuentra ubicada en la Calle Torricelli Nro. 238, Urb. San Borja Sur del distrito de San Borja, de la ciudad de Lima.

Multimed Perú SAC, cuenta con un capital 100% peruano, siendo creada y realiza sus actividades comerciales desde febrero del año 2000 por el empresario, el Sr. Fernando Augusto Fuentes Ojeda, siendo Gerente General de la compañía.

El trabajo continuo, creativo y visionario del Sr. Fernando Augusto Fuentes Ojeda ha servido para establecer las bases para lo que hoy en día es Multimed Perú SAC. Igualmente, el Sr. Julio Edgardo Cruz Salazar, durante 18 años desempeña el cargo de Administrador. El esfuerzo y la constancia se ven reflejada en los éxitos y aciertos. Para esto la Gerencia General, supo inculcar el profesionalismo y seriedad que ahora gobierna cada una de las acciones como empresa. La Empresa consta de dos (2) plantas en las cuales se encuentran distribuidas las siguientes áreas:

- ✓ Oficinas administrativas, es específicamente donde se toman las decisiones de todas las áreas de la empresa.
- ✓ Talleres correspondientes al Área de Mantenimiento de Equipos médicos de alta tecnología, en los cuales se efectúan las reparaciones y mantenimiento para aquellos equipos que requieren ser trasladados a dichas instalaciones.
- ✓ Área de Almacén de equipos e insumos y productos médicos, que va a garantizar la existencia de todos los productos a comercializar y otros que sirven para la reparación de los equipos médicos.

En la actualidad Multimed Perú SAC, se dedica a la importación y comercialización de productos médicos, especializados para cirugía cardíaca y cardiovascular, para esto fue designado como distribuidor exclusivo de MAQUET Cardiopulmonary AG, líder mundial en tecnología médica.

Desde su creación, hace 18 años, Multimed Perú SAC, siempre ha estado innovando sus procesos y evaluación tecnológica en dispositivos médicos, con la mayor capacidad de respuesta, diagnóstico, resolución, acorde a la realidad en que se vive.

1.2 Ubicación Geográfica de la Empresa Multimed Perú SAC

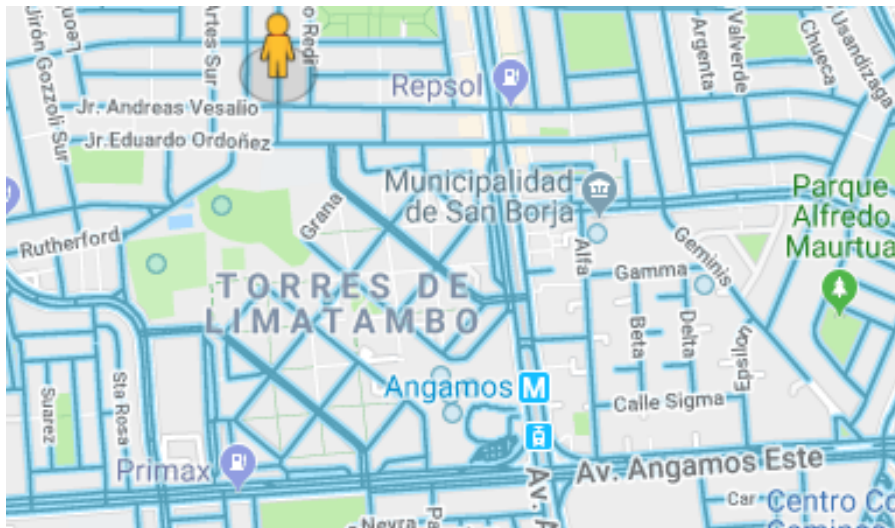


Figura 1 Ubicación de Multimed Perú SAC.

Fuente: Extraído de <https://maps.google.com/>

1.3 Misión

Atender las necesidades del cliente en el sector público y privado, de esta manera ofrecemos un servicio totalmente integral que comprende en el mantenimiento preventivo y correctivo de equipos médicos, asesoramiento en nuevas tecnologías, y capacitación constante del personal.

1.4 Visión

Proveer de equipos médicos de alta tecnología a las entidades médicas del sector público y privado, así como a profesionales de la medicina e ingeniería que trabajen de manera independiente.

1.5 Valores

- ✓ Referir con tecnología avanzada.
- ✓ Asistencia de alta calidad y de competitividad.
- ✓ Trabajo en equipo y compañerismo.
- ✓ Firmeza en el trabajo constante y entrega.
- ✓ Seguridad y salud ocupacional.
- ✓ Progreso y crecimiento del personal.

1.6 Objetivos Estratégicos

- ✓ Consolidarse en el mercado con sus productos que distribuye y vende.
- ✓ Prestar un buen servicio de calidad basado en sus capacidades.
- ✓ Contar con un amplio stock de insumos, equipos, accesorios y repuestos.
- ✓ Ampliar la cobertura en el mercado tanto en el sector público y privado.

1.7 Actividades Principales

- ✓ Realizar la importación, distribución, venta e instalación de equipos médicos.
- ✓ Brindar el servicio de mantenimiento preventivo y correctivo a equipos médicos.
- ✓ Realización de reconstrucción de equipos médicos.
- ✓ Diseño e implementación de dispositivos y equipos médicos.
- ✓ Diseño, remodelación y construcción de ambientes para Hemodinámica, Tomografía, Resonancia magnética, Cobaltoterapia, Salas de Operaciones, entre otras.

1.8 Organización

Se describe de la siguiente manera:

1.8.1 Área Administrativa

Es el área donde se toman las decisiones en que debe de abordar la empresa, es aquí donde entran en coordinación el personal administrativo de la empresa, el Gerente General, Administrador, Jefe de Ventas, Jefe de Contabilidad, y los inversionistas.

Funciones:

- ✓ Planeación: Definición de las metas, fijación de estrategias para alcanzarlas y se trazan planes para integrar y coordinar las actividades
- ✓ Organización: Destinar las tareas que se deben realizar, quién las hace, cómo se hacen, cómo se agrupan, quién rinde cuentas a quién y dónde se toman las decisiones.
- ✓ Dirección: Motivar a los subordinados, influir en él personal y los equipos mientras hacen su trabajo, elegir el mejor canal de comunicación y ocuparse del comportamiento del personal de la empresa.
- ✓ Coordinación: Unir los esfuerzos organización.
- ✓ Control: Vigilar el desempeño actual, realizar comparaciones y emprender las acciones correctivas que hicieran falta.

1.8.2 Área de Recursos Humanos

El Área de Recursos Humanos se ocupa de seleccionar, contratar, formar, emplear y retener a los colaboradores de la empresa. Se cuenta con una persona en concreto junto a la Gerencia General de la empresa.

Funciones:

- ✓ Reclutamiento y selección. - Planificar con anticipación las necesidades de recursos humanos da tiempo para analizar el puesto y los requisitos a cumplir por quien va a cubrirlo. Permite también ver a varios candidatos y ponerlos a prueba a través de un proceso de selección.

- ✓ Inducción. - Transmitir la cultura de la empresa, presentación al resto de los empleados, repasar lo que se espera del nuevo empleado y solventar sus dudas.
- ✓ Capacitación. - Es necesario ofrecerle al personal de la empresa espacios que los mantengan motivados y actualizados.
- ✓ Remuneraciones. - Definir los sueldos y su liquidación según los convenios y normas correspondientes, esto contempla las compensaciones se mantengan equitativas, reflejen resultados y ayuden a mantener la motivación.
- ✓ Motivación y clima laboral.- Desarrollar el sentido de pertenencia, el liderazgo, la iniciativa y el compromiso de los empleados con la empresa es una misión que no debe dejarse librada al azar.

1.8.3 Área de Mantenimiento

El Área de Mantenimiento, es responsable de programar, distribuir, coordinar y supervisar, los trabajos de instalación, revisión, mantenimiento, reparación, prueba e instalación de equipos médicos, en los diversos establecimientos de salud público o privado.

Funciones:

- ✓ La realización del mantenimiento de equipos médicos, está basado en las siguientes funciones:
- ✓ Garantizar la buena conservación y duración de los equipos.
- ✓ Regular y vigilar todos los parámetros funcionales que definan el buen estado del funcionamiento de los equipos médicos.
- ✓ Controlar el funcionamiento de los equipos, el cual determinará, con la debida antelación, la sustitución parcial o total de los mismos.
- ✓ Indicar cualquier defecto de los equipos que disminuyan su rendimiento, produzcan un mayor gasto energético, pongan en peligro la seguridad del usuario del paciente o del propio equipo, o bien que pueda originar una futura avería.
- ✓ Ejecutar los trabajos dirigidos al mantenimiento del equipamiento médico y gestión de tecnología.

1.9 Marcas y Equipos que distribuye Multimed Perú SAC

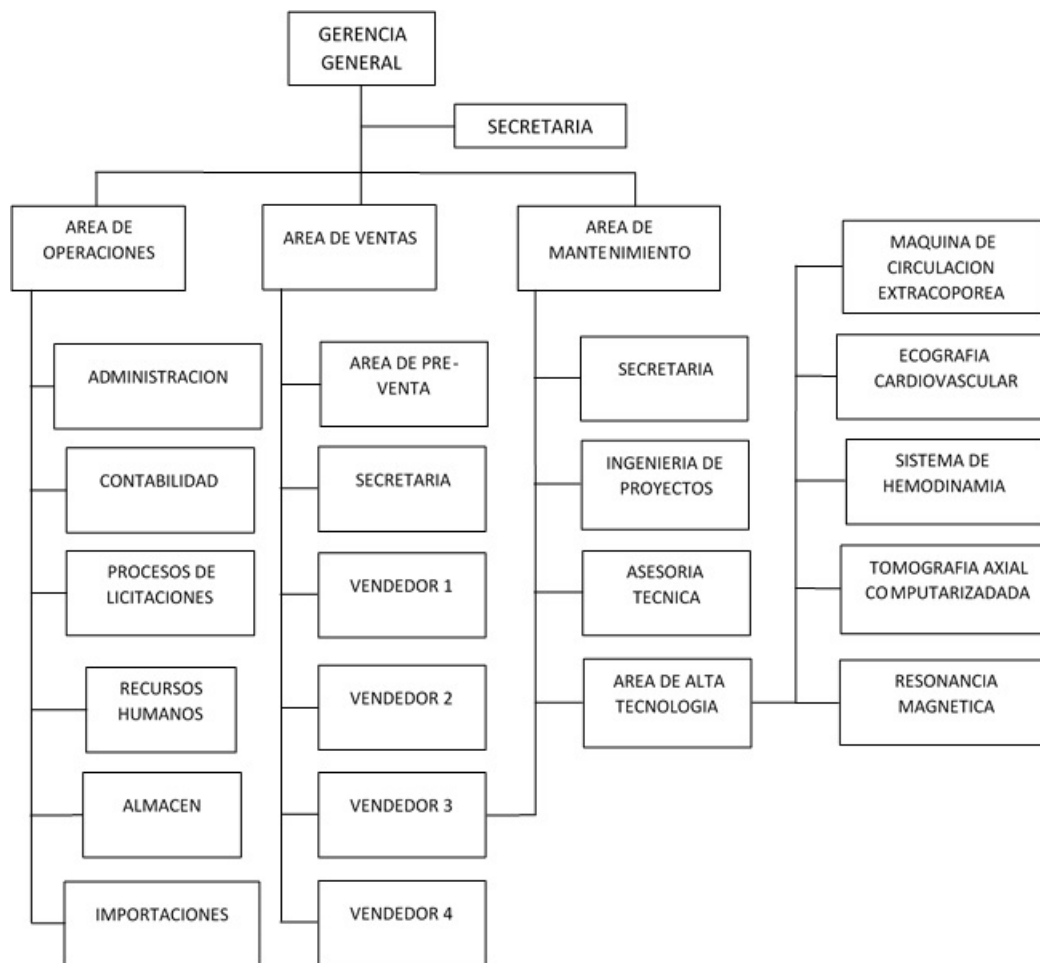
De esta manera la compañía cuenta con la representación de diversas empresas extranjeras:

- ✓ MAQUET Cardiopulmonar AG.
- ✓ Philips - Volcano, entre otros.

1.10 Estructura Organizativa de Multimed Perú SAC

La estructura de la empresa Multimed Perú SAC, posee como centro de mando la Gerencia General quien dirige la política de la empresa.

ORGANIGRAMA INSTITUCIONAL



Fuente: Empresa Multimed Perú SAC.

1.11 Descripción de Funciones del Área de Mantenimiento

El mantenimiento de los equipos médicos, es un proceso que se sigue para asegurar la continuidad de su funcionamiento.

- ✓ Velar por el buen estado, conservación, y utilidad de los equipos médicos en general.
- ✓ Realización de la evaluación tecnológica de los equipos médicos, cuando estas ingresan por primera vez a la empresa, como también la entrega al usuario.
- ✓ Realización de los planes de mantenimiento para las distintas situaciones según los casos que sea de gran necesidad para cada uno de los equipos médicos.

1.12 Cargo Desempeñado

Dentro de la empresa Multimed Perú SAC, me desempeñado como jefe del Área de mantenimiento e Ingeniero Biomédico.

1.13 Responsabilidad del Cargo

El jefe del Área de Mantenimiento, es quien tiene una relación directa con la Gerencia General de la empresa, es quien va a garantizar el correcto funcionamiento del equipamiento médico en los establecimientos de la salud en el sector público y privado.

Funciones del puesto:

- ✓ Administrar todo el proceso de mantenimiento de equipamiento médico tanto preventivo como correctivo.
- ✓ Realizar los informes requeridos por las distintas direcciones y gerencias del nivel superior.
- ✓ Coordinar los procesos de mantenimiento preventivo y correctivo del equipamiento médico en garantía con los establecimientos de salud tanto del sector público y privado.
- ✓ Dirigir las cuatro áreas que están a su cargo (Ingeniería de proyectos, Asesoría Técnica, y Logística).
- ✓ Velar por el cumplimiento de las políticas del área, así como implementar nuevas medidas requeridas y dirigidas hacia el cumplimiento de los objetivos estratégicos de la organización.
- ✓ Analizar y justificar los desvíos con el plan anual de mantenimiento trazado e informarlos a la Gerencia General.
- ✓ Evaluar las necesidades de compras de equipos de medición e insumos para las tareas de mantenimiento.
- ✓ Evaluar las necesidades de compras y mantenimiento de maquinaria e insumos a la luz de los avances tecnológicos.

Requerimientos mínimos del candidato:

- ✓ Grado académico a nivel en Ingeniería Electrónica, Ingeniería Biomédica o Tecnólogo Medico.
- ✓ Conocimientos de electrónica, eléctrica, mecánica, mantenimiento preventivo y correctivo.
- ✓ Al menos 3 años de experiencia en puestos similares.
- ✓ Experiencia liderando equipos de trabajo.
- ✓ Manejo de paquetes de Microsoft Office y de correo electrónico.
- ✓ Nivel de inglés intermedio o avanzado.

CAPITULO II

2.- Fisiología Humana

2.1 ¿Qué es el Sistema Cardiovascular?

El término sistema cardiovascular, está relacionado directamente al corazón, que desde el punto de vista científico y médico es importante saber por qué este sistema resulta tan vital para la vida humana.

Nuestro organismo, posee un sistema de transporte de sangre para llevar sus distintas cargas hacia adelante y hacia atrás. En vez de pistas para aviones, vías de tren, carreteras, las rutas de distribución del organismo son los vasos sanguíneos con sus respectivos orificios.

La función principal del sistema cardiovascular es el transporte. La sangre (sustancia transportadora) es el vehículo de transporte, la cual lleva oxígeno, nutrientes, desechos, celulares, hormonas y muchas otras sustancias vitales para el equilibrio corporal desde las células y hasta éstas. Entonces la fuerza para mover la sangre por el cuerpo se proporciona mediante los latidos cardíacos y la tensión arterial.

El sistema Cardiovascular está conformado por una Bomba muscular (Corazón), equipada con válvulas unidireccionales y un sistema de tuberías grandes y pequeñas por el que circula la sangre. Podemos considerar el corazón (la bomba) y los vasos sanguíneos (red de tubos).

[1] Elaine N. Marieb, Anatomía y fisiología humana, Novena Edición Ed. Año 2009 Pág.: 362 y 374.

2.2 Anatomía y Fisiología del Corazón

El corazón es el generador de energía que va a producir más allá de los millones de latidos al año. Hasta la fecha los avances en la medicina y la bioingeniería, han hecho posible mantener la actividad cardíaca, como también la vida, así sea privándole de su autonomía. Esta autonomía, puede ser concedida a través de una máquina. Hoy en día las máquinas están diseñadas para proveernos de energía, como por ejemplo el caso de un corazón artificial que puede otorgar vida a un individuo.

El corazón, es el principal órgano que impulsa la sangre al resto del cuerpo y demás resto de los órganos, se encuentra ubicado en la región llamada mediastino, localizada entre los pulmones sobre el diafragma, dentro de la cavidad torácica.

El corazón, consta de cuatro cavidades que son: Dos cavidades superiores, llamadas aurículas que son las encargadas de recibir la sangre de las venas, y dos cavidades inferiores, llamadas ventrículos que impulsan la sangre hacia las arterias.

[4] Elaine N. Marieb, Anatomía y fisiología humana, Novena Edición Ed. Año 2009 Pág.: 362 y 374.

2.2.1 ¿Que es el Corazón?

El corazón, es realmente un músculo del tamaño del puño de cada persona que está lleno de orificios y tiene forma de cono que pesa menos de 454 gramos. Está ubicado en el medio de la cavidad torácica, detrás del esternón, un poco a la izquierda del mediastino, arriba del diafragma y los pulmones se encuentran en ambos lados de su ápice más puntiagudo que está dirigido hacia la izquierda, aproximadamente al nivel del quinto espacio intercostal, observar la figura 2.

La parte posterior superior ancha (o base) es donde emergen los grandes vasos del cuerpo, señalando hacia el hombro derecho y se va apoyar debajo de la segunda costilla.

¿Cómo funciona el Corazón?

La sangre, llega a la aurícula derecha procedente de las venas cavas, cuando regresa del cuerpo, seguidamente seguirá al ventrículo derecho, para luego ser impulsada a los pulmones por medio de las arterias pulmonares para su oxigenación. Una vez oxigenada la sangre, esta retorna al corazón por las venas pulmonares que llena la aurícula derecha de sangre para posteriormente pasar al ventrículo izquierdo, para luego ser impulsada la sangre al resto del cuerpo a través de la arteria aorta.

Para esta función se dispone de distintas cavidades de cuatro válvulas que impiden el retroceso de la sangre en cada contracción y más bien permiten su avance.

Dependiendo de la ubicación del corazón, se va obtener diferentes denominaciones:

- Válvula Tricúspide (válvula auricular derecha).
- Válvula Bicúspide o Mitral (válvula auricular izquierda).
- Válvula semilunar Pulmonar (válvula ventricular derecha).
- Válvula semilunar Aórtica (válvula ventricular izquierda).

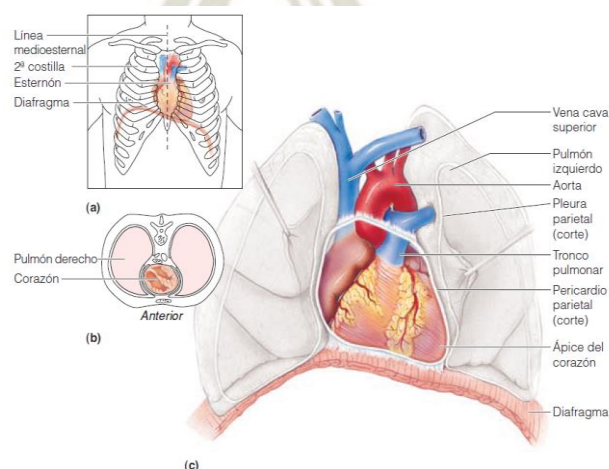


Figura 2 Ubicación del Corazón en el Tórax.

Fuente: Elaine N. Marieb, Anatomía y fisiología humana, Novena Edición Ed. Año 2009.

(a) Relación del corazón con el esternón y las costillas, (b) Vista transversal que revela la posición relativa del corazón en el tórax, (c) Relación del corazón y de los grandes vasos con los pulmones. El funcionamiento cardíaco, se caracteriza por las contracciones y las relajaciones periódicas que se realizan en diferentes fases del ciclo cardíaco.

En cada latido podemos distinguir 5 fases importantes:

1. Sístole auricular.
2. Contracción ventricular isovolumétrica.
3. Eyección.
4. Relajación ventricular isovolumétrica.
5. Llenado auricular pasivo.

Las tres primeras, corresponden a la sístole (contracción miocárdica e impulso de la sangre) y las dos últimas a la diástole (relajación cardíaca y llenado de sus cavidades). En la figura 3 podemos apreciar las diferentes partes y zonas del corazón.

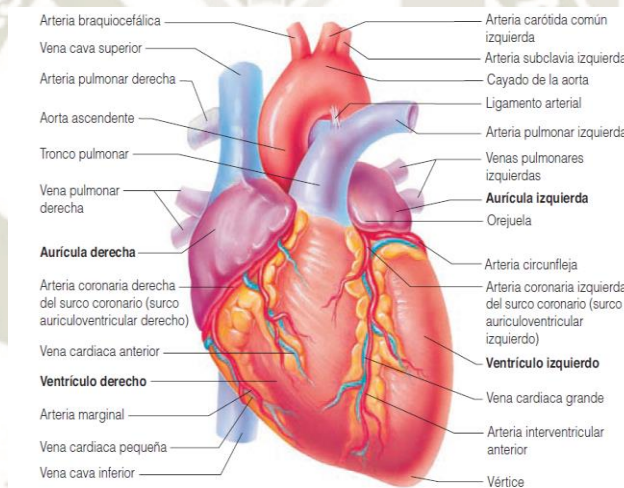


Figura 3 Anatomía General del Corazón.

Fuente: Elaine N. Marieb, Anatomía y fisiología humana, Novena Edición Ed. Año 2009.

El corazón, está revestido de un saco de doble pared denominado **pericardio**. La parte superficial suelta de ajuste de este saco se denomina **pericardio fibroso**.

Esta capa fibrosa ayuda a proteger al corazón y lo ancla a sus estructuras circundantes, como el diafragma y el esternón. Al fondo del pericardio fibroso se encuentra el resbaladizo **pericardio seroso** bicapa. Su **capa parietal** rodea la parte interior del pericardio fibroso. En la parte superior del corazón, esta capa parietal, que une a las arterias grandes que salen del corazón que realiza un giro en forma de U y continúa por la parte inferior sobre la superficie cardíaca como la **capa visceral** (o **epicardio**), que en realidad forma la parte de la pared cardíaca.

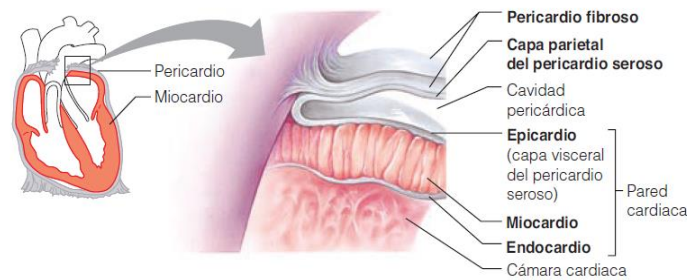


Figura 4 Pared y Revestimientos Cardíacos – Anatomía General del Corazón.

Fuente: Elaine N. Marieb, Anatomía y fisiología humana, Novena Edición Ed. Año 2009.

Las membranas serosas del pericardio producen un líquido lubricante (líquido seroso). El líquido seroso, permite que el corazón, bombee fácilmente en un entorno relativamente libre de fricciones a medida que las capas serosas del pericardio se deslizan suavemente entre sí. Las paredes cardíacas, están compuestas por tres capas: el epicardio más externo, el miocardio y el endocardio más interno, como se observa en la Figura 4.

El miocardio, consta de gruesos fascículos de músculo cardíaco torcidos en forma de espiral, organizada de formas anulares. Se trata de la capa que se contrae realmente. A la vez también está reforzado en su interior por una red de tejido conectivo fibroso y denso denominada “esqueleto del corazón”.

El endocardio, es una fina lámina brillante que rodea las cámaras cardíacas, al mismo tiempo es la continuación de los revestimientos de los vasos sanguíneos que salen del corazón y entran en él.

La Figura 5 muestra dos vistas del corazón: Primera vista anterior externa y una segunda vista sección frontal. Aquí vamos a ubicar las cuatro válvulas más importantes del corazón:

- 1.- Válvula Aurícula Ventricular Derecha, más conocida como Válvula Tricúspide.
- 2.- Válvula Semipulmonar.
- 3.- Válvula Semilunar aórtica.
- 4.- Válvula Aurícula Ventricular Izquierda, más conocida como Válvula Bicúspide.

[4] Elaine N. Marieb, Anatomía y fisiología humana, Novena Edición Ed. Año 2009 Pág.: 362 y 374.

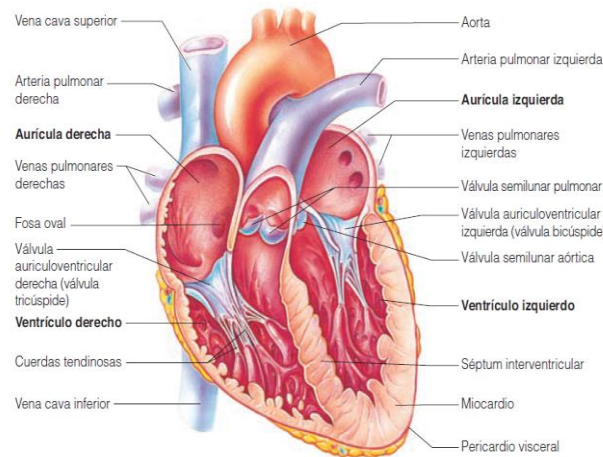


Figura 5 Sección Frontal que muestra las Cámaras y Válvulas Interiores -Anatomía General del Corazón.

Fuente: Elaine N. Marieb, Anatomía y fisiología humana, Novena Edición Ed. Año 2009.

2.2.2 Sistema de Circulación de la Sangre

El sistema de circulación, es el movimiento de la sangre a través de corazón y el resto cuerpo que tiene una duración de 20 segundos, es decir va bombear sangre a cada célula del cuerpo. Nuestro cuerpo necesita constantemente de sangre para nutrirse para la salud del cuerpo y crecimiento.

La sangre, ha hecho la primera parte de su trabajo entregando oxígeno y nutrientes a las células, ahora es el momento de la segunda parte de trabajo de la sangre que está llevando los desechos lejos de las células a los sistemas excretores del cuerpo.

Normalmente, alrededor del 20% del total la sangre es bombeada por el corazón izquierdo e ingresará en los riñones a someterse a la filtración, donde los productos de desecho se eliminarán de la sangre para mantener su cuerpo sano, y luego la sangre vuelve a corazón correcto.

Circulación sistémica: Corazón izquierdo → Aorta → Arterias → Arteriolas → Capilares → Venas → Venas → Vena cava

El lado derecho del corazón, recibe sangre no oxigenada del cuerpo para ser bombeada a los pulmones para captar el oxígeno y eliminar el dióxido de carbono. El dióxido de carbono, sale de la sangre exhalando a través de los pulmones y el oxígeno entra a la sangre por el aire que respiramos.

Ahora, la sangre tiene el oxígeno que necesita para volver al lado izquierdo del corazón y comenzar de nuevo la circulación sistémica y la circulación pulmonar que ocurren en menos de medio minuto.

Circulación pulmonar: corazón derecho → arterias pulmonares → pulmones → vena pulmonar → corazón izquierdo.

Los vasos sanguíneos que llevan sangre (sangre oxigenada a excepción de la arteria pulmonar, que contiene sangre desoxigenada) lejos del corazón se llaman arterias.

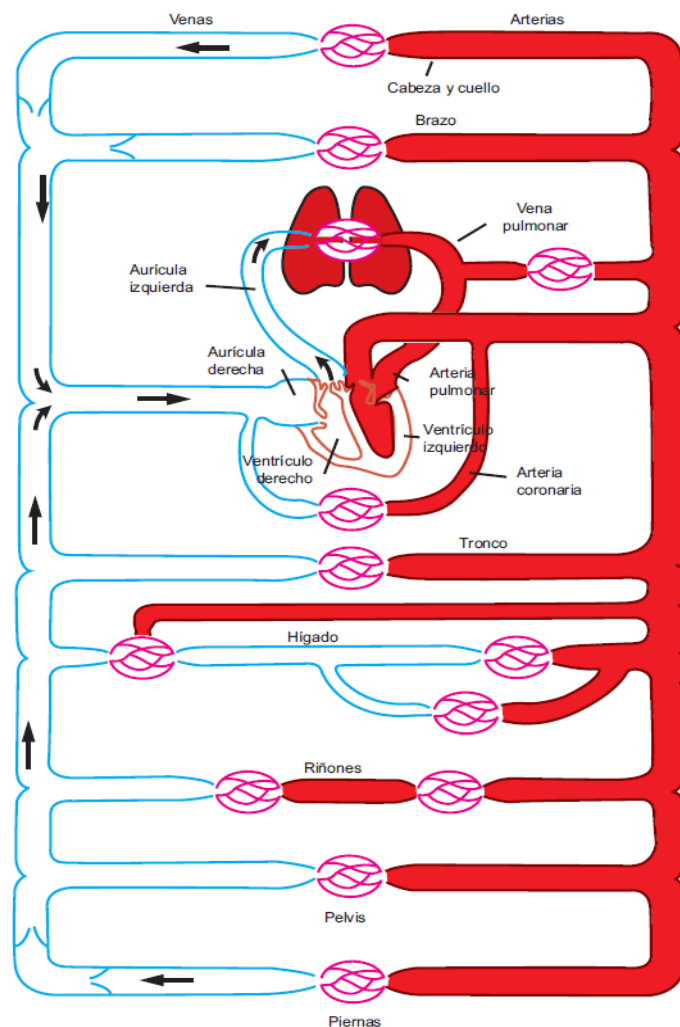


Figura 6 Sistema Circulatorio de la Sangre del Cuerpo Humano.

Fuente: Elaine N. Marieb, Anatomía y fisiología humana, Novena Edición Ed. Año 2009.

2.2.2.1 Vasos sanguíneos

La sangre, circula dentro de unos vasos sanguíneos que forman parte de un sistema de transporte cerrado, llamado sistema vascular, como podemos ver en la figura 6.

Es aquí en estos vasos sanguíneos donde se transporta sangre (sangre desoxigenada a excepción de las venas pulmonares, que contienen sangre oxigenada) de regreso al corazón que se denominan venas.

En cada latido del corazón, la sangre es impulsada por medio de las arterias grandes que salen del corazón, para luego pasar a las arterias más pequeñas y después a las arteriolas, para nutrir los lechos capilares de los tejidos.

Los vasos capilares, se drenan mediante vénulas, que se vacían en las venas y finalmente se vacían en las grandes venas (venas cavas) que va a entrar al corazón.

Las arterias, transportan sangre fuera del corazón y las venas drenan los tejidos para regresar la sangre al corazón.

Los vasos capilares, se extienden y se ramifican por los tejidos, para conectar las arterias más pequeñas (arteriolas) con las venas más pequeñas (vénulas) y así poder satisfacer a las células corporales.

Las arterias rojas, indica que la sangre es rica en oxígeno (estado normal de la sangre en la mayoría de las arterias corporales) y las venas azules indica la sangre rica en dióxido de carbono y relativamente pobre en oxígeno (estado normal de la sangre en la mayoría de las venas).

2.3 Cirugía Cardiovascular

La Cirugía Cardiovascular (CCV) es una especialidad de la medicina que va estudiar los trastornos y enfermedades del sistema cardiocirculatorio que va necesitar de terapia quirúrgica. Entonces la cirugía cardiovascular, va corregir problemas del corazón que otros tratamientos no solucionaron o por algún motivo no se pudo usar. La cirugía de adultos más común es el bypass de la arteria coronaria, se conoce como cirugía de revascularización coronaria. Este procedimiento, se toma una arteria o vena sana que se conecta (bypass) a la arteria coronaria (del corazón) bloqueada.

Usos de la Cirugía Cardiovascular:

- ✓ Para reparar o reemplazar las válvulas que controlan el flujo de sangre a través de las cámaras del corazón.
- ✓ Para reparar estructuras anormales o dañadas.
- ✓ Para implantar dispositivos para regular el ritmo cardíaco o mantener la función del corazón y el flujo sanguíneo.
- ✓ Para reemplazar el corazón lesionado por el corazón de un donante.
- ✓ Para tratar la insuficiencia cardíaca y la enfermedad coronaria.
- ✓ Para controlar los ritmos cardíacos anormales.

Las cirugías de corazón están sometido a riesgos, aunque los resultados, casi siempre son exitosos. Presentan riesgos, como por ejemplo el sangrado (hemorragia), infecciones, latidos irregulares y derrame cerebral.

CAPITULO III

3.- Instrumentación Biomédica

3.1 Conceptos Básicos

Las señales bioeléctricas, son generadas por ciertas zonas del cuerpo humano, como son los músculos, el cerebro, el corazón que son señales químicas o reacciones mecánicas que se convierten señales eléctricas. Las señales eléctricas, están siendo medidas por sensores, las cuales serán convertidas los procesos físicos en señales eléctricas de medición.

Los biosensores, muestran señales eléctricas analógicas, continuas en el tiempo y pasaran por un proceso de amplificación, filtrado, acondicionamiento, para luego ser enviadas a una etapa o bloque de conversión analógico/digital.

Las señales analógicas ya digitalizadas pasaran por un proceso almacenamiento, procesamiento, conversión digital/analógico, aplicación de los métodos de acondicionamiento de señal, finalmente ser mostradas o leídas para su evaluación.

3.1.1 Fundamentos

Un sistema básico de instrumentación, tiene dispositivos de salida que permiten observar la señal en un formato que es fácil de comprender. Los dispositivos, pueden ser de forma numérica o gráfica, discreta o continua, de forma temporal o constante.

En la fabricación de equipos de visualización, se pueden ver de manera visual las señales de salida, salida audible, como por ejemplo los latidos del corazón en el caso del Electrocardiógrafo de la figura 7.

Con el avance de las telecomunicaciones y las redes, estas señales son recibidas por un dispositivo receptor en el domicilio del paciente y ser retransmitidas a otro dispositivo receptor para que sea procesada o almacenada.

En la figura 8 podemos apreciar la importancia a la señal de calibración, que es una señal con amplitud y frecuencia conocida, que se aplica en sistemas de instrumentación en la entrada del sensor.

Esta señal de calibración, realizará ajustes en los componentes más importantes del equipo electrónico, haciendo que la salida y entrada estén relacionadas en su medida. Si no existiera esta señal de calibración, sería imposible convertir la salida como una señal representativa.

Entonces la retroalimentación, es un elemento importante, no es parte de todos los sistemas de instrumentación, como en el caso de los marcapasos y ventiladores que estimulan al corazón o los pulmones.

Los dispositivos de retroalimentación que almacenan información de datos fisiológicos y que estimulan una respuesta (latido del corazón o la respiración) son parte de los sistemas de

bioalimentación que hace conocer al paciente una medición fisiológica (la presión sanguínea) y usa un control consciente para cambiar la respuesta fisiológica.

[2] John D. Enderle, Susan M. Blanchard, Joseph D. Bronzino, Bioinstrumentation “Introduction to Biomedical Engineering”, Second Edition, 2005 Cap. (8): p. 407-408.

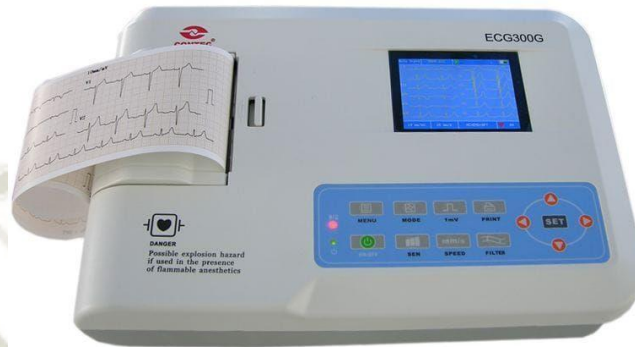


Figura 7 Electrocardiógrafo.

Fuente: John D. Enderle, Susan M. Blanchard, Joseph D. Bronzino, Bioinstrumentation “Introduction to Biomedical Engineering”, Second Edition, 2005.

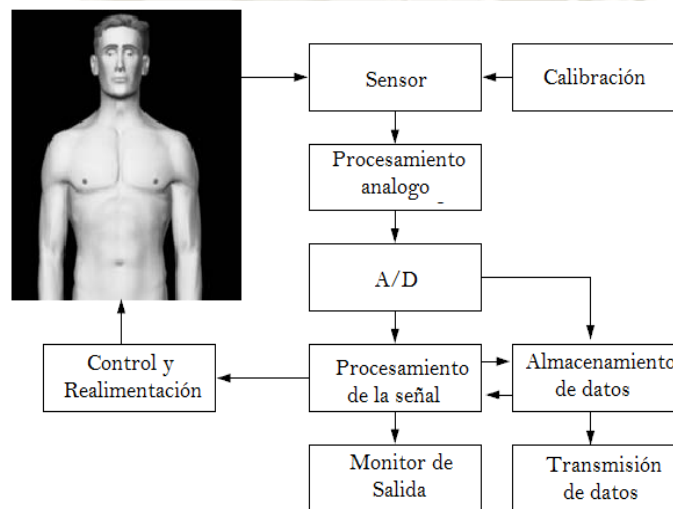


Figura 8 Sistema Básico de Instrumentación con Sensor para Medición de una Señal de Adquisición Datos, Almacenamiento, Capacidad de Monitoreo, Control y Realimentación.

Fuente: D. Enderle, Susan M. Blanchard, Joseph D. Bronzino, Bioinstrumentation “Introduction to Biomedical Engineering”, Second Edition, 2005.

3.2 Amplificadores Biopotenciales

Los bioseñales, se registran como potenciales, voltajes y fuerzas de campo eléctrico generadas por los nervios y los músculos. Estas mediciones implican voltajes a niveles muy bajos, típicamente comprendidos entre $1\mu\text{V}$ y 100mV , con impedancias de fuente altas y señales de interferencia de alto nivel superpuestas y ruido.

Los amplificadores adecuados para medir estas señales tienen que satisfacer requisitos muy específicos. Deben proporcionar amplificación selectiva de la señal fisiológica, rechazar el ruido superpuesto o las señales de interferencia para garantizar la protección contra daños a través de tensiones de voltaje y corriente para el paciente, así como también para los equipos electrónicos. Los amplificadores con estas especificaciones se conocen como amplificadores biopotenciales.

3.2.1 Requisitos Básicos del Amplificador

Los requisitos básicos que un amplificador biopotencial, se rigen bajo los siguientes conceptos:

- ✓ El proceso fisiológico a monitorizar no debe ser asumido de ninguna manera por el amplificador.
- ✓ La señal medida no debe distorsionarse.
- ✓ El amplificador debe proporcionar la mejor separación posible de señal e interferencias.
- ✓ El amplificador tiene que ofrecer protección al paciente contra cualquier riesgo de descarga eléctrica.
- ✓ El propio amplificador debe estar protegido contra daños que pudieran resultar de altas tensiones de entrada, ya que ocurren durante la aplicación de desfibriladores o instrumentación electro quirúrgica.

[3] Medical Devices and Systems the Biomedical Engineering-Handbook Third Edition 2006 by Joseph D. Bronzino Cap. (52): p. 52-2.

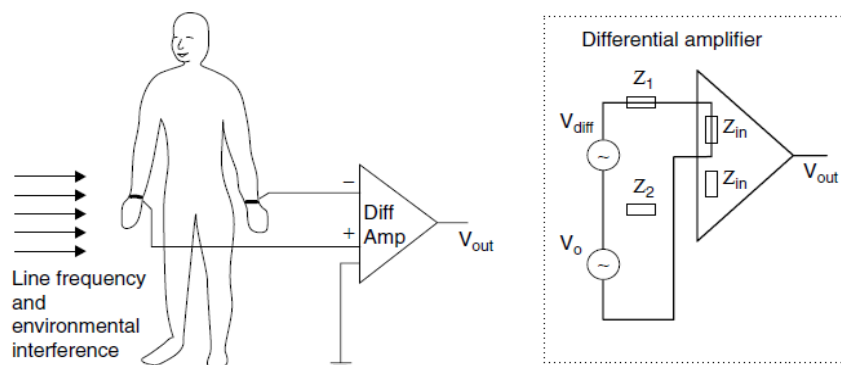


Figura 9 Configuración Típica para la Medición de Biopotenciales.

Fuente: Medical Devices and Systems the Biomedical Engineering-Handbook Third Edition 2006 by Joseph D. Bronzino.

Las señales biológicas aparecen entre dos electrodos de medición, uno en el brazo derecho y otro en el brazo izquierdo del paciente y es alimentada a las entradas inversora y no inversora del amplificador diferencial.

La señal de entrada al amplificador consiste en cinco componentes, tal como apreciamos en la figura 9 y lo describimos de la siguiente manera:

- (1) El biopotencial deseado.
- (2) Biopotenciales no deseados.
- (3) Una señal de interferencia de la línea eléctrica de 60 Hz (50 Hz en algunos países) y sus armónicos.
- (4) Señales de interferencia generada por el interfaz de tejido/electrodo.
- (5) Ruido.

El diseño adecuado del amplificador proporcionara el rechazo de una gran parte de las interferencias de la señal.

La función principal del amplificador diferencial, como se muestra en la figura 9 es rechazar la interferencia de frecuencia de línea que está acoplada electrostáticamente o magnéticamente al sujeto.

El biopotencial deseado, aparece como una tensión entre los dos terminales de entrada del amplificador diferencial y se denomina señal diferencial.

Toda señal de interferencia de frecuencia de línea, sólo muestra diferencias muy pequeñas en amplitud y fase entre los dos electrodos de medición, que van produciendo aproximadamente el mismo potencial en ambas entradas en este caso entre las entradas y la masa que se denomina señal de modo común.

El fuerte rechazo de la señal de modo común, es una de las características más importantes de un buen amplificador biopotencial. La relación de rechazo de modo común (CMRR) de un amplificador se define como la relación entre la ganancia de modo diferencial y la ganancia de modo común.

Podemos apreciar en la figura 9, el rechazo de la señal de modo común en un amplificador biopotencial, es tanto una función del amplificador CMRR como las impedancias de fuente Z_1 y Z_2 . Ahora para el amplificador biopotencial ideal con

$Z_1 = Z_2$ y CMRR infinito del amplificador diferencial, la tensión de salida es la señal biológica pura amplificada por GD, la ganancia de modo diferencial:

$V_{out} = GD \cdot V_{biol}$. Con un CMRR finito, la señal de modo común no se rechaza completamente, añadiendo el término de interferencia $GD \cdot V_c / CMRR$ a la señal de salida.

Incluso en el caso de un amplificador diferencial ideal con CMRR infinito, la señal de modo común no desaparecerá completamente a menos que las impedancias de la fuente sean iguales. La señal de modo común V_c hace que las corrientes fluyan a través de Z_1 y Z_2 .

Las caídas de voltaje relacionadas muestran una diferencia si las impedancias de la fuente son desiguales, generando así una señal diferencial en la entrada del amplificador que, por supuesto, no es rechazada por el amplificador diferencial. Con la ganancia G_D del amplificador y la impedancia de entrada Z_{in} , la tensión de salida del Amplificador es:

[3] Medical Devices and Systems the Biomedical Engineering-Handbook Third Edition 2006 by Joseph D. Bronzino Cap. (52): p. 52-2.

$$V_{out} = G_D V_{biol} + \frac{G_D V_c}{CMRR} + G_D V_c \left(1 - \frac{Z_{in}}{Z_{in} + Z_1 - Z_2} \right)$$

Ecuación 1

La salida de un amplificador biopotencial real consistirá siempre en el componente de salida deseado debido a un bioseñal diferencial, un componente no deseado debido al rechazo incompleto de señales de interferencia de modo común como una función de CMRR y un componente no deseado debido al desequilibrio de impedancia de fuente que permite una pequeña proporción de una señal de modo común que aparece como una señal diferencial para el amplificador.

Dado que los desequilibrios de impedancia de fuente de 5.000 a 10.000, causados principalmente por electrodos, no son infrecuentes, y el rechazo suficiente de interferencias de frecuencia de línea requiere un CMRR mínimo de 100 dB, la impedancia de entrada del amplificador debe ser al menos 109 a 60 Hz para evitar que la fuente desequilibrio de impedancia de deterioro del CMRR global del amplificador. Los amplificadores biopotenciales de vanguardia proporcionan un CMRR de 120 a 140 dB.

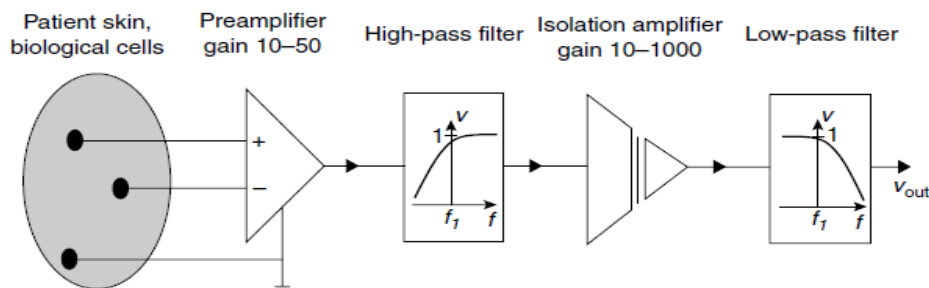


Figura 10 Diseño esquemático de las etapas principales de un amplificador biopotencial.

Fuente: Medical Devices and Systems the Biomedical Engineering-Handbook Third Edition 2006 by Joseph D. Bronzino.

Los tres electrodos que son colocados al paciente, ingresan a una etapa de pre amplificación. Hay de eliminar la Corriente Continua y las interferencias de baja frecuencia, para que la señal se conecte a un filtro de paso bajo de salida a través de una etapa de aislamiento que proporciona seguridad eléctrica al paciente, evita bucles de tierra y reduce la influencia de las señales de interferencia.

Con el fin de proporcionar una calidad óptima de la señal y un nivel de voltaje adecuado para el procesamiento adicional de la señal, el amplificador tiene que proporcionar una ganancia de 100 a 50.000 y necesita mantener la mejor relación señal / ruido posible.

La presencia de señales de interferencia de alto nivel no sólo deteriora la calidad de las señales fisiológicas, sino que también restringe el diseño del amplificador biopotencial.

Los potenciales de semiconductores de electrodos, por ejemplo, limitan el factor de ganancia de la primera etapa de amplificador, ya que su amplitud puede ser varias órdenes de magnitud mayor que la amplitud de la señal fisiológica.

Para evitar que el amplificador entre en saturación, este componente tiene que eliminarse antes de que se pueda proporcionar la ganancia requerida para la señal fisiológica. Los electrodos que proporcionan la transición entre el flujo iónico de corriente en el tejido biológico y el flujo electrónico de corriente en el amplificador, que representan un complejo sistema electroquímico.

[3] Medical Devices and Systems the Biomedical Engineering-Handbook Third Edition 2006 by Joseph D. Bronzino Cap. (52): p. 52-2.

CAPITULO IV

4.- Concepto y principio de funcionamiento de la Máquina de Circulación Extracorpórea para Cirugía de Tórax y Cardiovascular

4.1 Inicios de la Circulación Extracorpórea

Existió unos cirujanos que especularon sobre el uso de sistemas corazón pulmón, pero ninguno fue más allá, a excepción de John Gibbon.

La máquina de circulación extracorpórea o corazón pulmón, ha estado constituida de un cilindro giratorio en cuya superficie interior la sangre libera el CO₂ y se oxigenaba. El sistema de bombeo consistía en unas bolsas de caucho, las cuales se comprimían y se expandían alternativamente mediante un sistema de vacío y aire comprimido. El sistema permitía un flujo de 500 ml/minuto.

Los primeros experimentos se realizaron en gatos, una vez dormidos con éter se conectaba al sistema y se simulaba un embolismo pulmonar mediante una pinza en la arteria pulmonar. Durante estos experimentos, sólo tres animales recuperaron las funciones cardiorrespiratorias normales, y todos murieron después de varias horas.

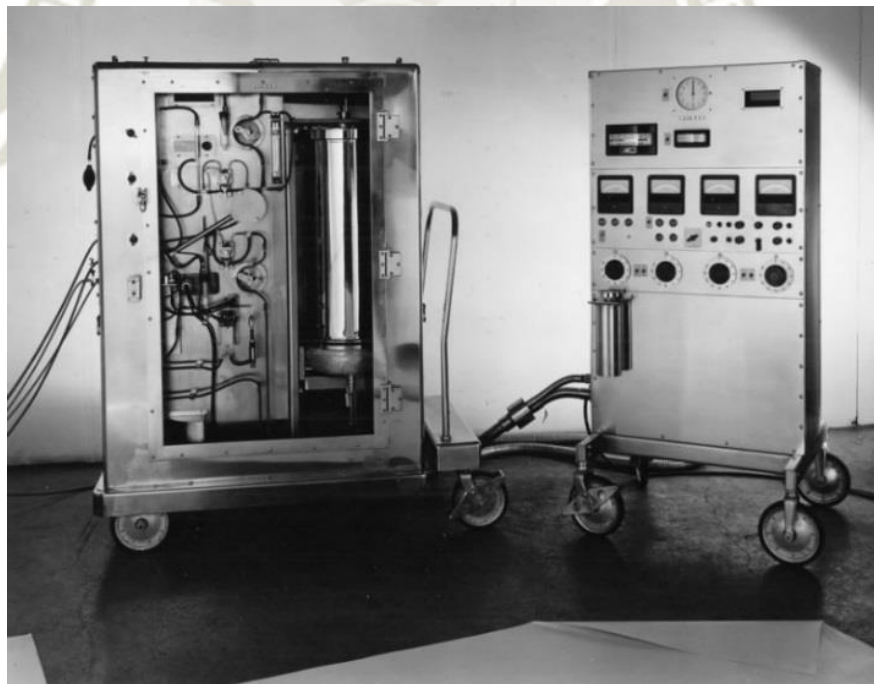


Figura 11 Máquina corazón / pulmón Gibbon-IBM.

Fuente: Gibbon JH. Application of a mechanical heart and lung apparatus to cardiac surgery.

En 1946, en Suecia, Crafoord y Anderson, idearon la primera máquina que utilizaría un sistema de discos rotatorios.

Ésta consistía en varios discos que giraban sumergidos en un depósito de sangre, creando una fina membrana de ella en la superficie, lo que facilitaba la oxigenación. La sangre se bombeaba mediante dos bombas pulsátiles.

Durante varios años, Viking Bjork, realiza estudios acerca de los cambios fisiológicos en la sangre, causados por el bypass cardiopulmonar. A pesar de que el sistema funcionaba bien en animales, nunca se utilizó en humanos.

A finales de la década de 1940, en la Universidad de Utrech (Holanda), Jongbloed también diseñó y construyó un sistema de bypass cardiopulmonar que consistía en seis tubos giratorios de plástico en forma de espiral. Solamente se utilizó en experimentación.

En 1953, John Gibbon, en Filadelfia, llevó a cabo la primera operación intracardiaca con circulación extracorpórea, pero fueron las investigaciones realizadas por Lillehei, las que llevaron al establecimiento del dispositivo de circulación extracorpórea, constituido por la bomba de Sigmamotor y el oxigenador de burbujas de DeWall, que determinó un método de circulación extracorpórea accesible a los centros quirúrgicos del mundo.

El desarrollo de dispositivos de bombeo – impulsión de sangre eficientes y traumáticos ha sido paralelo al desarrollo de la tecnología de oxigenación. Distintos tipos de mecanismos de impulsión se han utilizado, como por ejemplo: rodillos cónicos, rodillos dobles, bombas centrífugas, tornillos de Arquímedes, bombas de pistón de diafragma y bombas de tipo ventricular.

[4] Gibbon JH. Artificial maintenance of circulation during experimental occlusion of pulmonary artery. Arch Surg 1937; 34: 1105.

[5] Gibbon JH. Application of a mechanical heart and lung apparatus to cardiac surgery. Minn Med 1954; 37: 171.

4.2 ¿Qué es la Máquina de Circulación Extracorpórea?

La máquina de circulación extracorpórea, es denominada máquina de derivación cardiopulmonar. Asume las funciones del corazón encargándose de la función de bombeo y oxigenando la sangre.

De esta manera, el corazón permanece inmóvil durante la operación, lo cual es necesario para abrir el corazón (cirugía de corazón abierto).

Cuando el paciente está conectado a una máquina de circulación extracorpórea, ésta realizara las mismas funciones del corazón y los pulmones. La máquina va transporta la sangre desde la cavidad superior derecha del corazón (la aurícula derecha) a un recipiente especial llamado oxigenador.

Dentro del oxigenador, se van a originar las burbujas de oxígeno, que se van a mezclar con la sangre y esto se va introducir a los glóbulos rojos. Por lo tanto la sangre va tomar un color rojo oscuro (carencia de oxígeno) a rojo vivo (rica en oxígeno).

Seguidamente, se contara con un filtro que va eliminar todas las burbujas de aire de la sangre rica en oxígeno, para ser transportado por un tubo de plástico hasta llegar un conducto de sangre del organismo, denominada la aorta, para luego dirigirse al resto del organismo. La máquina de circulación extracorpórea puede suplir las funciones del corazón y los pulmones por varias horas.

La Máquina Extracorpórea, cuenta con sensores, que ayudara a monitorear una cirugía a corazón abierto. Para esto mencionaremos los sensores que involucran en el sistema:

- ✓ **Sensor de Burbuja:** Detectará la existencia de burbujas de aire en la sangre, donde se está interviniendo, ya sea en el circuito de cánula arterial o venosa.
- ✓ **Sensor de Nivel:** Detectará el nivel de almacenamiento de sangre en el reservorio, según donde esté ubicado, nivel alto o bajo.
- ✓ **Sensor de Presión:** Detectará las presiones en la línea arterial, antes y después de la bomba de rodillo.
- ✓ **Sensor de Temperatura:** Detectará la temperatura de la sangre que está en el reservorio para ser entregada la sangre al paciente.

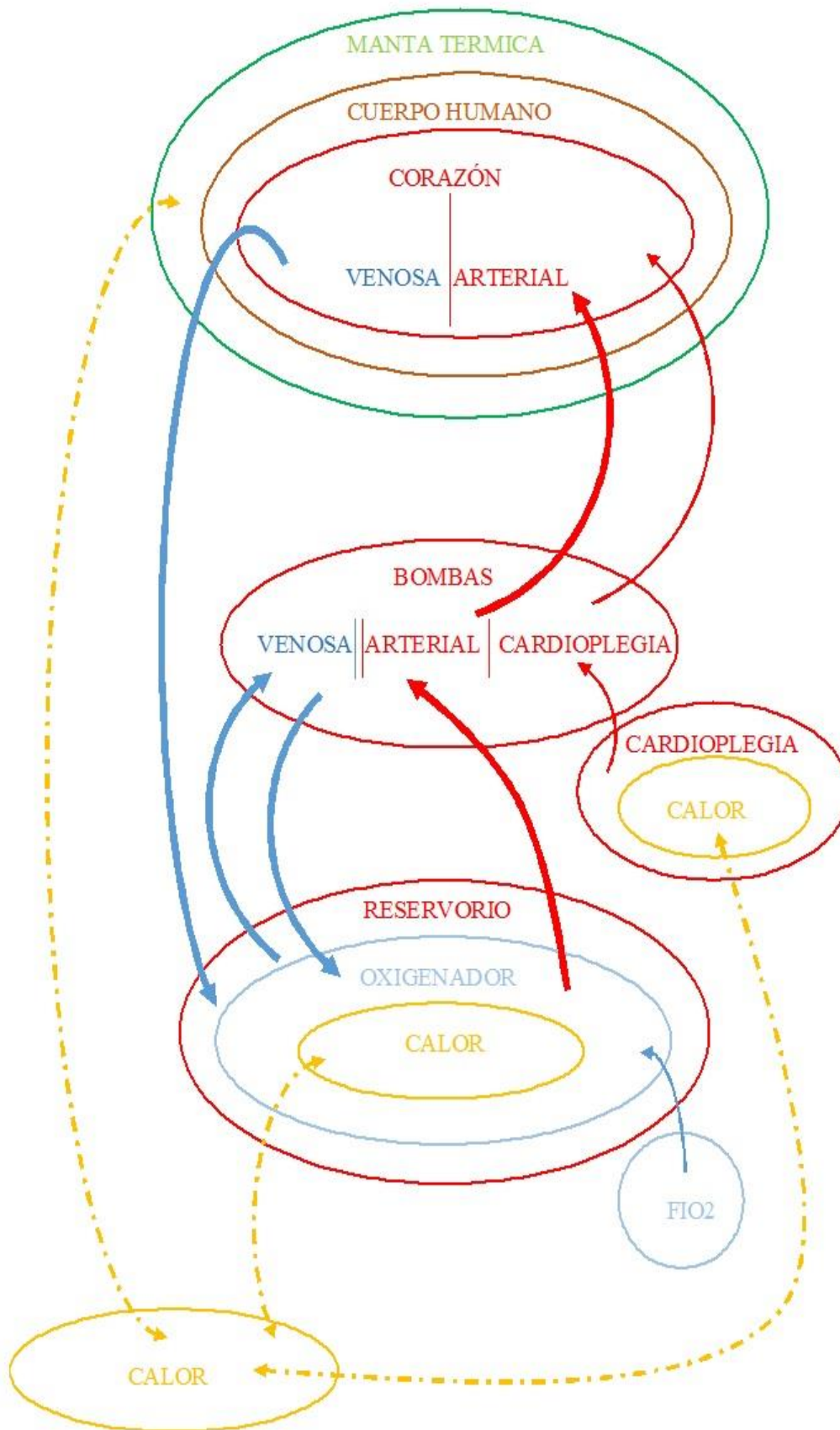


Figura 12 Diagrama Básico de Perfusión en Cirugía a Corazón Abierto.

Fuente: Elaboración Propia.

Descripción del diagrama básico de perfusión en cirugía a corazón abierto:

- 1.- Zona Circular Verde, descrita como la manta térmica que cumple la función de transferencia de calor.
- 2.- Zona Circular Café, el cuerpo del paciente donde está ubicado el corazón.
- 3.- Zona Circular Roja, está conformada por:
 - ✓ Corazón, está conformada por arteria y venas
 - ✓ Bombas, se describirán como arteria y venosa.
 - ✓ Reservorio, almacenará sangre de la línea venosa, para luego ser filtrada, oxigenada y por medio de la bomba arteria entregada a la arteria del corazón.
 - ✓ Cardioplegia, se inserta en la línea arterial o en alguna arteriola para suministrar sangre nutrida al corazón.
- 4.- Zona Circular Celeste, es el oxigenador hace de pulmón artificial que proporcionar sangre oxigenada al corazón por medio de una bomba descrita como arterial. El oxigenador, dependerá de la cantidad de concentración de oxígeno que se le va a proporcionar denominado FIO₂. Por ejemplo, en el caso del aire ambiental la FIO₂ es de 12%.
- 5.- Zona Circular Amarilla, es el intercambiador de calor, que mediante un primer circuito de agua vamos a realizar transferencia de calor por medio de la manta térmica al paciente, un segundo circuito de agua al reservorio y por último un tercer circuito de aguas la zona de cardioplegia. Hay que mencionar que el agua no tiene contacto con el cuerpo del paciente ni con la sangre.



Figura 13 Máquina de Circulación Extracorpórea con Set de Perfusión.

Fuente: Elaboración Propia.

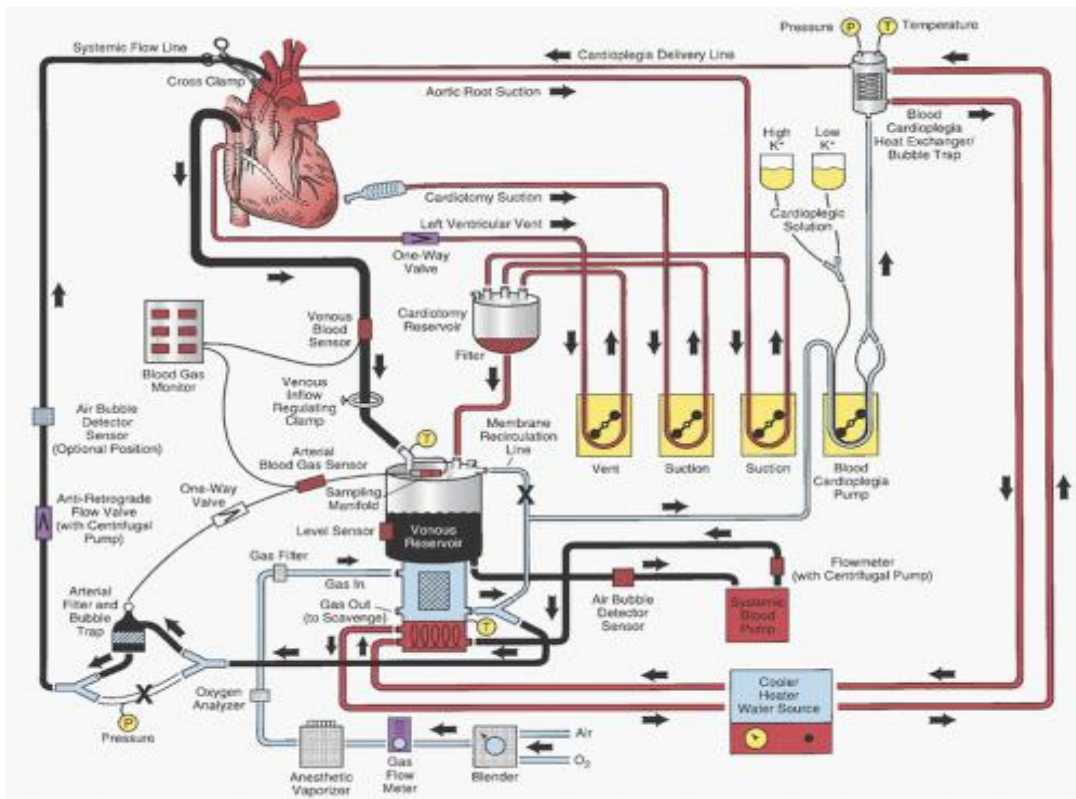


Figura 14 Circuito Típico de Derivación Cardiopulmonar.

Fuente: Cardiopulmonary Bypass Principles and Techniques First Ed. 2016 Edited by Mohammad & Amman Jordan.

El sistema de máquina corazón pulmón, es uno de los equipos de alta tecnología médica que permite controlar y monitoriza la circulación extracorpórea durante una cirugía a corazón abierto.

[6] Lillehei CW. Controlled cross-circulation for direct-vision intracardiac surgery: Correction of ventricular septal defects, atrioventricularis communis and trectalogy of Fallot. Postgrad Med 1955; 17: 388.

[7] Lillehei CW, Cohen M, Warden HE, Read RC, Aust JB, DeWall RA, Varco RL. Direct vision intracardiac surgical correction of tetralogy of Fallot, pentalogy of Fallot and pulmonary atresia defects. Report of firstten cases. Ann Surg 1955; 142: 418.

4.3 Máquina de Circulación Extracorpórea

El sistema de máquina corazón-pulmón HL 20, controla y monitoriza la circulación extracorpórea durante la cirugía a corazón abierto, denominada perfusión arterial o derivación corazón-pulmón. Consta de consola de 4 bombas, dicha configuración de la máquina corazón-pulmón será llevada a cabo según los requerimientos o necesidad.

Partes del Sistema de Circulación Extracorpórea:

1.- Máquina de Circulación Extracorpórea.

2.- Intercambiador de Calor.

3.- Mezclador de Gases.

4.- Monitorización de Sangre.

5.- Registro de Perfusión.

[8] Guía de Usuario Máquina de Circulación Extracorpórea HL 20 Maquet Cardiopulmonary – Alemania

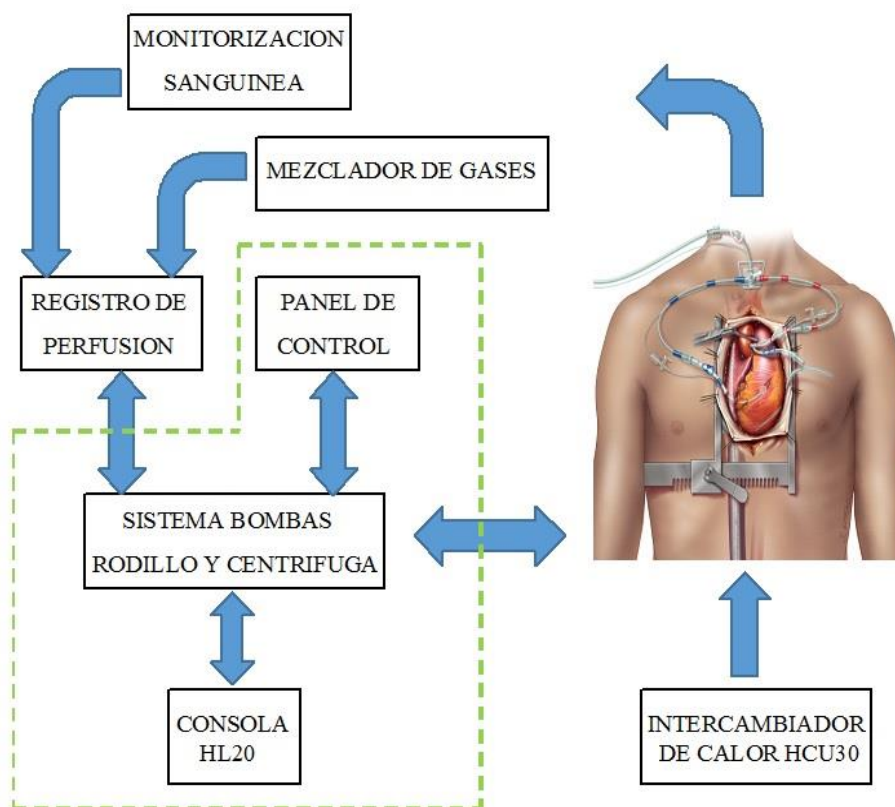


Figura 15 Diagrama de Bloques Completo de la Máquina de Circulación Extracorpórea.

Fuente: Elaboración Propia.

Componentes de la Máquina de Circulación Extracorpórea:

1.- Consola básica.

2.- Módulos de bomba.

3.- Sensor de burbujas.

5.- Lámpara LED (opcional).

6.- Unidad de control del sistema.

7.- Monitor de cardioplegia.

8.- Caja de sensores de temperatura.

10.- Barra de soporte del sistema.

11.- Barra de soporte para infusiones.

12.- Estante superior.

14.- Carcasa para módulos insertables.

15.- Ruedas.

[8] Guía de Usuario Máquina de Circulación Extracorpórea HL 20 Maquet Cardiopulmonary – Alemania.

Diagrama de Bloques:

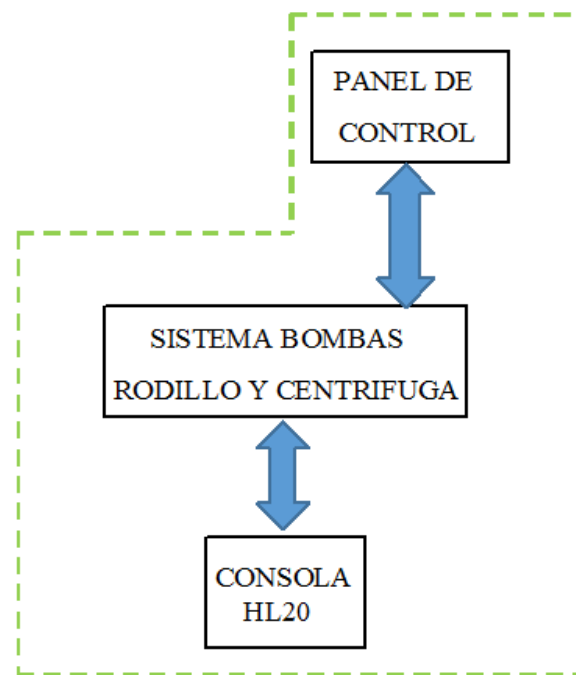


Figura 16 Diagrama de Bloques Básica de la Máquina de Circulación Extracorpórea.

Fuente: Elaboración Propia.

Como podemos observar en el diagrama de la Figura 16, la máquina está compuesto por un Sistema de Panel de Control, que va a permitir controlar los diversos parámetros de monitorización tal es: Temperatura, presiones, nivel, burbuja, tiempo de perfusión, control pulsátil, hipotermia o intercambiador de calor, cardioplegia y el estado de suministro eléctrico. Seguidamente contará con un sistema de bombas de rodillo y centrifuga con la denominación de P1 hasta P5.

Finalmente, la consola básica o modulo rack, donde se aloja cada uno de los módulos de monitorización del sistema, fuente de alimentación que está constituido por una parte eléctrica y electrónica. La comunicación entre estos tres bloques es de manera simultánea en transferencia de datos digitales. A continuación, vamos a empezar por describir cada una de las partes:

4.3.1 Consola Básica

La consola básica tiene todos los componentes del sistema, la unidad de control del sistema y las barras de soporte para infusiones. Además, la consola básica contiene el suministro de energía completo, el Sistema de respaldo de energía de batería de emergencia para las bombas, el sistema de monitoreo y la lámpara.

Las consolas de 4 bombas disponen de 4 interruptores de encendido/apagado "conexión de bomba", y las consolas de 5 bombas disponen de 5.

Diagrama de Bloques:

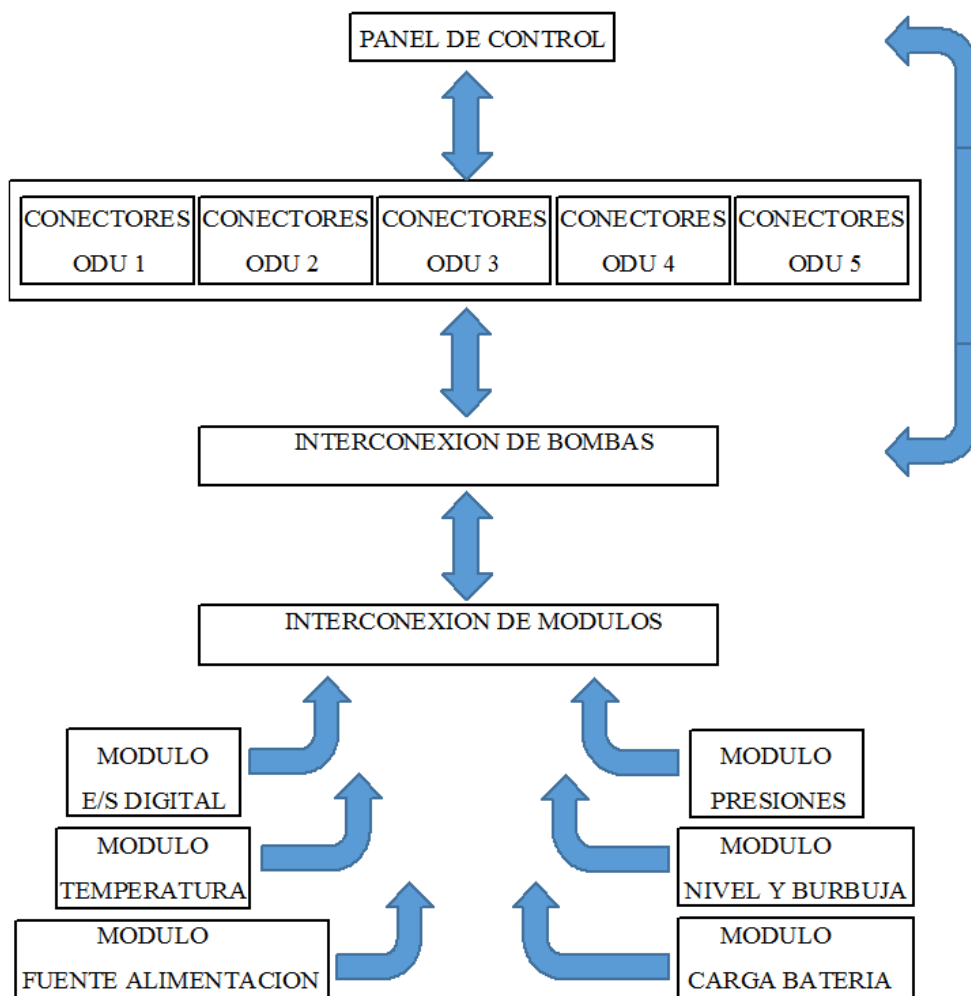


Figura 17 Diagrama de Bloques Básico de la Consola.

Fuente: Elaboración Propia.

El diagrama de la Figura 17 describe internamente la consola básica que está compuesto por los conectores de tipo ODU, que servirá de interface con la Bomba Rodillo en la transmisión de datos digitales y voltajes en DC hacia la Bomba.

Este conector de tipo ODU, se conecta con la tarjeta de interconexión de bombas vía puerto paralelo (DB25). En nuestro caso hay 04 puertos paralelo para las bombas y otro puerto paralelo para la tarjeta de interconexión, con la finalidad de poder comunicarnos con la tarjeta de interconexión de modulo, por medio de un cable del tipo flat con terminal puerto paralelo (DB25).

[8] Guía de Usuario Máquina de Circulación Extracorpórea HL 20 Maquet Cardiopulmonary – Alemania.

4.3.1.1 Interconexión de Módulos para bandeja de 4 a 5 Bombas

El acceso a los módulos del panel de control y de las bombas se realiza a través de la interconexión de módulos. Es en esta tarjeta del panel posterior se genera una señal de diente de sierra que alimenta a cada uno de los módulos.

Esta señal de diente de sierra, está siendo utilizada para sincronizar las señales de parada de PWM (modulación por ancho de pulsos) cuando el módulo va a detener el funcionamiento de una bomba.

Esta tarjeta funciona con 24 VDC que provee la fuente de alimentación para que esta tarjeta pueda proveer los ± 12 VCC y +5 VCC que son muy esenciales para la alimentación de los circuitos de adquisición de datos, amplificadores operacionales, acondicionadores de señal o de aislamiento del panel de control, módulos y bombas rodillo.

[8] Guía de Usuario Máquina de Circulación Extracorpórea HL 20 Maquet Cardiopulmonary – Alemania.



Figura 18 Módulo Rack con Panel Posterior.

Fuente: Guía de Usuario Máquina de Circulación Extracorpórea HL 20 Maquet Cardiopulmonary – Alemania.



Figura 19 Tarjeta Interna de Conexión y Configuración.

Fuente: Elaboración Propia.



Figura 20 Tarjeta Interna de Expansión.

Fuente: Elaboración Propia.

Tabla 1 Descripción del Tarjeta de Interconexión para bandejas de 4 y 5 Bombas.

Jumper	
JMP 5	Cerrado
JMP 6	Cerrado

Punto de Prueba	
Punto de verificación	Clasificación
TP0	0 VI
TP1	0Vs
TP2	+5 VDC
TP3	+12 VDC
TP4	-12 VDC
TP5	+24 VDC
TP6	0 V PU
TP7	0 V CCB
TP8	+5 V CCB
TP9	Diente sierra
TP10	DB Tierra

Fusibles	
Fusibles	Ninguna

Alambrado	
Cable	Conexiones
Cable de Interruptor Principal	P4
Cable de cinta o cable plano	Entre el PSB y P13.
PSB	Para doblar el cable a la derecha.

Panel trasero	Para doblar el cable.
Tablero de interconexión, montado en el panel trasero	A P14
Entrada 29 V AC	Entre el transformador y P9.
Terminales de baterías	A P7
Sensor de Temperatura de baterías	A P6
Ventilador	A P15
Lámpara indicadora de batería	A P3
Lámpara indicadora de carga	A P2
19 VAC	Entre el PSB y P17.
24 VDC	Entre el PSB y P1.
Sensor de temperatura del transformador	A P11
3 VAC	Entre el transformador y P8.

Entrada

Entrada de Voltaje

3 VAC
19 VAC
29 VAC
24 VDC

Salida

Salida de Voltaje

3 VDC
+12 VDC
-12 VDC
Salida del cargador de batería

Fuente: Guía de Usuario Máquina de Circulación Extracorpórea HL 20 Maquet Cardiopulmonary – Alemania.

La consola básica aloja los siguientes módulos estándar:

- ✓ Módulo de control de la consola con cargador de batería
- ✓ Módulo de suministro eléctrico.
- ✓ Módulo de comunicaciones digital (DIO).
- ✓ Módulo de monitorización de temperatura.

- ✓ Módulo de monitorización de presión.
- ✓ Módulo de detección de burbujas/nivel.

[8] Fuente: Guía de Usuario Máquina de Circulación Extracorpórea HL 20 Maquet Cardiopulmonary – Alemania.

4.3.1.2 Tarjeta de Interconexión de Bombas

Cada bomba está conectada a la placa de interconexión. La tarjeta de interconexión se coloca dentro de la cubierta de la consola (debajo de las bombas). Las bombas se comunican a través de la placa de interconexión con la placa del panel posterior. Aquí hacemos uso de los puertos paralelos que servirán para la comunicación digital de las bombas entre sí mismas y la tarjeta de interconexión de módulos, para la transmisión de parámetros eléctricos de alimentación de red eléctrica, configuración, dato de medición de los sensores y estado de las bombas. En la Fig. 21, podemos apreciar la tarjeta de Interconexión de bombas para una mejor apreciación.

[8] Fuente: Guía de Usuario Máquina de Circulación Extracorpórea HL 20 Maquet Cardiopulmonary – Alemania.



Figura 21 Tarjeta de Interconexión de Bombas

Fuente: Elaboración Propia.

Tabla 2 Descripción de la tarjeta de Interconexión para bandejas de 4 y 5 Bombas.

Alambrado

Cableado	Conectado
P1	Para panel trasero
J1	Al conector ODU de la bomba 1
J2	Al conector ODU de la bomba 2
J3	Al conector ODU de la bomba 3

J4	Al conector ODU de la bomba 4
J5	Al conector ODU de la bomba 5

Entrada

Entrada	Desde
P1	Panel Posterior

Salida

Salida	A
J1	Bomba 1
J2	Bomba 2
J3	Bomba 3
J4	Bomba 4
J5	Bomba 5

Fuente: Guía de Usuario Máquina de Circulación Extracorpórea HL 20 Maquet Cardiopulmonary – Alemania.

Datos técnicos:

Tabla 3 Conexiones parte Posterior.

Conexiones de la parte posterior	
Sensores de presión	4 conexiones para sensores de presión
Sensores de temperatura	1 conexión para la caja de sensores de temperatura
Detección de burbujas/nivel	1 conexión para sensor de temperatura 1 conexión para sensor de nivel
DIO	4 conexiones RS232, sólo puede utilizarse el canal 4 (JOCAP, BMU 40)
Lámpara	1 conexión para lámpara LED
Conexiones de la parte superior	Conexión de bomba (ODU)

Fuente: Guía de Usuario Máquina de Circulación Extracorpórea HL 20 Maquet Cardiopulmonary – Alemania.

[8] Guía de Usuario Máquina de Circulación Extracorpórea HL 20 Maquet Cardiopulmonary – Alemania.

4.3.1.3 Conectores ODU

Los conectores ODU, existen de acuerdo a las cantidades de bombas rodillo a usar. Este conector ODU permite la comunicación de cada una de las bombas con la tarjeta de interconexión de módulos y poder recibir o transmitir las ordenes de mando. De esta forma existirá una buena comunicación entre la consola básica y las bombas para esto debe de seguir los siguientes pasos:

1. Prueba cada Conector ODU, retirando una a una las bombas.
 - ✓ Verificamos si el conector ODU está fijado y posee una cobertura de plástico.
 - ✓ Verificamos si la resistencia es >20 mega ohm entre el armazón y todos los pines, excepto el pin A. En caso de una resistencia baja este será aislado.
 - ✓ Verificamos si la resistencia es menor que 1 ohm entre el armazón y el pin A.
 - ✓ Verificamos si todos los soquetes están libres de averías y no están empujados para adentro.

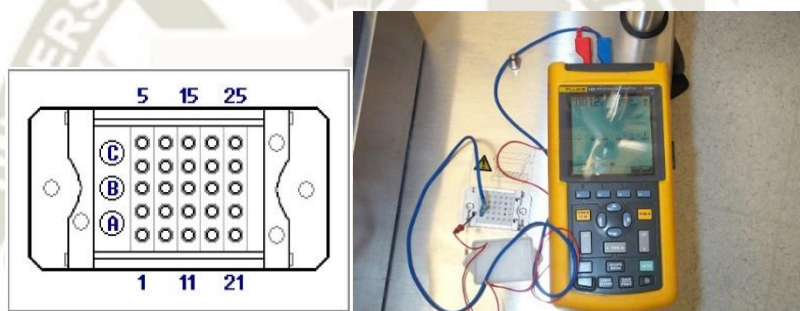


Figura 22 Conector ODU y Verificación de Impedancias.

Fuente: Elaboración Propia.

Tabla 4 Detalles del Conector ODU – Descripción de Señales.

PIN no.	Nombre de la señal	Origen de la señal
A	Tierra	
B	+24V	Fuente Alimentación
C	0 Vp	
1	ART_STOP	Un modulo
2	SLAVE_STOP	Un modulo
3	SUCKER_STOP	Un modulo
4	AUX_STOP	Un modulo
5	CARD_STOP	Un modulo
6	0 Vm	
7	ART_MODE	CCM 20
8	SLAVE_MODE	CCM 20
9	CARDPL_MODE	CCM 20
10	AUX_MODE	CCM 20

11	SUCKER_MODE	CCM 20
12	PUMP_SEL	CCM 20
13	R_TRIGGER	SMU 20
14	CALC_PU_CURVE	(Bomba Arterial)
15	PULS_PU_ACTN	(Bomba Arterial)
16	ACT_VAL_ARTP	(Bomba Arterial)
17	NO USADO	
18	NO USADO	
19	NO USADO	
20	0 VI, 0 Vs	
21	DB_TRANSM_A	
22	DB_RECEIVE_A	
23	DB_TRANSM_B	
24	DB_RECEIVE_B	
25	DB_GND	

Fuente: Guía de Usuario Máquina de Circulación Extracorpórea HL 20 Maquet Cardiopulmonary – Alemania.

En la tabla anterior apreciamos las numeraciones de cada PIN, el nombre de la señal en cada pin que ingresa/sale y desde donde se origina.

[8] Guía de Usuario Máquina de Circulación Extracorpórea HL 20 Maquet Cardiopulmonary – Alemania.

4.3.1.4 Operación de la Red Eléctrica

Una Tensión convencional de 220 a 240 VCA (opcional 110 a 120) V CA. Al hacer funcionar en este modo, la tensión de la línea es exhibida como un porcentaje de la tensión nominal en la ventana del Panel de Control.

Esto es cuando se detectada la tensión de 230 VCA (el 100-120 VCA opcional) por el sistema, 100% es exhibida en la ventana. Un mensaje visual "Mains", mostrando que el sistema está operando a partir de la red eléctrica de línea.

Suministro Eléctrico

Tabla 5 Característica del Suministro Eléctrico.

Suministro eléctrico de la consola	
Consumo de potencia	1.000 VA
Suministro de corriente alterna:	
Red de suministro eléctrico	100 ... 115 V~ 220 ... 240 V~
Frecuencia	50 Hz / 60 Hz

Suministro de corriente continua:	
Tensión interna de alimentación	Tensión nominal 24 VCC
Batería:	
Tipo	2 × gel de plomo Sonnenschein A512/30G6 (30 Ah, 12 VCC)
Autonomía	aprox. 90 min (con baterías completamente cargadas)
Tiempo de carga	Máx. 15 h

Fuente: Guía de Usuario Máquina de Circulación Extracorpórea HL 20 Maquet Cardiopulmonary – Alemania.

Tabla 6 Característica del Suministro Eléctrico – Regletas de Enchufes.

Suministro eléctrico de la regleta de enchufes	
Potencia suministrada	1.600 VA (100 ... 115 V~) 1.700 VA (220 ... 230 V~)
Tensión de red/frecuencia	50 Hz / 60 Hz

Tabla 7 Fusibles.

Fusibles	
Disyuntor:	
Interruptor de alimentación de la consola	7 A (220 ... 240 V~) 16 A (100 ... 115 V~)

Fuente: Guía de Usuario Máquina de Circulación Extracorpórea HL 20 Maquet Cardiopulmonary – Alemania.

Tabla 8 Característica de Fusibles.

Fusibles	
Interruptor de la bomba	16 A
Sistema de monitorización	16 A
Lámpara LED	3 A
Regleta de enchufes	7 A (220 ... 240 V~) 16 A (100 ... 115 V~)

Fuente: Guía de Usuario Máquina de Circulación Extracorpórea HL 20 Maquet Cardiopulmonary – Alemania.

Tabla 9 Característica Suministro Interno de Energía.

Suministro eléctrico interno		
Módulo de bombas de rodillos	RPM TPM	24 VCC
Unidad de control del sistema		24 VCC

Fuente: Guía de Usuario Máquina de Circulación Extracorpórea HL 20 Maquet Cardiopulmonary – Alemania.

[8] **Fuente:** Guía de Usuario Máquina de Circulación Extracorpórea HL 20 Maquet Cardiopulmonary – Alemania.

4.3.1.5 Distribución de Energía Eléctrica

La distribución de energía se divide en varias vías en la fuente de alimentación.

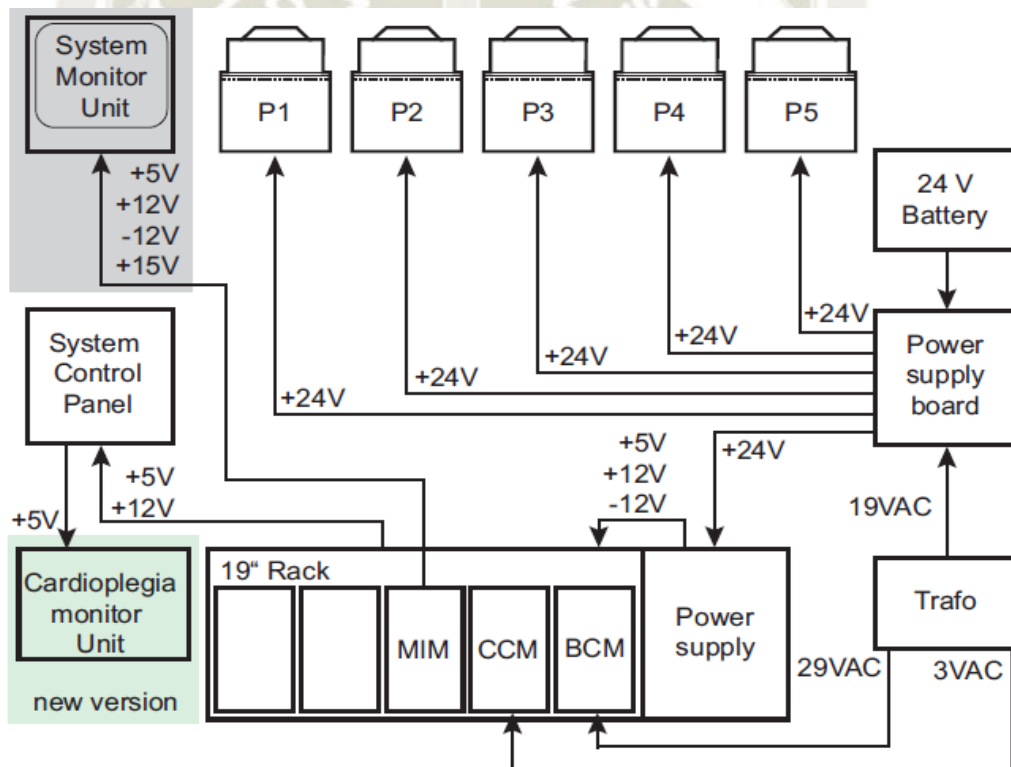


Figura 23 Diagrama de Bloques de Distribución de Potencia.

Fuente: Guía de Usuario Máquina de Circulación Extracorpórea HL 20 Maquet Cardiopulmonary – Alemania.

La Fuente de alimentación genera los voltajes requeridos para los módulos:

- ✓ +24 VDC, +5 VDC para cada uno de los módulos de las Bombas P1 a P2.
- ✓ Internamente la Bomba tiene tarjetas electrónicas y un Motor en DC.
- ✓ +12 VDC, -12 VDC está siendo usado para la protección a tierra.
- ✓ +15 VDC es usado para 0 lógico de la parte de comunicación digital.

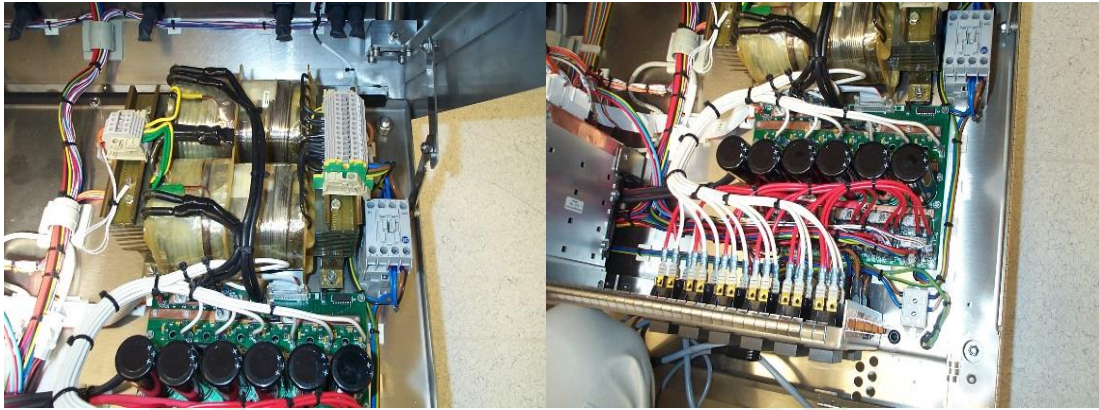


Figura 24 Transformador y Fuente de Alimentación.

Fuente: Elaboración Propia.

Los elementos de distribución de energía de la red son:

- ✓ Transformador de red.
- ✓ Contactor de red.
- ✓ Terminales de red.
- ✓ Tablero de fuente de alimentación.
- ✓ Filtro de red.
- ✓ Panel de fusibles.
- ✓ Fusible de red.
- ✓ Disyuntor.
- ✓ Interruptor de red.
- ✓ Baterías de respaldo.
- ✓ Módulo de fuente de alimentación para suministro de CC.

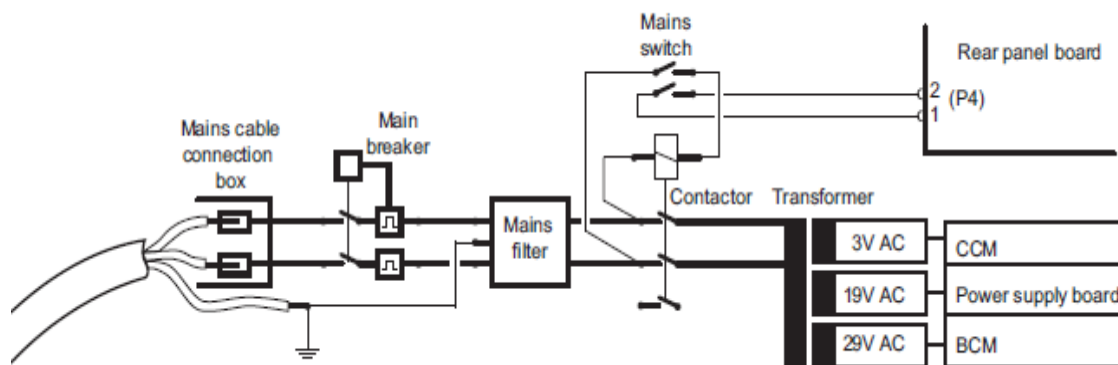


Figura 25 Interconexión de la Fuente de Alimentación.

Fuente: Guía de Usuario Máquina de Circulación Extracorpórea HL 20 Maquet
Cardiopulmonary – Alemania.

En la figura 25 mostramos el diagrama eléctrico desde la toma de red eléctrica, compuesto por interruptores, contactores, filtros y transformador.

A la entrada de la bobina primaria del transformador, ingresara tensiones desde 110VAC hasta 230 VAC para reducir a tensiones a 3, 19 y 29 VAC.

[8] Guía de Usuario Máquina de Circulación Extracorpórea HL 20 Maquet Cardiopulmonary – Alemania.

4.3.1.6 Tarjeta de Fuente de Alimentación Eléctrica.

La tarjeta de la fuente de alimentación es el suministro de tensión al resto del sistema. Las Bombas necesitan voltajes de 24 VDC. La tarjeta electrónica de la fuente de alimentación se basa en circuitos idénticos, uno para cada bomba y uno para módulos de interconexión. Estos circuitos son idénticos y están constituidos por: Rectificadores, Condensadores, filtros de red y Relés.

- ✓ Convierte 19 VCA a 24 VDC.
- ✓ Selecciona entre batería o transformador, controlado por 3 VAC.
- ✓ Seleccione encendido / apagado para cada grupo (la ruta de alimentación se corta o cierra).

[8] Guía de Usuario Máquina de Circulación Extracorpórea HL 20 Maquet Cardiopulmonary – Alemania.

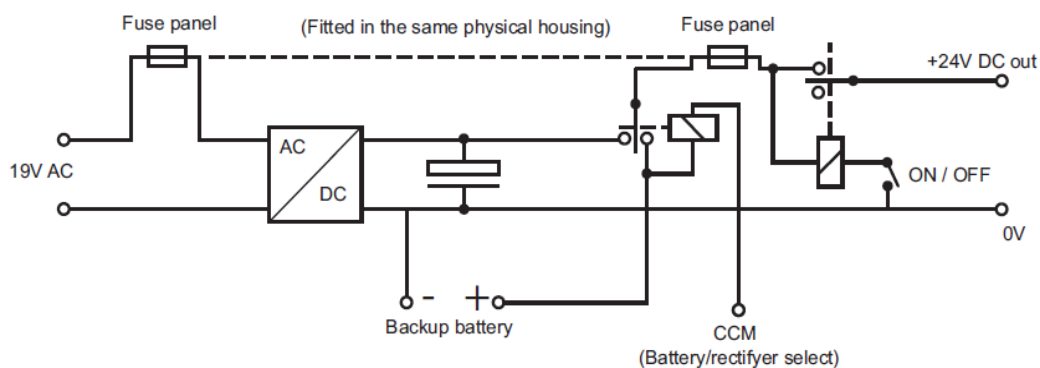


Figura 26 Principio de Funcionamiento de la Placa de Alimentación.

Fuente: Guía de Usuario Máquina de Circulación Extracorpórea HL 20 Maquet Cardiopulmonary – Alemania.

4.3.1.7 Batería de Respaldo

Función principal:

- ✓ Fuente de alimentación al fallar la alimentación de la red.
- ✓ Dos baterías de plomo independientes, sin mantenimiento.
- ✓ Tiempo de carga de 15 horas.

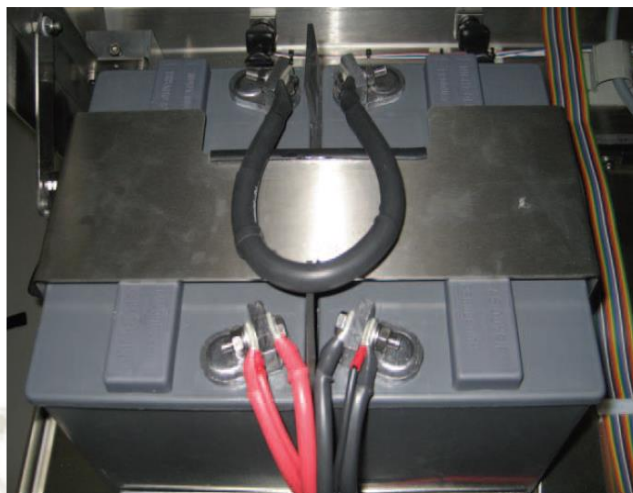


Figura 27 Cable de Interconexión de Baterías.

Fuente: Elaboración Propia.

Tabla 10 Descripciones de los Terminales de Baterías para la Fuente de Alimentación.

Voltajes	4- and 5-Consola de Bomba	2-Consola de Bomba
Voltaje de Salida	2 x 12 VDC	2 x 12 VDC
Capacidad de almacenamiento	30 Ah	16 Ah
Voltaje de Carga	28 VDC	28 VDC
Corriente de Carga	1.8 ... 2.1 A	1.8 ... 2.1 A

Fuente: Guía de Usuario Máquina de Circulación Extracorpórea HL 20 Maquet Cardiopulmonary – Alemania.

[8] Guía de Usuario Máquina de Circulación Extracorpórea HL 20 Maquet Cardiopulmonary – Alemania.

Modulo Sensor de Burbuja y Nivel. - Un módulo administra ambos sensores que están interconectados entre sí. En caso del sensor de burbuja, este es colocado en la línea arterial, para detectar la existencia de burbujas (300 μ m a 5 mm), que a la vez el módulo enviara una señal de advertencia a la bomba configurada como arterial, para que se detenga y se logre corregir esa anomalía.

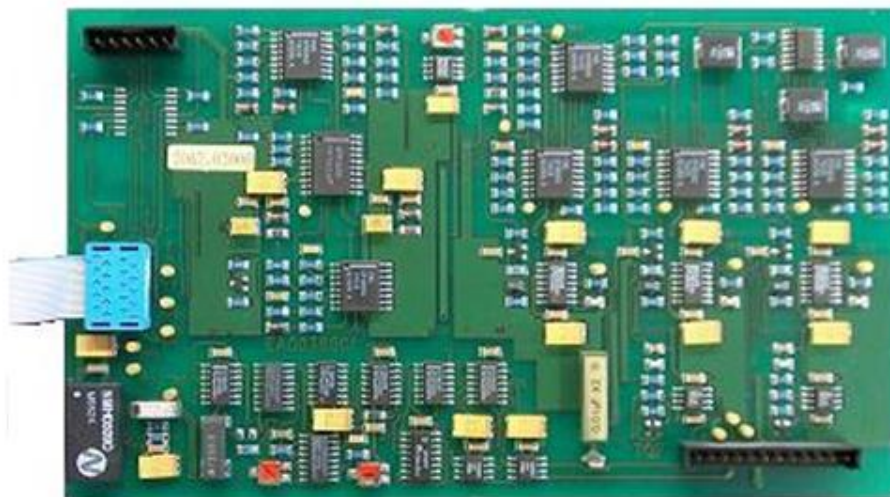


Figura 28 Tarjeta de Control del Sensor de Burbuja.

Fuente: Elaboración Propia.

Tabla 11 Descripción del Tarjeta Monitorización de Burbuja.

Conector	Función
P5 (AMP)	El terminal de servicio para solucionar problemas.

Punto de Prueba	
Punto de Prueba	Clasificación
TP1	0 Vs
TP7	4.5 +/-0.1 V
TP7	0.0 +/-0.1 V (Con P8:3 conectado a P8:4)
TP8	9.0 ±0.1 V
TP9	< 0.5 V
TP9	3.75 ±0.2V (con una resistencia de 750Ω conectada entre P8: 1 y P8: 4 o use una resistencia de prueba AEP) (con una resistencia de 750Ω conectada entre P8: 1 y P8: 4 o use una resistencia de prueba AEP)

Fusibles	
Fusibles	Clasificación
F1	1 A
F2	1 A
F3	1 A

Alambrado	Conectado
Sensor Aire/Burbuja	Al frente del módulo.
Sensor de Nivel Capacitivo	Al frente del módulo.
Cable Interno	P2 a la placa detectora de burbujas P2.

Entrada

Entrada	Desde
P1:A17	La bomba arterial transmite la señal de acción de la bomba.
P1:A21	La bomba arterial transmite la señal de acción de bomba calculada.
P1:A27	Transmite la señal de ECG.
P1:A28	Transmite la señal de presión.
P1:A11	La placa del panel trasero se utiliza para sincronizar la señal de parada de la bomba con otros módulos.
P1:A22-A24	El SCP / maestro lleva los mensajes al módulo a través del DINBUS.

Salida

Salida	A
P1:A23-A25	SCP / master recibe los mensajes de control del sistema del DPM a través del DINBUS.
P1:A12-A16	Las señales de parada de la bomba se utilizan para detener la bomba seleccionada si se detectan burbujas de aire o bajo nivel.
P1:A22-A24	El SCP / maestro transmite los mensajes del módulo a través del DINBUS.

Fuente: Guía de Usuario Máquina de Circulación Extracorpórea HL 20 Maquet Cardiopulmonary – Alemania.

El sensor de nivel, va ir adherida al reservorio de sangre, ubicándose en el nivel de escala, las cuales, lo determina la especialista en perfusión. El sensor de nivel es una almohadilla de producto desechable autoadhesivo que se adhiere a un reservorio, que al detectar el límite que junto al modo que a la vez enviara una señal de advertencia a la bomba configurada como arterial, para que se detenga y se logre corregir esa anomalía.



Figura 29 Tarjeta de Control del Sensor de Nivel.

Fuente: Elaboración Propia.

Tabla 12 Descripción del Tarjeta Monitorización de Nivel.

Configuración: Ninguna

Punto de Prueba

Punto de Prueba	Clasificación
TP0	0 VI
TP1	0 Vs
TP2	5 VDC
TP3	12 V DC
TP4	-12 V DC
TP5	Punto de señal
TP6	Punto de señal
TP7	Punto de señal
TP8	Punto de señal
TP9	Punto de señal
TP10	Punto de señal
TP11	Punto de señal
TP12	Punto de señal
TP13	señal del sensor de burbuja
TP14	señal del sensor de burbuja
TP15	señal del sensor de burbuja
TP16	señal del sensor de burbuja

TP17	señal del sensor de burbuja
TP18	señal del sensor de burbuja
TP19	Tierra de protección

Fusibles

Fusibles	Clasificación
F1	1 A
F2	1 A
F3	1 A

Cableado

Alambrado	Conectado
Cable de sensor Burbuja	A P2
Cable de interconexión	Entre P1 (tablero detector de burbujas) y P3 (tablero de control de burbujas).
Protección de cable tierra	Entre TP19 al conector del sensor.

Entrada

Entrada	Desde
-12 VDC	Tarjeta de panel
+12 VDC	Tarjeta de panel
5 VDC	Tarjeta de panel

Salida

Salida	A
P1	Tablero de control de burbujas
P3	Grabador fuera (opcional)

Fuente: Guía de Usuario Máquina de Circulación Extracorpórea HL 20 Maquet Cardiopulmonary – Alemania.

[8] Guía de Usuario Máquina de Circulación Extracorpórea HL 20 Maquet Cardiopulmonary – Alemania.

Modulo Sensor de Temperatura. - Los sensores de temperatura que se utilizan son individuales y de aplicación clínica.

Esta máquina utiliza 04 sensores de temperatura externos y se colocan en el módulo de monitorización que se interconecta al módulo de sensores. Solo se puede usar sensores de temperatura aislados de la serie YSI 400 o compatibles.

Este módulo está equipado con interface universal, posee alarma de advertencia y puede ser configurado sus límites o rango de medición desde el panel de control.



Figura 30 Tarjeta de Control del Sensor de Temperatura.

Fuente: Elaboración Propia.

Tabla 13 Descripción del Tarjeta Monitorización de Temperatura.

Conector	Función
P6 (AMP)	Terminal diagnóstico de servicio.

Punto de Prueba	
Punto de Prueba	Clasificación
TP0	0 VI
TP1	0 Vs
TP2	+5 VDC
TP3	+12 VDC
TP4	-12 VDC
TP5	Tierra de Protección
TP6	5 VDC ajustado con POT 1 ± 5 mV
TP7	7.88 VDC ajustado con POT 2 ± 5 mV

Fusibles	
Fusibles	Clasificación
F1	1 A
F2	160 mA

F3 160 mA

Alambrado Sondas de temperatura

Entrada

Entrada	Desde
P1:A22, A24	DINBUS

Salida

Salida	A
P1:A23, A25	DINBUS

Fuente: Guía de Usuario Máquina de Circulación Extracorpórea HL 20 Maquet Cardiopulmonary – Alemania.

[8] Guía de Usuario Máquina de Circulación Extracorpórea HL 20 Maquet Cardiopulmonary – Alemania.

Modulo Sensor de Presión.- Los sensores de presión que se utilizan son individuales y de aplicación clínica. Esta máquina utiliza 02 módulos de presión, cada uno para 02 sensores de presión, externos, y se interconecta al módulo de sensores. Solo se puede usar set de sensor de presión con domos que son el DPM 20-440 DPM 20-441 (desechables) compatibles con la máquina.

Este módulo está equipado con interface universal, posee alarma de advertencia y puede ser configurado sus límites o rango de medición desde el panel de control. Se recomienda para la monitorización de las presiones en el sistema de perfusión, esta sea especialmente toda la zona de alta presión en el sentido de marcha detrás de la bomba de rodillos y la zona de baja presión delante de una bomba. El software EPROM en cada módulo de presión determina si el módulo controlará la presión 1 y 2 o la presión 3 y 4.

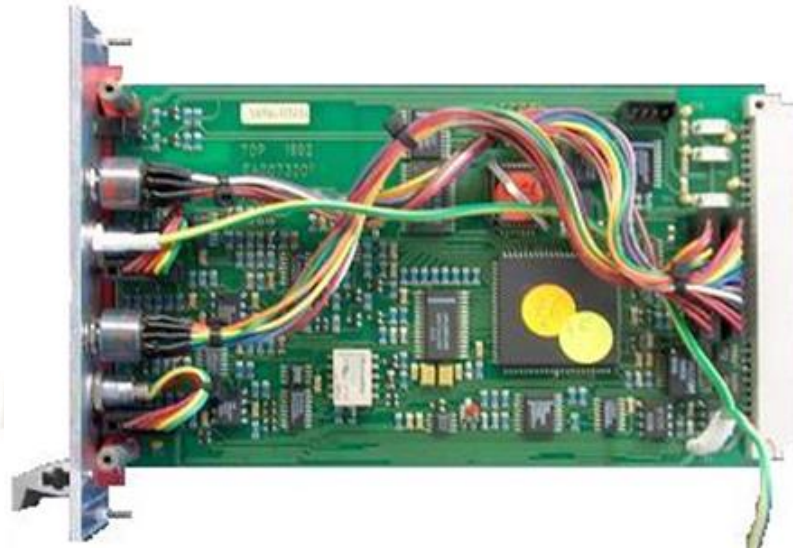


Figura 31 Tarjeta de Control del Sensor de Presión.

Fuente: Elaboración Propia.

Tabla 14 Descripción del Tarjeta Monitorización de Presión.

Conector	Función
P6 (AMP)	Para conectar el terminal de servicio para solucionar problemas.

Punto de Prueba	
Punto de Prueba	Clasificación
TP0	0 VI
TP1	0 Vs
TP2	+5 VDC
TP3	+12 VDC
TP4	-12 VDC
TP5	5 VDC ajustado con POT 1 ± 5 mV
TP6	7.88 VDC ajustado con POT 2 ± 5 mV
TP7	Tierra de Protección

Fusibles	
Fusibles	Clasificación
F1	1 A
F2	160 mA
F3	160 mA

Alambrado	Conectado
Adaptador de Transductor de Presión	Entre el DPM y la presión línea.

Entrada

Entrada	Desde
P1:A11	La placa del panel posterior lleva la señal del diente de sierra y la señal se usa para sincronizar la reducción de la velocidad de la bomba (o detener) unidades.
P1:A22, A24	El SCP / maestro lleva los mensajes al módulo a través del DINBUS.

Salida

Salida	A
P1:A23, A25	Las bombas se utilizan para detener la bomba seleccionada que empuja la correspondiente línea correspondiente baja o lenta a la bomba por pwm (modulación por ancho de pulsos) a la línea correspondiente.
P1:A19	AIO transmite la presión del canal uno como una señal pwm (modulación por ancho de pulsos) si el módulo es DPM 20-440. Si el módulo es DPM 20-441, la línea no se ve afectada.
P1:A20	AIO transmite la presión del canal dos como una señal pwm (modulación por ancho de pulsos) si el módulo es DPM 20-440. Si el módulo es DPM 20-441, la línea no se ve afectada.
P1:A23, A25	El SCP / maestro transmite los mensajes del módulo a través del DINBUS.

Fuente: Guía de Usuario Máquina de Circulación Extracorpórea HL 20 Maquet Cardiopulmonary – Alemania.

[8] Guía de Usuario Máquina de Circulación Extracorpórea HL 20 Maquet Cardiopulmonary – Alemania.

Módulo de Comunicación Digital. - El módulo de comunicaciones digital (DIO) es una interfaz RS232 separada de forma galvánica, es decir separar dos circuitos sin que haya contacto alguno entre ambos y a su vez poder transferir la energía de un lado a otro.

El DIO es un módulo de tamaño estándar con una interfaz universal. Se pueden usar cuatro canales separados para conectar dispositivos externos. Este consta de 04 conectores, cada par de conectores lo controla una tarjeta electrónica.

- ✓ Monitor.
- ✓ Sistema de gestión de datos.



Figura 32 Tarjeta de Control de Entrada y Salida Digital.

Fuente: Elaboración Propia.

Tabla 15 Descripción del Tarjeta de extensión para de Entrada/Salida Digital.

Punto de Prueba

Punto de Prueba	Clasificación
TP4	Conector AMP
TP5	Conector AMP

Fusibles: Ninguno

Alambrado

Alambrado	Conectado
Cable Rojo TP5	A TP5 en placa DIO
Cable Negro TP4	A TP4 en placa DIO
Cable Plano	Entre P3 y P4 en la placa DIO

Entrada

Entrada	Desde
TP5 (5V)	Tarjeta DIO

Salida

Salida	A
P1	Canal I
P2	Canal II

Fuente: Guía de Usuario Máquina de Circulación Extracorpórea HL 20 Maquet Cardiopulmonary – Alemania.

[8] Guía de Usuario Máquina de Circulación Extracorpórea HL 20 Maquet Cardiopulmonary – Alemania.

Modulo Cargador de Batería. - El cargador es un regulador de voltaje en modo de conmutación con límite de corriente. La tensión y la corriente de carga se ajustan a temperatura ambiente de las baterías. Este módulo está conectado a la energía de la batería. La batería se carga automáticamente, cuando la máquina está conectado a la tensión de línea y el interruptor principal en la parte delantera de la consola está encendido. Si las baterías se están cargando, la luz amarilla de carga de la batería se iluminará en la consola. No se debe abrir la consola cuando esté conectada a la red eléctrica.

Las baterías pueden sobrecalentarse durante la carga si la circulación del aire está restringida. Las baterías completamente descargadas requieren aproximadamente 15 horas para recargarse.



Figura 33 Tarjeta Cargador de Baterías - Nueva Versión.

Fuente: Elaboración Propia.

Tabla 16 Descripción de la Tarjeta Electrónica de Cargador de Baterías.

Configuración

Jumper	
JMP1	cerrado (puente de prueba y ajuste)
JMP2	abierto (puente de prueba y ajuste)

Puntos de Prueba

Punto de Prueba	
TP1	0 V
P1-Z8 (lado de la interfaz del fusible 3)	Tensión de la batería (fusible eliminado) POT 3 ajusta la lectura en SCP para que coincida con la lectura de la lectura en este punto.
TP2	Voltaje de la batería - nominal +24 V. 26.4 V CC \pm 0.2 V (JMP2 abierto), 28.32
TP3	V CC \pm 0.01 V (JMP2 cerrado) ajustado con POT 1.
Fusible 3 (eliminado)	2A + 0.1A... 0.2A ajustado con POT 2.
TP4	40 VDC

Alambrado

Cable	Conector
29 VAC IN	Entre el transformador y P9 en la placa del panel trasero.
BATT +/-	Entre los terminales de la batería y P7 en la placa del panel posterior.

Fusibles

Fusibles	Evaluación de Fusibles
F1	4 Un fusible de vidrio
F2	4 Un fusible de vidrio
F3	4 Un fusible de vidrio

Entrada

Entrada	Desde
P1:Z4	Transformador.
P1:D6	29 VAC que se rectifica en el tablero a aprox. 40 VDC. CCM controla el relé 2 que conecta la resistencia de 48 ohm como carga. Se usa para verificar el cargador si la batería está completamente cargada.
P1:Z12	

P1:D18	CCM controla el relé 1 que conecta el cargador de batería a la batería de respaldo.
P1:Z20	CCM solía interrumpir el proceso de carga.
P1:D22	CCM utilizado para ajustar el voltaje de fin de carga de acuerdo con la temperatura de la batería.

Salida

Salida	A
P1:Z8	Batería de respaldo.
P1:D10	Salida de carga de la batería.
P1:Z32	CCM lleva la tensión de la batería (o carga) dividida para adaptarse a la ventana MPU ADC.

Fuente: Guía de Usuario Máquina de Circulación Extracorpórea HL 20 Maquet Cardiopulmonary – Alemania.

[8] Guía de Usuario Máquina de Circulación Extracorpórea HL 20 Maquet Cardiopulmonary – Alemania.

Modulo Fuente de Alimentación. - Cada módulo de la consola se monitoriza permanentemente durante el funcionamiento, debido a que son controlados por procesadores y se manifiesta de manera visual haciendo uso de los leds.

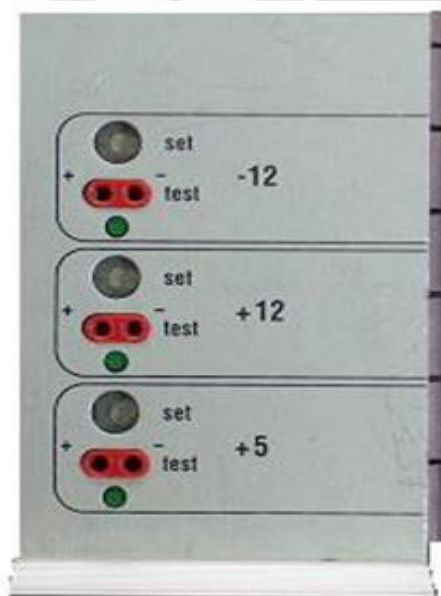


Figura 34 Indicador de Estado de Módulos de la Consola.

Fuente: Elaboración Propia.

Tabla 17 Descripción del Estado de Módulos en General.

Nro.	Indicador de estado	Significado
[1]	LED "OK" (verde)	Está encendido cuando la autocomprobación del módulo se ha completado sin errores. No se enciende si se produce un fallo interno en el módulo.
[2]	LED "COM" (amarillo)	Parpadea cuando se está efectuando un intercambio de datos con otros componentes del sistema.

Fuente: Guía de Usuario Máquina de Circulación Extracorpórea HL 20 Maquet Cardiopulmonary – Alemania.

Las Tensiones de voltajes ajustadas incorrectamente pueden provocar fallos.

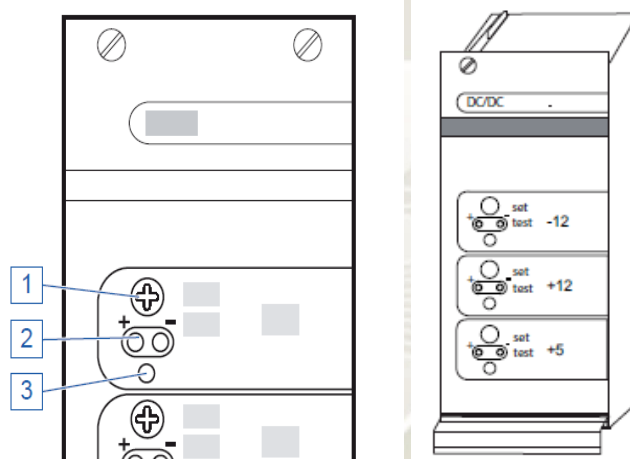


Figura 35 Indicador de Estado de Módulo de Suministro Eléctrico.

Fuente: Guía de Usuario Máquina de Circulación Extracorpórea HL 20 Maquet Cardiopulmonary – Alemania.

El módulo de fuente de alimentación es un convertidor de CC / CC que crea voltaje de CC para todos los sistemas y módulos de la máquina. Un LED iluminado en cada campo muestra que el voltaje coincide con el pre ajuste.

Cada voltaje puede verificarse en el enchufe de prueba. Debajo del zócalo de prueba hay potenciómetros para recortar con precisión cada voltaje. El panel del módulo de alimentación eléctrica, posee LED, potenciómetros de ajuste y enchufes de prueba.

Componentes para -12 V (para +12 V y +5 V de forma análoga):

- 1.- Tornillo de regulación "tensión"
- 2.- Conexión "prueba de tensión"
- 3.- LED "alimentación de tensión"

Tabla 18 Descripción del Estado de Modulo de Fuente de Alimentación.

Nro.	Rango	Significado
[3]	LED "alimentación de tensión"	Está encendido cuando hay tensión.
Configuraciones		
Configuraciones		Ninguna
Puntos de Prueba		
Puntos de Prueba		-12V DC +12V DC +5V DC
Fusible		Evaluación de Fusible
SII		4A
Alambrado		
Cable		Conectado
Cable de Energía		Entre PSB (P1) a la placa del panel trasero.
Entrada		
Entrada		Desde
24 VDC		PSB (P1)
Salida		
Salida		A
+12 VDC /-12 VDC		Casi todos los módulos para panel posterior J1.
5 VDC		Casi todos los módulos para panel posterior J1.

Fuente: Guía de Usuario Máquina de Circulación Extracorpórea HL 20 Maquet Cardiopulmonary – Alemania.

[8] Guía de Usuario Máquina de Circulación Extracorpórea HL 20 Maquet Cardiopulmonary – Alemania.

4.3.1.8 Funcionamiento de la Batería

Si el voltaje de la Red eléctrica disminuye por debajo del 85% este pasara a modo batería. Este mensaje es de modo visual y lo veremos en el panel de control de la máquina. El indicador de funcionamiento de la batería en la consola está iluminado.

Si se restaura la potencia de la red adecuada, el sistema cambia automáticamente a la red eléctrica. Hay que aclarar que las baterías respaldan el funcionamiento al 100% de la máquina. Estando las baterías completamente cargadas están tienen un voltaje de 27.4 DC voltios.

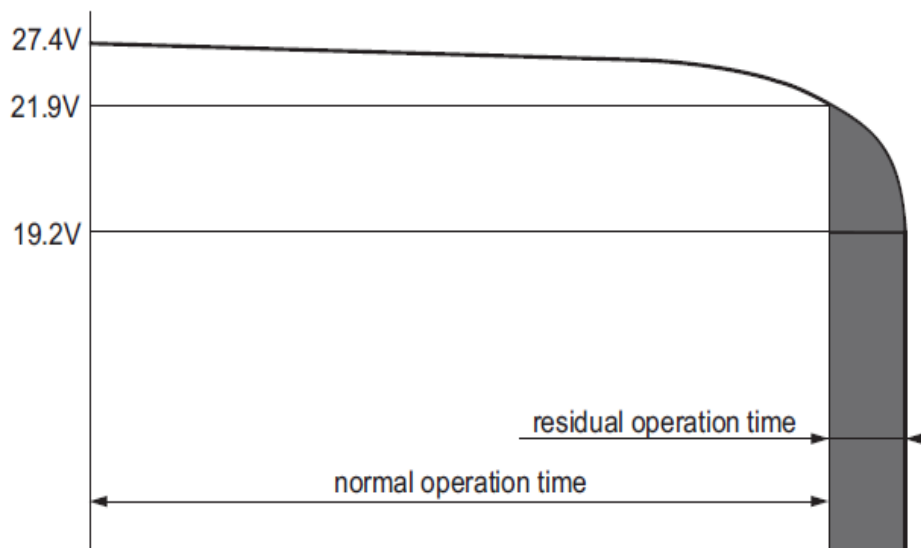


Figura 36 Curva de Voltaje de la Batería.

Fuente: Guía de Usuario Máquina de Circulación Extracorpórea HL 20 Maquet
Cardiopulmonary – Alemania.

Cuando el voltaje cae a 21.9 DC voltios, solo hay suficiente potencia para unos minutos más de operación, para esto se activará alarmas e indicadores luminosos visuales. Estando en 19.2 DC voltios, el funcionamiento de la bomba, los motores se vuelven impredecibles y el sistema se detiene.

En este punto, se escucha un tono continuo, que solo se puede aislar desconectando el interruptor principal.

✓ **Consumo Relativo de Energía:**

Bomba arterial (tubo de 3/8 ", 4 LPM, sangre 21 C, 100 mm Hg)	53%
Bomba de succión (tubo de 3/8 ", 1 LPM)	30%
Uso del sistema, completa	11%
Lámpara	6%

Tabla 19 Descripciones de los Terminales de Baterías y Conexiones a la Fuente de Alimentación.

Entrada

Entrada	Desde
28 VDC	Módulo de carga de baterías

Salida

Salida	A
24 VDC	Tarjeta de Fuente de Alimentación

Fuente: Guía de Usuario Máquina de Circulación Extracorpórea HL 20 Maquet Cardiopulmonary – Alemania.

[8] Guía de Usuario Máquina de Circulación Extracorpórea HL 20 Maquet Cardiopulmonary – Alemania.

4.3.2 Unidad de Panel de Control del Sistema

Es la principal interface de usuario que cuenta procesador (tarjeta PC) alojado en la tarjeta principal del sistema.

Este se comunica con todos los módulos inteligentes (módulo de sensores) existentes en la consola. El usuario puede configurar a través de diferentes botones de control y obtener informaciones, tales como, mediciones, limites, alarmas y errores.

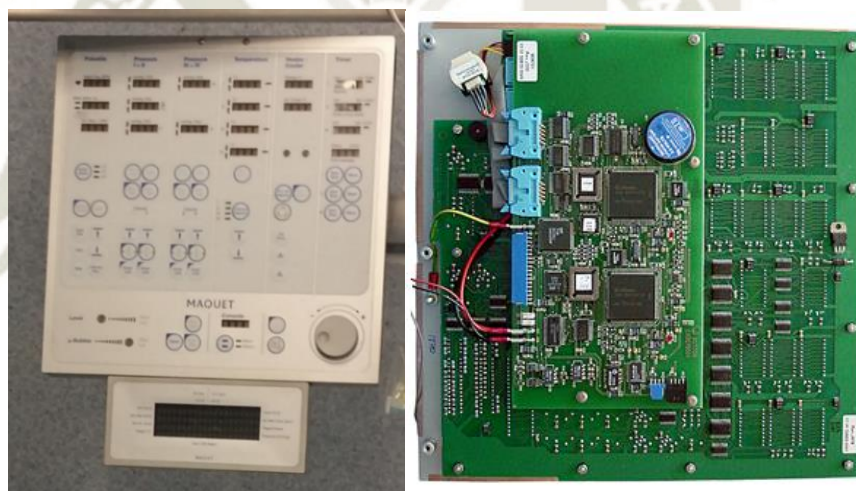


Figura 37 Panel de Control del Sistema.

Fuente: Elaboración Propia.

Tabla 20 Descripción del Panel de Sistema de Control.

Nro.	Rango	Significado
[1]	Control pulsátil	Control pulsátil
[2] + [3]	Monitorización de la presión	Monitorización de la presión
[4]	Monitorización de la temperatura	Monitorización de la temperatura
[5]	Control de hipo/hipertermia	Interfaz remota para el aparato de hipo/hipertermia HCU 20
[6]	Temporizador	"Temporizador"

[7]	Botón giratorio	Selección y ajuste de los valores Determinadas funciones sólo se pueden abrir pulsando
[8]	Tecla de seguridad	simultáneamente la tecla de seguridad.
[9]	Tecla pausa de alarma actual	Parpadea cuando la alarma acústica actual está desactivada.
[10]	Indicador suministro eléctrico	Monitorización del suministro eléctrico
[11]	Monitorización de nivel/ monitorización de burbujas	Monitorización de nivel y burbujas

Fuente: Guía de Usuario Máquina de Circulación Extracorpórea HL 20 Maquet Cardiopulmonary – Alemania.

Cuando presionamos la tecla de seguridad, pulse la tecla "tensión de batería" para escoger entre una intensidad de indicación del 25%, 50% y 100%.

Diagrama de Bloques:

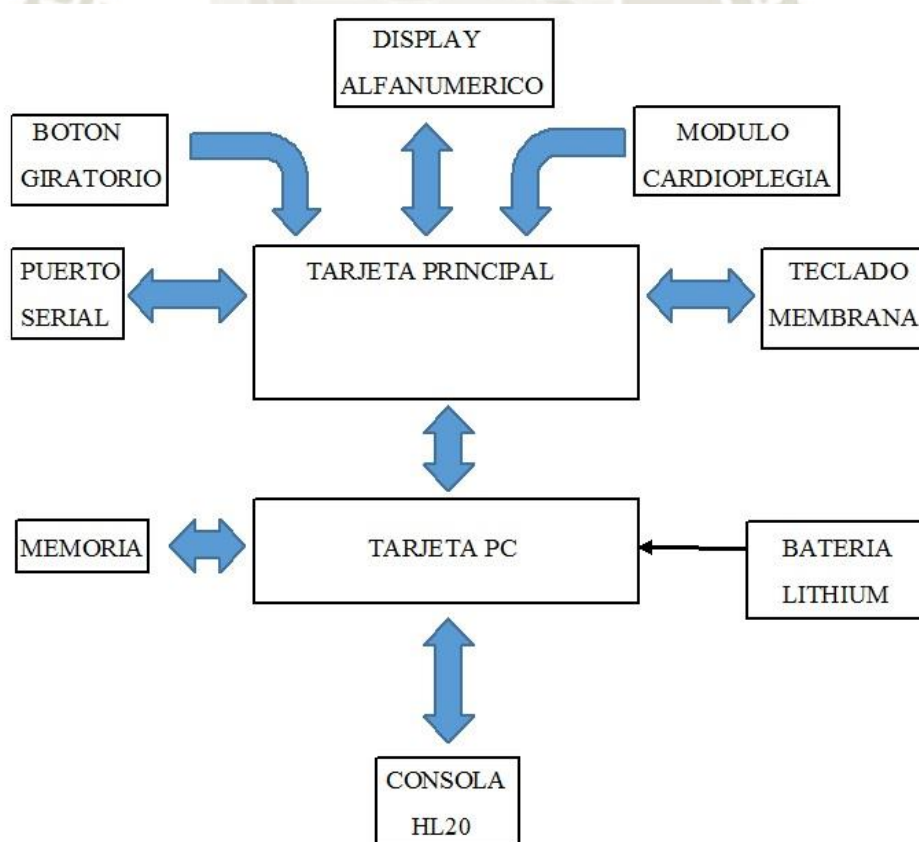


Figura 38 Diagrama de Bloques Básico del Panel de Control.

Fuente: Elaboración Propia.

La tarjeta principal tiene alojado los displays alfanuméricos, que nos permite visualizar mensajes de texto y numéricos de los distintos parámetros de medición y configuración que realizamos durante la perfusión y a la vez también se interconecta con el módulo cardioplegia.

El panel cuenta con un teclado de tipo membrana donde se ubican las teclas de seguridad, teclas de máximos y mínimos de los distintos parámetros de medición.

El botón giratorio, trabaja en simultáneo con el teclado de seguridad para realizar ajustes en los parámetros de medición, límites, alarmas, anulaciones y errores.

En esta tarjeta existe un puerto serial para comunicación con la tarjeta PC, solo para tema de diagnóstico de parámetros eléctricos. En la tarjeta PC, se guarda los cambios que realizamos antes de la perfusión y lo respalda una pila, dispositivos programables, memoria, microprocesadores, y puertos de interconexión a la tarjeta principal. La pila es una pequeña batería de 3.6 DC voltios alojada en la tarjeta PC, de las cuales entregará energía continua a la placa madre, para cargar el programa que está grabado en la EEPROM. La EEPROM, contiene el software del panel de control en español, es decir solo basta cambiar el chip para otros idiomas. Finalmente, desde la tarjeta PC se conectará con la tarjeta módulo de interconexiones que se ubica consola básica para recibir las distintas señales digitales de las bombas, módulos de medición y fuente de alimentación.

Características eléctricas:

a) Tarjeta principal

Función principal: Controla las barras LED

Especificación: Fuente de alimentación

Voltaje de entrada 5 VDC

b) Tarjeta PC

Especificación: Fuente de alimentación

Tensión de entrada +12 VDC, 5 VDC

c) Componente Modulo de Cardioplegia

Muestra los volúmenes, la ración, los temporizadores, la temperatura y la presión para un control total de la administración de cardioplegia.

Consiste: Display de visualización.

- ✓ Convertidor RS232 que directamente a la tarjeta principal.
- ✓ Teclado.
- ✓ Muestra los parámetros de los dispositivos externos.

Especificación de fuente de alimentación:

- ✓ Voltaje de entrada +5 V CC, +12 V CC, -12 V CC, +15 V CC

[8] Guía de Usuario Máquina de Circulación Extracorpórea HL 20 Maquet Cardiopulmonary – Alemania.

4.3.3 Módulos de Bomba Rodillo

La bomba de rodillo RPM y LPM tiene como principal tarea crear un flujo sanguíneo para mantener vivo el sistema circulatorio del cuerpo del paciente.

Al girar el cabezal de la bomba a una determinada revolución, se empujará la sangre produciendo un flujo constante. Estos módulos tienen un panel frontal que permitirá la visualización de mediciones y mensajes de configuración del mismo.



Figura 39 Módulo de Bomba Rodillo Simple y Doble.

Fuente: Elaboración Propia.

Tabla 21 Descripción del Panel de la Bomba Rodillo Simple y Doble.

Nro.	Rango	Significado
[1]	LED "intervención de nivel"	Intervención de nivel de la bomba está activada.
[2]	LED "intervención de burbujas"	Intervención de burbujas de la bomba está activada.
[3]	LED "intervención de presión"	Intervención de presión de la bomba está activada.
[4]	Indicador de flujo/	Muestra el valor actual del flujo o el régimen de revoluciones.

	régimen de revoluciones	
[5]	LED "régimen de revoluciones"	Está encendido cuando el indicador de flujo/régimen de revoluciones muestra el régimen de revoluciones (r.p.m.).
[6]	LED "flujo"	Está encendido cuando el indicador de flujo/régimen de revoluciones muestra el flujo (l.p.m.)
[7]	Tecla de selección "indicador de régimen de revoluciones"	Pulse la tecla para alternar entre el indicador de régimen de revoluciones y el indicador de flujo.
[8]	Botón giratorio	Ajuste de valores.
[9]	Escala de régimen de revoluciones	La escala de régimen de revoluciones sirve para la orientación en caso de falla del indicador de flujo/régimen de revoluciones. La escala de flujo sirve para la orientación en caso de falla del indicador de flujo/régimen de revoluciones.
[10]	Escala de flujo	Las escalas de flujo hacen referencia a los siguientes diámetros de tubo flexible: - Módulo de bombas de rodillos RPM: Tubo flexible de 1/2" - Módulo de doble bomba TPM: Tubo flexible de 1/4"
[11]	Tecla Rev. "inversión"	RPM: Para la activación del sentido de marcha contrario de la bomba "Bombeo en sentido contrario"
[12]	Tecla Set "confirmación"	Para la confirmación de modificaciones.
[13]	Tecla de selección	"Configuración de la bomba"
[14]	Indicador de estado	"Indicador de estado" Muestra normalmente el modo de bomba y el tamaño del tubo.

[15]	Tecla de seguridad (sólo TPM)	Para la activación del bombeo en sentido contrario.
------	----------------------------------	---

Fuente: Guía de Usuario Máquina de Circulación Extracorpórea HL 20 Maquet Cardiopulmonary – Alemania.

Diagrama de Bloques:

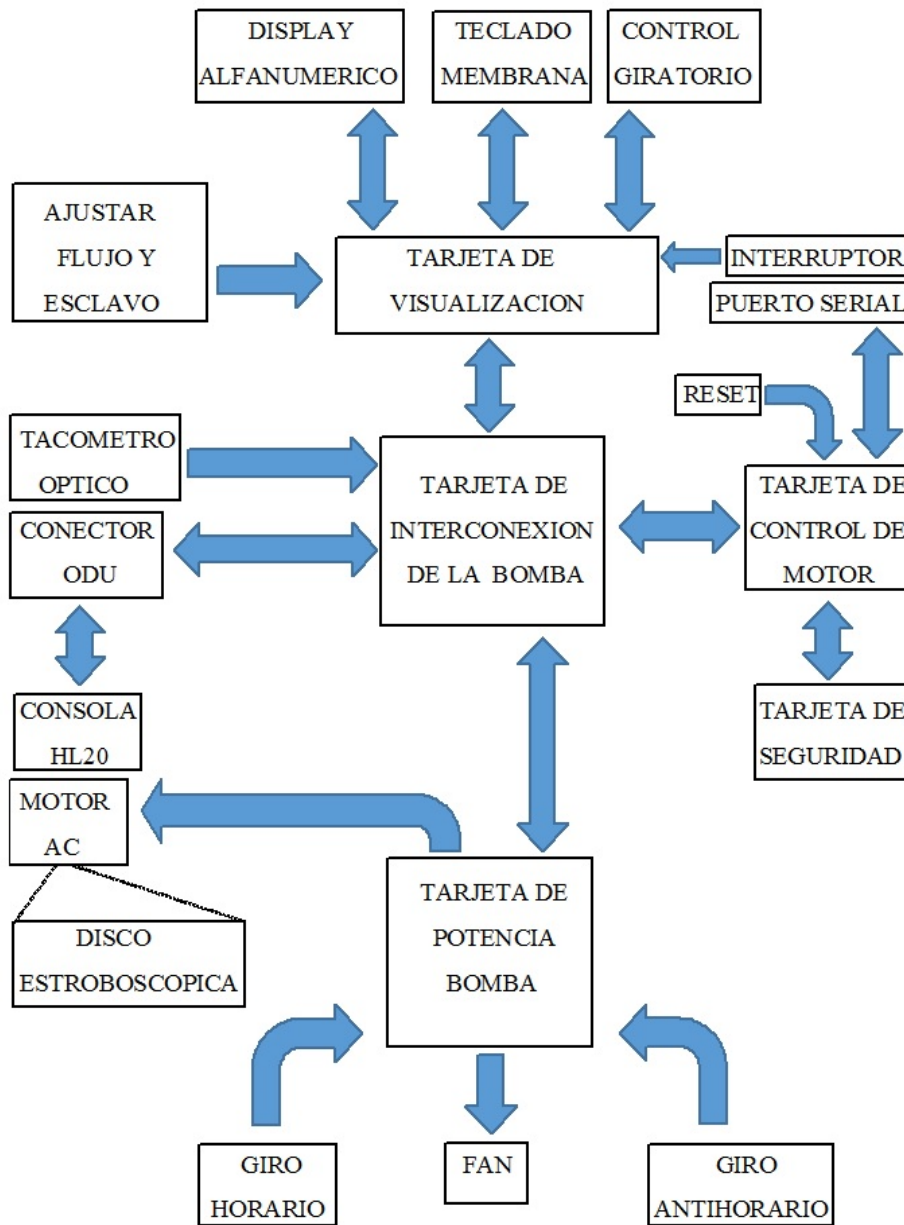


Figura 40 Diagrama de Bloques Básico de la Bomba Rodillo Simple y Doble.

Fuente: Elaboración Propia.

La tarjeta de visualización. - Es la interfaz con el usuario, permitiendo mostrarnos la velocidad, flujo, alarmas menú de la bomba, el tipo de rotación y finalmente la salida de mensajes de error como alarma.

Dentro de su estructura electrónica compuesto internamente por los displays alfanuméricos, que permitirá mostrar la configuración de la bomba y características de la misma.

Los displays trabajaran en conjunto con el teclado tipo membrana, ya sea para desplazarnos en el menú de configuración. El botón giratorio que me permitirá controlar la RPM (revoluciones por minuto) o LPM (litros por minuto) de la bomba, ya sea en sentido horario o anti horario, de forma simultánea.

Se debe verificar si el flujo a la revolución seleccionada es la correcta, caso contrario esta debe de ser calibrada para esto nos remitimos a la figura 41 para realizar los ajustes correspondientes.

Diagrama de Flujo

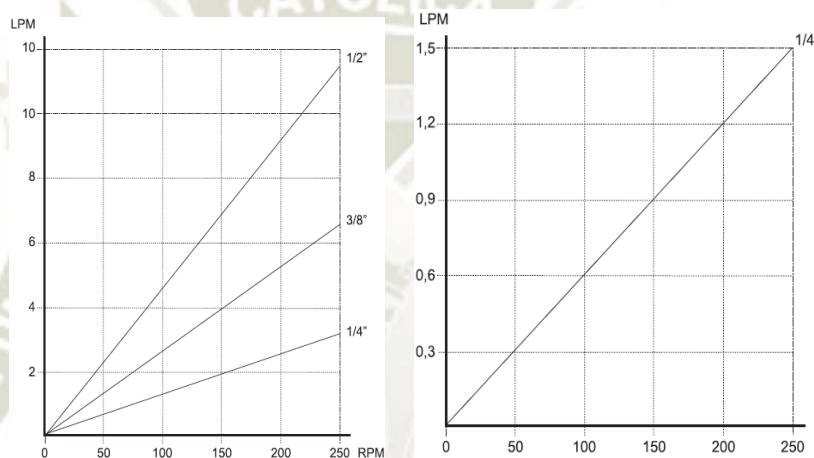


Figura 41 Referencia para Calibración.

Fuente: Guía de Usuario Máquina de Circulación Extracorpórea HL 20 Maquet
Cardiopulmonary – Alemania.

Esta tarjeta internamente cuenta con convertidores de DC/DC para estabilizar la señal, ya que existe perdidas de energía por las impedancias de los conectores y flat dentro de la bomba.

Características eléctricas:

Especificación:

- ✓ Fuente de alimentación
- Voltaje de entrada +5 VDC

La tarjeta de interconexión.- Sirve como base de comunicación digital simultáneamente de las tarjeta de control de la bomba, control del motor, tacómetro óptico y el conector ODU.

La tarjeta de control del motor.- Genera las intervenciones que debe realizar la bomba ya sea de un medio interno o externo y así poder controlar a la bomba. Aquí se encuentra instalada la tarjeta de seguridad.

Características eléctricas:

Especificación:

- ✓ Fuente de alimentación
- Voltaje de entrada +24 VDC
- ✓ Administra o genera +5 VDC, +12 VDC, -12 VDC

La tarjeta de control de la bomba. - Cuenta con un puerto serial para comunicación con la tarjeta PC, exclusivo para diagnóstico de parámetros eléctricos de la bomba en conjunto. Transmitirá las señales de configuración de la bomba hacia la consola básica por medio del conector ODU para luego ser monitoreadas en el panel de control o como también recibir señales de alguna intervención que debe ejecutar la bomba.

El procesador es el cerebro, que le permite procesar la información de la bomba, realizar diferentes acciones, ya que se convierte como traductor que toma las órdenes que le vamos a dar y lo convierte en lenguaje de máquina para dar o recibir órdenes del resto de los componentes internos de la bomba. Esto lo conocemos como procesamiento de datos. La bomba tiene múltiples formas de configuración y que estas señales viajaran a través del conector ODU al resto del sistema.

El programa que está grabado en la EEPROM, contiene el menú de configuración de la bomba y las acciones que debe realizar de acuerdo a la configuración en conjunto con sus respectivos módulos de sensores.

Características eléctricas:

Especificación:

- ✓ Fuente de alimentación
- Voltaje de entrada +5 V CC, +12 V CC, -12 V CC

La Tarjeta de Tacómetro Óptico. - La bomba posee un disco (estroboscopio) que permite junto al tacómetro óptico medir la velocidad de la bomba, por medio de un sensor óptico basado en diodos, para luego esta señal será enviada a la tarjeta de control del motor y ser monitoreada su velocidad por medio de la tarjeta de seguridad y finalmente visualizar las revoluciones.

Características eléctricas:

Especificación:

- ✓ Fuente de alimentación
- Voltaje de entrada 5 VDC

La tarjeta de Sistema de Seguridad. - Trabaja en simultáneo con el tacómetro óptico verificando la velocidad del motor y los voltajes del resto de las tarjetas.

Función principal:

- ✓ Sistema de monitoreo de seguridad
 - Velocidad del motor.

Especificación:

- ✓ Fuente de alimentación
 - Voltaje de entrada +5 VDC, +12 VDC

Esta tarjeta internamente cuenta con convertidores de DC/DC para estabilizar la señal, ya que existe pérdidas de energía por las impedancias de los conectores y flat dentro de la bomba.

Características eléctricas:

Especificación:

- ✓ Fuente de alimentación
 - Voltaje de entrada +5 VDC

Hay tener en cuenta el funcionamiento de estas bombas, que pueden funcionar de distintos modos:

- | | |
|---|---|
| ART. - Bomba arterial para bombeo continuo. | SUCKER. - Bomba de aspiración. |
| ART PULS. - Bomba arterial con bombeo pulsátil. | CARD CPL. - Bomba de cardioplegia. |
| SLAVE 1.- Bomba esclava de la bomba arterial. | CARD SL. - Bomba de cardioplegia esclava de la bomba maestra. |
| SLAVE 2.- Bomba esclava de la bomba arterial. | AUX. - Bomba adicional. |
| | FREE FRE. - Sólo en caso de emergencia. |

Una característica importante es el funcionamiento maestro – esclavo y pulsátil:

a) Funcionamiento como Bomba Maestra y Esclava

- 1.- Una de las bombas es configurarlo como bomba arterial.
- 2.- Otra bomba la configuramos como bomba esclava.
- 3.- Debe de haber un desfase las revoluciones de la bomba esclava y la bomba maestra. Con un perillero ajustamos regulador "esclava" de la bomba esclava (margen entre -20% y +20%) con la bomba encendida y se calibra exactamente del indicador del valor de flujo.
 - ✓ La bomba esclava debe estar en cero por que dependerá de la bomba arterial
 - ✓ El flujo de una bomba esclava depende, en comparación con el flujo de la bomba arterial.

- ✓ La bomba esclava puede superar en determinadas circunstancias el límite normal de velocidad de 250 r.p.m. en un 10%, hasta una velocidad máxima de 275 r.p.m.
En caso de una velocidad superior a 250 r.p.m., el indicador de estado muestra en mensaje [OV. SPEED].

b) Bombeo Pulsátil

A continuación, nos guiamos de la gráfica de la figura 42.

- 1.- Valor de inicio (entre 0 y 60% del intervalo).
- 2.- Valor de parada (entre 20 y 80% del intervalo).
- 3.- Intervalo entre dos ondas R (100%).
- 4.- Flujo base (entre 0 y 100% del bombeo continuo equivalente).
- 5.- Flujo pulsátil.
- 6.- Línea de sincronización de ondas R.
- 7.- Inicio del flujo pulsátil.
- 8.- Retorno al flujo base.

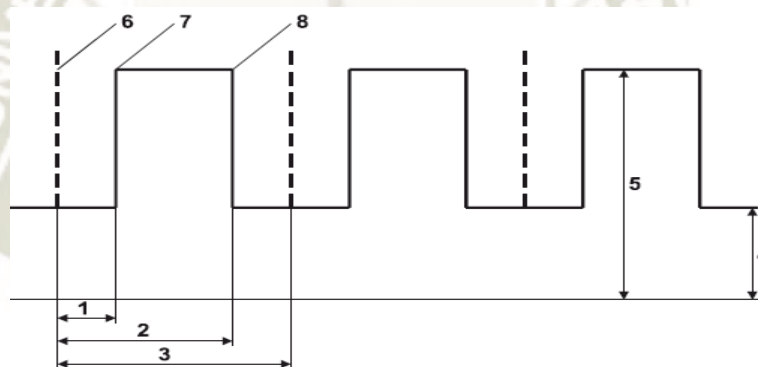


Figura 42 Comportamiento de la Función Pulsátil.

Fuente: Guía de Usuario Máquina de Circulación Extracorpórea HL 20 Maquet
Cardiopulmonary – Alemania.

Seleccionamos el modo pulsátil "ART PULS" para la bomba arterial.

- 1.- Activamos la función "PULSÁTIL" en la tarjeta de control de la bomba.
- 2.- Para un funcionamiento continuo de la bomba y ajuste el flujo deseado mediante el botón giratorio de la bomba.
- 3.- Mantenemos pulsado el botón "frecuencia interna" y gire el botón giratorio hasta la frecuencia de bombeo deseada.
- 4.- Mantenemos pulsada la tecla correspondiente, gire el botón giratorio para ajustar el flujo base y el tiempo de inicio y parada.
- 5.- Pulsamos en simultáneo la tecla de seguridad y la tecla Interna freq. "frecuencia interna" para iniciar el bombeo pulsátil controlado internamente.

Pulsamos la tecla Cont. para regresar al modo de bombeo continuo.

[8] Guía de Usuario Máquina de Circulación Extracorpórea HL 20 Maquet Cardiopulmonary – Alemania.

4.3.4 Registro de Perfusión

Durante la cirugía cardíaca, se espera que el perfusionista constantemente vigila los distintos monitores, verifica la circulación extracorpórea y asiste al OR-COMPUTER donde se encuentra instalado el software Jocap XL. Aquí se realiza la grabación del proceso de la perfusión, es muy necesario para esto el sistema JOCAP XL 7.1 de MAQUET, que permite al perfusionista para dirigir su atención a lo que realmente importa del paciente.

Dado que todos los datos quirúrgicos relevantes son automáticamente grabados y guardado, hojas de datos ya no tiene que ser completado a mano y la grabación adicional. Esto asegura que las operaciones sean adecuadamente documentadas.

El OR-COMPUTER, es una computadora que cuenta con tarjeta madre o tarjeta principal de alta escala de integración. Esta tarjeta madre es un circuito impreso a la que se conectan los componentes que constituyen la computadora. La tarjeta madre es la parte fundamental para montar cualquier computadora personal de escritorio o portátil o algún dispositivo. Tiene instalados una serie de circuitos integrados, entre los que se encuentra el circuito integrado auxiliar (chipset), que sirve como centro de conexión entre el microprocesador (CPU), la memoria de acceso aleatorio (RAM), las ranuras de expansión y otros dispositivos. La placa base, además incluye un firmware llamado BIOS, que le permite realizar las funcionalidades básicas, como pruebas de los dispositivos, vídeo y manejo del teclado, reconocimiento de dispositivos y carga del sistema operativo.

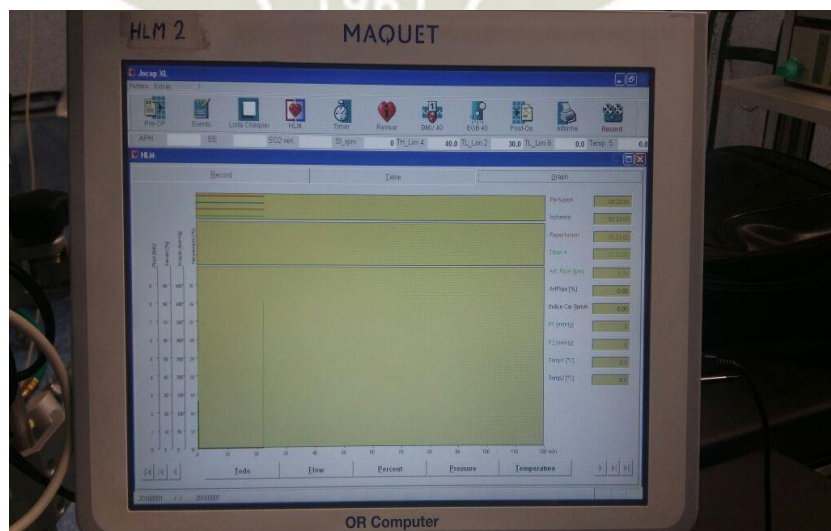


Figura 43 OR-COMPUTER y Jocap XL.

Fuente: Elaboración Propia.

Características de la Tarjeta Madre Compacta PCM-9150:

- ✓ CPU zócalo 478 Intel® Pentium, M 2.13G (400 / 533MHz FSB) / Celeron® M 1.5G (400MHz FSB).
 - ✓ Sistema de Memoria 2 x DDRII SoDIMM soporta DDRII 400/533 para 2GB.
 - ✓ Chipset: Intel® 915GM + ICH6M + ITE 8712 mas Fintek F81216D.
 - ✓ I/O Chipset: Intel® ICH6M + ITE 8712 + Fintek F81216D.
 - ✓ Ethernet: Marvell 88E8053, 10/100/1000MbChip, RJ-45 x 2.
 - ✓ BIOS: Award Plug & Play BIOS – 512KB ROM.
 - ✓ Watchdog Timer: ITE 8712, genera un reinicio del sistema de tiempo de espera.
 - ✓ H/W estado de monitoreo: ITE 8712, admite funciones de monitoreo de voltajes y temperaturas.
 - ✓ SSD: Una tarjeta Compact Flash tipo II, interfaz Genesys GL813 USB 2.0.
 - ✓ Interfaz de expansión: Mini-PCI socket x 1, PCI x 1, PCI-Express
 - ✓ Bateria: Lithium.
 - ✓ Requisitos de energía: +5V, +5VSB, +12V ATX, soporta ATX y AT.
- Display:
- ✓ Chipset Intel® 915GM + Chrontel 7307C.
 - ✓ Memoria: Memoria de sistema compartida hasta 128 MB con DVMT (128 MB apoyo cuando el sistema memoria sobre 256MB).
 - ✓ Resolución: Hasta 1280x768 @ 24bit para CRT, Hasta 1280x768 @ 36bit para LCD, Soporte: CRT / LCD, CRT / TV, CRT / DVI, LCD / DVI, LCD / TV, DVI / TV Dual View / Visualización simultánea en el sistema operativo Windows.
 - ✓ Interfaz LCD: Hasta 36 bits de doble canal LVDS.
 - ✓ Soportes de salida de TV NTSC / PAL; Soporta conectores RCA y S-terminales I / O.
 - ✓ MIO: EIDE_{x1}(UDMA100 x 1), S-ATA x 2, RS-232x3 (COM1/3/4), RS-232/422/485x1 (COM2), Teclado + Mouse x1, Parallel x 1.
 - ✓ IrDA: Un encabezado IrDA Tx / Rx.
 - ✓ Audio: Entrada de micrófono / Entrada de línea / Salida de línea / Entrada de CD, Entrada / salida S / P DIF, Amplificador estéreo incluido.
 - ✓ USB: Dos cabezales de pin 5x2 admiten 4 puertos USB 2.0 (uno para Compact Flash).
 - ✓ E / S digital: 8 puertos E / S digital (cada puerto puede programarse para estar dentro o fuera).

- ✓ Posee un Disco duro de capacidad de 1 Terabyte, que almacena el sistema operativo, el software Jocap XL, los drivers de la máquina (tarjeta madre).

[9] Guía de Usuario OR COMPUTER JOCAP Maquet Cardiopulmonary – Alemania.

Diagrama de Bloques:

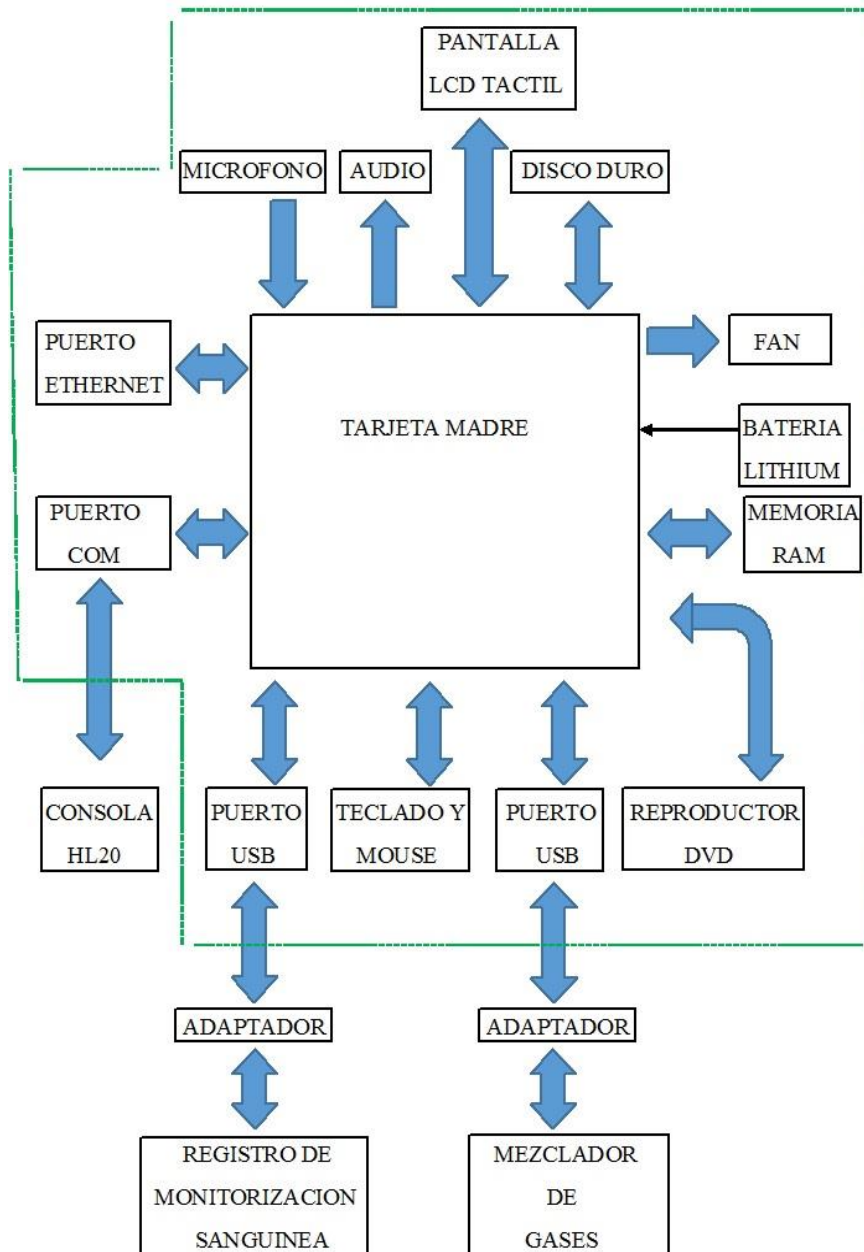


Figura 44 Diagrama de Bloques Básico del Registro de Perfusión.

Fuente: Elaboración Propia.

4.3.4.1 Adaptador

El MEDLOG es un adaptador de dispositivos más conocido en inglés como Device Adapter (MDA) sirve para la transmisión de datos entre el JOCAP XL y demás equipos haciendo uso del puerto USB.



Figura 45 Adaptador Medlog.

Fuente: Elaboración Propia.

En este caso nos sirve para adaptar la monitorización sanguínea y mezclador de gases al registro de perfusión (JOCAP XL), cada dispositivo cuenta con su respectivo driver.

Datos técnicos:

- ✓ Velocidad de transmisión de datos: mín. 9.600 baudios por s máx. 115.200 baudios por segundo.
- ✓ Interfaz de datos del aparato médico: RS232.
- ✓ Conversión de datos: RS232 a USB 2.0
- ✓ Separación galvánica: 1.500 V
- ✓ Suministro eléctrico: Funcionamiento a través de USB-Bus
- ✓ Consumo de corriente: 5 V CC / 0,1 A
- ✓ Sistema operativo: Windows 98, ME, 2000, Server2003, XP y W7 (32 Bit)

Variantes de conector:

- ✓ D-Sub, RJ45, MDR (Minichamp / Miniribbon), MD8 (Mini Din), LEMO Redel, MOLEX Milligrd, DIN 5-240.

[9] Guía de Usuario OR COMPUTER JOCAP Maquet Cardiopulmonary – Alemania.

4.3.5 Analizador de Sangre o Monitorización Sanguínea

El objetivo de la Monitorización Sanguínea BMU 40 es controlar los parámetros sanguíneos en la circulación extracorpórea cuando sea necesario una monitorización constante de los parámetros sanguíneos de la línea arterial y venosa.

La monitorización nos proporciona información constante sobre los siguientes parámetros:

- **Lado Arterial**

- ✓ Presión parcial de oxígeno (paO₂).
- ✓ Temperatura (Ta).

Así mismo nos indicara la presión parcial de oxígeno según la temperatura real o bien calcular el valor de medición a partir de una temperatura de 37 °C.

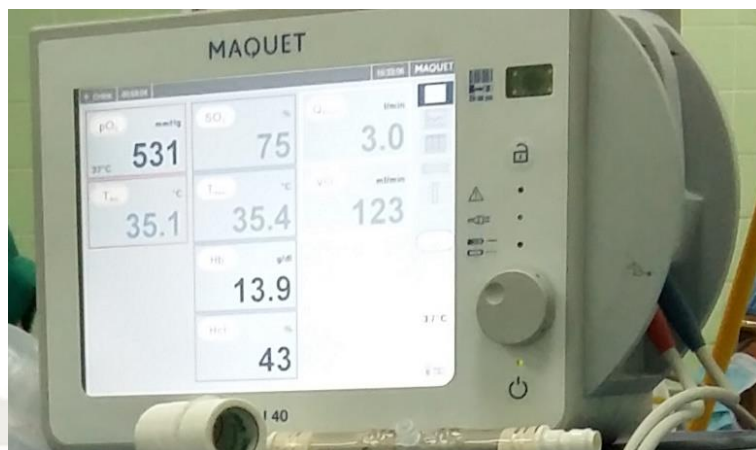


Figura 46 Monitor del Analizador de Sangre.

Fuente: Elaboración Propia.

- **Lado Venoso**

- ✓ Saturación de oxígeno (SvO2).
- ✓ Hemoglobina (Hb).
- ✓ Hematocrito (Hct).
- ✓ Temperatura (Tv).

El sistema está compuesto por los siguientes elementos:

- a) **Monitor**

El monitor que en su interior incorpora una pantalla táctil que muestra los parámetros sanguíneos, antes mencionados, en distintas representaciones.

El aparato se puede controlar mediante la pantalla táctil o por medio de un botón giratorio. Cuenta con dos cabezales medidores que son los sensores (lados arterial y venoso) instalados en la carcasa del monitor que constituyen la interfaz para las celdas denominada sensor BMU para arterial y célula BMU para venosa.

- b) **Sensor BMU y Célula BMU**

El Sensor BMU arterial y la Célula BMU venosa son consumibles de un solo uso, envasados de forma estéril, que se conectan al circuito extracorpóreo. Están disponibles en diversos tamaños, de modo que se adaptan fácilmente al diámetro de cánula ya sea paciente adulto o pediátrico.

4.3.5.1 Medición Arterial

El cabezal medidor arterial mide los parámetros sanguíneos arteriales Presión parcial de oxígeno (paO2) y la temperatura arterial (Ta).

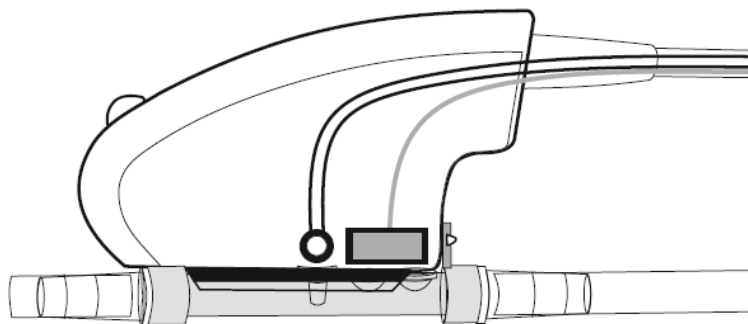


Figura 47 Cabezal Medidor Arterial con Conductor de Fibra Óptica [1] y Sensores Infrarrojos [2].

Fuente: Guía de Usuario Monitorización Sanguínea BMU 40 Maquet Cardiopulmonary – Alemania.

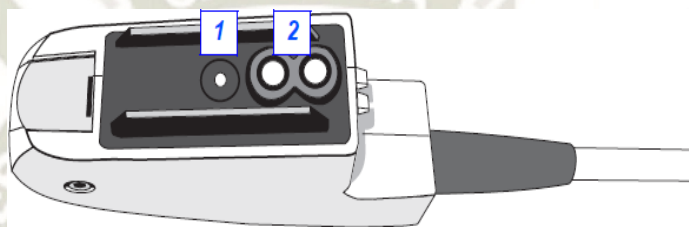


Figura 48 Sensor BMU con sensor de oxígeno integrado [1].

Fuente: Guía de Usuario Monitorización Sanguínea BMU 40 Maquet Cardiopulmonary – Alemania.

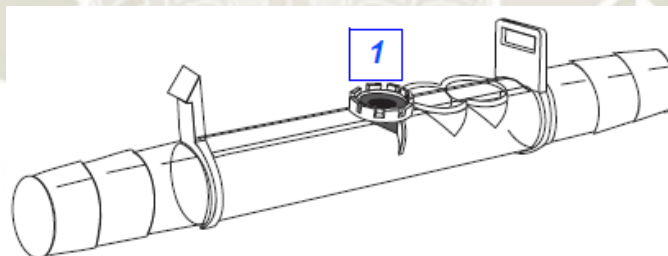


Figura 49 Sensor BMU con sensor de oxígeno integrado.

Fuente: Guía de Usuario Monitorización Sanguínea BMU 40 Maquet Cardiopulmonary – Alemania.

El Sensor BMU arterial, está integrado de forma hermética sensible a la Presión parcial de oxígeno (pO₂).

El sensor entra en contacto con la sangre en la parte interna del Sensor BMU, mientras que en la parte externa entra en contacto con el monitor, mediante un conductor de fibra óptica. La temperatura arterial (T_a) se mide mediante sensores de infrarrojos de enfriamiento termoeléctrica no invasivos.

4.3.5.2 Medición Venosa

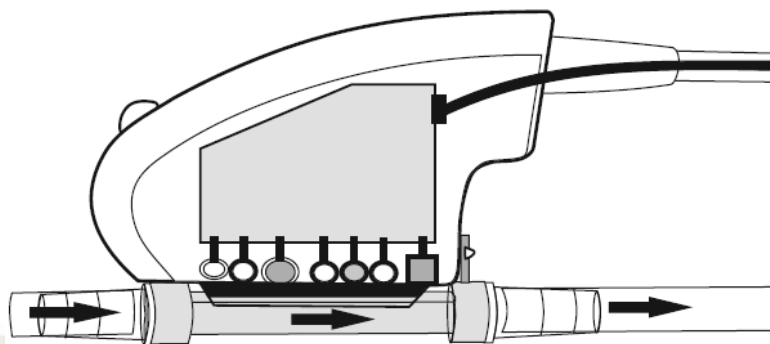


Figura 50 El cabezal medidor venoso mide los parámetros sanguíneos venosos SvO₂, Hb, Hct y temperatura.

Fuente: Guía de Usuario Monitorización Sanguínea BMU 40 Maquet Cardiopulmonary – Alemania.

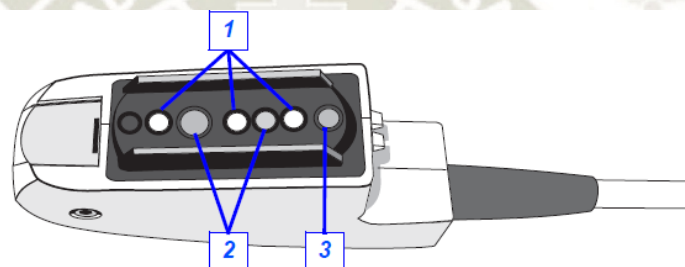


Figura 51 Cabezal medidor venoso con diodos luminosos [1], sensores ópticos [2] y sensor de infrarrojos [3].

Fuente: Guía de Usuario Monitorización Sanguínea BMU 40 Maquet Cardiopulmonary – Alemania.

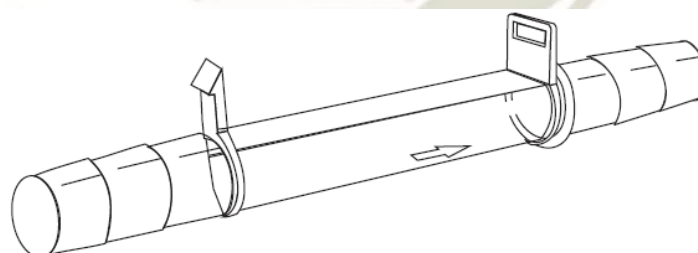


Figura 52 Célula BMU venosa.

Fuente: Guía de Usuario Monitorización Sanguínea BMU 40 Maquet Cardiopulmonary – Alemania.

El cabezal medidor incorpora tres diodos luminosos que irradian a la sangre a través de la Celda BMU en distintas longitudes de onda. Las concentraciones de Hemoglobina Hb y Hematocritos Hct se miden por espectro métricamente sin tener contacto con la sangre, mediante un sensor óptico. Un segundo sensor óptico mide de la misma manera el valor Saturación de Oxígeno Venosa (SvO₂).

La temperatura venosa (T_v) se mide mediante un sensor de infrarrojos de enfriamiento termoeléctrica no invasivo.

[10] Guía de Usuario Monitorización Sanguínea BMU 40 Maquet Cardiopulmonary – Alemania.

Diagrama de Bloques:

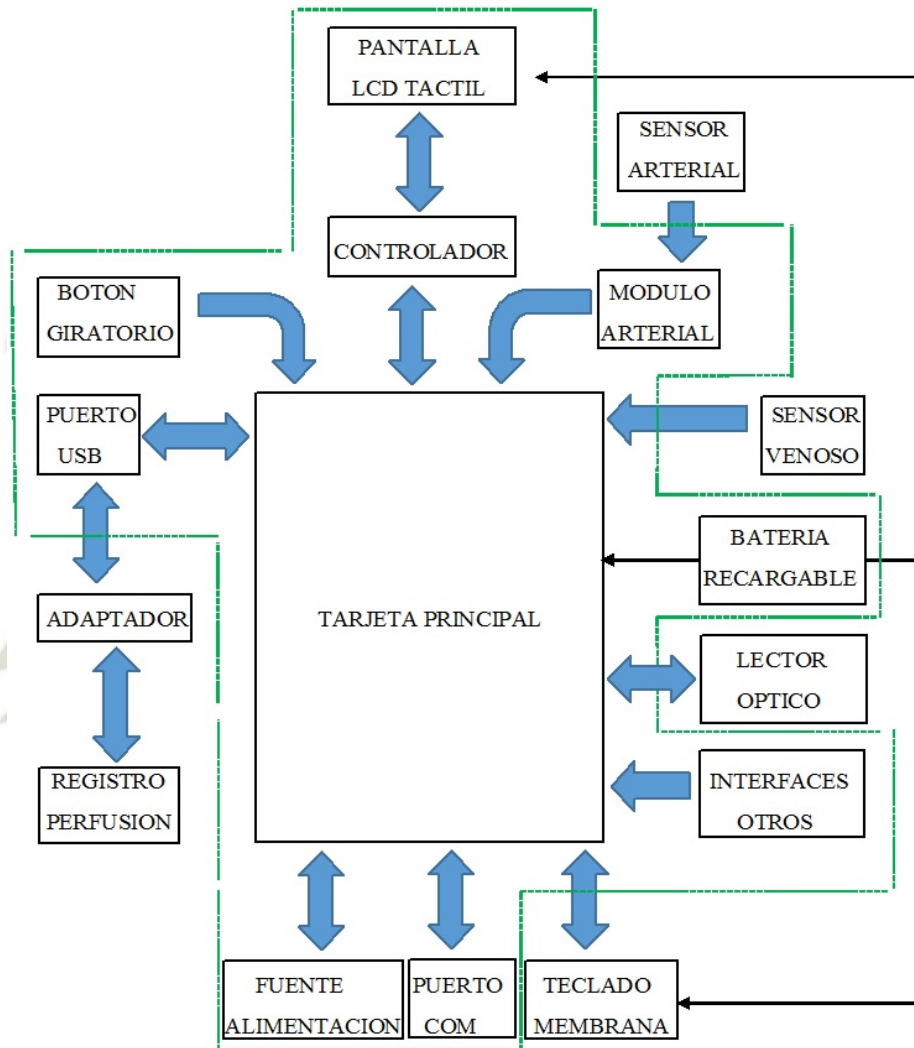


Figura 53 Diagrama de Bloques Básico del Analizador de Sangre.

Fuente: Elaboración Propia.

Lector óptico. - Es un scanner que capta la información contenida en un código de barras. Es decir que emite una luz roja que se refleja en una luz clara y se desliza sobre los códigos de barra y espacios. Al instante que existan los reflejos, estos son recibidos por otro transductor para ser convertido en una señal eléctrica que al mismo tiempo se transforma en un decodificador a unos y ceros.

Sensor arterial. - Este sensor tiene un conductor de fibra óptica, por medio de esta viajara la señal hacia el módulo arterial.

La fibra óptica está conectada a una fuente de luz que son unos diodos led, por lo tanto, este haz de luz viaja a través del núcleo rebotando repetidamente en la pared del revestimiento hasta llegar al módulo arterial.

Módulo arterial. - Es el receptor que posee un detector de fibra a luz, un conversor de corriente a voltaje, un amplificador y una interface analógica/digital.

Una vez realizada la conversión la señal esta será enviada a los circuitos eléctricos que finaliza logrando la lectura de los parámetros que han sido medidos.

Sensor venoso. - Los diodos luminosos emiten una señal de luz sobre la célula venosa para que los sensores infrarrojos tenga la capacidad de medir la propagación electromagnética infrarroja en este caso de la sangre.

Batería recargable. - Nuestro sistema soporta voltajes de desde 10 a 240 VAC e internamente posee de baterías recargables que poseen 12 Voltios por 3.4 Ah, con una duración en su máxima potencia de 60 min de vida aproximadamente.

Teclado membrana. - Permite controlar el encendido del sistema y poder visualizar los mensajes luminosos de conexión red eléctrica, conexión de USB.

Tarjeta principal. - Es una PC que controla el funcionamiento de todo el sistema y procesara la información que le sea enviado desde sus distintos sensores y demás periféricos.

Botón giratorio. - Es un potenciómetro digital de la cuales su variación de resistencia es de comportamiento lineal y a la vez permite realizar modificaciones en los límites de cara uno de los parámetros.

[10] Guía de Usuario Monitorización Sanguínea BMU 40 Maquet Cardiopulmonary – Alemania.

4.3.5.3 Funciones de la Tarjeta Principal

La placa principal contiene la PC integrada, también las interfaces de comunicación y medición.

A continuación, describiremos la PC integrada consiste en:

Tablero ETX

Módulo RAM

- ✓ Tarjeta Compact Flash donde se almacena el software.

Unidad HSI (interfaz de software de hardware = microcontrolador):

- ✓ Monitorea y controla los voltajes del dispositivo.
- ✓ Monitorea la temperatura dentro de la BMU 40 y la temperatura de la bacteria.
- ✓ Lee los valores de temperatura de los sensores de sonda arterial.
- ✓ Se comunica con la PC integrada.

- ✓ Activa / desactiva el cargador de batería.
- ✓ Controla la velocidad del ventilador de enfriamiento.
- ✓ Controla el brillo de la luz de fondo.

El conector de comunicación y el conector del dispositivo se muestran en la placa principal. La configuración de los pines de algunos conectores importantes se muestra en la tabla a continuación.

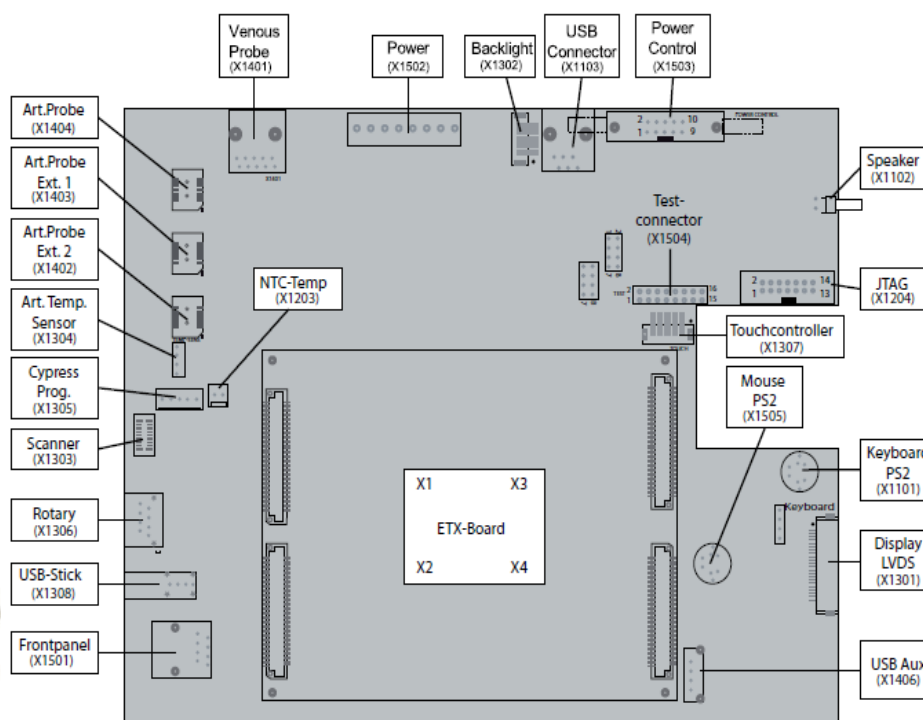


Figura 54 Tarjeta principal.

Fuente: Guía de Usuario Monitorización Sanguínea BMU 40 Maquet Cardiopulmonary – Alemania.

Esta tarjeta principal a diferencia del diagrama de bloques básico, amplia más el tipo de conexiones, en las tablas 22 y 23 podemos ver más al detalle.

Características eléctricas:

En la siguiente tabla 22 vamos a ver al detalle las características eléctricas de la tarjeta principal.

Tabla 22 Características de la Tarjeta Electrónica Principal.

Conector	Pines
	1=TIERRA
Potencia (X1502)	2=5V Inversor de retroalimentación
	3=5V
	4=TIERRA

	5=TIERRA	
	6=3.3V	
	7=9V	
	8=TIERRA	
	1=3.3V	9=XXX
	2=5V SB	10=XXX
	3=VCC	11=XXX
Conector de pruebas	4=9V	12=XXX
X1504	5=VIN 50 mA	13=XXX
	6=TIERRA	14=TIERRA
	7=XXX	15=XXX
	8=XXX	16=TIERRA
	1=TDO/TDI	8=NC
	2=NC	9=TIERRA
JTAG	3=TDI	10=NC
X1204	4=3V	11=nRST/NMI
	5=TMS	12=NC
	6=NC	13=NC
	7=TCK	14=NC

Fuente: Guía de Usuario Monitorización Sanguínea BMU 40 Maquet Cardiopulmonary – Alemania.

4.3.5.4 Funciones del Conector de la Fuente de Alimentación

El conector de la fuente de alimentación crea los voltajes para carga de batería y proporciona las interfaces. Además de la comunicación para la impresora vía USB y demás dispositivos seriales externos que están habilitados.

La tensión de salida de la fuente de alimentación primaria (16V) se reduce en el conector placa de la fuente de alimentación a 3V, 2x5V y 9V.

Existe un circuito de cargador de batería de plomo independiente está integrado en la tarjeta de fuente de alimentación para controlar la corriente de carga y evitar que la batería sobrecarga o se descargue completamente.

Dos puertos de comunicadores USB serial y dos (uno externo y uno interno) se proporcionan interfaces para conectar dispositivos externos. Estas interfaces son eléctricamente aisladas del resto del dispositivo.

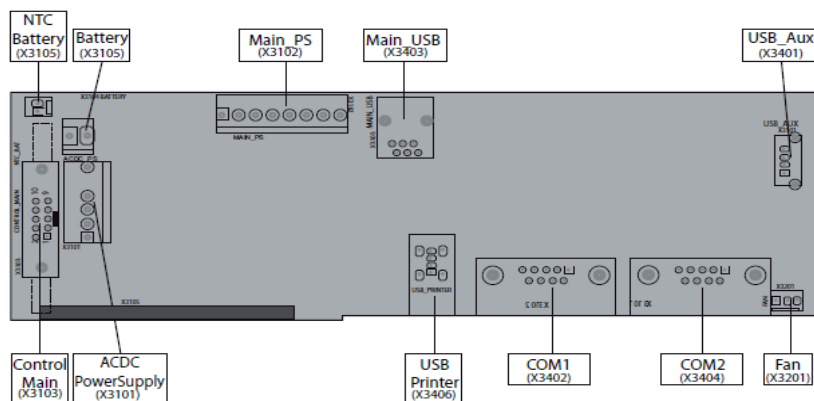


Figura 55 Tarjeta de Fuente de Alimentación PSB.

Fuente: Guía de Usuario Monitorización Sanguínea BMU 40 Maquet Cardiopulmonary – Alemania.

Características eléctricas:

En la siguiente tabla 23 observaremos las características eléctricas de la tarjeta de la fuente de alimentación.

Tabla 23 Características de Conexiones.

Conector	Pines	
AC/DC Fuente de Potencia (X3101)	1, 2, 3 = V_In (16V) 4, 5, 6 = GND 1 = GND 2 = 5V (inversor de retroiluminación) 3 = 5V (PC, controlador táctil, codificador rotativo, escáner de	
PS_Principal (X3102)	código de barras) 4 = GND 5 = GND 6 = 3V3 (Hubs USB, pantalla) 7 = 9V (prueba) 8 = GND	
Batería (X3105)	1 = Batería 2 = GND	
Control Principal (X3103)	1 = V_Entrada 2 = Potencia_habilitada	6 = Carga habilitada 7 = GND

	3 = V_bateria	8 = XXX
		9 = Sensor de temperatura para batería
	4 = Fan_PWM	10 = Sensor de temperatura para batería
	5 = XXX*	
	1, 4, 6, 7, 8, 9 = NC	
COM1 (X3402)	2 = Rx	
COM2 (X3404)	3 = Tx	
	5 = GND	

Fuente: Guía de Usuario Monitorización Sanguínea BMU 40 Maquet Cardiopulmonary – Alemania.

[10] Guía de Usuario Monitorización Sanguínea BMU 40 Maquet Cardiopulmonary – Alemania.

4.3.6 Intercambiador de Calor HCU30

El Intercambiador de Calor está destinado a hacer circular agua a través de circuitos para calentar o enfriar a un paciente y mantener a una temperatura adecuada el reservorio de sangre durante procedimientos de bypass cardiopulmonar de corta duración. Como se muestra en el Diagrama Básico de Perfusión en Cirugía a Corazón Abierto, vamos a notar que el intercambiador está conectado a una manta térmica, haciendo un circuito cerrado por medio de unas mangueras de 3/8, seguidamente habrá otro circuito cerrado que de mangueras de 1/2 que ir conectado al reservorio de sangre y es esto es con la finalidad que ambos circuitos mencionados estén a la misma temperatura, en este caso la temperatura corporal del paciente, a esto llámanos circuito paciente, esto también involucra a los circuitos de agua dentro del equipo que son totalmente independientes.

El intercambiador está conectado a la zona de cardioplegia por medio de unas mangueras de 3/8 haciendo otro circuito cerrado muy independientemente del circuito paciente.

Externamente el equipo está compuesto por:

- ✓ Válvula de globo para la circulación del paciente – Reservorio.
- ✓ Válvula de globo para la segunda circulación del paciente – Manta Térmica.
- ✓ Válvula de globo para la circulación de Cardioplegia
- ✓ Zócalo para control remoto y terminal de servicio.
- ✓ La puerta posee bloqueo magnético.

- ✓ Salida del ventilador.
- ✓ Válvulas de drenaje para bomba de Cardioplegia, tanque y bomba principal.
- ✓ Interruptor de red incluido 20 Amperios.
- ✓ Fusible automático 12 Amperios.
- ✓ Entrada de alimentación de red.
- ✓ Conexión a tierra.

[11] Guía de Usuario Intercambiador de Calor HCU 30 Maquet Cardiopulmonary – Alemania.

Diagrama de Bloques:

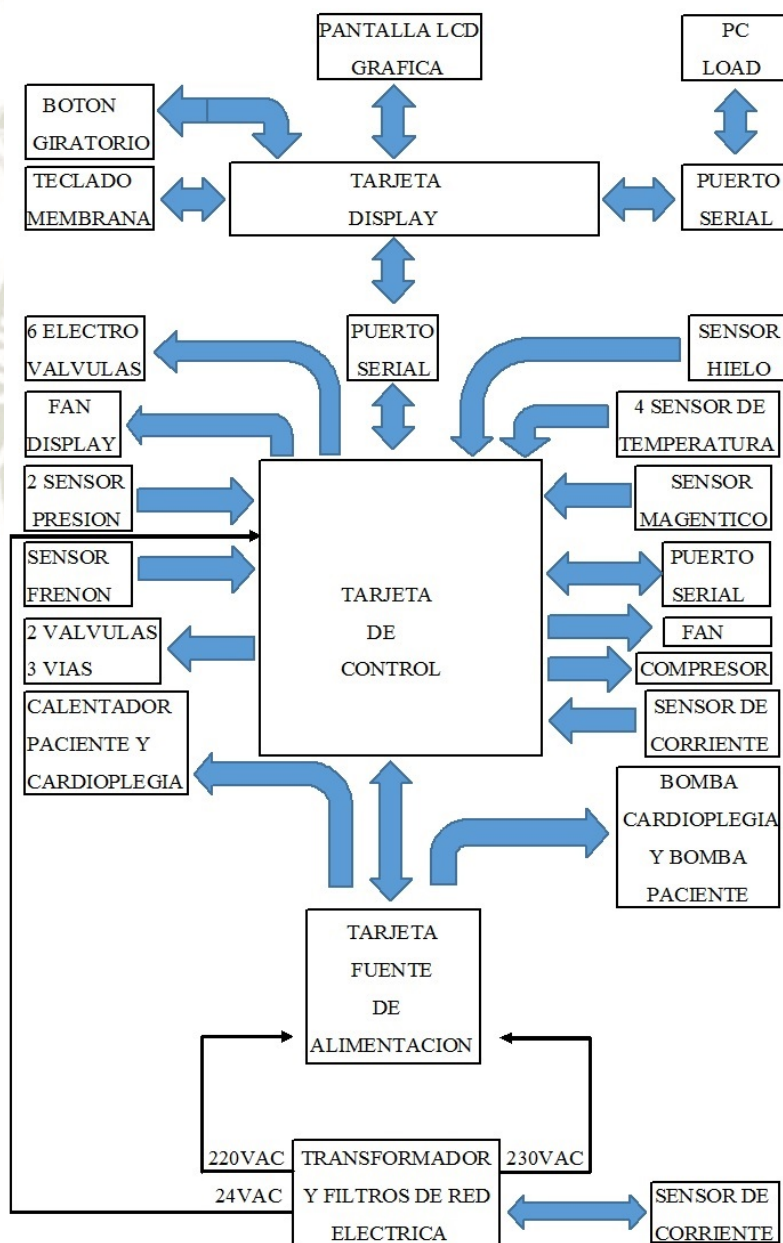


Figura 56 Diagrama de Bloques Básico del Intercambiador de Calor.

Fuente: Elaboración Propia.

La pantalla gráfica. - Está conformada por la pantalla grafica LCD y su tarjeta interna de control. La tarjeta de control del display LCD tiene comunicación por puerto serial del tipo DB9 con la tarjeta de control del intercambiador de calor.

Por medio de este puerto se realiza la transmisión y recepción de datos digitales tanto de monitoreo y de control hacia la tarjeta de control principal del intercambiador.

Teclado membrana. - Permite realizar variaciones de temperatura de salida de agua, desplazar por el menú del sistema para realizar la circulación del agua, retorno de agua, purgado de aire, auto limpieza y finalmente realizar una test de diagnóstico vía PC. Estos teclados de tipo membrana están fabricados de dos láminas plásticas y delgadas que llevan las pistas conductoras grabadas en la cara interior, y una tercera membrana de separación, con orificios circulares en las zonas que se ubica una tecla.

Botón giratorio. - Es un potenciómetro digital de la cuales su variación de resistencia es de comportamiento lineal y permite seleccionar un determinado valor en ohmios.

Puerto serial. - Nos permitirá tener una comunicación con la PCLoad (Software de diagnóstico del intercambiador) para realizar un examen interno del sistema: Sensores de presión, temperatura de salida y del calentador, válvulas de 3 vías, sensor frenon, calentadores, sensor de hielo, compresor y las bombas de ambos circuitos.

Tarjeta de control. - Este es el cerebro del sistema y está conformado por las siguientes etapas:

- 1.- Etapa de Control.
- 2.- Amplificador y Multiplexor de señales analógicas.
- 3.- Conversor Analógico/Digital.
- 4.- Conversores DC/DC.
- 5.- Conectores de entrada y salida (Interface).
- 6.- Comunicación Serial.

- ✓ **La Etapa de control.** - Es administrada por dos microcontroladores PIC 16F877 y PIC 16F876, uno de ellos hace de maestro y el otro de esclavo, manteniendo comunicación directa en modo serial para realizar el intercambio de datos digitales por medio de sus pines de Tx y Rx, ya que realizan tareas distintas.
- ✓ **El amplificador y multiplexor de señales analógica.** - Aquí se combinan las señales se los seis sensores de temperatura, que están distribuidos en el sistema. Previamente antes, estas señales de temperatura han pasado por un proceso de adaptación, filtración de ruido, amplificación.

- ✓ **Convertor digital/analógico.** - Recibe órdenes del microcontrolador para controlar la oscilación de la válvula de 3 vías del circuito paciente y cardioplegia.
- ✓ **Convertidores DC/DC.**- Este dispositivo transforma corriente continua de una tensión a otra, ayuda a simplificar la alimentación de tensión, porque genera las tensiones que necesitamos para los dos microcontroladores.
- ✓ **Conectores de entrada y salida (Interface).** - Facilita la comunicación de cada uno de los sensores, válvulas, calentadores y motores con la etapa de control donde se procesará la información.
- ✓ **Comunicación serial.** - Sirve para realizar un test o para reprogramar el microcontrolador maestro.

Sensor de corriente. - Este sensor es utilizado para la medición de corriente alterna por inducción magnética, en especial para medir la corriente de consumo de los calentadores y lo envía luego a la tarjeta de control.

Sensor de hielo. - El sensor de nivel de hielo está colocado en una bobina de enfriamiento de las cuales primero medirá la temperatura del agua dentro del tanque para controlar el nivel de hielo que mayormente cubre toda la bobina.

El sensor de nivel de hielo tiene tres resistencias NTC, controlará el compresor, se encenderá cuando las tres resistencias NTC estén fuera del bloque de hielo (en el agua), de lo contrario se apagará. Este sensor a determinadas variaciones de temperatura, su impedancia bien aumentará o disminuirá, en nuestro caso: Cuando el sensor está expuesto a 0°C tiene una impedancia aproximada a las 5Kohm entre cada uno de sus puntos de configuración.

Cuando el sensor está expuesto a 20°C tiene una impedancia aproximada a las 2K ohm entre cada uno de sus puntos de configuración. Cuando el sensor está expuesto a 40°C tiene una impedancia aproximada a las 800 ohm entre cada uno de sus puntos de configuración.

Para el caso de las calibraciones del sensor, se ha tenido que hacer generar el hielo hasta antes que este sea cubierto totalmente, y así proceder a realizar mediciones para que estas sean ingresadas al sistema por medio del software y así queda totalmente calibrado. Al término de tener completado la fase de hielo, el microcontrolador maestro, ejecutara la configuración establecida.

Sensor de temperatura. - En nuestro sistema cuenta con sensores de temperatura PT 1000 a la salida de cada circuito de agua (paciente y cardioplegia) y también en los calentadores (paciente y cardioplegia). Recordemos que las salidas de los circuitos de agua van a una manta térmica, a un reservorio de sangre y cardioplegia.

Este sensor PT1000 es doble para nuestro caso es 4 terminales:

- ✓ Un par de cables rojo hacen un sensor
- ✓ Un par de cables blanco hacen un sensor

Al censar la temperatura en sus respectivos lugares indicados, estos datos serán enviados a la tarjeta de control, haciendo un lazo de control proporcional directo con el sistema teniendo el control del estado de las electroválvulas, del compresor, las válvulas de tres vías, las bombas y los calentadores, que en forma conjunta hacen el funcionamiento del sistema, para cada una de las situaciones de la máquina.

Estos sensores son monitoreados por el microcontrolador esclavo, que pasando por un convertidor A/D para controlar la activación del relay para proveer energía o no a los calentadores.

Sensor magnético. - Este sensor efectúa una conmutación electrónica, tal es que detecta la presencia de un campo magnético externo y pueden ser sensibles a los polos del imán, o solamente a un polo, son de ON/OFF, en neutro sistema sirve para detectar la apertura o cierre de la tapa trasera. Este sensor es monitoreado por el microcontrolador esclavo, para que esa señal pase por un convertidor A/D y así ordenar al sistema cargar el programa auto limpieza.

La FAN. - Es un ventilador impulsará aire desde la habitación para ayudar a la liberación de calor del refrigerante, ambos funcionarán y serán controlados de forma proporcional de acuerdo a la impedancia del sensor de hielo.

El compresor. - Es controlado por el microcontrolador maestro, contiene gas refrigerante que ejerce una presión a la válvula freón para regular el gas.

El circuito de enfriamiento es necesario para que el sistema pueda enfriar la temperatura del agua que circula (mínimo hasta 1 ° C), vamos a depender del sensor de hielo ya que su impedancia nos indicará la capacidad de hielo.

El presostato. - Es parte del circuito de refrigeración que sirve para medir la presión del gas refrigerante a la entrada del compresor, indicándonos su existencia. El Secador esta junto al condensador que contiene material absorbente de la humedad y elimina la humedad del líquido refrigerante.

La Válvula freón. - Es una válvula abierto/cerrado que está colocado en el circuito de enfriamiento entre la secadora y el regulador de flujo. La válvula está abierta durante el funcionamiento normal y cerrado cuando realizamos la auto limpieza y así el gas refrigerante retorne al condensador y la secadora.

Sensor de presión. - Medir constantemente la presión de agua es para prevenir sobre presión en los circuitos de agua de paciente y cardioplegia ya que estas están conectadas a unas bombas de agua.

Características:

- ✓ Sensor de presión principal: 0-100 psi.
- ✓ Sensor de presión de Cardioplegia: 0-15 psi.

Su calibración se puede realizar por software.

Válvula de tres vías. - Cumple la función de un controlador (comparador) que va depender de la temperatura programada por medio del panel de visualización (Valor fijo) y de la temperatura de salida. Realizará el balanceo de agua fría con agua caliente y así ir regulando la temperatura que vamos a desear. Estas válvulas internamente están siendo controladas proporcionalmente por un motor eléctrico de CC.

Calentador. - Existen dos calentadores en la unidad para cada circuito:

- ✓ Calentador principal
- ✓ Calefactor de Cardioplegia

Es una resistencia que tiene una impedancia de $6\text{ M}\Omega$ y está conectado directamente a la Fuente de Alimentación (230VAC).

La activación de los calentadores, depende del sensor de temperatura de salida de agua. Durante el funcionamiento normal, los calentadores calientan el agua a la temperatura establecida por el operador en caso de limpieza, el agua se calentará hasta aprox. $90\text{ }^\circ\text{C}$. El microcontrolador maestro por medio envía una señal digital para activar TRIAC y así poder conmutar la corriente alterna, al mismo tiempo el microcontrolador esclavo envía una señal digital al relé para el paso de la corriente alterna y a la vez aislar el circuito de potencia de la parte digital.

Características eléctricas: 3200W 230VAC/16Amp – Circuito paciente

1000W 230VAC/16Amp – Circuito Cardioplegia

Electroválvulas. - Una electroválvula es una válvula electromecánica, son diseñadas para controlar el paso de un fluido, en nuestro caso agua y fluye por un conducto o tubería. La válvula se moverá mediante una bobina solenoide y solo tiene dos posiciones: abierto y cerrado, o todo y nada. En nuestro sistema hay 6 electroválvulas que funcionan con 24 VAC y están posicionados en sitios estratégicos del circuito paciente y cardioplegia.

Hay que tener en cuenta los modos de funcionamiento:

- ✓ Modo de funcionamiento Paciente y Cardioplegia .
- ✓ Modo de funcionamiento Purgado de Aire.

- ✓ Modo de funcionamiento Retorno de Agua.
- ✓ Modo de funcionamiento Limpieza.

Cada modo es un programa que está siendo ejecutado por microcontrolador maestro, que controla la activación y desactivación de una o varias válvulas para el modo en que se emplea la máquina.

Bombas. - Son parte del circuito de paciente de agua y cardioplegia de agua, en este caso permitirá hacer circular el agua por el resto del sistema hacia la manguera en un lazo cerrado. La activación de estas bombas las realizaremos de forma manual activando la circulación desde el teclado de membrana. El microcontrolador maestro genera una señal de PWM (modulación por ancho de pulso) a los convertidores los circuitos de conversión AC/AC y relay para regular la velocidad del motor.

Tarjeta de fuente de alimentación. - Es una fuente de alimentación lineal que una vez de haber sido reducido la tensión pasa por una etapa de rectificación por medio de diodos y para que sea más estable esta corriente se filtra con condensadores electrolíticos, y luego pasa por un proceso de estabilización de tensión. La tarjeta de alimentación, ubicada en la parte superior de la unidad, contiene:

- ✓ Los Relés para la bomba principal y bomba de cardioplegia, Ventilador, compresor, O2 calentadores.
- ✓ Transistores de alta potencia para la regulación de la bomba de paciente.
- ✓ El Triac para la regulación de los calentadores de paciente y de cardioplegia.
- ✓ El Conector principal para ingreso de señales digitales, que sirve de comunicación para la tarjeta de control.
- ✓ El Opto acopladores que están ubicados en las entradas y salida de la tarjeta para aislar las etapas digitales de los circuitos de potencia.

PC load.- El software de servicio "PC Load" por el puerto serial de la máquina. Por medio de este software por demos realizar las siguientes acciones:

- ✓ Diagnóstico del Intercambiador.
- ✓ Calibración de sensores PT1000.
- ✓ Calibración del sensor de nivel de hielo.
- ✓ Calibración de sensor de corriente tipo 2.
- ✓ Entrada de número de serie.

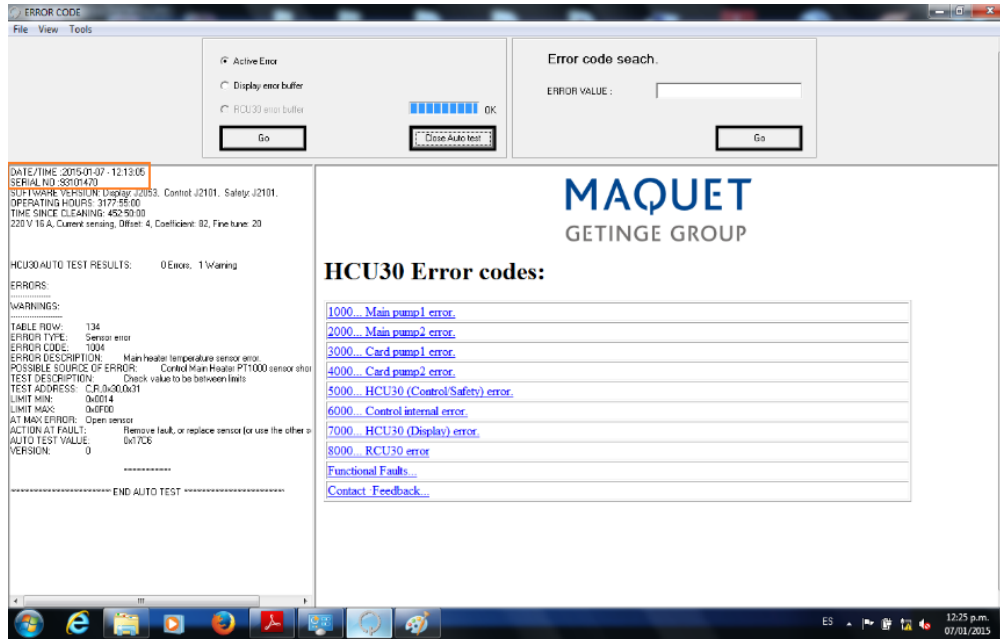


Figura 57 Reporte de Fallas con el PCLoad.

Fuente: Elaboración Propia.

En el reporte anterior de la Fig. 57 nos indica falla del sensor PT1000 del circuito paciente, para esto es necesario realizar cada una de las etapas del sistema que involucra a este sensor.

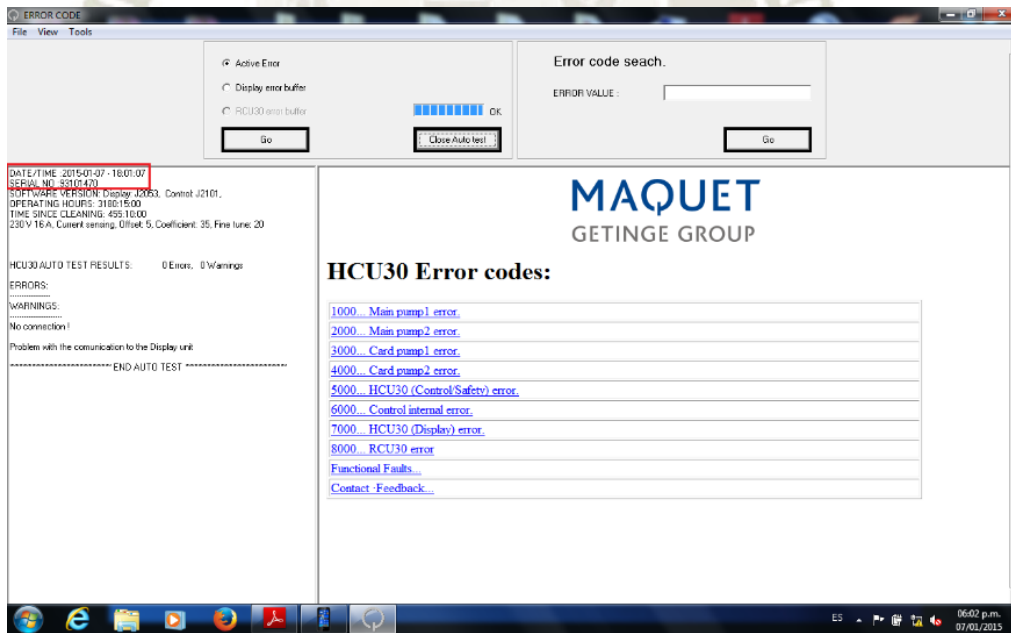


Figura 58 Nuevo Reporte de Diagnostico.

Fuente: Elaboración Propia.

En la Fig. 58 podemos observar que el problema ha sido superado, que las acciones realizadas han sido las correctas.

[11] Guía de Usuario Intercambiador de Calor HCU 30 Maquet Cardiopulmonary – Alemania

4.3.7 Mezclador de Gases

El Mezclador de Sechrist Industries Inc. Anaheim, CA, es quien regula la proporción de oxígeno/aire y el flujo de esta mezcla de gases que entra en la fase gaseosa del oxigenador. El oxígeno y la eliminación de dióxido de carbono (CO_2) trabaja independiente en de los oxigenadores extracorpóreos. Para controlar la eliminación de CO_2 se realiza variando el flujo de gas del mezclador, cuando este aumenta el flujo de gas aumentamos la eliminación de CO_2 y al reducir la presión parcial de CO_2 en la fase gaseosa. Entonces el control del aporte de oxígeno se realiza aumentando o disminuyendo la proporción de oxígeno del gas suministrado por el mezclador.



Figura 59 Mezclador de Gases Mecánico.

Fuente: Elaboración Propia.

CAPITULO V

5.- Mantenimiento y Protocolos de Mantenimiento de la Máquina de Circulación Extracorpórea

5.1 Mantenimiento en el sector hospitalario

El mantenimiento es el proceso que asegura que un equipo continúe desempeñando las funciones deseadas y conservación con el objetivo de tener un mayor tiempo de vida útil.

En los hospitales de Perú la falta de manuales técnicos que apoyen al encargado del mantenimiento se mantiene escasas. Como consecuencia directa la ineficacia entre diversos programas empíricos de mantenimiento, ya que el soporte del fabricante es ausente.

Por lo tanto existe la iniciativa de desarrollar un sistema de mantenimiento para equipos biomédicos, donde se establezcan las rutinas en base a indicadores.

De esta manera, clasificaran, cuantificaran, para estratificar acertadamente los requerimientos de cada uno de los equipos pertenecientes al sistema.

5.2 Programa de Mantenimiento

El programa de mantenimiento consiste en establecer procedimientos para examinar periódicamente las condiciones materiales de equipos biomédicos, y así determinar la eliminación o minimización y control de riesgos, como su conservación en condiciones óptimas de funcionamiento reduciendo las posibles averías y fallas provocados por el mal estado de los mismos.

Los programas de mantenimiento están íntimamente relacionados a las políticas de reemplazo.

La calidad de la producción se puede elevar con un mejor mantenimiento.

Para el desarrollo del programa de mantenimiento se debe considerar el análisis y la planificación por lo que se debe definir límites, frecuencia, cobertura y ruta de revisión. Se debe elegir el personal para llevar a cabo la revisión.

Se debe clasificar e identificar cada elemento mediante códigos y ubicarlo en un plano físico.

Se debe determinar los recursos necesarios para luego hacer la revisión de los procedimientos y la ejecución terminando con un registro documental.

[8] Fuente: Guía de Usuario Máquina de Circulación Extracorpórea HL 20 Maquet Cardiopulmonary – Alemania.

5.3 Mantenimiento Preventivo

El mantenimiento preventivo es la inspección periódica de los equipos para determinar su estado de funcionamiento e identificar fallas. El mantenimiento preventivo se utiliza para reducir la frecuencia y la magnitud de las reparaciones mayores.

La idea es determinar si el mantenimiento preventivo es más económico que las reparaciones que se hacen conforme se necesitan, y si es más económico, que tan a menudo deben hacerse las revisiones del mantenimiento preventivo.

Mientras los procesos se mecanizan cada vez más, el mantenimiento correspondiente se vuelve más complejo y se eleva el daño potencial por descomposturas. La base de un buen mantenimiento preventivo es una buena planeación y hombres capaces, dedicados al mantenimiento y apoyados por una política administrativa efectiva. La planeación usual del mantenimiento preventivo es práctica y no se basa en modelos teóricos matemáticos. La regla que sirve de guía es, que el tiempo que se emplea en el mantenimiento preventivo debe ser menor al que se requiera para las reparaciones y el valor conferido a las máquinas por el mantenimiento preventivo debe ser mayor que el costo del programa. Para establecer un Sistema de mantenimiento adecuado, deben tomarse en cuenta las siguientes consideraciones:

Las máquinas deben estar en muy buenas condiciones de operación para aumentar la confiabilidad. Los circuitos redundantes y las adiciones pueden producir ahorros más que proporcionales en los costos de mantenimiento.

El aumento de los inventarios durante el proceso puede proporcionar un apoyo contra el efecto de las descomposturas de las máquinas. Las existencias extras aumentan los costos, pero protege al resto de una línea de producción hasta que se puedan terminar las reparaciones.

Las inspecciones se deben hacer en los períodos de limpieza, ajuste u otro trabajo de mantenimiento a fin de reducir el costo y las molestias.

El valor del equipamiento fluctúa de acuerdo al tipo y a la calidad de mantenimiento que recibe. El valor del equipo que se encuentra en funcionamiento normal es mayor al valor de aquel equipo que tiene un desempeño irregular dentro de la línea de producción, por lo tanto el costo de mantenimiento no es el mismo.

En el mantenimiento se deben tomar en cuenta las consideraciones hechas para poder establecer un sistema realmente eficaz de mantenimiento, que no traiga como consecuencia pérdidas en vez de ganancias a largo y mediano plazo.

[8] Guía de Usuario Maquina de Circulación Extracorpórea HL 20 Maquet Cardiopulmonary – Alemania.



Figura 60 Máquina de Circulación Extracorpórea HL20 – Maquet - Hospital Del Niño
Sede San Borja – Lima – Perú.

Fuente: Elaboración Propia.



Figura 61 Máquina de Circulación Extracorpórea HL30 – Maquet - Instituto Nacional de
Cardiovascular - INCOR – ESSALUD - Lima – Perú.

Fuente: Elaboración Propia.

5.4 Mantenimiento Correctivo.

El mantenimiento correctivo es el conjunto de procedimientos utilizados para reparar un equipo ya deteriorado, o con elementos defectuosos por el mal funcionamiento o rendimiento imperativo de los mismos.

La desventaja de este tipo de mantenimiento es que genera desconfianza la utilización del equipo, tiempo indefinido de un equipo fuera de servicio, el riesgo de no contar con la existencia de reemplazo de componentes en almacén, esto aumenta la carga de trabajo del

personal de mantenimiento, mayor costo en las reparaciones, se complica en el análisis de las averías, menor duración de la vida útil del equipo.

[8] Guía de Usuario Máquina de Circulación Extracorpórea HL 20 Maquet Cardiopulmonary – Alemania.

5.5 Procedimientos para el mantenimiento

Los Hospitales de Essalud y Minsa, ambas Instituciones cuentan con su Área de Mantenimiento e Infraestructura Hospitalaria, de las cuales se dividen en dos áreas específicamente: Taller Especializado de Equipos Médicos y el Taller de Servicios Generales. El mantenimiento preventivo y correctivo es realizado por empresas especializadas que cuentan con el personal calificado, bajo la modalidad de Servicios. Estas empresas tienen la responsabilidad de la operatividad y el correcto funcionamiento de los equipos, bajo supervisión de un Ingeniero de Essalud o del Minsa según la institución a la que corresponda, quien se encargara de coordinar y supervisar las actividades de dicha empresa dentro del hospital.

5.5.1 Programa de Mantenimiento Preventivo Planificado

Tabla 24 Programa de Mantenimiento Preventivo.

Denominación : Máquina de Circulación Extracorpórea
 Marca : Maquet Cardiopulmonary AG
 Modelo : HL20
 Periodo Total (meses) : 12

N°	DESCRIPCIÓN ACTIVIDAD AÑO 1	PERIODO DE MANTENIMIENTO PREVENTIVO											
		12 MESES											
		1	2	3	4	5	6	7	8	9	10	11	12
1	Revisión de la parte mecánica de la consola.						x						x
2	Revisión de la parte mecánica de las bombas.						x						x
3	Revisión de la parte electrónica de las bombas.						x						x
4	Revisión del panel de control y unidad de monitorización del sistema.						x						x
5	Revisión de las baterías de resguardo.						x						x
6	Verificación de la seguridad eléctrica						x						X
7	Otros						x						X

Fuente: Procesos de Bases de Licitaciones de Adquisición de Equipamiento Médico para el Estado Peruano (Minsa y Essalud).

El procedimiento de mantenimiento preventivo en la máquina de circulación extracorpórea y sus demás componentes, se realiza de manera anticipada con la finalidad de prevenir las fallas que puedan presentar en su funcionamiento.

Se deben de tener en cuenta los protocolos a realizar y mediciones puntuales a fin de garantizar la estabilidad de funcionamiento, mecánico, eléctrico, electrónico y software.

El mantenimiento preventivo, nos puede llevar incluir el cambio de partes o piezas que puedan presentar desgastes, también no lleva a tomar acciones de calibración haciendo uso de los instrumentos calibrados y certificados, teniendo muy en cuenta las recomendaciones de fábrica.

Ventajas del mantenimiento preventivo:

- ✓ Reducción de costos relacionado con el mantenimiento predictivo.
- ✓ Reducción importante del riesgo por fallas mecánica, eléctrica, electrónica y software.
- ✓ Reduce la probabilidad de paros imprevistos en el funcionamiento de la máquina y demás componentes.
- ✓ Permite llevar un mejor control y planeación sobre el propio mantenimiento.

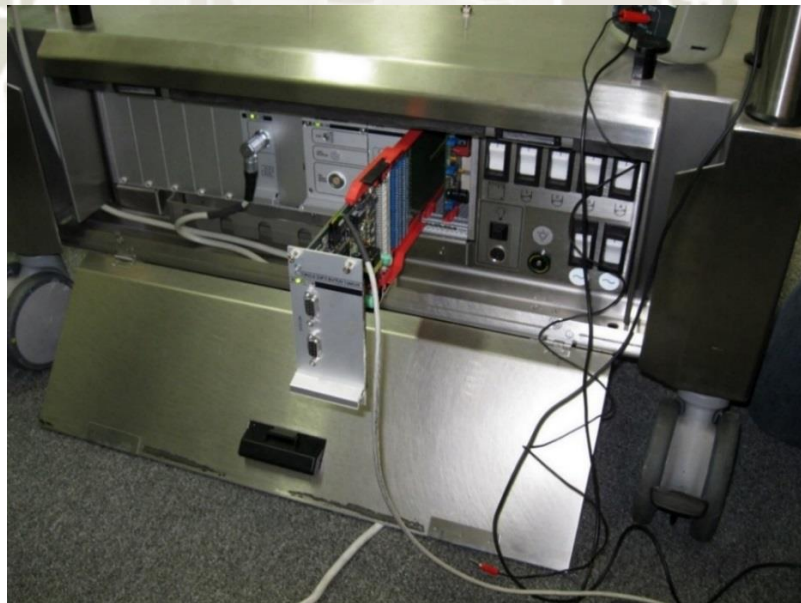


Figura 62 Referencias de Mantenimiento y razones de seguridad.

Fuente: Elaboración Propia.

Tabla 25 Programa de Mantenimiento Preventivo Completo

PROCEDIMIENTOS DE MANTENIMIENTO PREVENTIVO

DENOMINACIÓN: Máquina de Circulación Extracorpórea MARCA: Maquet Cardiopulmonary AG MODELO: HL20

Nº	Descripción Actividad	Procedimientos para realizar cada actividad	Materiales y Repuestos	Herramientas Instrumentos	Ejecutores (Ingeniero)	Hora Hombre
01	PARTE MECÁNICA DE LA CONSOLA					
	Revisión de los mástiles	Verificar si están debidamente fijadas.	---	---	INGENIERO	3 min.
	Mástiles de infusión	Verificar si suben o bajan con resistencia aceptable.	---	---	INGENIERO	3 min.
	Panel de acceso	Verificar si no se cierra solo.	---	---	INGENIERO	3 min.
	Gaveta	Verificar si abre y cierra suavemente.	---	---	INGENIERO	3 min.
	Ruedas y frenos	Verificar si funcionan correctamente.	---	---	INGENIERO	3 min.
	Monitor	Verificar si el SMU gira y trava correctamente.	---	---	INGENIERO	3 min.
	Panel de control	Verificar si el SCP ira y trava correctamente.	---	---	INGENIERO	3 min.
	Lámpara halógena	Verificar su funcionamiento.	---	---	INGENIERO	3 min.

	Conectores ODU con cubiertas	Verificar si están limpios y proveídos de su cubierta.	---	---	INGENIERO	3 min.
	Conectores de rack	Examine los conectores LEMO, verifique si están regresando cuando son empujados para adentro.	---	---	INGENIERO	3 min.
	Posición de localización	Verifique si el pino de localización esta apretado.	---	---	INGENIERO	3 min.
	Ventilador	Verifique si está funcionando.	---	---	INGENIERO	5 min.
02	PARTE MECÁNICA DE LA BOMBA					
	ID de la bomba	Anote tipo de bomba, serie y tiempo de operación.	lapicero	---	INGENIERO	3 min.
	Bloqueo del tubo	Verifique que el mecanismo de bloqueo funcione.	---	---	INGENIERO	5 min.
	Insertos	Verifique que el mecanismo de retención del tubo funcione.	---	---	INGENIERO	3 min.
	Oclusión	Verifique la oclusión de cada bomba.	---	---	INGENIERO	3 min.
	Pines de guías	Verifique que los pines giren libremente.	---	---	INGENIERO	3 min.

	Rodillos	Verifique que los rodillos giren libremente.	---	---	INGENIERO	5 min.
	Tapa de la bomba	Verifique no presente defectos.	---	---	INGENIERO	3 min.
	Conectores	Verifique que funcione correctamente.	---	---	INGENIERO	3 min.
	Pinos de fijación de ODU	Verifique que funcione correctamente.	---	---	INGENIERO	3 min.
	Cinturón	Verifique que no presenten desgaste.	---	---	INGENIERO	5 min.
	Ventilador.	Verifique que el ventilador funcione en cada bomba.	---	---	INGENIERO	3 min.
	PARTE ELECTRÓNICA DE LA BOMBA					
03	Llaves y disyuntores	Ligue y desligue la bomba y verifique si hay errores exhibidos en el visor.	---	---	INGENIERO	8 min
	Velocidad,	Aumente y disminuya la velocidad, verifique si funcionan suavemente y sin ruido inesperado.	---	---	INGENIERO	3 min
	Llave RPM/LPM	Verifique si el mostrador alterna entre RPM y LPM.	---	---	INGENIERO	3 min
	Modo de selección	Verifique si las bombas pueden ser programadas para todos los modos.	---	---	INGENIERO	3 min

	Modo de calibración	Verifique si el vacío puede ser programado.	---	---	INGENIERO	3 min
	Líneas de parada y comunicación	Verifique si la bomba para el todos los modos.	---	---	INGENIERO	3 min
	Protección contra fuga	Verifique si la alarma Runaway está activa y reestablezca la alarma.	---	---	INGENIERO	5 min
	Alarma de sobrecarga	Ajuste la velocidad de la bomba para 5 rpm y trabe el motor utilizando una cuña de madera.	Cuña de madera	---	INGENIERO	5 min
	Alarma de error de dirección	Ajuste la velocidad de la bomba para 0 y gire la bomba manualmente en la dirección opuesta indicada a la flecha en los insertos.	---	---	INGENIERO	3 min
	PANEL DE CONTROL Y UNIDAD DE MONITORIZACIÓN DEL SISTEMA					
04	Presiones	Verifique las presiones.	---	---	INGENIERO	5 min
	Temperaturas	Verifique las temperaturas.	---	---	INGENIERO	3 min
	Indicador de nivel	Verifique la indicación de nivel.	---	Pad de nivel	INGENIERO	5 min

	Alarma de burbuja de aire	Alarma de burbuja de aire, burbuja artificial de 5mm diámetro, genera alarma de aire.	---	Tubo sellado con agua	INGENIERO	3 min
	Ventana de Cardioplegia	Verifique la ventana de Cardioplegia.	---	---	INGENIERO	5 min
BATERÍA DE RESERVA						
05	Batería-llave de la red eléctrica	Verifique si las baterías están en plena carga, desconecte la energía de la red y verifique que el sistema conmuta a la batería, el LED de la batería esta encendido y es activada una alarma sonora, el LED de la llave de red se apaga.	---	---	INGENIERO	3 min
	Circuito de carga	Verifique si el LED de la carga de la batería está encendido.	---	---	INGENIERO	3 min
OTROS						
06	Sensor de nivel	Examine el sensor o el cable para verificar si hay algún daño.	---	---	INGENIERO	10 min

Sensor de burbuja	Verifique si hay algún daño en el sensor o el cable y si hay acumulación de gel.	---	---	INGENIERO	3 min
Sensor de Presión	Verificar el cable para verificar si hay algún daño.	---	---	INGENIERO	3 min
Sensor de Temperatura	Examine el cable para verificar si hay algún daño.	---	---	INGENIERO	3 min

Fuente: Procesos de Bases de Licitaciones de Adquisición de Equipamiento Médico para el Estado Peruano (Minsa y Essalud).

[8] Guía de Usuario Máquina de Circulación Extracorpórea HL 20 Maquet Cardiopulmonary – Alemania.

5.5.3 Consideraciones más Importantes en el Mantenimiento Preventivo

1.- Calibración de la Velocidad de la Bomba Rodillo



Figura 63 Abriendo la Base de Bomba Rodillo RPM/TPM.

Fuente: Elaboración Propia.

Una vez logrado abrir la base de la bomba, nos dirigimos a la tarjeta de control del motor, realizamos lo siguiente:

1.- Encienda la potencia de la bomba.

- ✓ Verificamos el funcionamiento de cada uno de sus componentes.
- ✓ Hacemos funcionar suavemente a varias velocidades.
- ✓ Ajustamos la velocidad en la tarjeta de control del motor con POT102 y POT101, si eso superan los 250RPM

2.- Probamos la resistencia de aislamiento del motor.

- ✓ Desconectamos la placa de la fuente de alimentación de sus soportes y desconectamos el cable de alimentación del motor.
- ✓ Medimos la resistencia de aislamiento entre el cable del motor y el chasis metálico del motor.

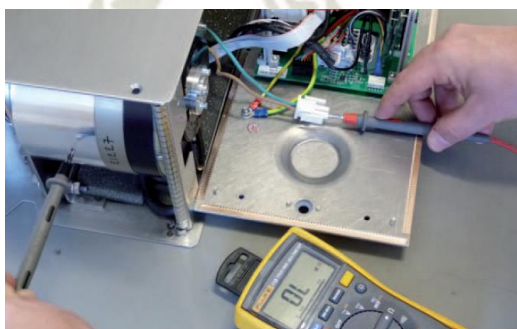


Figura 64 Medición de la Resistencia de Aislamiento.

Fuente: Elaboración Propia.

- ✓ Si la resistencia de aislamiento del motor es $< 75 \text{ k}\Omega$, el motor debe ser cambiado.
- ✓ Resistencia de aislamiento del motor $> 75 \text{ k}\Omega$ aprobado.

- 3.- Si deseamos resetear la bomba, nos vamos a la tarjeta de control de la bomba.
 - ✓ Cierre JMP 11 en la placa de control y encienda la bomba para restablecer las horas de funcionamiento.
4. Verifique que las correas no estén desgastadas o torcidas y que la tensión de las correas (sin medidor de tensión).



Figura 65 Correas internas dentadas de la Bomba.

Fuente: Elaboración Propia.

- ✓ Use una linterna para verificar.
 - ✓ Tensión de correa y correa
5. Verifique la disponibilidad de los siguientes modos de bomba.

✓ FRE	✓ SUC
✓ ARTE	✓ AUX
✓ A-P (ART PULS)	✓ CPL
✓ SL1	✓ CSL
✓ SL2	
 - 6.- Para el caso de la Bomba Doble verificamos la velocidad de la bomba hacia la izquierda y hacia la derecha.
 - ✓ Hacemos funcionar suavemente a varias velocidades.
 - ✓ Ajuste la velocidad en la tarjeta de control del motor con POT1.
 - ✓ Ajuste de velocidad: aprobado.
 - 7.- Si deseamos resetear la bomba, nos vamos a la tarjeta de control de la bomba.
 - ✓ Cierre JMP 11 en el tablero de control y encienda la bomba para reiniciar.
 - ✓ Restablecer las horas también borrará el tamaño del tubo y el modo de bomba.
- [8] Guía de Usuario Máquina de Circulación Extracorpórea HL 20 Maquet Cardiopulmonary – Alemania.

2.- Calibración de Monitoreo de Presión



Figura 66 Simulador de Calibración de Transductor de Presión (PTS).

Fuente: Elaboración Propia.

- 1.- Conectamos el PTS al sensor de presión y conéctelo a la presión canal 1.
- 2.- Abrimos el sensor de presión y configure PTS a 0 mmHg.
- 3.- Mantenemos presionado simultáneamente el botón de seguridad y el botón cero en SCP para calibración cero
 - ✓ Marcamos la casilla de verificación Presión CH1 0 mmHg calibrado.
- 4.- Cerramos el sensor de presión.
- 5.- Establecemos la PTS a 300 mmHg.
 - ✓ Revisamos que el LED de tendencia indique aumento de presión.
- 6.- Presionamos el botón [Amplitud] mientras gira la perilla de ajuste para establecer 300 mmHg.
- 7.- Almacenamos el valor de calibración en el canal I manteniendo presionado [Interruptor de seguridad] y presionando el botón [Amplitud].
 - ✓ Revisamos que se muestren 300 mmHg después de soltar los interruptores.
 - ✓ Marcamos la casilla de verificación Presión CH1; calibración.
- 8.- Presionamos kPa y verifique que se muestre 39.9 y presionamos nuevamente para mmHg unidades.
- 9.- Establecemos PTS a 200 mmHg y registre el valor mostrado.
 - ✓ Revisamos que la pantalla muestre 200.
 - ✓ Revisamos que el LED de tendencia indique aumento de presión.
- 10.- Establecemos PTS a 100 mmHg y registre el valor mostrado.
 - ✓ Revisamos que la pantalla muestre 100.

- ✓ Verificamos que el LED de tendencia indique una disminución de la presión.
- ✓ Presión CH1 - aprobada / fallida.

11.- Repetimos los pasos 1 a 10 para CH2... CH4.

- ✓ Presión CH2... CH4 - calibración - aprobada / fallida.

[8] Guía de Usuario Máquina de Circulación Extracorpórea HL 20 Maquet Cardiopulmonary – Alemania.

3.- Detección de Nivel

1.- Conectamos el sensor de nivel a la almohadilla del sensor de nivel en la botella de prueba de nivel

- ✓ Verificamos si el indicador de detector de nivel está iluminado.

2.- Iniciamos en Arterial.

3.- Iniciamos la Bomba Arterial a 100 rpm.



Figura 67 Botella de Agua para detección de Nivel.

Fuente: Elaboración Propia.

4.- Levantamos la botella de prueba de nivel de tal manera que no haya líquido alrededor del sensor de nivel.

- ✓ Suena una alarma acústica.
- ✓ La bomba se detiene.
- ✓ [STOP LEV] aparece en la bomba.

5.- Desactivamos la detección de nivel manteniendo presionado [interruptor de seguridad] y presionando el botón [Anular].

- ✓ La velocidad se regula a 100 rpm en la bomba ART.

6.- Presione el botón [Anular].

- ✓ El nivel de función de anulación.
- ✓ Verifique que la bomba de ART se detenga.

7.- Lleve la botella de prueba de nivel a su posición original para que haya líquido alrededor del sensor de nivel.

- ✓ La alarma acústica se detiene.
- ✓ La bomba arranca y regula a la velocidad máxima.
- ✓ La alarma óptica se apaga en la pantalla de la bomba.

8.- Configure la velocidad a 0 rpm.

Detección Nivel de función de detección e invalidación de nivel - aprobado / no aprobado.

[8] Guía de Usuario Máquina de Circulación Extracorpórea HL 20 Maquet Cardiopulmonary – Alemania.

4.- Detección de burbujas

- 1.- Conectamos el sensor de burbujas al tubo de burbujas de aire.
- 2.- Seleccionamos bomba arterial ART.
- 3.- Presione el botón [Reiniciar] para burbuja en SCP.
- 4.- Inicie la bomba ART a 100 rpm.
 - ✓ La burbuja de función de anulación debe estar desactivada.

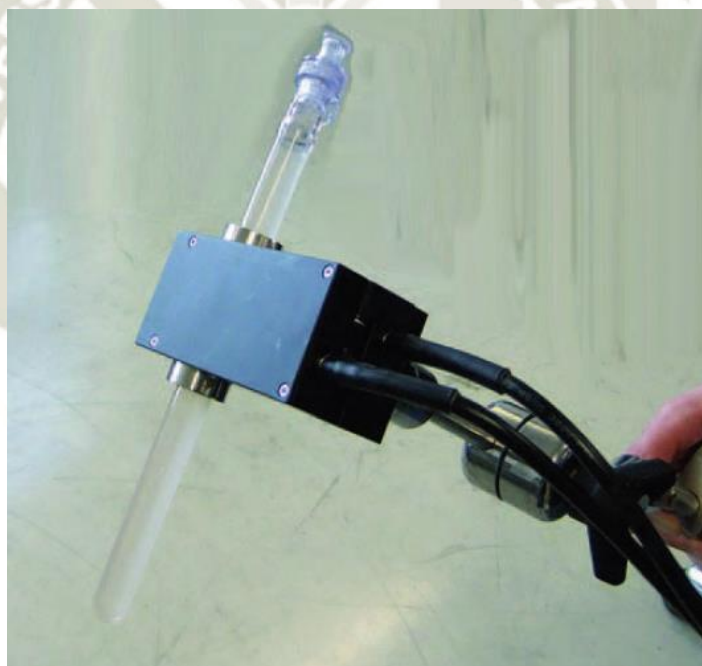


Figura 68 Pruebas del Sensor de Burbuja.

Fuente: Elaboración Propia.

- 5.- Mueva el tubo de burbujas de aire para que la bola en el tubo fluya a través del sensor.
 - ✓ La bomba se detiene.
 - ✓ La alarma acústica suena en SCP.
 - ✓ Alarma visual en la bomba y SCP.
- 6.- Desactive la detección de burbujas manteniendo presionado [interruptor de seguridad] y presionando el botón [Anular].

- ✓ La velocidad se regula a 100 rpm en la bomba ART.

7.- Configure la velocidad a 0 rpm.

- ✓ Detección de burbuja y la función burbuja - pasó / falló.

[8] Guía de Usuario Máquina de Circulación Extracorpórea HL 20 Maquet Cardiopulmonary – Alemania.

5.- Ajuste de la Tarjeta Táctica Óptica de RPM

El tacómetro óptico debe ajustarse después del reemplazo.

1.- Conecte el osciloscopio de 2 canales a la tarjeta de tacómetro RPM.

TP1 - Canal A

TP2 - Canal B

TP3 - 0

2.- Verifique que las Ondas en el osciloscopio sean similares.

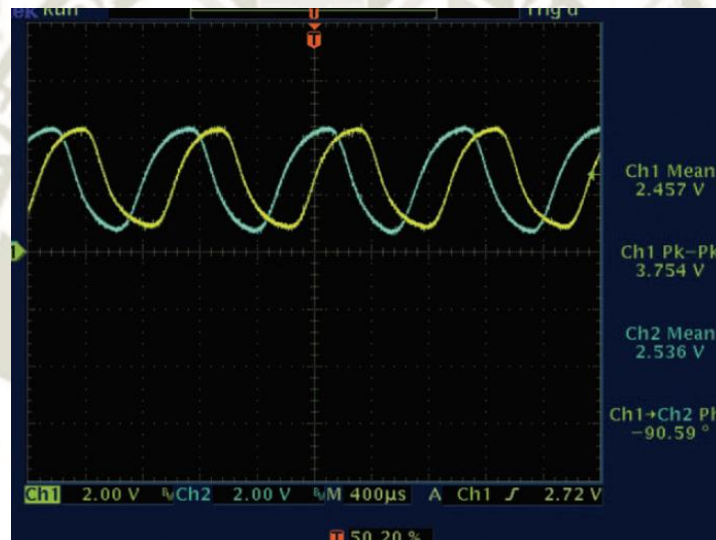


Figura 69 Pantalla típica del Osciloscopio para Tarjeta de Tacómetro calibrado.

Fuente: Guía de Usuario Máquina de Circulación Extracorpórea HL 20 Maquet Cardiopulmonary – Alemania.

3.- Verificamos que ambas trazas (canal A + B) tengan un desplazamiento de $+2.5 \text{ V} \pm 0.1$.

4.- Verificamos que el desplazamiento de fase entre el canal A y B sea de $90^\circ \pm 10$.

5.- Si es necesario, realice pequeños ajustes en la orientación de la tarjeta de tacómetro RPM.

- ✓ Afloje ligeramente ambos tornillos para mover el tacómetro.
- ✓ Ajuste el desplazamiento de fase entre el canal A y B a $90^\circ \pm 10$.

Lo descrito anteriormente son pasos que se debe de seguir en mantenimiento preventivo o correctivo.

[8] Guía de Usuario Máquina de Circulación Extracorpórea HL 20 Maquet Cardiopulmonary – Alemania.

5.6. Ficha Técnica General de la Máquina de Circulación Extracorpórea

El manejo de la Especificaciones Técnicas de la Máquinas de Circulación Extracorpórea, son efectuadas por cada una de las Empresa Fabricantes, que involucran sus módulos y accesorios que sirve para su operatividad óptima. En caso de licitación estas especificaciones tienen que ser ya estandarizadas o abiertas.

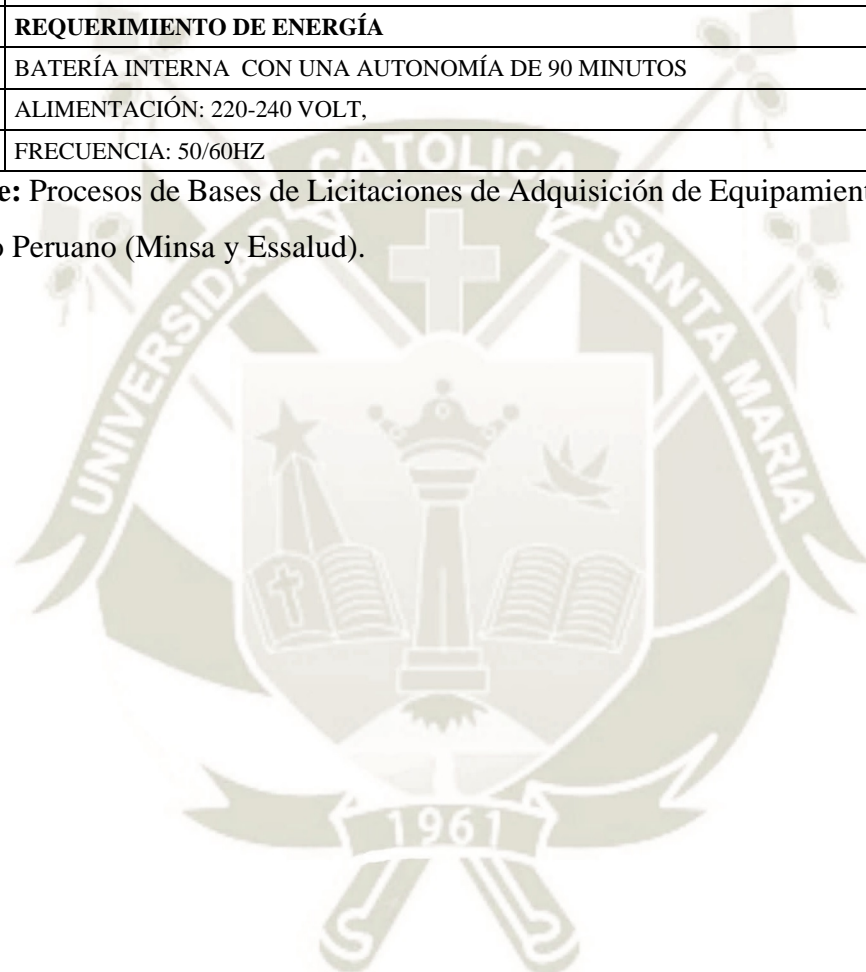
Tabla 26 Especificaciones Técnicas para Máquina de Circulación Extracorpórea.

DENOMINACIÓN DEL EQUIPO : MÁQUINA DE CIRCULACIÓN EXTRACORPÓREA	
UNIDAD FUNCIONAL (Servicio)	: CENTRO QUIRÚRGICO
TIPO DE PACIENTES	: TODOS
A	GENERALES
A01	PANTALLA LCD TÁCTIL CON QUE PERMITE MONITORIZACIÓN Y REGISTRO DE LOS PARÁMETROS DE PERFUSIÓN Y OTROS EQUIPOS DE CENTRO QUIRÚRGICO.
A02	DE TECNOLOGÍA ROBUSTA CON CAPACIDAD DE INTEGRARSE EN SISTEMA DE REDES.
A03	CONFIABLE Y SEGURO CON LA INFORMACIÓN DEL PACIENTE.
A04	CON PANEL DE CONTROL DE TODO EL SISTEMA.
A05	PANTALLA ADICIONAL ALFANUMÉRICA, TECLADO TIPO MEMBRANA CON MANDO DE AJUSTE QUE PERMITE SELECCIONAR PARÁMETROS DE LAS FUNCIONES DE PERFUSIÓN.
A06	CON UN SISTEMA ERGONÓMICO DE POSICIÓN DE TRABAJO PARA COMODIDAD DEL USUARIO.
A07	CONSOLA DE ACERO INOXIDABLE
A08	BASE SÓLIDA CAPAZ DE SOPORTAR HASTA 4 BOMBAS SIMULTÁNEAMENTE Ó MÁS.
A09	CON CONECTORES DE FÁCIL ACCESO PARA EL INTERCAMBIO DE LAS BOMBAS.
A10	LÁMPARA FLEXIBLE LED'S, RESISTENTE AL AGUA, PROTEGIDA POR UNA CAPA DE VIDRIO A PRUEBA DE DESTRUCCIÓN Y DE MUY BAJO CONSUMO (6W) PARA EL SISTEMA DE ILUMINACIÓN DEL OXIGENADOR
A11	RODABLE CON 4 RUEDAS Y TRABA PARA DAR TOTAL ESTABILIDAD.
A12	SISTEMA DE PROTECCIÓN DE LOS CIRCUITOS ELÉCTRICOS Y ELECTRÓNICOS DEL AGUA Y OTROS LÍQUIDOS
A13	CAMBIO AUTOMÁTICO E INMEDIATO DE LA FUENTE DE ALIMENTACIÓN PRINCIPAL A MODO BATERÍA.
A14	BATERÍA Y CARGADOR AUTOMÁTICO INTEGRADO AL EQUIPO.
B	BOMBAS
B01	CON 04 MÓDULOS DE BOMBAS INTERCAMBIABLES, A TRAVÉS DE PINES DE CONTACTO CON RECONOCIMIENTO AUTOMÁTICO DE LA FUNCIÓN, CONSTITUIDO POR TRES (03) BOMBAS SIMPLES TIPO RODILLO, UNA (01) BOMBA DE DOBLE CABEZAL TIPO RODILLO PARA ADMINISTRACIÓN DE CARDIOPLEGIA Y PROCEDIMIENTOS ESPECIALES EN LA PERFUSIÓN CARDIOPEDIATRICA .
B02	CADA UNO DE LOS RODILLOS DE LAS BOMBAS ES CAPAZ DE GIRAR DE FORMA INDEPENDIENTE.
B03	POSEE UN MECANISMO FÁCIL PARA EL AJUSTE DE LA OCLUSIÓN PARA LOS DIFERENTES TIPOS DE TUBOS DISPONIBLES EN EL MERCADO
B04	MANIVELA PARA SER UTILIZADA POR LA PARTE SUPERIOR DE LA BOMBA PARA UN ACCESO RÁPIDO, PARA EL MANEJO MANUAL DE LOS RODILLOS EN CASO DE EMERGENCIA.
B05	DISPLAY DIGITAL DEL VOLUMEN TOTAL EN LITROS, TIEMPO DE ENTREGA Y DEL FLUJO DE FORMA INDEPENDIENTE PARA CADA BOMBA
B06	LECTURA DIGITAL EN REVOLUCIONES POR MINUTO Y LITROS POR MINUTO.
B07	PROGRAMACIÓN ELECTRÓNICA DE LOS DIFERENTES FLUJOS RELACIONADOS CON LOS DIÁMETROS DE LAS TABULACIONES
C	PANEL DE CONTROL
C01	SISTEMA DE MONITOREO DE CONTROL DE PRESIONES DEL CIRCUITO SANGUÍNEO EXTRACORPÓREO, HASTA CON 4 CANALES PARA PRESIONES.

C02	SISTEMA DE CONTROL DE TEMPERATURA DEL SISTEMA EXTRACORPÓREO DE HASTA 4 TEMPERATURAS.
C03	SISTEMA DE ALARMA DE NIVEL DE SANGRE EN EL OXIGENADOR
C04	SISTEMA DE MONITOREO DE TIEMPO, EN HORAS, MINUTOS Y SEGUNDOS.
C05	SISTEMA DE PROTECCIÓN CONTRA BURBUJA DE AIRE
C06	MONITOR DIGITAL DE CARDIOPLEGIA.
	COMPONENTES
D	MEZCLADOR DE GASES
D01	MONITORIZACIÓN DE VALORES DE FIO ₂ , FLUJO Y PRESIÓN EN PANTALLA LCD.
D02	DISEÑO PARA MEZCLAR CORRECTAMENTE EL AIRE Y OXIGENO EN LITROS/MINUTO Y MILILITROS/MINUTO.
D03	DE 50 - 60 PSI DE PRESIÓN.
D04	CON CABLES Y MANGUERAS DE CONEXIÓN DE 5 MT
E	MONITOR DE GASES SANGUÍNEO
E01	CON PANTALLA DE 10.4" QUE MUESTRA LOS DATOS DEL PACIENTE CON TOTAL CLARIDAD.
E02	PANTALLA TÁCTIL PARA ACCEDER A LA CONFIGURACIÓN DEL EQUIPO.
E03	SISTEMA DE MONITOREO DE GASES EN LA LÍNEA ARTERIAL Y VENOSA
E04	MEDICIÓN DE PARÁMETROS DE PaO PRESIÓN PARCIAL DE OXIGENO, TEMPERATURA EN LADO ARTERIAL Y VENOSO, SATURACIÓN OXIGENO SvO ₂ , HEMOGLOBINA HB, HEMATOCRITO HCT.
F	UNIDAD INTERCAMBIADORA DE CALOR
F01	UNIDAD RODABLE.
F02	PANEL DIGITAL.
F04	CON TRES CIRCUITOS DE AGUA PARA REFRIGERACIÓN Y CALENTAMIENTO.
F05	MANGUERAS DE CONEXIÓN CON REFUERZO METÁLICO DE DIÁMETRO DE ½" CON TERMINALES DE CONEXIÓN TIPO HANSEN.
F06	INTERVALO DE CONTROL DE TEMPERATURA DE 1° C A 40.5°C
F07	INTERVALO DE TEMPERATURA VISUALIZADO DE 0.0°C A 99.9°C
F08	CAPACIDAD DE FLUJO EN CIRCUITO PRINCIPAL DE 21 LITROS/MINUTO Ó MAYOR.
F09	CAPACIDAD DE FLUJO EN CARDIOPLEGIA DE 7 LITROS/MINUTO Ó MAYOR.
F10	ALIMENTACIÓN: 220-240 VOLT, 50/60HZ
G	SENSOR DE NIVEL DE SANGRE EN EL OXIGENADOR
G01	CABLE SENSOR DEL NIVEL DE SANGRE EN EL OXIGENADOR CON SUS RESPECTIVOS PADS.
H	MODULO DE TEMPERATURA
H01	POSEE UN MODULO CONTROLADOR DE TEMPERATURA
H02	CAJA DE CONECTORES DE CABLE DE TEMPERATURA DE 4 CANALES, INCLUYE CABLE CONECTOR
H04	SOPORTE DE LA CAJA DE CONEXIONES DE TEMPERATURA
H05	CABLE SENSOR DE TEMPERATURA ARTERIAL Y VENOSA
I	MODULO DE PRESIONES
I01	MODULO DE PRESIÓN DOBLE, CANALES 1 Y 2
I02	MODULO DE PRESIÓN DOBLE, CANALES 3 Y 4
I03	DOS TRANSDUCTORES DE PRESIÓN REUSABLES CON SU SOPORTE DUAL CORRESPONDIENTE
J	MODULO DE BURBUJA DE AIRE
J01	MODULO DE PROTECCIÓN DE AIRE
J02	SENSOR DE BURBUJA DE AIRE CON CABLE DE 2.1 MT

K	SISTEMA DE REGULACIÓN DE FLUJO VENOSO
K01	OCCLUSIÓN DE LÍNEA DE FORMA MECÁNICA (CLAMP)
L	ACCESORIOS
L01	01 SENSOR REUSABLE DE BURBUJAS PARA CÁNULAS DE 3/8" , 1/2" , 1/4" CON UN SET DE 6 INSERTOS ADAPTADORES DE CÁNULA, UN PAR PARA CADA MEDIDA, CON 3 FRASCOS DE GEL, PARA EL SISTEMA DE CONTROL Y MONITOREO DE BURBUJAS EN EL CIRCUITO SANGUÍNEO.
L02	2 SENSORES REUSABLES DE NIVEL PARA EL OXIGENADOR / RESERVORIO, CON CABLE CONECTOR AL EQUIPO CADA UNO CON SUJETADORES DE SENSOR.
L03	4 TRANSDUCTORES REUSABLES DE PRESIÓN CON CABLE CONECTOR AL EQUIPO CON PORTA TRANSDUCTOR PARA LOS 04 SENSORES, PARA EL CONTROL Y MONITOREO DE PRESIÓN EN EL CIRCUITO SANGUÍNEO.
M	REQUERIMIENTO DE ENERGÍA
M01	BATERÍA INTERNA CON UNA AUTONOMÍA DE 90 MINUTOS
M02	ALIMENTACIÓN: 220-240 VOLT,
M03	FRECUENCIA: 50/60HZ

Fuente: Procesos de Bases de Licitaciones de Adquisición de Equipamiento Médico para el Estado Peruano (Minsa y Essalud).



CAPITULO VI

6.- Verificación de la Seguridad y Configuración del Circuito completo de Cirugía Cardiovascular

La primera preocupación de los perfusionista es la seguridad y eso con el fin de obtener los mejores resultados. Existen ciertos protocolos que son obligatorios que deben aplicarse por perfusionista, estos protocolos comienzan antes de ensamblar los circuitos en máquinas, y seguido de otros procedimientos de seguridad como trampas de burbujas, detectores de burbujas de aire y sensores de nivel, muchos institutos y hospitales tienen sus propias listas de verificación, en esta parte reunirá los controles de seguridad. Para esto es importante conocer cada uno de los accesorios que involucran el ensamblaje del circuito para realizar una cirugía cardíaca. Comenzamos por definir lo siguiente:

6.1. El bypass Cardiopulmonar (CPB)

El bypass cardiopulmonar (CPB) es lo mismo al definir la Circulación Extracorpórea, que va permitir que la sangre pase por alto el corazón y los pulmones y así mantener la circulación de la sangre, el contenido de oxígeno en el cuerpo.

El bypass cardiopulmonar está compuesto por la máquina de Circulación Extracorpórea y el circuito bypass cardiopulmonar (CPB) que lo componen tubos de plástico, cánulas y oxigenador.

El circuito bypass cardiopulmonar (CPB) está diseñado para mantener el flujo sanguíneo sistémico, el oxígeno y la regulación de la temperatura adecuada durante la cirugía. La sangre venosa, se va drenar por gravedad al reservorio por medio de las cánulas que están colocadas a la aurícula derecha o (SVC y IVC), luego se bombea a través del oxigenador (oxigenación de la sangre, eliminación del dióxido de carbono y enfría/vuelve a calentar la sangre) y luego regresará al sistema arterial del paciente por medio de una cánula en la aorta ascendente.

[12] Cardiopulmonary Bypass Principles and Techniques First Edition Edited by Mohammad & Amman Jordan - 2016

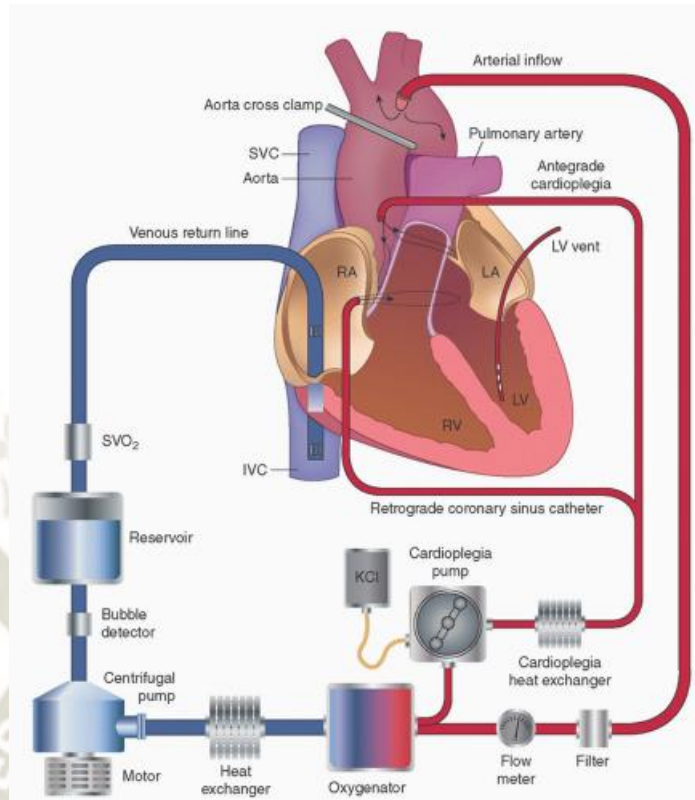


Figura 70 Circuito Básico Cardiopulmonar.

Fuente: Extraído de Cardiopulmonary Bypass Principles and Techniques First Edition
Edited by Mohammad & Amman Jordan.

6.2 Máquina Corazón – Pulmón (HLM)

La máquina de derivación cardiopulmonar típica consiste en una serie de bombas de sangre que brindan soporte cardiopulmonar a través de un tubo desechable, un monitor de control central, un sistema de administración de datos y una batería de emergencia.



Figura 71 Máquina de Circulación Extracorpórea de Maquet.

Fuente: Elaboración Propia.

6.3 Circuito de Derivación Cardiopulmonar

Los circuitos de derivación cardiopulmonar, son dispositivos que están diseñados para desviar la circulación sanguínea del paciente alrededor del corazón y mantener sin sangre durante la intervención quirúrgica.

El circuito de derivación cardiopulmonar contiene muchos componentes desechables tal es así: El oxigenador, depósito que almacena la sangre, intercambiador de calor, tubos, filtro arterial y trampa de burbujas, y varios sistemas de succión pueden utilizarse para devolver sangre del campo quirúrgico, cámaras cardíacas.

[12] Cardiopulmonary Bypass Principles and Techniques First Edition Edited by Mohammad & Amman Jordan - 2016

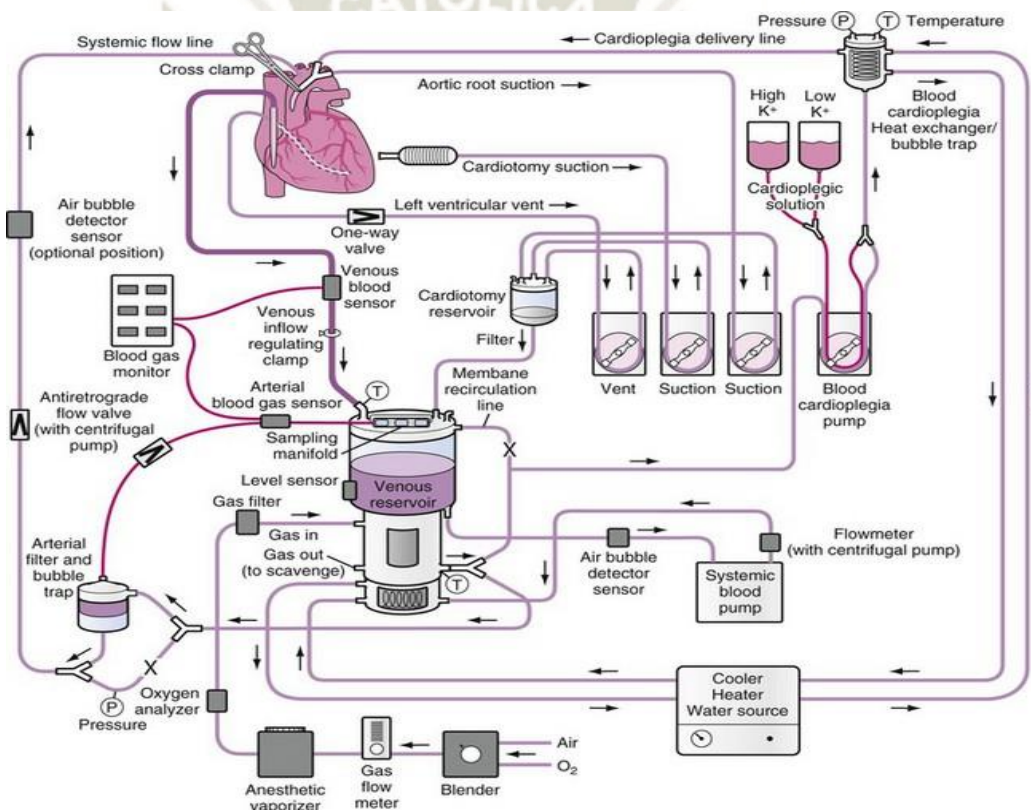


Figura 72 Circuito completo de Cirugía Cardiovascular.

Fuente: Extraído de Cardiopulmonary Bypass Principles and Techniques First Edition Edited by Mohammad & Amman Jordan.

6.4 Bombas de Rodillo

Las bombas internamente en su estructura mecánica tienen dos rodillos colocados a los costados de la cabeza como brazos giratorios, es lo que se usa en la actualidad.

El flujo se va dirigir hacia adelante, lo induce sus rodillos, comprimiendo el tubo montado en forma de U. La velocidad de flujo, depende del diámetro de la tubería, diámetro de la pista de rodadura y la velocidad de rotación de los rodillos.

Los rodillos pueden girar en sentido horario o antihorario. Cada bomba rodillo funciona independientemente, con sus respectivos insertos o abrazaderas cuando tiene contacto con la tubería o cánula.

[12] Cardiopulmonary Bypass Principles and Techniques First Edition Edited by Mohammad & Amman Jordan - 2016

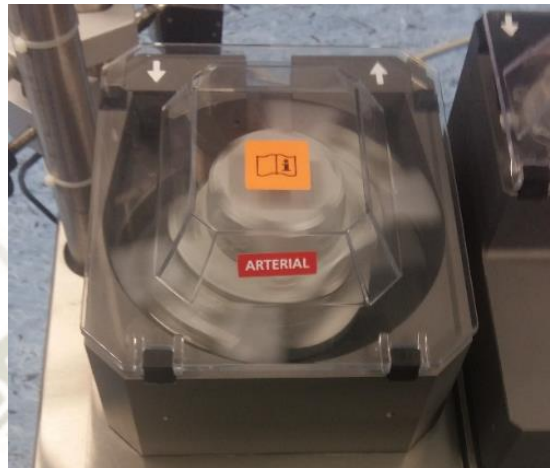


Figura 73 Bomba Rodillo Maquet HL20.

Fuente: Elaboración Propia.

6.4.1 Bombas Giratorias

Las bombas giratorias son de dos tipos: bombas centrífugas y axiales.

6.4.1.1 Bomba Centrífuga

Las bombas centrífugas están conformadas por paletas, capaces de girar a alta velocidad (hasta 4000 o 5,500 RPM), montadas en una carcasa de plástico transparente, originando un movimiento circular de la sangre y generando flujo y presión por fuerza centrífuga. Estos conos giraran por medio de una conexión magnética indirecta a un eje de transmisión en la consola de la bomba centrífuga. Existen bombas centrífugas disponibles en el mercado contienen que rotadores de álabes o impulsores que aumentan la eficiencia de la bomba, permitiendo así RPM de manera más bajas.

La Bomba Centrífuga dividida en dos tipos principales:

- ✓ El primero tiene forma de nido de conos de plástico lisos, que contiene por dentro de una carcasa de plástico.
- ✓ El segundo tipo tiene un impulsor de paletas, que contiene la carcasa de plástico cónica.
- ✓ Los conos o impulsores giran acoplado la base de la carcasa de plástico a un motor eléctrico, lo cual gira rápidamente para transmitir la energía cinética a la sangre, lo que induce el flujo hacia adelante.

Consta de las siguientes partes:

- 1.- Carcasa espiral.
- 2.- Canales de flujo.
- 3.- Clavija superior.
- 4.- Cojinete de bolas
- 5.- Magnetos permanentes

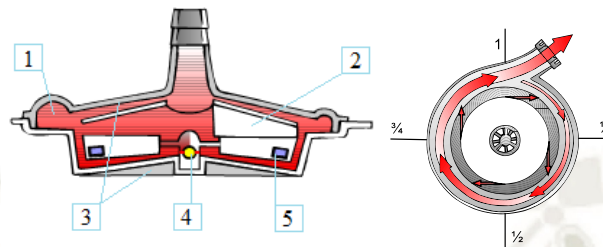


Figura 74 Parte de la Bomba Centrífuga.

Fuente: Extraído de Cardiopulmonary Bypass Principles and Techniques First Edition Edited by Mohammad & Amman Jordan.

El índice de flujo depende del tamaño de la cánula aórtica, la longitud del tubo, el diámetro del tubo, dificultades en el tubo y cambios en la resistencia vascular sistémica (RVS) del paciente. En la tabla 27 describimos las ventajas y desventajas de las Bombas de tipo rodillo y centrífugas.

Tabla 27 Ventaja y desventaja para las Bombas de Rodillo y Centrífugas.

Ventaja y desventaja de la Bomba Rodillo y Centrífuga		
Bomba de Sangre	Ventaja	Desventaja
	Piezas desechables no costosas.	Trauma de sangre.
	Simple de Configurar y preparar.	Posibilidad de interrupción del circuito debido al alto prensador.
	Determinación de la velocidad de flujo simple (volumen de carrera Rpm).	Micro partículas de la pared interior de la canalización de tubos.
Bomba Rodillo	Posibilidad de usar con pacientes de diferentes tamaños.	Posibilidad de embolia aérea masiva.
	La posibilidad de flujo pulsátil.	Variabilidad de la oclusión que afecta el índice de flujo y el trauma sanguíneo.

		Contraindicaciones para el uso a largo plazo debido al uso de tubos y trauma de sangre.
	Disminución del trauma sanguíneo.	Costoso.
	No hay posibilidad de interrupción del circuito debido al alto prensador.	Más complejo.
Bomba Centrifuga	Menos riesgo de embolia aérea masiva.	Sonda de flujo es necesaria.
	Eliminación de tubos espalación.	Flujo retrógrado cuando la bomba se ralentiza o se detiene y puede aspirar aire a la línea arterial desde el sitio de canulación.

Fuente: Cardiopulmonary Bypass Principles and Techniques First Edition Edited by Mohammad Barham, Amman. Jordan. 2016

[12] Cardiopulmonary Bypass Principles and Techniques First Edition Edited by Mohammad & Amman Jordan - 2016

6.5 Inyectores y Ventosas

Los inyectores en la circulación extracorpórea dan la oportunidad de recuperar la sangre del campo operativo para regresarlo al circuito a través del depósito o reservorio de sangre.

Los sitios más comunes para colocar respiraderos específicos son:

- a) La raíz aórtica.
- b) La vena pulmonar superior derecha.
- c) El ápice del ventrículo izquierdo.
- d) Arteria pulmonar la aurícula izquierda o el ventrículo izquierdo.

[12] Cardiopulmonary Bypass Principles and Techniques First Edition Edited by Mohammad & Amman Jordan - 2016

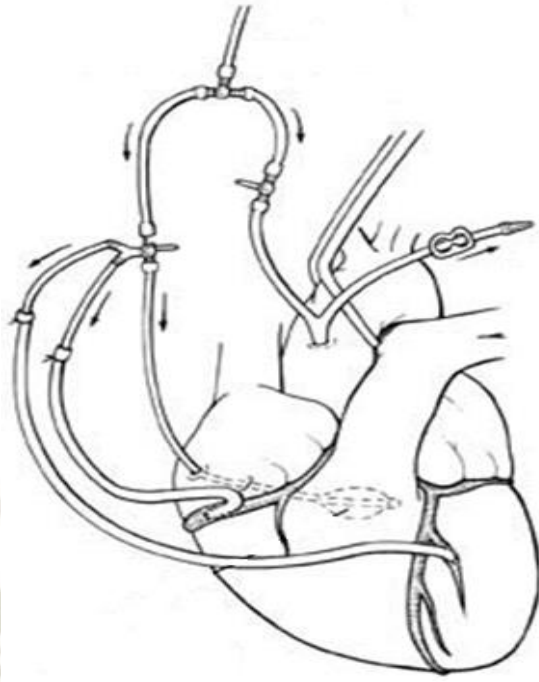


Figura 75 Inyectores y Ventosas.

Fuente: Extraído de *Cardiopulmonary Bypass Principles and Techniques First Edition*
Edited by Mohammad & Amman Jordan.

[12] *Cardiopulmonary Bypass Principles and Techniques First Edition* Edited by Mohammad & Amman Jordan - 2016

6.6 Tubería

Los tubos de PVC están formados por cadenas poliméricas con enlaces polares de cloruro de carbono (C-Cl). El PVC es un plástico bastante rígido, pero se pueden agregar plastificantes para hacerlo más flexible. Los plastificantes son moléculas que se incorporan a las cadenas de polímeros, para que se deslicen unas sobre otras más fácilmente, aumentando así la flexibilidad del PVC. En hipotermia, estos tubos de PVC se vuelven más rígidos y puede originar la liberación de micropartículas de plástico desde la pared interior de la tubería, a causa de las compresiones de la bomba en el tubo. Existen materiales que se utilizan para fabricar tubos de perfusión que contienen caucho de látex y caucho de silicona. El caucho de látex genera más hemólisis que el PVC. Mientras que el caucho de silicona produce menos hemólisis, es por eso que puede liberar más partículas que el PVC. Pero el cabezal de la bomba de rodillo, comprimen constantemente la tubería, por lo tanto, se utilizan tubos de silicona para reducir la hemólisis de la sangre y reducir la carga en la bomba de la cabeza. La esterilización de los tubos se realiza con gas de óxido de etileno. En la tabla 28 describimos las ventajas y desventajas de los tubos de PVC y Silicona.

Tabla 28 Ventaja y desventaja de los Tubos de PVC y Silicona.

Ventaja y desventaja de los tubos de PVC y silicona		
Tipos de Tubos	Ventajas	Desventajas
PVC	Claro.	Rigidez de Hipotermia.
	Resistencia (memoria): Permite Tubería para retomar su forma original después de la compresión).	Más hemólisis que silicona.
	Estabilidad térmica.	No se puede usar a largo plazo Soporte dentro de una bomba de rodillos.
Silicona	Biocompatibilidad (no tóxica y minimizar respuestas inflamatorias). Menos hemólisis.	No es Claro.
Silicona	Biocompatibilidad. Suavidad para la cabeza de la bomba (volumen verdadero).	No resiliencia La falta de estabilidad térmica.
		Suelta más espalación que PVC.

Fuente: Cardiopulmonary Bypass Principles and Techniques First Edition Edited by Mohammad Barham, Amman. Jordan. 2016

✓ **Tamaño de la tubería**

Existen números para describir el tamaño del tubo:

- 1- Diámetro interior por 1/8 pulgadas.
- 2- Diámetro exterior por 1/4 pulgadas.
- 3- Espesor de la pared por 1/16 pulgadas.

En el ejemplo superior, el tamaño del tubo se describe por escrito 1/8 x 1/4 x 1/16 o 1/8 x 1/16.

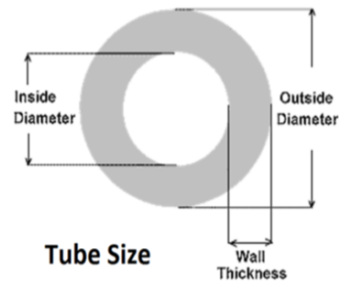


Figura 76 Características Geométricas de las Cánulas.

Fuente: Extraído de Cardiopulmonary Bypass Principles and Techniques First Edition

Edited by Mohammad & Amman Jordan.

El tamaño (Diámetro interior) de los tubos utilizados en diferentes puntos del circuito está determinado por la presión y la velocidad del flujo sanguíneo que se requerirá a través de esa región del circuito, o mediante un componente particular del circuito. El perfusionista define sus tamaños de tubería de envase conociendo los flujos máximos aceptables y el máximo drenaje a través de los distintos tamaños de tubería disponibles.

[12] Cardiopulmonary Bypass Principles and Techniques First Edition Edited by Mohammad & Amman Jordan - 2016

En la tabla 29 describimos los flujos a tener en consideración:

Tabla 29 Flujo Máximo y Drenaje a través de varios Tamaños de Tubos

Flujo Máximo y Drenaje a través de varios Tamaños de Tubos.			
Tamaño del tubo en Pulgada	Flujo máximo mL /min	Max gravedad Drenaje mL / min	Max drenaje Asistido por Vacío mL / min
1/8	< 450	250 – 300	400
3/16	1300	500 – 650	800
1/4	3000	1300 – 1800	2500
3/8	7000	4000 – 4500	6000
1/2	NA	>5000	>8000

Fuente: Cardiopulmonary Bypass Principles and Techniques First Edition Edited by Mohammad Barham, Amman. Jordan. 2016

Existen distintos tamaños de tubos para bomba arterial, por la razón de que existen paciente adultos, pediátricos y neonatos, por tal razón se describe la tabla 30.

Tabla 30 Tamaños del Tubo de la Bomba Arterial (canalización) según el Caudal.

Tamaños del tubo de la Bomba Arterial (canalización) según el Caudal		
Tasa de flujo del paciente (mL / min)	Arranque (raceway) Tamaño del tubo Pulgada	Tamaño recomendado de la cabeza del rodillo arterial (longitudes de canalización)
Hasta 500	3/16	Mini cabezal (cabeza pequeña)
500 – 800	1/4	Mini cabezal (cabeza pequeña)
800 – 1500	1/4	Cabeza estándar (Big Head)
1500 – 4000	3/8	Cabeza estándar (Big Head)
Encima 4000	1/2	Cabeza estándar (Big Head)

Fuente: Cardiopulmonary Bypass Principles and Techniques First Edition Edited by Mohammad Barham, Amman. Jordan. 2016

Existen distintos tamaños de tubos para bomba venosa, por la razón de que existen paciente adultos, pediátricos y neonatos, por tal razón se describe la tabla 31.

Tabla 31 Tamaño de Línea Arterial y Venosa según el peso del Paciente.

Tamaño de línea arterial y venosa según el peso del paciente		
Peso del paciente	Tamaño de línea Arterial Pulgada	Línea tamaño Venoso Pulgada
>3 Kg	1/8	3/16
3 – 6 Kg	3/16	3/16
6 – 9 Kg	3/16	1/4
9 – 20 Kg	1/4	1/4
20 – 35 Kg	1/4	3/8
35 – 50 Kg	3/8	3/8
Encima 50 Kg	3/8	1/2

Fuente: Cardiopulmonary Bypass Principles and Techniques First Edition Edited by Mohammad Barham, Amman. Jordan. 2016

Cada tamaño de tubo tiene un volumen principal que se puede calcular con una longitud conocida. Ver la Tabla 32 y 33.

Tabla 32 Volumen de Cebado del Tubo por metro.

Volumen de cebado del tubo por metro	
Escala de Tubos	Capacidad de Tubo mL/m
1/8	9 mL/m
3/16	19 mL/m
1/4	32 mL/m
3/8	72 mL/m
1/2	127 mL/m

Fuente: Cardiopulmonary Bypass Principles and Techniques First Edition Edited by Mohammad Barham, Amman. Jordan. 2016

Tabla 33 Volumen de Cebado del Tubo por ronda.

Volumen de cebado del tubo por ronda		
Tamaño del Tubo Cabeza de Bomba	Big Head (Diámetro 15 cm) Volumen redondo	Cabeza pequeña (Diámetro 8.5cm) Volumen redondo
1/8	No usar con este tamaño	1.76
3/16	7 ml/redondo	3.72
1/4	12.5 ml/redondo	6.24
3/8	26 ml/redondo	No usar con este tamaño
1/2	44.5 ml/redondo	No usar con este tamaño

Fuente: Cardiopulmonary Bypass Principles and Techniques First Edition Edited by Mohammad Barham, Amman. Jordan. 2016

[12] Cardiopulmonary Bypass Principles and Techniques First Edition Edited by Mohammad & Amman Jordan - 2016

6.7 Cánulas

Las cánulas apropiadas para circulación extracorpórea, son importante para el perfusionista. Las cánulas del circuito de derivación cardiopulmonar incluyen cánula arterial, cánula venosa, cánula de cardioplegia anterógrada y retrógrada, respiraderos del ventrículo izquierdo, respiraderos de la arteria pulmonar y respiraderos de la raíz aórtica.

Los perfusionista mayormente quieren la cánula más grande posible, mientras que el cirujano prefiere la cánula más pequeña posible. El perfusionista requiere un cierto tamaño de cánula para lograr ciertos flujos, que necesita el paciente, sin exceder los gradientes de presión.

Pero en algunos casos, es imperativo limitar el tamaño de la cánula porque el cirujano debido a consideraciones quirúrgicas privadas ya también va teniendo en cuenta las patologías del paciente. La cánula se usa para conectar el circuito de CPB al paciente, para tomar sangre no oxigenada de la vena central del paciente y administrarle sangre oxigenada desde la máquina de pulmón del corazón directamente al sistema arterial del paciente. Entonces el tamaño requerido está determinado por el peso del paciente (cánula venosa) y el flujo sanguíneo (cánula arterial).

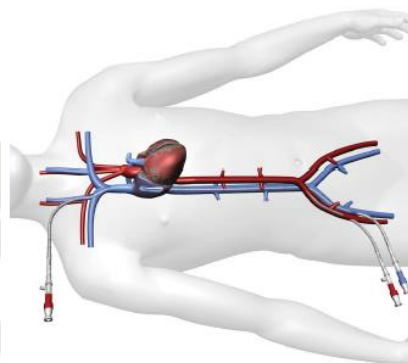


Figura 77 Proceso de Canulación.

Fuente: Extraído de Catálogo de Productos de Maquet.

[12] Cardiopulmonary Bypass Principles and Techniques First Edition Edited by Mohammad & Amman Jordan - 2016

6.7.1 Cánulas Arteriales

Las cánulas arteriales proporcionan un flujo adecuado sin un gradiente de presión por medio de la cánula. El tamaño de la cánula arterial es calculado a partir del flujo y la medición de la caída de presión. La caída de presión es la diferencia de presión entre la que ingresa a la cánula y la que sale (presión en la aorta) demostrando resistencia, la alta resistencia a través de la cánula causa de aumento en la caída de presión. Existen diferentes tipos de cánulas, algunas cánulas tienen puntas en ángulo recto para la inserción en la aorta ascendente, otras tienen punta recta para minimizar la resistencia o la inserción periférica, y algunas tienen bridas para ayudar en la fijación y evitar una inserción demasiado grande de la cánula en la aorta.

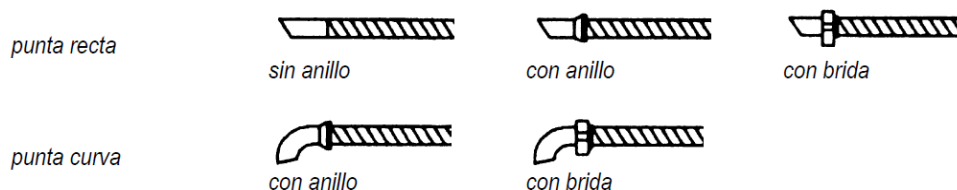


Figura 78 Tipo de puntas de Cánulas Arteriales.

Fuente: Extraído de Catálogo de Productos de Maquet.

La aorta ascendente es el sitio más común de canulación arterial para la cirugía cardiovascular de rutina.

[12] Cardiopulmonary Bypass Principles and Techniques First Edition Edited by Mohammad & Amman Jordan - 2016

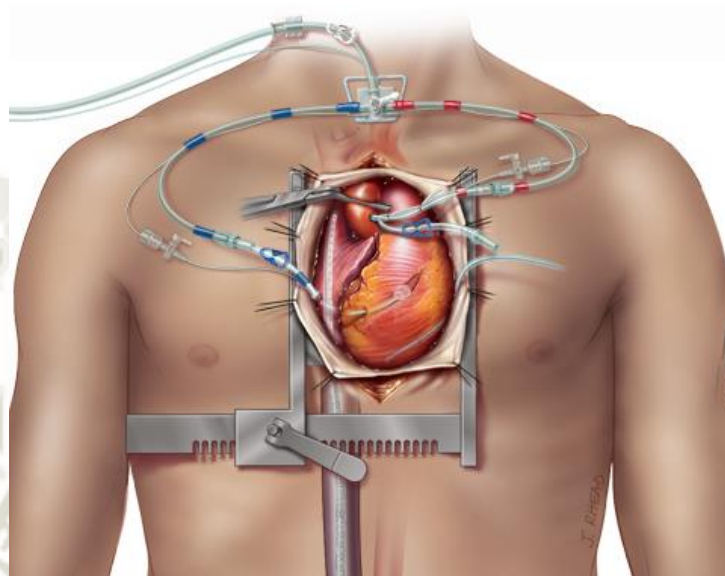


Figura 79 Cánulas Arteriales.

Fuente: Extraído de Catálogo de Productos de Maquet.

6.7.2 Dispersión de la Corriente Arterial de las Cánulas

La cánula de corriente, tiene un flujo de impacto de chorro alto en la pared de la aorta, Es decir que la punta de la cánula arterial se diseñó para dispersar el flujo (Soft-flow) a fin de reducir la velocidad y el chorro y reducir el desplazamiento de las placas calcificadas en la pared aórtica.

[12] Cardiopulmonary Bypass Principles and Techniques First Edition Edited by Mohammad & Amman Jordan - 2016



Figura 80 Cánulas de Dispersión.

Fuente: Extraído de Catálogo de Productos de Maquet.

El tamaño de la cánula arterial está determinado por el flujo sanguíneo requerido. Ver la Tabla 34 y 35.

Tabla 34 Tamaño de la Cánula Arterial como Flujo – Edwards.

Velocidad de flujo (l / minuto)	Tamaño		Cánula con punta en ángulo
	mm	Calibre Francés	
400	2.7	8	Edwards
400-700	3.3	10	Edwards
700-1200	4	12	Edwards
1200-1600	4.7	14	Edwards
1600-2500	5.3	16	Edwards
2500-3500	6	18	Edwards
3500-4000	6.7	20	Edwards
4500-5000	7.3	22	Edwards
Mayor 5000	8	24	Edwards

Fuente: Cardiopulmonary Bypass Principles and Techniques First Edition Edited by Mohammad Barham, Amman. Jordan. 2016

Tabla 35 Tamaño de la Cánula Arterial como Flujo – Medtronic.

Velocidad de flujo (l / minuto)	Tamaño		Cánula con punta en ángulo
	mm	Calibre Francés	
450	2	6	Dlp(Medtronic)
600-800	2.7	8	Dlp(Medtronic)
800-1300	3.3	10	Dlp(Medtronic)
1300-1800	4	12	Dlp(Medtronic)
1700-2800	4.7	14	Dlp(Medtronic)
2800-4000	5.3	16	Dlp(Medtronic)
4000-4500	6	18	Dlp(Medtronic)
4500-5000	6.7	20	Dlp(Medtronic)
5000-5500	7.3	22	Dlp(Medtronic)

Fuente: Cardiopulmonary Bypass Principles and Techniques First Edition Edited by Mohammad Barham, Amman. Jordan. 2016

La canulación puede presentar complicaciones de las cuales detallamos a continuación:

a) Complicaciones de la Anulación de la Raíz Aórtica:

Estas complicaciones se pueden dar varias razones y detallamos a continuación:

- 1.- Incapacidad para insertar la cánula que incluye:
 - ✓ Interferencia de la Cánula por adventicia.
 - ✓ Fibrosis de la pared aórtica.
 - ✓ De pequeña incisión.
- 2.- Embolia gaseosa desde la cánula al circuito.
- 3.- Lesiones en la pared posterior de la aorta
- 4.- Sangrado persistente alrededor de la cánula o en el sitio después de su extracción.
- 5.- Mala posición de la punta a una posición retrógrada hacia la válvula aórtica, o posición elevada en los vasos del arco.
- 6.- Disección de la aorta.
- 7.- Perfusión cerebral anormal, debido a la dirección de un chorro en un vaso de arco, que puede causar daño cerebral irreversible y perfusión sistémica reducida.
- 8.- Obstrucciones de la aorta en neonatos.
- 9.- Oclusiones de la cánula mediante la pinza cruzada aórtica.
- 10.- Tamaño inadecuado que conduce a alta presión y baja generación de flujo.

b) Complicaciones de la Anulación Periférica:

Estas complicaciones en anulación se dan por varias razones y detallamos a continuación:

- 1.- Trauma en el vaso canulado.
- 2.- Trombosis o embolia.
- 3.- Hemorragia.
- 4.- Isquemia distal
- 5.- Mala perfusión de la circulación cerebral y sistémica como un resultado de la anulación de la falsa luz de una aorta.
- 6.- Disección.
- 7.- Infección.

b) Causas de la Presión Alta de la Cánula Aórtica:

Las causas por la presión alta de la cánula aortica se dan por siete razones:

- 1.- Doblez en la cánula o línea aórtica.
- 2.- Cánula colocada incorrectamente.
- 3.- Cánula demasiado pequeña.
- 4.- Presión sistémica arterial muy alta.
- 5.- Disección aórtica.
- 6.- Abrazadera cruzada demasiado cerca de la cánula.
- 7.- Bloqueo en el filtro arterial.

6.7.3 Cánula Venosa

El drenaje de los flujos de la cánula venosa se realiza por gravedad. Hace algún tiempo ha habido interés en aplicar succión a las líneas venosas (VAVD), para mejorar el retorno venoso en algunos casos, especialmente en niños.

El drenaje por gravedad, la cánula venosa más grande da una menor resistencia al flujo y un mejor drenaje. La cantidad de drenaje venoso está determinada por la presión de las venas centrales (volumen de sangre del paciente), la diferencia en el nivel del paciente y la parte superior del nivel sanguíneo en el reservorio venoso y la resistencia en las cánulas venosas, la línea venosa y los conectores.

[12] Cardiopulmonary Bypass Principles and Techniques First Edition Edited by Mohammad & Amman Jordan - 2016

6.8 Cardioplegia

Las otras cánulas utilizadas durante la Circulación Extracorpórea son específicas para ciertos procedimientos:

1.- La Cardioplegia Retrógrada. - Esta técnica es muy común para administrar Cardioplegia al corazón a través del seno coronario en la dirección inversa del flujo sanguíneo normal (perfusión retrógrada). La cánula se coloca en el seno coronario a través de la aurícula derecha.

La cánula tiene un globo cerca de su punta que, cuando se infla, evita que el flujo de la Cardioplegia regrese a la aurícula derecha.

[12] Cardiopulmonary Bypass Principles and Techniques First Edition Edited by Mohammad & Amman Jordan - 2016

2.- Las cánulas de Cardioplegia Anterógrada. - Son diseñadas para administrar solución de Cardioplegia en la raíz aórtica o directamente en los orificios coronarios en la dirección normal del flujo sanguíneo (perfusión anterógrada).

a) Cánula de raíz aórtica utilizada para inyectar Cardioplegia directamente en la raíz aórtica cerca de la válvula aórtica.

Estas tienen una punta de aguja corta que se coloca en la aorta. La válvula aórtica y la pinza cruzada aórtica evitan el flujo en cualquier dirección y, por lo tanto, fuerzan la Cardioplegia en las arterias coronarias, estas cánulas vienen en varios tamaños y con varias longitudes, con o sin una línea de ventilación para adaptarse a diversas técnicas.

b) La cánula de perfusión coronaria se coloca en el ostium coronario, cuando se necesita administrar Cardioplegia directamente en el ostium coronario, estas cánulas se presentan en varios tamaños y en diferentes configuraciones.

Hay dos diseños comunes de cánula de perfusión coronaria, la pequeña cánula de mano con una punta blanda que se coloca sobre el ostium coronario y la cánula con punta cónica con balón auto inflable que se inserta directamente en los orificios coronarios. Estas cánulas se usan cuando se abre la raíz aórtica, para reemplazo de la válvula aórtica.

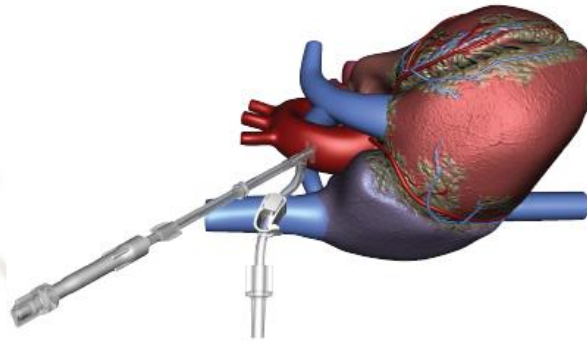


Figura 81 Cardioplegia Anterógrada.

Fuente: Extraído de Catálogo de Productos de Maquet.

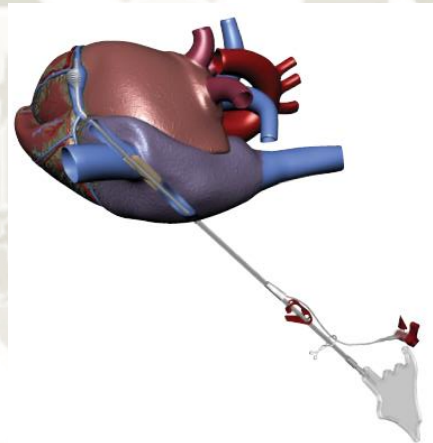


Figura 82 Cánulas de Retrogrado.

Fuente: Extraído de Catálogo de Productos de Maquet.

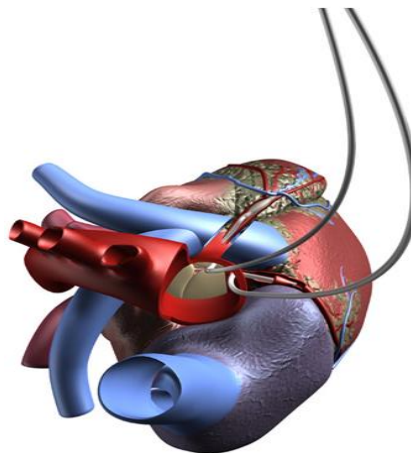


Figura 83 Cánulas de Raíz Aortica Anterógrada.

Fuente: Extraído de Catálogo de Productos de Maquet.

Las cánulas de Cardioplegia anterógrada se utilizan para infundir soluciones de Cardioplegia en la raíz aórtica o para aspirar aire de la aorta. Disponible por fabricantes:

- Tamaño de la cánula: p. 4Fr, 4.5Fr, 6Fr, 7Fr, 8Fr, 9Fr.
- Longitudes de cánula: p. 2.5 pulgadas, 5.5 pulgadas y 12.5 pulgadas
- Con o sin una línea de ventilación.

[12] Cardiopulmonary Bypass Principles and Techniques First Edition Edited by Mohammad & Amman Jordan - 2016

6.8.1 Coronaria Anterógrada - Cánula de Perfusión



Figura 84 Cánula de Perfusión.

Fuente: Extraído de Catálogo de Productos de Maquet.

Las cánulas de perfusión coronaria se utilizan para la canulación directa para suministrar soluciones cardiológicas a las arterias coronarias durante las operaciones del corazón con un bypass externo.

Disponible por fabricantes:

Cánula de mano pequeña con punta blanda:

- ✓ Tamaño de la cánula: p. 9 Fr, 10Fr, 11Fr, 12Fr, 14Fr, 15Fr.
- ✓ Curva de punta: 130 °, 90 °.

Cánula de balón autoinflable:

- ✓ Tamaño de la cánula: p. 9 Fr, 10.5 Fr, 12 Fr, 13.5 Fr, 15 Fr.
- ✓ Tamaño de los globos: 4 mm, 5 mm, 6 mm, 7 mm, 8 mm.
- ✓ Curva de punta.

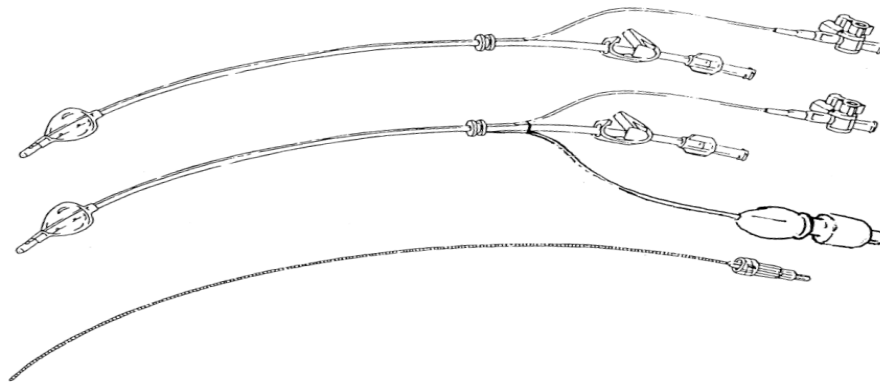


Figura 85 Cánulas y Adaptadores de Cardioplegia.

Fuente: Extraído de Catálogo de Productos de Maquet.

Los adaptadores de Cardioplegia, están diseñados para conectar una cánula de Cardioplegia múltiple y una cánula de injerto de vena a una única fuente de entrada, con la posibilidad de cambiar entre la administración anterógrada y retrógrada de cardioplegia y la capacidad de conectar una línea de ventilación a la cánula de cardioplegia.

[12] Cardiopulmonary Bypass Principles and Techniques First Edition Edited by Mohammad & Amman Jordan - 2016

6.9 Oxigenadores

El oxigenador está diseñado para agregar oxígeno y eliminar el dióxido de carbono de la sangre venosa. Se usa en dos modos principales: en derivación cardiopulmonar (BCP) y en la oxigenación por membrana extracorpórea (ECMO) para oxigenar la sangre en un soporte vital a largo plazo.

Hoy en día el oxigenador está recubierto de heparina está ganando adeptos, debido a la creencia de que produce menos inflamación sistémica y disminuye la tendencia de la sangre a coagular en el circuito de derivación cardiopulmonar.

[12] Cardiopulmonary Bypass Principles and Techniques First Edition Edited by Mohammad & Amman Jordan - 2016

6.9.1 El oxigenador Ideal

El oxigenador Ideal proporciona lo siguiente:

- 1.- Oxigenación de sangre venosa y eliminación de dióxido de carbono (Excelente intercambio de gases).
- 2.- Trauma mínimo de sangre (Pared blanda, Biocompatibilidad, Minimizar la reacción inflamatoria).
- 3.- Pequeño volumen de cebado (Minimiza la hemodilución).
- 4.- Fácilmente ensamblado y seguridad.

5.- Incidentes de falla mínimos y fáciles de reemplazar durante el bypass cardiopulmonar en caso de falla de oxigenación.

Funciones Principales de Oxigenador:

- 1.- Funciones del depósito: desespumante, filtración y contienen la sangre.
- 2.- Funciones de la membrana (oxigenador): intercambio de gases e intercambio de calor.

6.9.2 Tipo de Oxigenadores

1.- Oxígeno de Burbujas.

Tiene una primera sección llamada cámara de mezcla (cámara de oxígeno), donde el gas fresco fluye hacia la sangre a través de una pantalla, lo que hace que se formen pequeñas burbujas. El oxígeno se transfiere de las burbujas a la sangre y el dióxido de carbono se transfiere de la sangre a las burbujas.

Y una segunda sección llamada depósito, donde la sangre se está desespumando.

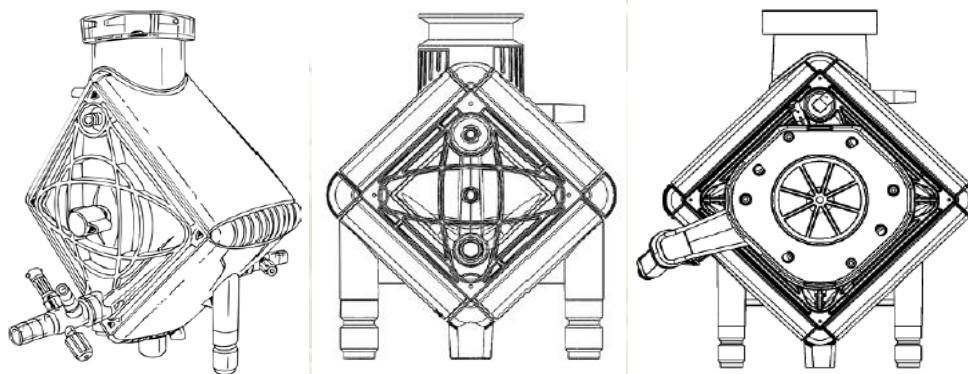


Figura 86 Oxigenador de Tipo Burbuja.

Fuente: Extraído de Catálogo de Productos de Maquet.

Las desventajas de la burbuja Oxigenador es el contacto directo entre la sangre y el aire, que permite a los émbolos de formación de gas.

La principal ventaja de los Oxigenadores de burbujas es la baja resistencia al flujo y la baja caída de presión a través del oxigenador en comparación con los Oxigenadores de membrana.

2.- Oxígeno de Membrana

La principal ventaja del oxígeno de membrana sobre los Oxigenadores de burbujas es evitar el contacto directo entre la sangre y el aire en el oxígeno de la membrana, lo que evita la formación de burbujas. Algunos materiales naturales o sintéticos son permeables a los gases. Algunos investigadores utilizan estos materiales para fabricarlas. Membranas permeables a los gases.

Que apuntó a la utilización de este material como una membrana de intercambio de gases para hacer una separación física entre la sangre y el gas (O₂ y CO₂), esto hace que la oxigenación artificial sea más similar a la oxigenación en los pulmones.

Este material debe ser muy delgado con una resistencia mínima a la sangre y compatible con la sangre. Existen diferentes tipos de materiales que se utilizan en Oxigenadores de membrana. El más utilizado de estos materiales es el polipropileno (capilares de fibra hueca). La goma de silicona se usa también en algunos dispositivos (membranas verdaderas).

[12] Cardiopulmonary Bypass Principles and Techniques First Edition Edited by Mohammad & Amman Jordan - 2016



Figura 87 Oxigenadores Tipo Membrana.

Fuente: Extraído de Catálogo de Productos de Maquet.

6.9.2.1 Partes del Oxigenador de Membrana:

1- Embalse de cardiotomía.

Hay dos tipos de Depósito:

- a) Depósitos venosos flexibles (depósito de concha blanda).
- b) Reservorios venosos de caparazón duro.

2- Membrana (oxigenador).

Hay dos tipos de Membrana según los materiales que están hechos de Polipropileno microporoso:

- a) Estructura de fibra hueca.
- b) Membrana de hojas planas (hojas microporosas).
- c) Filtro arterial integrado con tecnología de autoventilación.

3- Membrana Verdadera (Membrana de difusión).

4- Embalse de cardiotoromía.

El reservorio de sangre es un dispositivo utilizado en el bypass cardiopulmonar para contener el volumen de sangre que se desplaza fuera de la circulación humana durante la operación.

Tipo de reservorio de cardiotoromía:

A.- Depósito de Caparazón Blanda:

Los depósitos de caparazón blando (depósitos venosos flexibles) tienen la ventaja de aumentar y reducir su tamaño de acuerdo con la cantidad de sangre que contienen, y no tienen espacio aéreo, que previene la entrega accidental de aire al paciente. La sangre venosa ingresa en el reservorio a través del puerto de entrada, pasa a través de una micropantalla y aspira desde el puerto de salida por la bomba de la cabeza a la entrada del oxigenador.

La posición del puerto de entrada está por encima del puerto de salida, que coloca un volumen mayor sobre el puerto de salida, lo que promueve la mezcla, previene el vórtice, optimiza la extracción de aire y promueve la baja resistencia venosa.

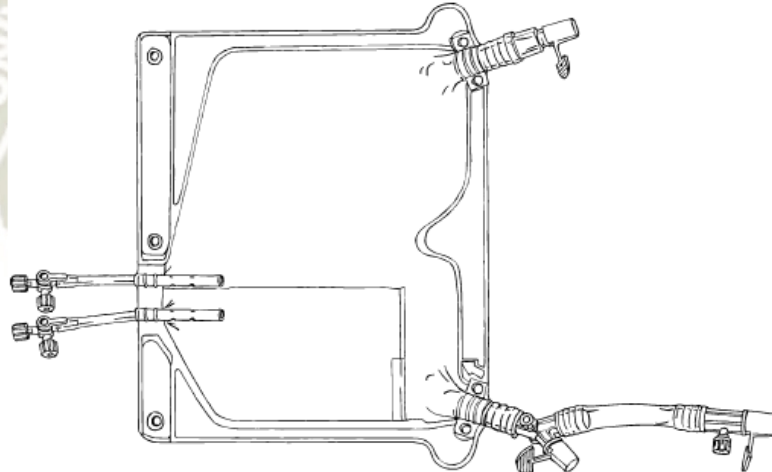


Figura 88 Depósito Tipo Caparazón.

Fuente: Extraído de Catálogo de Productos de Maquet.

B.- Reservorios Venosos de Caparazón Duro:

El depósito de cáscara dura es un recipiente de plástico duro (paredes rígidas) fabricado de policarbonato que contiene un mecanismo de filtro integral.

La sangre venosa ingresa desde el puerto de entrada venoso y pasa a través de un antiespumante (espuma de poliuretano), filtros de profundidad (poliéster o lana de dacrón) y filtros de pantalla (poliéster o polipropileno) que resultan en la filtración de la sangre de materiales articulados (coágulos, agregados de células sanguíneas, émbolos grasos, fibrina y contaminación quirúrgica) antes de salir de la salida venosa de la cardiotoromía.



Figura 89 Reservorio Venoso.

Fuente: Extraído de Catálogo de Productos de Maquet.

Las ventajas del reservorio rígido: mediciones de volumen y manejo del aire venoso, mayor capacidad, más fácil de cebar y permitir la succión para el drenaje venoso asistido por vacío. Las desventajas incluyen micro burbujas de aire debido a la posibilidad de formar el vórtice y una mayor activación de los elementos de la sangre.

[12] Cardiopulmonary Bypass Principles and Techniques First Edition Edited by Mohammad & Amman Jordan - 2016

6.9.2.2 Membrana (Oxigenador)

La membrana consiste en una carcasa de plástico hecha de policarbonato, que contiene las membranas de intercambio de gases y el circuito de agua. Está diseñada para ser utilizada para el intercambio de gases y el intercambio de calor.

La sangre venosa ingresa desde el puerto de entrada de la membrana y sale de la salida de la membrana después de ser suministrada con oxígeno y eliminar el dióxido de carbono.



Figura 90 Membrana para Oxigenador.

Fuente: Extraído de Catálogo de Productos de Maquet.

La temperatura de la sangre es controlada a través del intercambiador. El volumen de cebado (estático) del oxigenador puede ajustarse seleccionando diferentes tamaños y longitudes de fibras microporosas de polipropileno (o silicona) (bajo volumen de cebado - reduzca la hemodilución). Las fibras de polipropileno microporosas están altamente permeadas al oxígeno y a la mayoría de los otros gases comunes.

6.9.2.3 Tipo de Oxígeno de Membrana

1.- Polipropileno microporoso:

a) Estructura de Fibra Hueca:

La fibra hueca de polipropileno microporosa es la que más Oxigenadores de membrana realmente utilizan. El intercambio de gases en la membrana se produce por difusión a través de la pared de la membrana y el tránsito a través de microporos (microcanales). En diseños anteriores, el flujo de sangre era a través de la fibra hueca y el gas rodeaba fibras huecas. Pero la mayoría de los diseños de hoy dependen del flujo de gas a través de las fibras huecas con sangre a su alrededor, esta configuración reduce la caída de la presión sanguínea en el oxigenador.

[12] Cardiopulmonary Bypass Principles and Techniques First Edition Edited by Mohammad & Amman Jordan - 2016

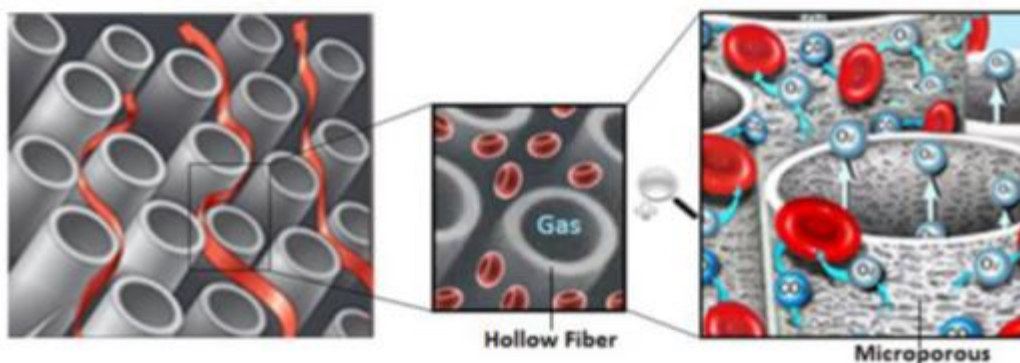


Figura 91 Membrana de Fibra Tipo Hueco.

Fuente: Extraído de Catálogo de Productos de Maquet.

Cuando se utiliza un oxigenador de membrana microporoso, es extremadamente importante que la presión en el lado de la sangre siempre exceda la presión en el lado del gas (siempre abra el flujo de gas después del flujo sanguíneo) para evitar la entrada de émbolos de gas desde el lado del gas al lado de la sangre a través de los microcanales.

La tensión superficial de la sangre impide que el agua del plasma entre en el lado del gas de la membrana durante el CPB y evita que se filtre el gas en el lado de la sangre. Después de varias horas (aproximadamente 6 horas) de uso de la membrana microporosa, la infiltración de plasma (fugas) en el microporoso resulta en límites en el intercambio de gases, la evaporación y la condensación del suero que se filtra a través de microporos conduce a la eficiencia de oxigenación reducida.

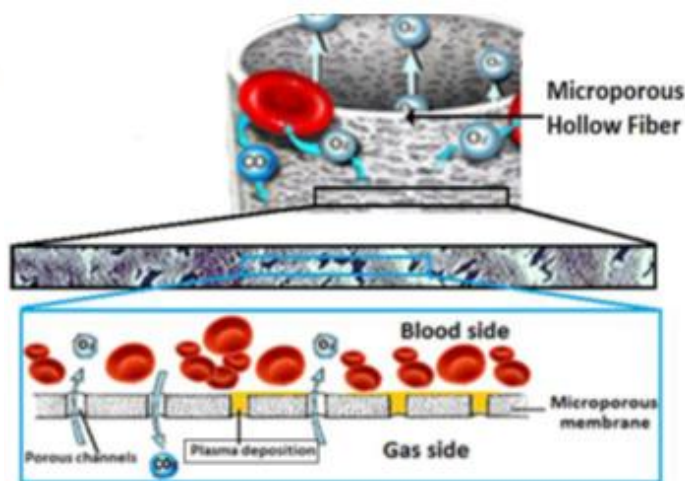


Figura 92 Flujo de Sangre en la Membrana de Fibra Tipo Hueco.

Fuente: Extraído de Catálogo de Productos de Maquet.

Por lo tanto, el perfusionista debe ser más cuidadoso al usar estos tipos de oxigenador por más de 6 horas, después de ese tiempo el perfusionista debe aumentar la observación del intercambio de gases, mediante el aumento de muestras de gases sanguíneos y verificación

continua de la diferencia de color entre las arterias y venoso línea, y debe estar listo para el reemplazo del oxigenador si es necesario.

Los Oxigenadores de membrana tienen una alta resistencia al flujo sanguíneo a través de la membrana, por lo que la sangre venosa debe aspirarse desde el reservorio venoso y bombearse activamente a través del oxigenador a través del rodillo o la bomba centrífuga. La presión excesiva a través de la membrana puede causar la ruptura, lo que resulta en una fuga de sangre o embolia gaseosa, según las condiciones del flujo.

b) Membrana de Hojas Planas (hojas microporosas) "Diseño de envoltorio plegado".

Para los Oxigenadores de membrana microporosa de hoja plana, su membrana es como una lámina plana que se pliega para crear placas que separan un compartimento de sangre del compartimento de gas.

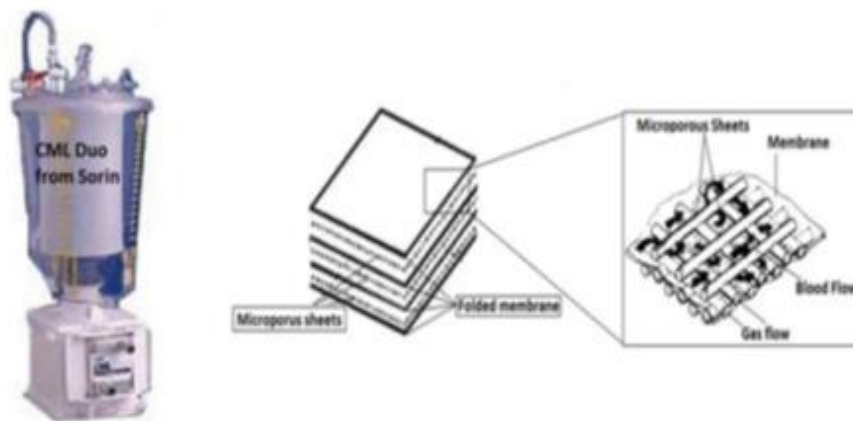


Figura 93 Membrana de Hojas Planas.

Fuente: Extraído de Catálogo de Productos de Sorin.

Los Oxigenadores de membrana microporosa de placa plana son efectivos en atrapar y expulsar las burbujas de aire, que pueden entrar en el oxigenador de membrana, pero tienen un área de superficie mayor que los Oxigenadores de fibra hueca y va a exigir volúmenes de cebado más grandes. Puede ocurrir el caso del oxigenador microporoso del tipo de membrana plegada se ha reemplazado por Oxigenadores de fibra hueca.

c) Oxigenador de Filtro Arterial Integrado.

El Oxigenador de filtro arterial integrado es una nueva generación de Oxigenadores de fibra hueca incluido los filtros arteriales integrados. Aquí un filtro de pantalla que va a rodear la capa de fibra hueca del oxigenador para atrapar o eliminar partículas y burbujas de aire de la sangre antes de regresar a la línea arterial. Las burbujas gaseosas que pueden estar presentes en la sangre quedan atrapados en la malla del filtro de pantalla.

Esto será impulsado por la diferencia de presión (lado sangre 100-300 mmHg - lado del gas 0-15 mmHg), las burbujas gaseosas ingresan al lumen interior de la fibra microporosa hueca y se eliminan a través de la salida del gas.

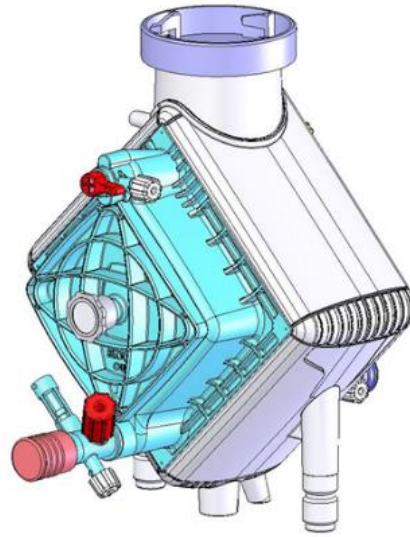


Figura 94 Oxigenador con Filtro Arterial Incluido.

Fuente: Extraído de Catálogo de Productos de Maquet.

2.- Membrana verdadera (membrana de difusión) - Membrana verdadera (membrana no porosa).

Muchos de estos Oxigenadores, se fabrican con enrollamiento de láminas de caucho de silicona de forma cilíndrica, esta silicona es un plástico termoestable y por lo tanto tiene una mejor estabilidad dimensional, resistencia al calor, resistencia química.

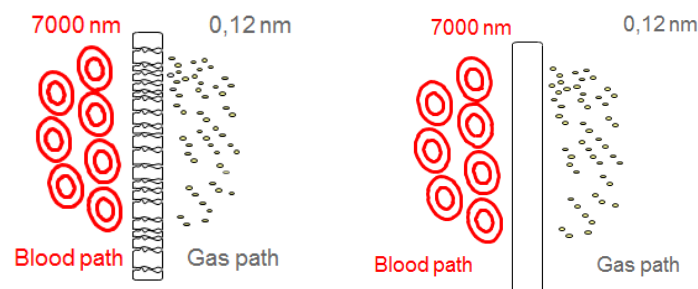
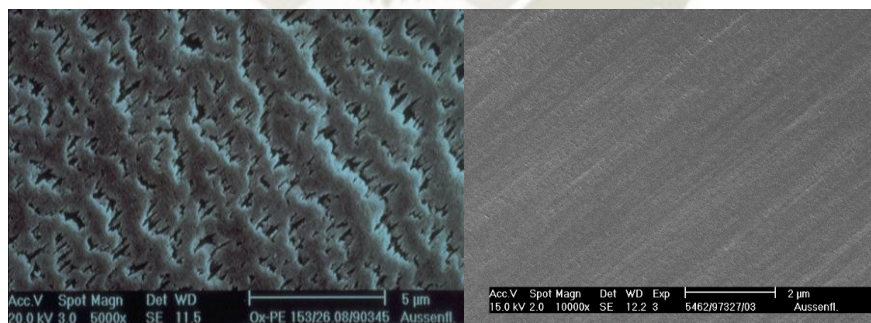


Figura 95 Membrana Microporosa y Difusión.

Fuente: Extraído de Catálogo de Productos de Maquet.

La sangre se mantendrá en a un lado de la membrana y el gas en el otro lado, muy independientemente. La membrana proporcionará una partición completa entre la sangre y el gas de modo que la transferencia, dependerá totalmente de la difusión del gas a través del material de la membrana.

Esta transferencia de gas a través de la membrana también depende de la permeabilidad de la membrana, la presión de conducción del gas a cada lado de la membrana y la distancia de difusión del gas en la sangre. Por lo tanto estos Oxigenadores, contarán con un área de superficie bastante mayor que los Oxigenadores de fibra hueca y exigen volúmenes de cebado más grandes, y eso tiene un costo más alto.

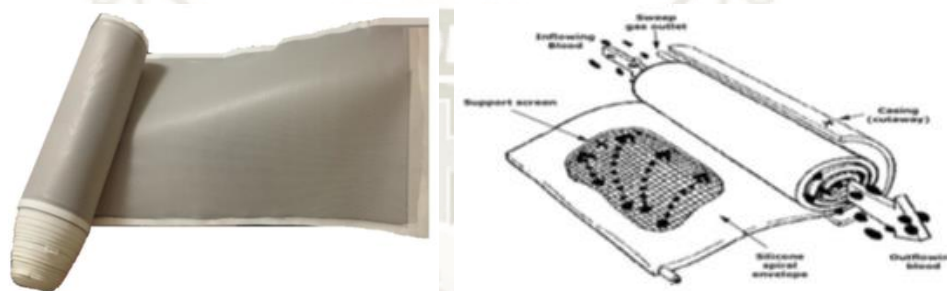


Figura 96 Descripción Interna de la Membrana de Difusión.

Fuente: Extraído de Catálogo de Productos de Sorín.

Uso real de esta membrana son para soporte de vida a largo plazo, como ECMO, debido a su capacidad para mantener la transferencia estable de gases durante largos períodos de tiempo (días o semanas).



Figura 97 Oxigenador HLS set avanzado 5.0 de Maquet.

Fuente: Extraído de Catálogo de Productos de Maquet.

6.9.3 Ruta del Flujo Sanguíneo a Través de Oxigenadores

En general, el flujo de sangre a través de los Oxigenadores atraviesa trayectorias radiales o axiales. Por lo tanto la ruta del flujo sanguíneo, afecta la eficiencia de oxigenación, la eliminación de burbujas del aire, la caída de presión y el rendimiento del intercambiador de calor. La sangre, ingresa al oxigenador desde la entrada de sangre y pasa a través del intercambiador de calor primero, y luego a través del paquete de oxigenador antes de salir de la salida de sangre (punto bajo en el oxigenador para evitar las burbujas de aire).

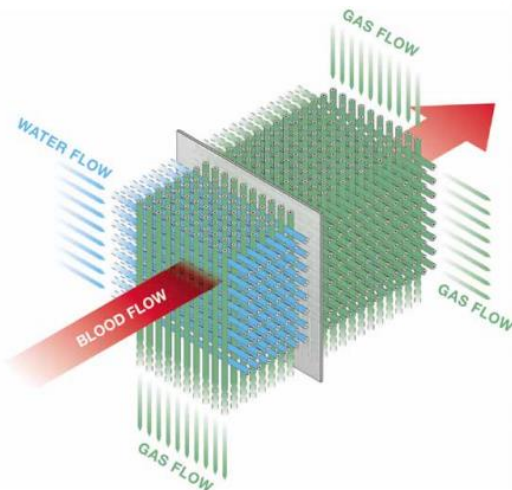


Figura 98 Flujo Interno de la Sangre en el Oxigenador.
Fuente: Extraído de Catálogo de Productos de Maquet.

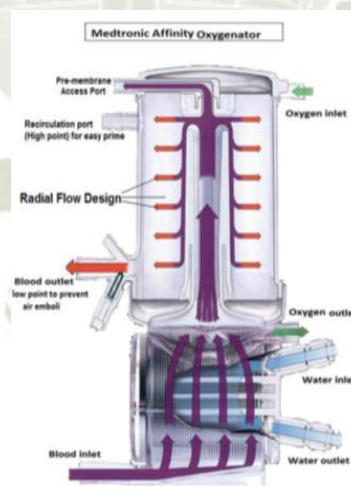


Figura 99 Descripción Interna del Oxigenador.

Fuente: Extraído de Catálogo de Productos de Sorin.

6.9.4 Principios del Oxigenador de Membrana

En la transferencia de gases se produce en el oxigenador de membrana por difusión. Esta difusión es un movimiento paulatino de moléculas o átomos desde el área de mayor concentración hacia el área de concentración más baja.

Entonces la difusión de gases en el oxigenador de membrana depende de:

- 1.- La gradiente de presión parcial de un gas particular en la fase de sangre y gas.
- 2.- Las características difusas de un gas.
- 3.- La concentración de gas particular.
- 4.- Las características físicas de la membrana (área superficial, trayectoria del flujo, tipo, etc).

Definiciones útiles en la comparación entre Oxigenadores:

- ✓ **Volumen Inicial de Cebado:** Es un volumen (ml) para llenar el intercambiador de calor del oxigenador (membranas) y el depósito venoso mínimo recomendado.
- ✓ **Volumen de Cebado Estático:** este es el volumen para cebar el oxigenador (membrana) sin ningún flujo.
- ✓ **Volumen de Funcionamiento Mínimo:** Volumen mínimo en el depósito recomendado por el fabricante para evitar la liberación de émbolos de aire a través de la sangre al máximo flujo sanguíneo de referencia.
- ✓ **Volumen Operativo Máximo (capacidad del depósito):**

Volumen máximo en el depósito recomendado por el fabricante.

- ✓ **Máximo Flujo de Sangre:** es un rango de flujo recomendado por el fabricante al considerar un mejor intercambio de gases, intercambio de calor y caída de presión.

Es recomendable seleccionar un tipo de oxigenador en función de los flujos máximos esperados de la bomba. Al hacer uso de un oxigenador por encima de la velocidad máxima de flujo recomendada por el fabricante se puede disminuir la eficiencia del intercambio de gases y aumenta la transmisión de microburbujas gaseosas en la línea arterial y esto no es lo recomendable.

6.9.4.1 Tamaño de Oxigenadores

El oxigenador, está basado en el máximo valor de los flujos para el paciente y no debe exceder el flujo máximo de oxigenación.

- ✓ El oxigenador en filas sombreadas contiene un filtro arterial integrado.
- ✓ Su Volumen inicial de cebado (volumen del oxigenador) = volumen de cebado estático + nivel mínimo de funcionamiento.
- ✓ El Total de volumen total del circuito = Volumen del oxigenador + volumen del circuito (líneas + filtro arterial).

[12] Cardiopulmonary Bypass Principles and Techniques First Edition Edited by Mohammad & Amman Jordan - 2016

6.10 Filtros de Derivación Cardiopulmonar

Hay varios filtros que se pueden usar dentro del circuito:

6.10.1 Tipos de Filtro de Sangre

Existen dos tipos principales de filtros utilizados para la filtración de sangre durante el CPB: filtros de profundidad y filtros de pantalla.

1.- Filtros de Profundidad: Consisten en fibras compactas de lana de dacrón o espuma de poliuretano.

Estos filtros tienen grandes áreas de superficie mojadas para filtrar la sangre por absorción, son efectivos para atrapar burbujas gruesas.

En los filtros de profundidad, la eliminación de partículas depende de:

- a.- La cantidad de área de superficie mojada.
- b.- El espesor, la rigidez, la tortuosidad y el material del filtro.
- c.- La estructura química de las partículas.
- d.- El diámetro de las vías de flujo sanguíneo.

2- Filtros de Malla: Los filtros de malla están compuestos de una malla tejida de fibras de poliéster, sus tamaños de poro definidos en la malla (de 20 a 40 μ m) lo cual determina su capacidad de filtración.

6.10.2 Filtros de Línea Arterial

Los filtros de línea arterial, es la parte más importante del circuito de derivación cardiopulmonar para limitar las fuentes de burbuja al paciente a través del circuito de perfusión. Estos filtros de línea arterial, son un tipo de pantalla compuesta de una malla tejida del de un tamaño de poro mayor a 20 μ m para poder permitir un flujo sanguíneo adecuado sin alta presión arterial.

Estos filtros de línea arterial eliminan los microburbujas gaseosos en los poros humedecidos, por una disminución en la velocidad del flujo cuando la sangre entra en contacto con la malla mojada cuando ya entro en el filtro y provoca que las burbujas de aire suban a la parte superior del filtro donde se pueden purgar del sistema. La nueva generación de filtros hace que la sangre ingrese al filtro, aumentando la probabilidad de que el aire suba a la parte superior del filtro.

Existen algunos filtros (ventilación automática) que tienen una membrana hidrofóbica microporosa integrada en la parte superior del filtro, esto hace la purga automática del aire atrapado en la atmósfera.

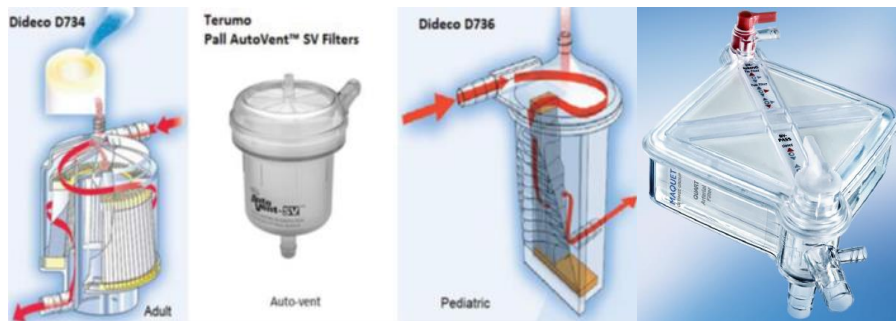


Figura 100 Filtro de Línea Arterial.

Fuente: Extraído de Catálogo de Productos de Dideco, Terumo y Maquet.

La mayoría de los filtros de línea arterial son de pliegues que aumenta el área de filtración. En caso de que se necesite una filtración durante un período, prolongado, esta eficiencia se puede reducirse debido al bloqueo de los poros disponibles.

6.10.3 Filtros de Células Blancas

Recientemente hay un aumento en el reconocimiento de los efectos adversos de los glóbulos blancos activados durante la transfusión de sangre al circuito de CPB, que pueden conducir a una respuesta inflamatoria al CPB.

Los centros cardíacos ahora optan por utilizar sangre homóloga libre de glóbulos blancos (la mayoría de los glóbulos blancos se han eliminado antes de la adición al circuito de derivación).

Estas técnicas de depleción de leucocitos pueden incluirse en la configuración del circuito de derivación, mediante el uso de filtros de reducción de leucocitos en la línea arterial para así filtrar constantemente las células blancas durante el período de derivación cardiopulmonar. Esta técnica ha dado ciertos beneficios.

La nueva generación de filtros que agotan los leucocitos está compuesta por material sintético de microfibras preparados como una malla no tejida. Estos filtros, eliminan el 99.9% de los leucocitos de la sangre.

[12] Cardiopulmonary Bypass Principles and Techniques First Edition Edited by Mohammad & Amman Jordan - 2016



Figura 101 Filtro de Células Blandas.

Fuente: Extraído de Catálogo de Productos de Maquet.

6.11 Hemoconcentradores

Los hemoconcentradores de filtro de sangre son dispositivos que tienen principalmente en una membrana semipermeable de fibra hueca para permitir el paso de agua y electrolitos de la sangre a una cámara de filtrado y una bolsa de desechos.



Figura 102 Hemoconcentrador Filtro de Sangre.

Fuente: Extraído de Catálogo de Productos de Maquet.

Los hemoconcentradores se usan durante la circulación extracorpórea para eliminar el exceso de líquido y electrolitos tal es así los niveles excesivos de potasio, eliminar los mediadores inflamatorios y elevar el hematocrito.

El tamaño de las moléculas que se eliminan mediante el filtro de sangre (hemoconcentradores) dependen del tamaño de poro de la membrana hemoconcentradora, por lo general eliminan moléculas de hasta 20000 Da (Dalton).

Tal es así que los hemoconcentradores filtrados no pueden eliminar las proteínas plasmáticas y los factores de coagulación sanguínea (albúmina, AT III, inmunoglobulinas) porque la

masa de las moléculas de proteína plasmática supera los 65000 Da (Dalton).

El hemoconcentrador, está conectado al circuito CPB en la línea o puerto de flujo sistémico, y dará una fuerza motriz (alta presión) para bombear sangre a través del dispositivo, aquí la sangre se filtra antes de ser devuelta al paciente.

La velocidad de eliminación del líquido suele ser de 30 a 50 ml / minuto, depende del nivel de hematocrito del tamaño de poro de la membrana y la presión en la membrana del hemoconcentrador.

La hemofiltración, se puede utilizar durante o después del bypass cardiopulmonar (MUF), esto permitirá controlar la hiperpotasemia, en caso de que los hematocritos sean bajos y el volumen circulante es adecuado.

Se usan hemoconcentradores pequeños de volumen de cebado (por ejemplo, 8 cc) para la cirugía cardíaca neonatal y evitar el exceso de volumen del circuito.

El uso del hemoconcentrador para tiempos de derivación superiores a 1,5 h es una ventaja porque elimina los mediadores inflamatorios a causa de tiempos de bomba prolongados, o cuando no hay un volumen de circuito adicional, al agregar una solución electrolítica equilibrada al volumen del circuito y luego eliminando la misma cantidad de volumen con el hemoconcentrador.

Seguidamente los altos niveles de potasio con la ausencia de un volumen de circuito adicional se pueden manejar con ultrafiltración mediante el uso de una solución salina normal para eliminar el exceso de potasio.

Esta solución salina y electrolítica es relativamente ácida, por lo que debe agregarse NaHCO_3 para amortiguar la acidez cuando se utiliza esta técnica.

[12] Cardiopulmonary Bypass Principles and Techniques First Edition Edited by Mohammad & Amman Jordan - 2016

CAPITULO VII

7.- Conclusiones y Recomendaciones

7.1 Conclusiones

- ✓ La Ingeniería electrónica, ha permitido el avance y la evolución de la Máquina Circulación Extracorpórea, junto a sus demás componentes, atreves del tiempo, haciéndola más amigable para su aplicación. Para esta evolución, se ha hecho uso de todos los dispositivos electrónicos de media y alta escala de integración en sus diferentes etapas de procesos, para que estas señales sean tratadas, procesadas, analizadas e interpretadas en el ambiente médico.
- ✓ El estudio de la fisiología humana, ha permitido conocer y comprender el funcionamiento de la Máquina de Circulación Extracorpórea, para una mejor interpretación de su aplicación y la función que cumple en una cirugía del corazón. Estos estudios han permitido conocer e impulso eléctrico y hemodinámico del corazón, desde su principio de flujo de sangre y temperatura.
- ✓ La Máquina de Circulación Extracorpórea, involucra desde una parte mecánica, eléctrica, electrónica y software. Se necesita todo un soporte técnico en mantenimiento preventivo, correctivo, con la finalidad de salvaguardar el funcionamiento de la misma y para esto es de gran necesidad, contar con todo un soporte de instrumentos electrónicos, para realizar análisis de energía, medición de señales, calibración y configuración por software, que permite ampliar la vida útil de la máquina para dar seguridad al paciente y confianza al cuerpo médico.

7.2 Recomendaciones

- ✓ La formación en la Ingeniería Electrónica es uno de los pilares fundamentales para el desarrollo de la tecnología médica, por lo tanto hay que tener muy en cuenta de encaminar a los profesionales para esta especialidad, teniendo en cuenta que el futuro próximo se originaran nuevas especialidades, como la Ingeniería Electromédica.
- ✓ Estar a la vanguardia de la tecnología para cirugía cardiovascular, para que de esta manera aplicar todas las bondades que esta ofrece, teniendo en cuenta causas o efectos que esta pueda ocasionar al respecto.
- ✓ Es de suma importancia la realización de un programa de mantenimiento preventivo, correctivo, teniendo en cuenta todas las recomendaciones por parte del fabricante. Es decir respaldarse de capacitaciones en fábrica, protocolos de prueba, calibración de instrumentos de diagnóstico probados y calibrados ya sea por el fabricante o proveedor del instrumento.

7.3 Bibliografías

- [1] Elaine N. Marieb, Anatomía y fisiología humana, Novena Edición Ed. Año 2009 Pag: 362 y 374.
- [2] John D. Enderle, Susan M. Blanchard, Joseph D. Bronzino, Bioinstrumentation “Introduction to Biomédical Engineering”, Second Ed. Año 2005 Cap. (8): p. 407-408.
- [3] Medical Devices and Systems the Biomedical Engineering-Handbook Third Ed. Año 2006 by Joseph D. Bronzino Cap. (52): p. 52-2.
- [4] Gibbon JH. Artificial maintenance of circulation during experimental occlusion of pulmonary artery. Arch Surg 1937; 34: 1105.
- [5] Gibbon JH. Application of a mechanical heart and lung apparatus to cardiac surgery. Minn Med 1954; 37: 171.
- [6] Lillehei CW. Controlled cross-circulation for direct-vision intracardiac surgery: Correction of ventricular septal defects, atrioventricularis communis and tetralogy of Fallot. Postgrad Med 1955; 17: 388.
- [7] Lillehei CW, Cohen M, Warden HE, Read RC, Aust JB, DeWall RA, Varco RL. Direct vision intracardiac surgical correction of tetralogy of Fallot, pentalogy of Fallot and pulmonary atresia defects. Report of firstten cases. Ann Surg 1955; 142: 418.
- [8] Guía de Usuario Máquina de Circulación Extracorpórea HL 20 Maquet Cardiopulmonary – Alemania.
- [9] Guía de Usuario OR COMPUTER JOCAP Maquet Cardiopulmonary – Alemania.
- [10] Guía de Usuario Analizador de Sangre BMU 40 Maquet Cardiopulmonary – Alemania.
- [11] Guía de Usuario Intercambiador de Calor HCU 30 Maquet Cardiopulmonary – Alemania.
- [12] Cardiopulmonary Bypass Principles and Techniques First Ed. 2016 Edited by Mohammad & Amman Jordan.

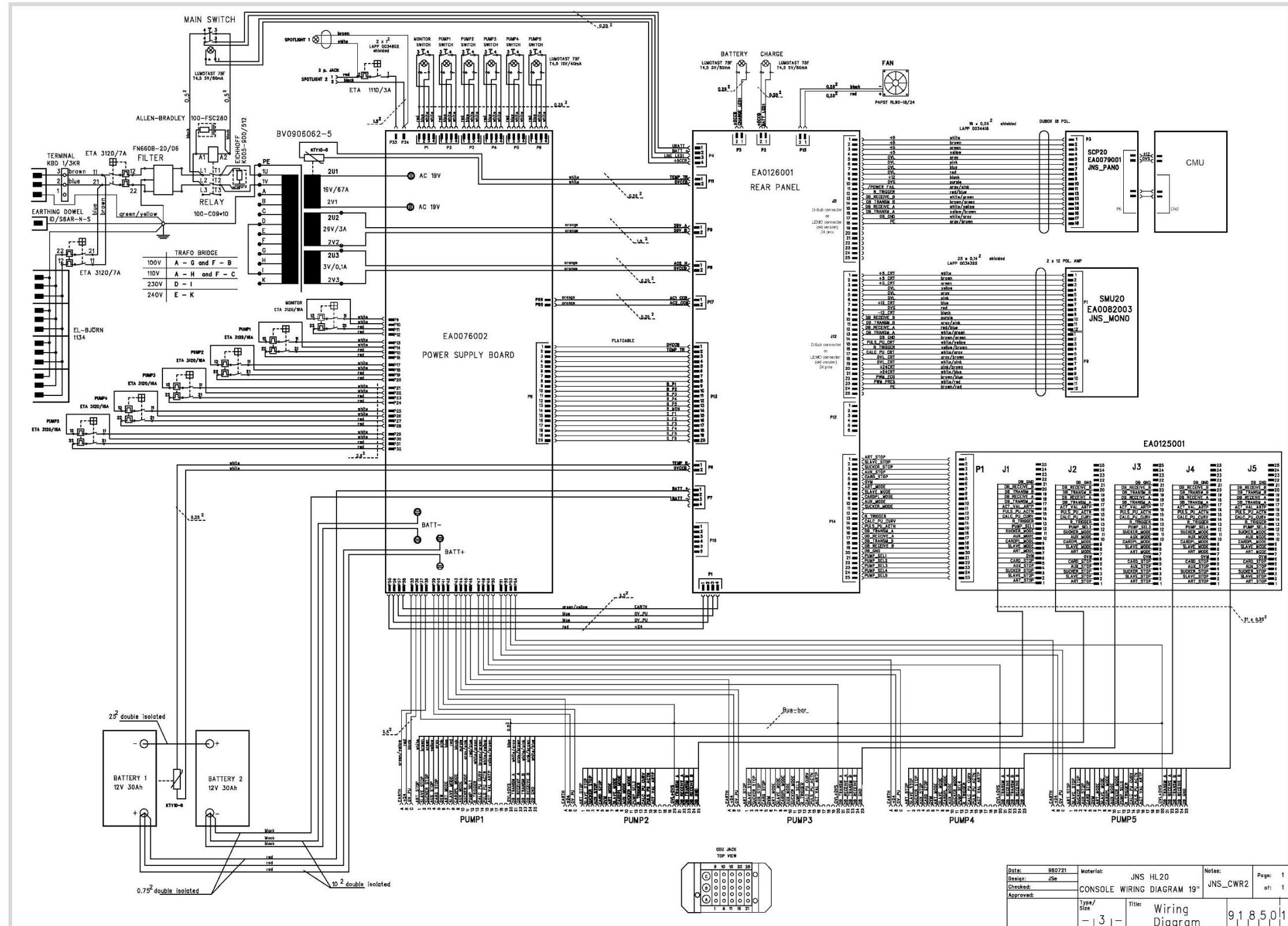
7.4 Anexos



**7.4.1 Diagrama de la Consola Principal de la Máquina de Circulación Extracorpórea
HL 20 – Maquet.**



10.14.2 CONSOLE



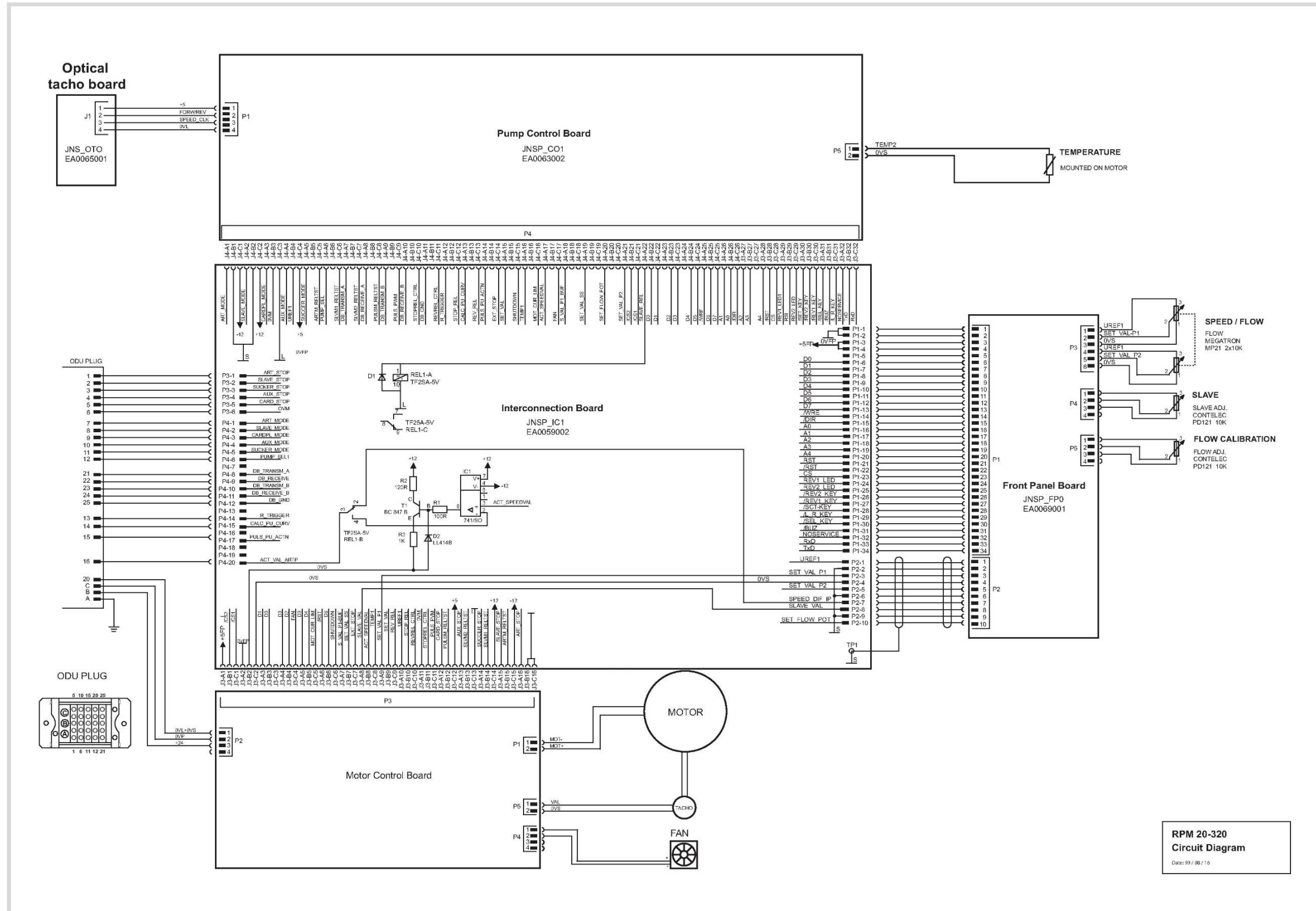
Date:	880721	Material:	JNS HL20	Notes:		Page:	1
Drawn:	JSe	Checked:	JNS_CWR2	of:	1		
Approved:		Type/Size:	3	Title:	Wiring Diagram		
					918501		

HL 20 circuit diagram - Figure 247

**7.4.2 Diagrama de Circuito de Revoluciones por minuto de la Bomba Rodillo de la
Máquina de Circulación Extracorpórea HL 20 – Maquet.**



10.14.3 RPM



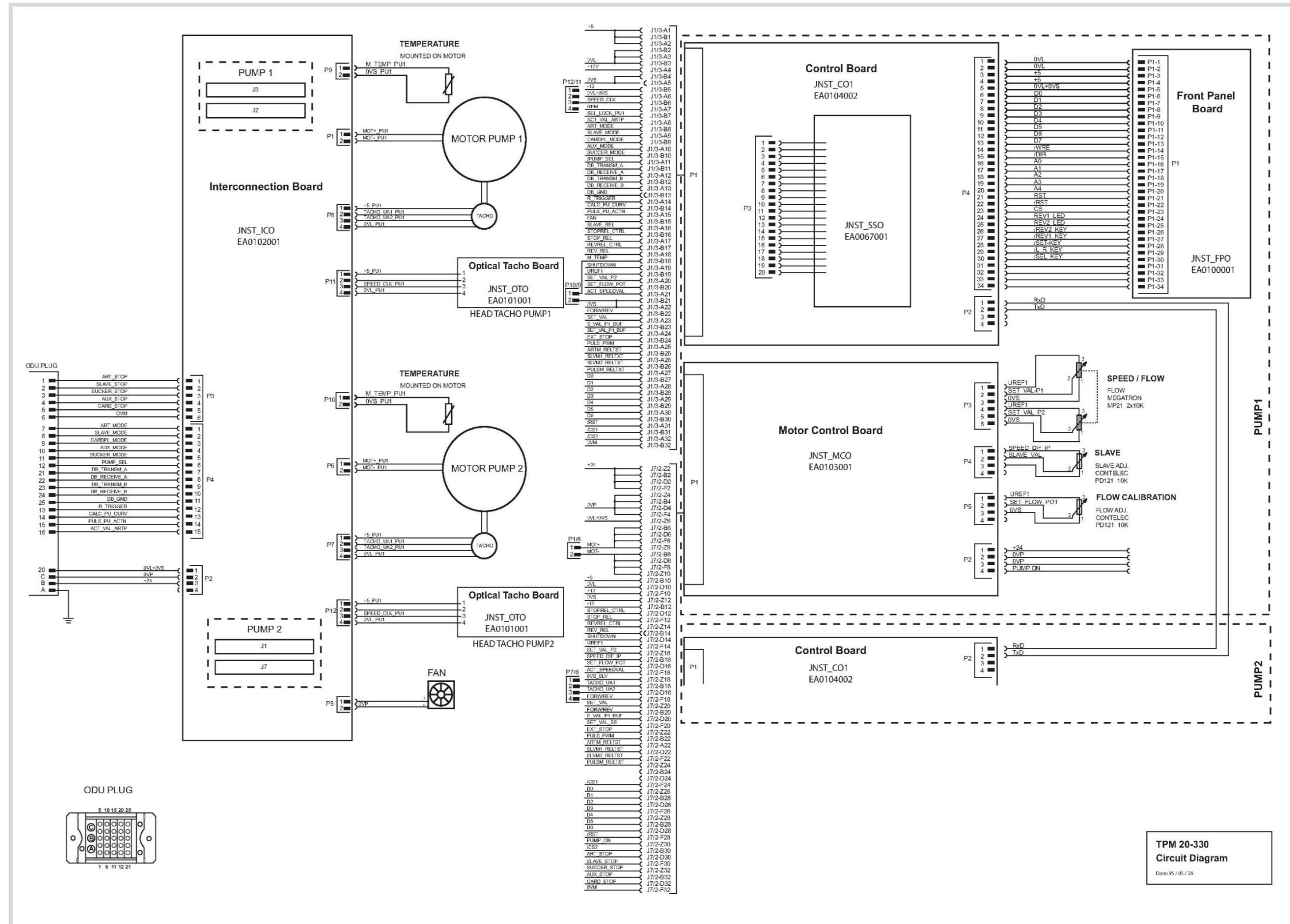
RPM 20-320
Circuit Diagram
Date: 99 / 06 / 16

Wiring diagram RPM - Figure 248

7.4.3 Diagrama de Circuito de Tiempos por minuto de la Bomba Rodillo de la Máquina de Circulación Extracorpórea HL 20 – Maquet.



10.14.4 TPM



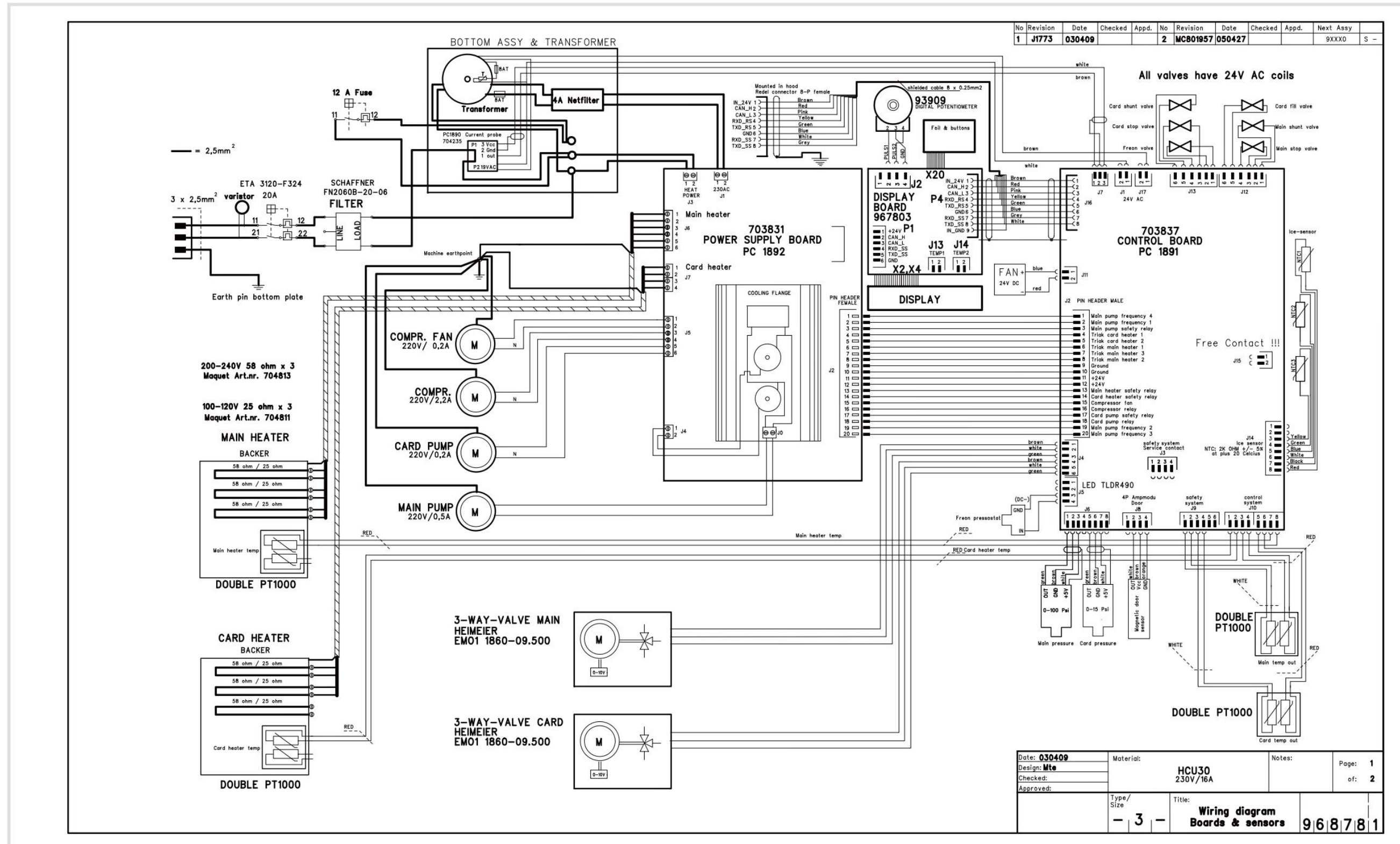
TPM 20-330
Circuit Diagram
Date: 05 / 05 / 25

TPM circuit diagram - Figure 249

7.4.4 Diagrama de Cableado – Tarjetas y Sensores del Intercambiador de Calor HCU30 – Maquet.



10.5 WIRING DIAGRAM - BOARDS AND SENSORS - TYPE 2 UNIT

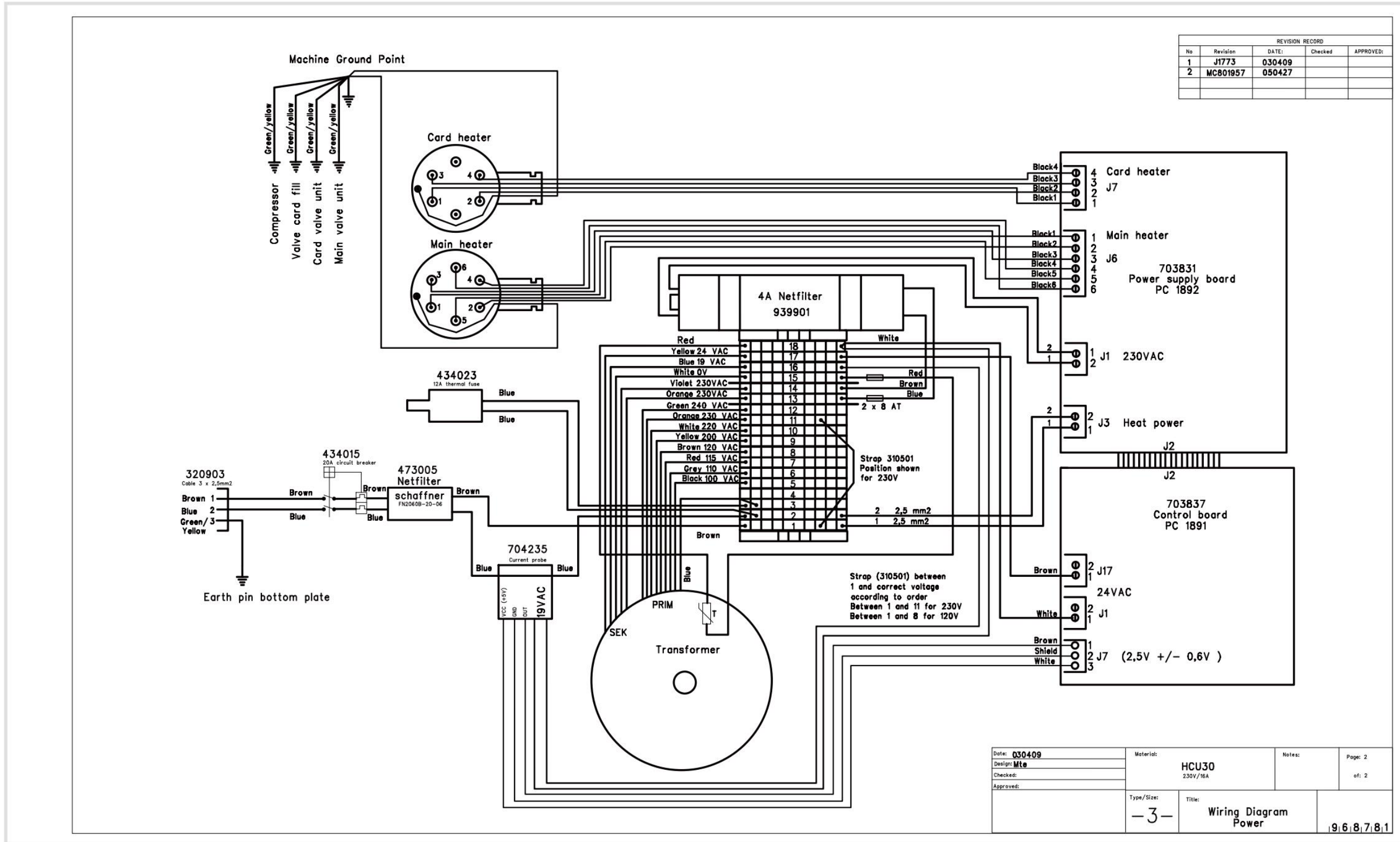


Wiring diagram - boards and sensors - type 2 unit - Figure 180

**7.4.5 Diagrama de Cableado – Etapa de Potencia del Intercambiador de Calor HCU30
– Maquet.**



10.6 WIRING DIAGRAM - POWER TYPE 2 UNIT



Wiring diagram - power type 2 unit - Figure 181

7.4.6 Diagrama de Cableado del Analizador de Sangre BMU40 – Maquet.



7.4.7 Diagrama del Mezclador de Gases Aire / Oxígeno.



**SECHRIST INDUSTRIES
AIR / OXYGEN MIXER**

positioned between the diaphragm and inlet filters, prevent reverse gas flow. Gas then travels to the proportioning module where the gases are mixed to the user- defined concentration. A continual flow of gas supports the alarm/bypass module, which provides an audible alarm in the event of either a significant loss of supply gas pressure or a loss of a single supply gas.

Filters are incorporated in both of the gas inlet connections. One-way check valves are also located in both of the gas inlet connections to prevent the cross-contamination of one gas supply to the other source.

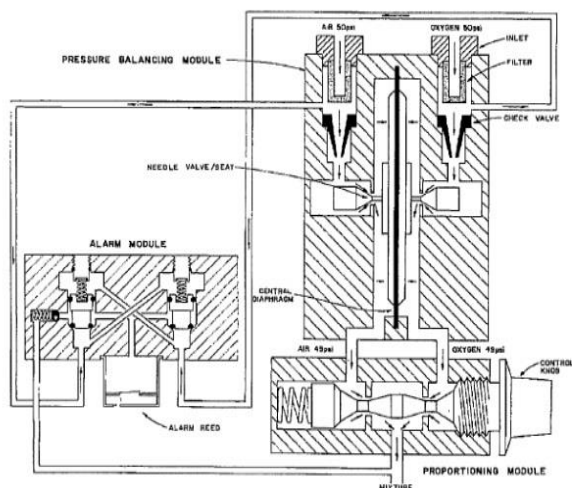


Figure 2

ROUTINE MAINTENANCE

Routine maintenance of the mixer is limited to periodic performance verification, replacement of the inlet filters and cleaning of the exterior surfaces. A mixer in need of calibration or service should not be used until the necessary procedures are performed and the equipment has been tested to determine that it is functioning properly. Calibration and servicing may only be accomplished by personnel trained and authorized to do so by Sechrist Industries. Routine maintenance, as defined in this manual, may be performed by a competent individual having experience in the maintenance of devices of this nature. Parts designated within this manual should be replaced only with parts manufactured or sold by Sechrist Industries.