

UNIVERSIDAD NACIONAL DE INGENIERÍA
FACULTAD DE INGENIERÍA ELÉCTRICA Y ELECTRÓNICA



UNIDAD DE ANESTESIA CON SISTEMA DE MONITOREO

INFORME DE COMPETENCIA PROFESIONAL

PARA OPTAR EL TÍTULO PROFESIONAL DE:

INGENIERO ELECTRÓNICO

PRESENTADO POR:

MAX MARLON BONILLA RUIZ

PROMOCIÓN
1993-1

LIMA – PERÚ
2009

UNIDAD DE ANESTESIA CON SISTEMA DE MONITOREO

En memoria de mis padres Máximo y Lily,

los mayores tesoros de mi vida

SUMARIO

Dentro de la estructura orgánica del Seguro Social de Salud - EsSalud se tiene la Oficina Central de Planificación y Desarrollo, la cual tiene como una de sus principales funciones la formulación de los lineamientos de política, planes, programas, normas y procedimientos relacionados con las inversiones, estudios de pre y post inversión, control de inversión y evaluación de tecnologías, en el ámbito institucional.

Al respecto, el contenido del presente informe expone aspectos de gestión e ingeniería relacionados al planeamiento, evaluación y adquisición de tecnología en EsSalud.

En tal sentido, en el primer capítulo del presente informe se describe las acciones que se vienen desarrollando y proyectándose para efectos de dotar a la institución de equipos de anestesia con una capacidad resolutive acorde a las necesidades de Essalud y con vigencia tecnológica. Para lo cual se formula los principales tópicos del contenido del proyecto de inversión.

En el segundo capítulo se presenta los fundamentos y conceptos clínicos relacionados al objetivo del proyecto de inversión tratados en el capítulo precedente.

Luego, en los siguientes capítulos (tercero y cuarto) se expone los fundamentos de diseño y tendencias tecnológicas de un sistema de administración de anestesia.

Finalmente, como información referencial y complementaria se adjunta como parte de los anexos los principales datos y características técnicas de los principales componentes electrónicos de algunos de los circuitos abordados en el desarrollo del presente informe.

ÍNDICE

INTRODUCCIÓN	1
CAPÍTULO I	3
PROYECTO DE INVERSIÓN-ADQUISICIÓN DE EQUIPOS DE ANESTESIA A NIVEL NACIONAL	
1.1 Objetivo del proyecto	3
1.2 Área de responsabilidad del proyecto	3
1.3 Diagnóstico de la situación actual	3
1.4 Planteamiento de alternativas de solución	9
1.5 Selección de la alternativa	9
1.6 Formulación y evaluación de la demanda y oferta	10
1.6.1 Demanda efectiva	10
1.6.2 Oferta: Equipos de anestesia óptimos	11
1.6.3 Balance: Demanda – Oferta	13
1.7 Planteamiento técnico del proyecto	15
1.8 Implementación de la inversión	15
CAPÍTULO II	18
FUNDAMENTOS DE LA ANESTESIOLOGÍA	
2.1 Farmacología clínica	18
2.1.1 Farmacodinámica	18
2.1.2 Farmacocinética	19
2.2 Anestesia general	21
2.2.1 Concepto tradicional de anestesia	21
2.2.2 Concepto moderno de anestesia	22
CAPÍTULO III	24
EQUIPO DE ANESTESIA	
3.1 Aplicación clínica	24
3.2 Principios de diseño	25
3.2.1 Diagrama de bloques del Equipo de Anestesia	25

3.2.2 Sistema de suministro de gases	27
3.2.3 Sistema de dosificación	28
3.2.4 Sistema de ventilación	37
3.2.5 Circuito paciente	47
3.2.6 Sistema de evacuación de gases	48
3.2.7 Central electrónica	49
CAPÍTULO IV	57
MONITORIZACIÓN DURANTE LA ANESTESIA GENERAL	
4.1 Monitorización de los efectos de la anestesia general	57
4.1.1 Monitoreo de la analgesia	57
4.1.2 Monitoreo de la relajación neuromuscular	57
4.1.3 Monitoreo de la inconsciencia	65
4.1.4 Monitoreo de la variación hemodinámica	67
4.2 Monitorización de gases respiratorios	83
4.2.1 Principio de medición de gases	84
4.2.2 Sistema óptico de medición	87
CONCLUSIONES	89
ANEXO A: PRINCIPALES COMPONENTES ELECTRÓNICOS	91
ANEXO B: AMPLIFICADOR OPERACIONAL AD712JN	94
ANEXO C: CONVERTIDOR A/D CS5503	98
ANEXO D: AMPLIFICADOR OPERACIONAL TL074CN	104
ANEXO E: CONVERTIDOR D/A AD7528JN	109
BIBLIOGRAFÍA	115

INTRODUCCIÓN

Uno de los cuatro objetivos estratégicos del plan estratégico 2008 – 2011 de EsSalud es “Mejorar la atención al asegurado y el acceso a los servicios de salud”.

Para tal efecto se plantea como objetivos específicos: Disminuir la brecha entre oferta y demanda, proveer bienes y servicios de manera oportuna y eficiente, implantar y consolidar una Cultura de Atención al asegurado, fortalecer la infraestructura y el equipamiento.

En ese sentido, como parte de la estrategia se está orientando la prevención de la salud, ampliación de la cobertura de los servicios, repotenciación y mejoramiento de las prestaciones existentes.

Una de las prestaciones brindadas por EsSalud comprende las intervenciones quirúrgicas, las cuales pueden clasificarse según el nivel de complejidad en alta, mediana y baja.

El equipamiento médico, de acuerdo al nivel de riesgo para el paciente se clasifica en equipos de: bajo, mediano y alto riesgo.

Entre los equipos de alto riesgo, indispensables para el desarrollo de las intervenciones quirúrgicas, se encuentra el **equipo de administración de anestesia general** tradicionalmente denominado **Máquina de anestesia**, cuyo desarrollo ha ido evolucionando acorde al avance tecnológico, observándose en los últimos años una tendencia en la concepción de su diseño enfocada en la incorporación/integración de sus componentes bajo un control y monitoreo centralizado, a tal punto que actualmente es concebida como **Unidad o Sistema de Anestesia**.

Luego, el objetivo del presente informe de ingeniería es proponer los criterios técnicos en la gestión del equipamiento biomédico (referido en el párrafo anterior), como parte del diseño estratégico en la administración de salud, e incorporándolos a nivel institucional dentro de los lineamientos de evaluación, planeamiento y adquisición que conlleve al logro de la satisfacción de los asegurados.

Para ello, se desarrolla la evaluación tecnológica del equipamiento disponible en el mercado actual, proponiéndose la asignación de equipos de acuerdo a las pautas

establecidas en la formulación de proyectos de inversión de equipamiento en EsSalud y para lo cual se estandariza a nivel institucional -a través de las Fichas de Especificaciones Técnicas- las características de diseño y configuración que deben cumplir los equipos, garantizándose la adquisición de tecnología actual vigente y acorde a las aplicaciones funcionales requeridas.

CAPÍTULO I

PROYECTO DE INVERSIÓN – ADQUISICIÓN DE UNIDADES DE ANESTESIA A NIVEL NACIONAL

1.1 Objetivo del proyecto

“Eficiente Provisión de equipos de administración de anestesia en cada centro quirúrgico de los centros asistenciales de EsSalud”, con la finalidad de brindar un servicio oportuno y adecuado a la población asegurada que hace uso de este tipo de prestación.

1.2 Área de responsabilidad del proyecto

El ámbito geográfico bajo la influencia del Proyecto se encuentra constituido por toda la población asegurada a nivel nacional. Dicha población se encuentra distribuida en cada uno de los 322 Centros Asistenciales con que cuenta EsSalud.

1.3 Diagnóstico de la situación actual

Actualmente, existe limitación en la capacidad operativa de esta prestación, derivándose en el gran embalse quirúrgico de operaciones programadas pendientes, conllevando a una deficiencia en la calidad y oportunidad del servicio.

Entre los múltiples factores causantes de esta limitación se pueden citar: asignación presupuestal, incremento de la población asegurada con patologías clínicas que requieren ser intervenidos quirúrgicamente, falta de una adecuada política de prevención en la salud, restricción de la infraestructura, instrumental, insumos y el equipamiento médico adecuado requerido para la ejecución de los procedimientos quirúrgicos.

En vista que el propósito del presente proyecto se enmarca fundamentalmente al equipamiento médico, entonces el desarrollo del presente acápite se centra al análisis del diagnóstico de la situación de los equipos de anestesia.

Limitada disponibilidad del equipamiento

La cantidad de equipos de anestesia existentes en EsSalud a nivel nacional es de 258. En determinados centros asistenciales la cantidad de equipos de anestesia operativos es menor al número de quirófanos disponibles. La capacidad de producción en aquellas salas que no disponen de equipos de anestesia, se ve limitada, generándose la subutilización de las mismas y en el caso de ejecutarse intervenciones, constituyen actos quirúrgicos bajo

condiciones inapropiadas de seguridad y mayor riesgo para los pacientes. Como ejemplo, el Hospital Nacional Edgardo Rebagliati Martins de la Red Rebagliati cuenta con 32 quirófanos pero el número de equipos de anestesia es de 24.

Limitada capacidad resolutive del equipamiento

Se tiene un alto grado de obsolescencia de los equipos de anestesia, motivada no solo por un mal funcionamiento de los mismos o por el cumplimiento del período de vida útil previsto, sino además por un desempeño limitado de sus funciones en comparación con las nuevas tecnologías de los actuales equipos introducidos en el mercado.

Adicionalmente, la operatividad de determinados equipos se encuentra restringida por el deficiente y escaso suministro de insumos y accesorios consumibles; manejo inadecuado por el personal asistencial, lo que implica un elevado riesgo de operación de los equipos y/o el deterioro acelerado de los mismos.

Aunado a este aspecto, se encuentran los problemas en el mantenimiento debido a veces a la dificultad de encontrar repuestos adecuados, como sucede en la mayoría de las máquinas de anestesia que superan los 10 años de antigüedad. En estos casos, la ausencia o escasez de repuestos se debe al encarecimiento de la producción, por tratarse de series cada vez con menos presencia en el mercado, repercutiendo en determinados casos en el incremento de los costos de mantenimiento.

Nivel tecnológico de la oferta existente

Los equipos de anestesia existentes a nivel institucional, de acuerdo a la configuración y características de diseño, han sido clasificados de la siguiente manera:

- **Máquina de anestesia:** Constituyen equipos de diseño, fundamentalmente neumático. Estos equipos solo permiten la administración de anestesia pero carecen de sistema propio de monitorización.
- **Máquina de anestesia con sistema de monitoreo básico:** Son máquinas de anestesia que además disponen como parte de su configuración uno o más monitores que son montados externamente sobre la plataforma del equipo de anestesia. A través de dicho(s) monitor(es), se registra(n) las principales funciones vitales del paciente. El monitor constituye un equipo cuyo control y funcionamiento es independiente al de la máquina de anestesia.
- **Máquina de anestesia con sistema de monitoreo completo:** Es similar al anterior pero el monitor ha sido configurado para monitorizar adicionalmente, un mayor número de parámetros.

- **Unidad de anestesia con sistema de monitoreo básico:** Se caracteriza porque en su diseño se toma en cuenta la integración, tanto de la máquina de anestesia como del sistema de monitorización, de tal manera que se centraliza el sistema de control; lo cual implica adquisición, registro y presentación en tiempo real de los parámetros fisiológicos y demás variables involucradas en la administración de anestesia.
- **Unidad de anestesia con sistema de monitoreo completo:** Similar al anterior pero con mayor capacidad de monitorización.
- **Unidad de anestesia con sistema de monitoreo completo más gasto cardiaco:** Como su nombre lo indica es similar al anterior pero además es posible monitorizar el gasto cardiaco.

En la tabla 1.1 se presenta la cantidad de equipos disponibles según la clasificación referida líneas arriba y la antigüedad:

TABLA N° 1.1 Clasificación de equipos de anestesia existentes en EsSalud

DENOMINACIÓN	ANTIGÜEDAD (Años)					Total	
	< 6 años	6 a 10 años	11 a 15 años	16 a 20 años	> 20 años		
MÁQUINA DE ANESTESIA	4	56	37	48	45	190	74%
MÁQUINA DE ANESTESIA CON SISTEMA DE MONITOREO BÁSICO	5	10	2			17	7%
MÁQUINA DE ANESTESIA CON SISTEMA DE MONITOREO COMPLETO	4					4	2%
UNIDAD DE ANESTESIA CON SISTEMA DE MONITOREO BÁSICO	23	2				25	10%
UNIDAD DE ANESTESIA CON SISTEMA DE MONITOREO COMPLETO	19					19	7%
UNIDAD DE ANESTESIA CON SISTEMA DE MONITOREO COMPLETO + GASTO CARDIACO	3					3	1%
Total	58	68	39	48	45	258	100%

De acuerdo a la Tabla N° 1.1, se observa que el 74% de los equipos (correspondientes a las máquinas de anestesia) no disponen de características técnicas exigidas como requerimientos mínimos dentro de los estándares actuales y normas de seguridad, tales como los relacionados a la monitorización y alarmas para minimizar los potenciales riesgos derivados de la administración de anestesia general.

Estas limitaciones restringen notablemente la funcionalidad en la prestación del servicio asistencial durante las intervenciones quirúrgicas, acentuándose esta deficiencia, principalmente en los procedimientos quirúrgicos de mayor nivel resolutivo (como cirugía mayor de mediana y alta complejidad)

Solo el 18% de los equipos (47 Unidades de anestesia con sistema de monitoreo) son de tecnología actual vigente y cumplen con los requerimientos técnicos exigidos a nivel institucional.

Actualmente, del total de 258 equipos de anestesia existentes en EsSalud, el 51.16% (132 equipos) tienen una antigüedad que supera los 10 años. Estos equipos ya cumplieron su vida útil observándose que muchos de ellos, a pesar que ya cuentan con informes de baja emitidos por el área técnica del centro asistencial correspondiente, continúan en funcionamiento debido en parte a la falta de equipos o en algunos casos permanecen en el centro quirúrgico como back up o son transferidos a otros centros de menor nivel resolutivo.

Este último caso conlleva a que los índices de obsolescencia por antigüedad se mantengan a pesar de adquirirse nuevos equipos. Mientras la capacidad de la oferta sea deficitaria, resulta dificultoso controlar este fenómeno.

Revisando los factores de antigüedad y operatividad registrados en la base de datos del Programa de Control de Mantenimiento de la institución, se aprecia equipos que superan la vida útil pero son considerados como BUENOS, lo cual no siempre refleja la capacidad operativa real de los equipos. Por ejemplo se registran 22 equipos de anestesia como buenos (cuyas antigüedades oscilan entre 16 y 29 años), pero de acuerdo a sus características de diseño son equipos obsoletos con alto grado de desfase tecnológico y como tales, de baja capacidad resolutiva, que ya no son acordes a la concepción actual de diseño que permita brindar una prestación segura y de calidad.

En la Tabla N° 1.2 que se muestra a continuación se sintetiza la cantidad y antigüedad de los equipos de anestesia existentes en los centros asistenciales de las Redes Asistenciales a nivel nacional:

TABLA N° 1.2 Distribución de los equipos de anestesia según Redes Asistenciales

RED	ANTIGÜEDAD					Total
	< 6 años	6 a 10 años	11 a 15 años	16 a 20 años	> 20 años	
AMAZONAS	2		1	1		4
ANCASH	1	4		3		8
APURIMAC		3	2			5
AYACUCHO	1	2				3
CAJAMARCA		2		1		3
HUANCAVELICA				1		1
HUANUCO		1	2			3
ICA	2	4	1	1	5	13
INCOR	1					1
IPO		1				1
JUNIN	1		2	2	4	9
LA LIBERTAD	1	4	4	2	4	15
LORETO			1	4		5
MADRE DE DIOS	1		1			2
MOQUEGUA	1	1	1	1	1	5
PASCO		2	3	1	2	8
PIURA	2	4		5	7	18
PUNO		4	1	3		8
ALMENARA	12	5	5	4	8	34
AREQUIPA	1	11		5	3	20
CUSCO		4	4	1		9
LAMBAYEQUE	5	1	1	4	8	19
REBAGLIATI	19	3	3	7		32
SABOGAL	7	4	1	2		14
SAN MARTIN	1	2			3	6
TACNA		2	2			4
TUMBES			4			4
UCAYALI		4				4
Total	58	68	39	48	45	258
Porcentaje	22.48	26.36	15.12	18.60	17.44	100

1.4 Planteamiento de alternativas de solución

Habiéndose identificado en el diagnóstico la situación del equipamiento, se propone determinadas acciones para lograr el objetivo del proyecto, para cuyo efecto se plantea dos alternativas, cada una con características propias, con sus ventajas y desventajas.

Alternativa 1: Adquisición de equipos

La alternativa de adquisición por parte de EsSalud (modalidad actual vigente), en contraposición de recurrir a servicios de terceros, sería más factible en comparación a las otras, por existir en el mercado oferta de varios proveedores bajo esta modalidad.

Esto permitirá que la institución cuente con equipos biomédicos de última generación tecnológica, mejorándose la calidad del servicio ofertado a los asegurados de EsSalud.

La evaluación económica, finalmente, deberá refrendar o no dicha condición de alternativa óptima.

Así mismo, es posible seleccionar adecuadamente equipos con características técnicas acordes, tanto con las necesidades complejas de los servicios críticos y con el nivel tecnológico disponible en el mercado internacional actual; lo cual no siempre es posible obtener a través de las otras alternativas.

Alternativa 2: Tercerización

Implica una de las siguientes modalidades:

- **Compra de Servicios.** La compra de servicios resulta complicada por la capacidad resolutoria asistencial que se requiere y que difícilmente se encuentra en MINSA (Ministerio de Salud) o en Clínicas particulares.
- **Alquiler de Equipos.** El alquiler de equipos tiene dificultades en cubrir la demanda de equipos requeridos, porque los proveedores locales no disponen en stock para alquilar el número suficiente de equipos, y si lo tuvieran, solo en una cantidad mínima, que generalmente son usados para efectos de demostración de sus productos, los cuales no siempre cuentan con las características requeridas por la institución. Por tanto, esta opción está supeditado a la aceptación y soporte de los fabricantes en suministrar equipos bajo esta modalidad.

1.5 Selección de la alternativa

El estudio de alternativas para este propósito, privilegia la adquisición de los equipos en contraposición con la alternativa del alquiler de equipos o la compra de servicios; en atención de la dificultad en el manejo o traslado de los pacientes usuarios, toda vez que sus condiciones de atención son de alto riesgo.

Asimismo, las intervenciones quirúrgicas no pueden ser tercerizadas, porque constituyen parte de un proceso de atención técnicamente integrado. Cabe señalar, finalmente, que la provisión de servicios de alquiler de equipos en el mercado nacional en general, no se encuentra disponible.

1.6 Formulación y evaluación de la demanda y oferta

1.6.1 Demanda efectiva

El objetivo fundamental del análisis de la Demanda Efectiva es cuantificar la cantidad de personas que hacen uso del servicio del centro quirúrgico a nivel nacional, según Redes Asistenciales, bajo responsabilidad de EsSalud.

De acuerdo a los estándares para la programación de actividades de servicios de salud, se estima de manera referencial que el número de intervenciones quirúrgicas es equivalente al 3.5% de la Población Asegurada.

Según la data de la información estadística institucional, la evolución histórica de la población asegurada de EsSalud -entre activos aportantes y derecho habientes (Cónyuges, Hijos menores de 18 años de edad)- durante el período 2004 – 2008 ha mostrado una tendencia al crecimiento, registrándose en el año 2004 la cantidad de 5'936,742 asegurados.

Para la estimación del crecimiento de la población asegurada en el período de evaluación, se tiene en cuenta lo siguiente:

- La tasa de crecimiento de la población general del ámbito del proyecto, según los datos disponibles del INEI de los censos del año 1993 y 2005.
- El crecimiento de la población económicamente activa (PEA) y el crecimiento del empleo en la zona del proyecto.
- El crecimiento de la población asegurada del ámbito de responsabilidad del estudio.

Finalmente, tomando en cuenta las consideraciones señaladas, se plantean tres escenarios (optimista, moderado y pesimista) del crecimiento futuro de la población asegurada.

De los escenarios planteados, se elige razonablemente el crecimiento moderado de la población asegurada del ámbito de responsabilidad del proyecto.

Luego, en la Tabla N° 1.3 se muestra el resultado obtenido de la estimación referencial de la demanda efectiva:

TABLA N° 1.3 Estimación de la Demanda Efectiva: Cantidad de Intervenciones Quirúrgicas en el periodo 2004 - 2014

AÑO	POBLACIÓN ASEGURADA	DEMANDA EFECTIVA
2004	5,936,742	207,786
2005	6,162,338	215,682
2006	6,292,947	220,253
2007	7,302,193	255,577
2008	7,361,560	257,655
2009	7,480,295	261,810
2010	8,311,439	290,900
2011	9,023,848	315,835
2012	9,374,116	328,094
2013	9,385,989	328,510
2014	9,914,359	347,003

1.6.2 Oferta: Equipos de anestesia óptimos

Para determinar la oferta en condiciones óptimas, se considera la antigüedad. Si el equipo supera los 10 años (período de vida útil), es considerado como oferta NO OPTIMA, caso contrario constituirá oferta actual disponible en condiciones aceptables de operación, siempre y cuando su operatividad y capacidad resolutive sea aceptable. Luego, tal como se mencionó en el diagnóstico, solo 47 equipos cumplen con los requerimientos técnicos exigidos a nivel institucional.

La Tabla N° 1.4 presenta la disponibilidad de la oferta en condiciones aceptables a través del horizonte del proyecto:

TABLA N° 1.4 Estimación de la Oferta en condiciones óptimas 2004 – 2014

AÑO	2004	2006	2008	2010	2012	2014
CANTIDAD	47	47	45	2	2	0

Oferta optimizada:

Existe la necesidad de optimizar la producción asistencial, es decir asignarle una capacidad productora de intervenciones quirúrgicas máxima posible, considerando rendimientos y estándares de procedimientos aceptados para realidades como la nuestra.

Para nuestro caso, se estima la producción óptima (número de intervenciones quirúrgicas) teniendo en consideración los siguientes parámetros:

- **Días/Año**, Son los días que el servicio atiende al año. Se considera en promedio 305 días efectivos al año, descontándose los domingos y el resto de días que son considerados como tangenciales para otras actividades, tales como el mantenimiento de los equipos.
- **Fracción Día**, Es el número de horas del día que atiende el servicio. Se expresa en términos de día. Se asume como promedio dos turnos de seis horas cada una, es decir en total 12 horas que equivale a 12/24.
- **Rendimiento**, es la capacidad de atención de un quirófano en un día, es decir cuántas intervenciones se realizan al día. Se considera 5 como promedio.

Cálculo:

$$\begin{aligned}
 \text{Intervenciones} &= (\text{Días/Año}) \times (\text{Frac Día}) \times (\text{Rendimiento}) & (1.1) \\
 \text{Intervenciones} &= (305) \times (12/24) \times (5) \\
 \text{Intervenciones} &= 763
 \end{aligned}$$

Entonces tenemos que la capacidad de producción óptima de un quirófano en un año es de 763 intervenciones. Esto significa que un equipo de anestesia en las condiciones asumidas tiene una producción de 763 intervenciones (por cada quirófano se dispone de un equipo de anestesia)

Luego, la oferta optimizada disponible en el horizonte del proyecto sería igual al producto de la producción calculada (763 intervenciones) por el número de equipos de anestesia en condiciones óptimas estimadas para cada año; los resultados obtenidos son mostrados en la siguiente tabla:

TABLA N° 1.5 Estimación de la Oferta Optimizada: Capacidad de producción de Intervenciones Quirúrgicas 2004 – 2014

AÑO	2004	2006	2008	2010	2012	2014
Equipos Óptimos	47	47	45	2	2	0
Oferta Optimizada	35,861	35,861	34,335	1,526	1,526	0

1.6.3 Balance: Demanda - Oferta

El objetivo es determinar la Brecha de intervenciones quirúrgicas entre la Demanda Efectiva y la Oferta Optimizada.

Como se puede apreciar en el siguiente cuadro, la población asegurada demanda servicios de salud que deben ser cubiertos con una Oferta apropiada, gracias a la puesta en marcha del Proyecto de Inversión.

De continuar con los recursos actualmente disponibles, sin la implementación de acciones orientadas a revertir la situación, se estima que la brecha (tal como se puede observar en la Tabla N° 1.6) de Servicios de Salud no cubiertos adecuadamente se incrementa a lo largo del horizonte del proyecto.

TABLA N° 1.6 Brecha entre la Demanda y la Oferta 2004 – 2014

AÑO	DEMANDA EFECTIVA	OFERTA OPTIMIZADA	BRECHA
2004	207,786	35,861	171,925
2005	215,682	35,861	179,821
2006	220,253	35,861	184,392
2007	255,577	35,861	219,716
2008	257,655	34,335	223,320
2009	261,810	9,156	252,654
2010	290,900	1,526	289,374
2011	315,835	1,526	314,309
2012	328,094	1,526	326,568
2013	328,510	0	328,510
2014	347,003	0	347,003

1.7 Planteamiento Técnico del Proyecto

Dentro del marco de análisis de la problemática, se plantea como objetivo la renovación e implementación del equipamiento que conlleve a reducir el alto porcentaje de obsolescencia así como cubrir la actual brecha que existe entre la oferta y la demanda lo cual implica la necesidad de contar con más equipos.

En tal sentido, se considera el reemplazo de los actuales equipos de anestesia que ya cumplieron su vida útil. En vista de las limitaciones presupuestales, la cantidad de equipos a adquirirse estará sujeta al presupuesto de inversión que se apruebe. Por tanto, se deberá

programar la adquisición por etapas. Esto muestra una clara priorización de la inversión en equipamiento, con el fin de coberturar inicialmente la parte más crítica de los déficits de atención, atendiendo a las capacidades financieras de la institución en el corto plazo. Ello permite, además, generar un escenario más propicio para definir la estrategia de modernización tecnológica hacia los próximos años, priorizándose el reemplazo inmediato para aquellos centros de mayor demanda y/o cuya obsolescencia de la oferta actual se encuentre en situación de mayor criticidad.

Los equipos de anestesia a adquirirse serán de tecnología actual vigente, es decir las denominadas Unidades de Anestesia descritas en la página 5. Las características técnicas del equipamiento a adquirirse serán precisadas a través de las Fichas de Especificaciones Técnicas y serán incluidas como parte de las Bases de Adquisición. El tipo de monitoreo (Básico, Completo o Completo más Gasto Cardíaco) de las Unidades de Anestesia se determina según el nivel de resolución y la complejidad de las intervenciones quirúrgicas que se desarrollan en los centros asistenciales de destino.

1.8 Implementación de la inversión

Como se refirió en el planteamiento técnico, dada las limitaciones presupuestales, se propone la inversión por etapas. De la evaluación obtenida en el diagnóstico de la oferta se proyecta que el monto global referencial por intervención del proyecto durante el horizonte es de \$17,808,000.

A continuación detallamos cada una de las etapas:

Primera Etapa:

Comprende los tres primeros años del horizonte del proyecto. Se plantea como objetivo la reducción gradual de la obsolescencia por antigüedad; ello implica el reemplazo de aquellos equipos cuya antigüedad supera la vida útil (10 años)

De acuerdo al diagnóstico de la situación actual descrita en el acápite 1.3, la cantidad determinada comprende 132 equipos en estado de obsolescencia. Como ya se refirió, debido a las limitaciones presupuestales, se programa la reposición de estos equipos durante los tres primeros años según la tabla 1.7 mostrada a continuación:

TABLA N° 1.7 Plan de Inversión Primera Etapa

Año	Cantidad	Costo Referencial: (\$)	Criterio de Reemplazo
1°	45	2,955,000	Antigüedad de los Equipos: > 20 años
2°	48	3,180,000	Antigüedad de los Equipos: de 16 a 20 años
3°	39	2,645,000	Antigüedad de los Equipos: de 11 a 16 años

Segunda Etapa:

Comprende el cuarto y quinto año del horizonte. De acuerdo a lo presentado en la Tabla N° 1.8, se plantea como objetivo el reemplazo de aquellos equipos que de acuerdo a su antigüedad aún se encuentran dentro de su vida útil, pero funcionalmente son de capacidad limitada debido a que sus características no corresponden a las de una Unidad de anestesia definida en el acápite 1.3. Es decir, abarca los equipos definidos como “máquina de anestesia”, “máquina de anestesia con sistema de monitoreo básico” y “máquina de anestesia con sistema de monitoreo completo”.

TABLA N° 1.8 Plan de Inversión Segunda Etapa

Año	Cantidad	Costo Referencial: (\$)	Criterio de Reemplazo
4°	60	4,080,000	Equipos de anestesia sin sistema de monitoreo
5°	29	1,895,000	Máquinas de anestesia

Tercera Etapa:

Teniendo en cuenta que con la implementación de las etapas previas se logra reducir el nivel de obsolescencia por antigüedad, se plantea como objetivo de esta etapa mantener los índices logrados en las etapas previas, para cuyo efecto se programa el reemplazo de los equipos oportunamente una vez que cumplan su vida útil. Luego, considerando la

antigüedad del equipamiento existente se propone la renovación según se muestra en la tabla 1.9:

TABLA N° 1.9 Plan de Inversión Tercera Etapa

Año	Cantidad	Costo Referencial: (\$)	Criterio de Reemplazo
7°	43	2,903,000	Reemplazo de Equipos que cumplen su vida útil
11°	2	150,000	Reemplazo de Equipos que cumplen su vida útil

CAPÍTULO II FUNDAMENTOS DE LA ANESTESIOLOGÍA

2.1 Farmacología Clínica

Los fármacos casi siempre son compuestos extraños al organismo. Como tales no se forman y se eliminan continuamente como sucede con las sustancias endógenas.

Los fármacos se administran con el fin de conseguir un objetivo terapéutico. Para ello, se requiere lograr una respuesta farmacológica y mantenerla; por lo tanto, es necesario alcanzar la concentración adecuada del fármaco en el lugar de acción.

La concentración adecuada y la dosis requerida para alcanzarla dependen, entre otros factores, del estado clínico del paciente, la gravedad de la patología a tratar, la presencia de otros fármacos y de enfermedades intercurrentes.

Entonces, la administración de la misma dosis de un fármaco a distintos individuos conlleva, frecuentemente, diferencias importantes en la respuesta farmacológica. Esta **variabilidad interindividual en la respuesta farmacológica** se observa, en la práctica, en el hecho de que para obtener una respuesta dada se precisan dosis diferentes en los distintos individuos.

La respuesta farmacológica obtenida (aparición del efecto), como consecuencia de la concentración del fármaco en el lugar de acción, depende de la **farmacodinámica** del producto, mientras que lograr la concentración apropiada y mantenerla dependen de su farmacocinética.

Es decir, la farmacodinámica se refiere a cómo actúa el fármaco en el organismo, mientras que la **farmacocinética** se refiere a cómo actúa el organismo sobre el fármaco.

2.1.1 Farmacodinámica

Estudio de los efectos bioquímicos y fisiológicos de los fármacos y de sus mecanismos de acción (interacción con: las membranas, los receptores y la interacción química)

Como referencia de la interacción con las membranas celulares, se considera por ejemplo, que los anestésicos generales ejercen su actividad, provocando una expansión de las membranas de las neuronas centrales (con lo que se desordenan). Se pueden alterar las

proteínas de las membranas y los canales de Na⁺, reduciendo así el flujo de este ion; esta circunstancia inhibe la despolarización y reduce la actividad celular.

En el caso de anestésicos locales, se tiene por ejemplo, que la procaína y los fármacos relacionados actúan de forma similar. Tras aplicarlos a los nervios periféricos, cesa la conducción. En caso de administrar dosis tóxicas puede haber absorción sistémica, por lo que un anestésico local podría incluso, inhibir las neuronas centrales.

2.1.2 Farmacocinética

Estudio del curso de un fármaco y de sus metabolitos en el organismo tras su administración por cualquier vía.

El comportamiento de la farmacocinética de la mayoría de los fármacos, puede resumirse a través de un conjunto de parámetros que relacionan diversas variables entre sí (ver la Tabla N° 2.1 adjunta). Los parámetros son constantes, aunque sus valores pueden diferir de un paciente a otro y, en el mismo enfermo, en situaciones distintas.

TABLA N° 2.1 Parámetros farmacocinéticos básicos y relaciones que los definen

Relación	Parámetro
ABSORCIÓN	
1. Velocidad de absorción	= Constante de absorción x Cantidad por absorber
2. Cantidad absorbida	= Biodisponibilidad x Dosis
DISTRIBUCIÓN	
3. Cantidad en el organismo	= Volumen de distribución x Concentración plasmática
4. Concentración libre en plasma	= Fracción libre x Concentración plasmática
ELIMINACIÓN	
5. Velocidad de eliminación	= Aclaramiento x Concentración plasmática
6. Velocidad de excreción renal	= Aclaramiento renal x Concentración plasmática
7. Velocidad de metabolización	= Aclaramiento metabólico x Concentración plasmática
8. Velocidad de excreción renal	= Fracción de fármaco inalterado x Velocidad de eliminación
9. Velocidad de eliminación	= Constante de eliminación x Cantidad en el organismo

Biodisponibilidad: Es la fracción de la dosis que llega al lugar donde se lleva a cabo la medición plasmática. Expresa el grado de absorción hasta la circulación sistémica.

Volumen de distribución y fracción libre: El volumen de distribución aparente y la fracción libre en plasma, son los dos parámetros de distribución más ampliamente usados. El volumen de distribución es útil ya que permite estimar la dosis requerida para alcanzar una concentración determinada. La fracción libre es útil porque relaciona la concentración total con la concentración libre que, presumiblemente, está más asociada con los efectos farmacológicos.

Aclaramiento y fracción inalterada: Como se muestra en el cuadro precedente, el aclaramiento es el parámetro que relaciona a la velocidad de eliminación de un fármaco del organismo con la concentración plasmática.

El **aclaramiento renal** relaciona la velocidad de excreción renal con la concentración plasmática, mientras que el **aclaramiento metabólico** relaciona la velocidad del metabolismo con la concentración plasmática.

Se tiene entonces que la velocidad de eliminación, es la suma de las velocidades de excreción renal y de eliminación extrarrenal –normalmente, el metabolismo–, es decir:

$$\text{Aclaramiento total} = \text{aclaramiento renal} + \text{aclaramiento extrarrenal (metabólico)} \quad (2.1)$$

El cociente entre la velocidad de excreción renal y la de eliminación total –y, también, el cociente entre el aclaramiento renal y el total– es la **fracción de fármaco eliminado en forma inalterada**. Este parámetro es útil para evaluar el efecto potencial de las enfermedades renales y hepáticas sobre la eliminación de los fármacos.

Constante de eliminación: La constante de eliminación relaciona la velocidad de eliminación con la cantidad de fármaco presente en el organismo. Puesto que la velocidad de eliminación es igual al producto del aclaramiento por la concentración plasmática y la cantidad de fármaco en el organismo equivale al producto del volumen de distribución por la concentración plasmática, se deduce que:

$$\text{Constante de eliminación} = \text{aclaramiento} / \text{volumen de distribución} \quad (2.2)$$

Expresada en estos términos, la constante de eliminación está en función de cómo se elimina el fármaco de la sangre por parte de los órganos excretores y cómo se distribuye en

el organismo.

Vida media plasmática: La vida media (eliminación) es el tiempo requerido para que la concentración plasmática –o la cantidad de fármaco del organismo– se reduzca en un 50%. Se relaciona con la constante de eliminación según la siguiente ecuación:

$$\text{Vida media} = 0.693 / \text{Constante de eliminación} \quad (2.3)$$

Tiempo medio de permanencia: Es el tiempo promedio que la molécula de un fármaco permanece en el organismo tras la administración rápida de una dosis intravenosa única.

2.2 Anestesia General

Para una administración óptima de la anestesia en forma segura, rápida y simple, es indispensable que exista un adecuado manejo de la farmacología aplicada bajo un control permanente del procedimiento y debe ser acorde a las actuales técnicas quirúrgicas y requerimientos estandarizados en el cuidado de la salud de los pacientes.

El propósito fundamental de la administración de una determinada dosis de anestésico, es conseguir un efecto clínico deseado. Para ello, es necesaria una concentración terapéutica específica en el lugar de acción.

En vista que cada anestésico produce su único espectro de acciones farmacológicas, es importante el conocimiento de los componentes conceptuales de anestesia, de los efectos específicos de los anestésicos así como de las interacciones de los fármacos.

2.2.1 Concepto tradicional de anestesia

A través de los años, según se iban desarrollando las técnicas de administración de anestesia se han venido formulando varias teorías con el objeto de conceptualizar la anestesia.

Una forma simple de ilustrar y analizar los distintos puntos de vista clínicos descritos para optimizar la anestesia, es a través de sus componentes.

La figura 2.1 muestra un modo tradicional de conceptualizar la anestesia. Cada vértice del triángulo representa un componente (equivalente a uno de los fines o efectos):

- Hipnosis (sueño, pérdida del recuerdo, pérdida de la consciencia),
- Analgesia (decremento de la respuesta a un estímulo doloroso),
- Relajación muscular (pérdida de movimiento, campo o zona operatoria quieta)

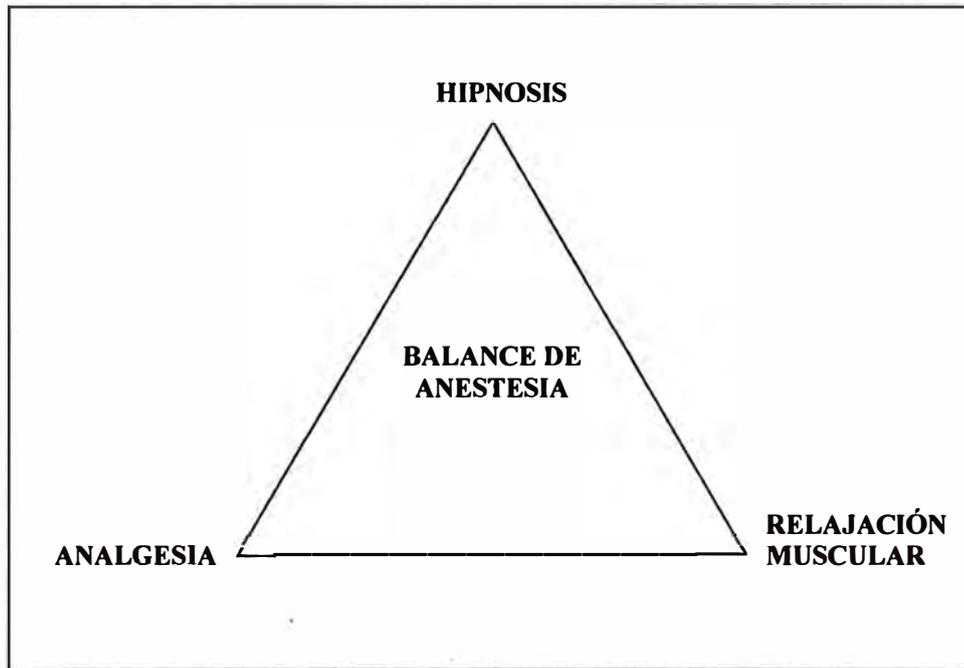


Fig. 2.1 Componentes de la anestesia

2.2.2 Concepto moderno de anestesia

De forma análoga a la concepción tradicional, los componentes considerados en la concepción moderna pueden esquematizarse según la figura 2.2 adjunta:

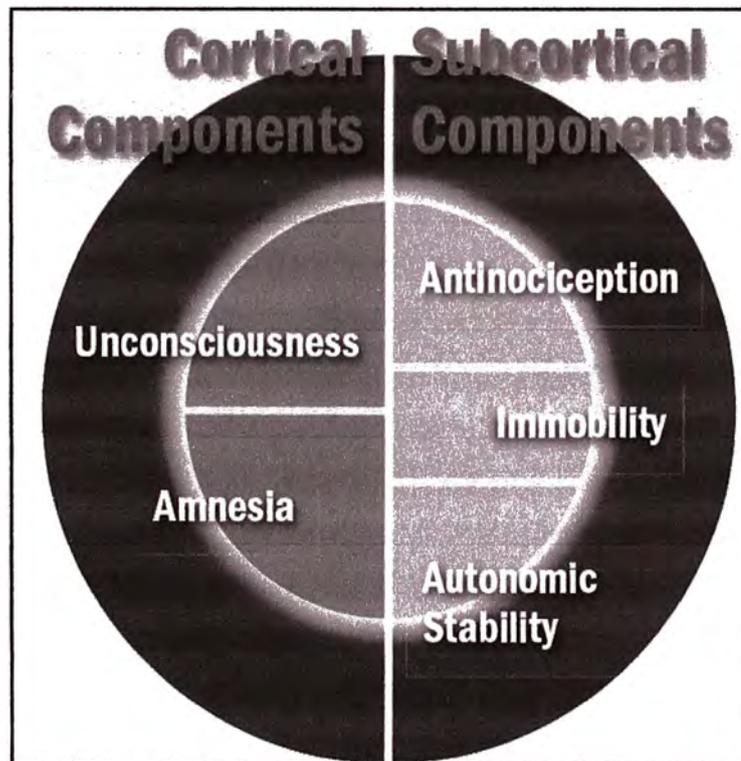


Fig. 2.2 Componentes de la Anestesia

Componentes corticales

Comprende los siguientes efectos producidos por los agentes anestésicos en el cerebro, específicamente, en la corteza cerebral, donde se efectúa el proceso cognoscitivo:

- **Inconsciencia (Hipnosis)**, definido como la pérdida del estado consciente.
- **Amnesia**, definido como la pérdida parcial o total de la memoria.

Generalmente la amnesia se produce a concentraciones más bajas del medicamento que las necesarias para pérdida de la consciencia.

Componentes sub corticales

Referido al proceso nociceptivo del sistema nervioso. Comprende:

- **Antinocicepción**, se refiere a la inhibición del procesamiento de la percepción nociva en el sistema nervioso, lo cual permite realizar las intervenciones quirúrgicas. El tratamiento que permite obtener es la analgesia.
- **Estabilidad motórica**, asegura que el paciente no se mueva involuntariamente.
- **Estabilidad autónoma**, asegura mínimas variaciones hemodinámicas durante el acto quirúrgico.

CAPÍTULO III

EQUIPO DE ANESTESIA

3.1 Aplicación Clínica

Es un equipo médico utilizado durante el procedimiento quirúrgico para la administración de una dosificación exacta de gases frescos (agentes anestésicos, oxígeno, óxido nítrico, aire) permitiendo el mantenimiento de la anestesia general del paciente. Asimismo, dispone de un sistema de ventilación para el control y soporte de la función respiratoria y también incorpora un sistema de monitorización para el registro y seguimiento de la evolución de las funciones vitales del paciente y de otros parámetros de interés. En la figura 3.1 se muestra uno de los modelos de la unidad de anestesia con sistema de monitoreo disponibles a nivel institucional.



Fig. 3.1 Equipo de Anestesia

3.2 Principios de diseño

3.2.1 Diagrama de bloques del Equipo de Anestesia

El equipo de anestesia se constituye por las siguientes etapas:

- a) Sistema de suministro de gases.
- b) Sistema de dosificación.
- c) Sistema de ventilación.
- d) Circuito paciente.
- e) Sistema de evacuación de gases.

El diseño y la configuración de cada una de estas etapas representan un aspecto tecnológico que marca una clara diferencia en la capacidad resolutive de estos equipos.

Mientras que la configuración tradicional contempla cada una de las etapas de forma independiente, en la nueva concepción de diseño se orienta hacia la integración de las etapas descritas, considerándose en la arquitectura de diseño del equipo de anestesia la incorporación de un sistema centralizado de adquisición, control, registro y presentación en tiempo real de una serie de parámetros y variables que requieren ser medidos durante el acto quirúrgico, de tal forma que el anesestesiólogo pueda monitorear la evolución y estado clínico del paciente y poder tener un adecuado control y manejo de la administración de anestesia.

Así mismo, la monitorización convencional se efectuaba exclusivamente mediante el uso de otros equipos (monitores de funciones vitales, pulsioxímetros, capnógrafos, monitores de gases, etc.) que eran montados externamente dentro del quirófano. Incluso, en el mercado actual, aun es posible apreciar la oferta de equipos de anestesia que no disponen de sistema propio de monitorización. Ello implica la necesidad de utilizar otros monitores externos.

Sin embargo, actualmente la tendencia en la fabricación de los equipos de anestesia se orienta considerándose en el diseño la inclusión del sistema de monitoreo dentro de la plataforma de arquitectura del equipo, el cual puede configurarse, ya sea de forma modular o como un sistema preconfigurado.

Por tanto, en la concepción actual de diseño, se considera adicionalmente como elementos constituyentes de los equipos de anestesia: la Central Electrónica (sistema centralizado de adquisición, control y registro) y el Sistema de Monitoreo.

En el siguiente esquema (figura 3.2) se sintetiza las etapas fundamentales del equipo de anestesia desde el punto de vista actual:

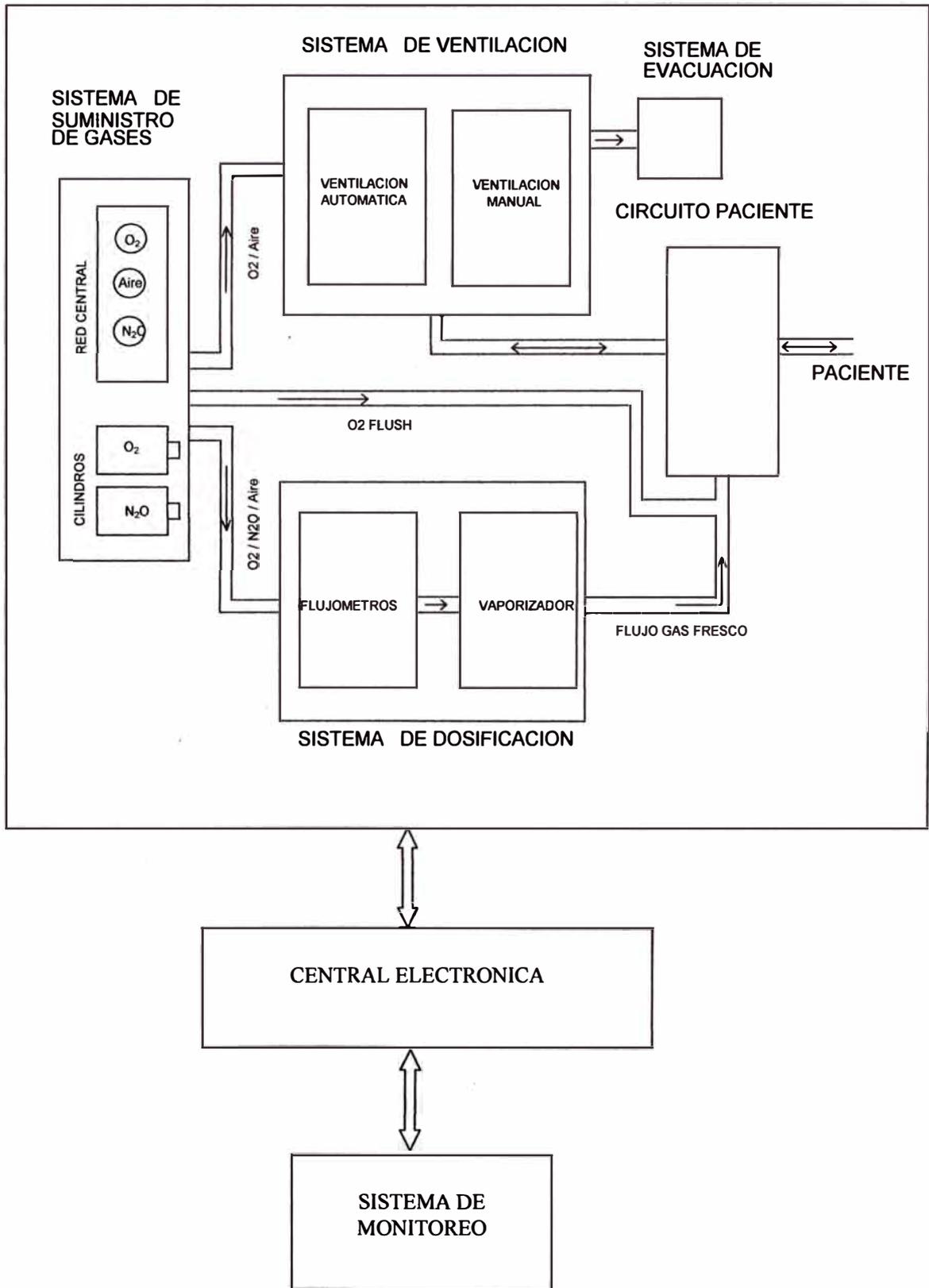


Fig. 3.2 Diagrama de bloques del Equipo de Anestesia

A continuación se presenta los aspectos técnicos más importantes de las etapas constituyentes del equipo de anestesia, excepto el sistema de monitoreo, el cual será tratado en el siguiente capítulo.

3.2.2 Sistema de suministro de gases

Constituye el bloque de entrada a través del cual ingresan los gases medicinales (oxígeno, óxido nítrico y aire) a una presión estándar de 50 PSI. Dichos gases son suministrados por la red hospitalaria de gases. Además, el equipo dispone de entradas adicionales de respaldo para la conexión de cilindros de oxígeno y óxido nítrico, las cuales son utilizadas en caso de falla y/o carencia del sistema de red de gases.

Para cada gas se tiene un arreglo neumático, constituido fundamentalmente por manómetros, reguladores de presión, filtros y válvulas (tipo check, restricción, etc.), que permiten distribuir los gases a las etapas siguientes. En la figura 3.3, se muestra un esquema neumático simplificado del sistema de distribución de gases.

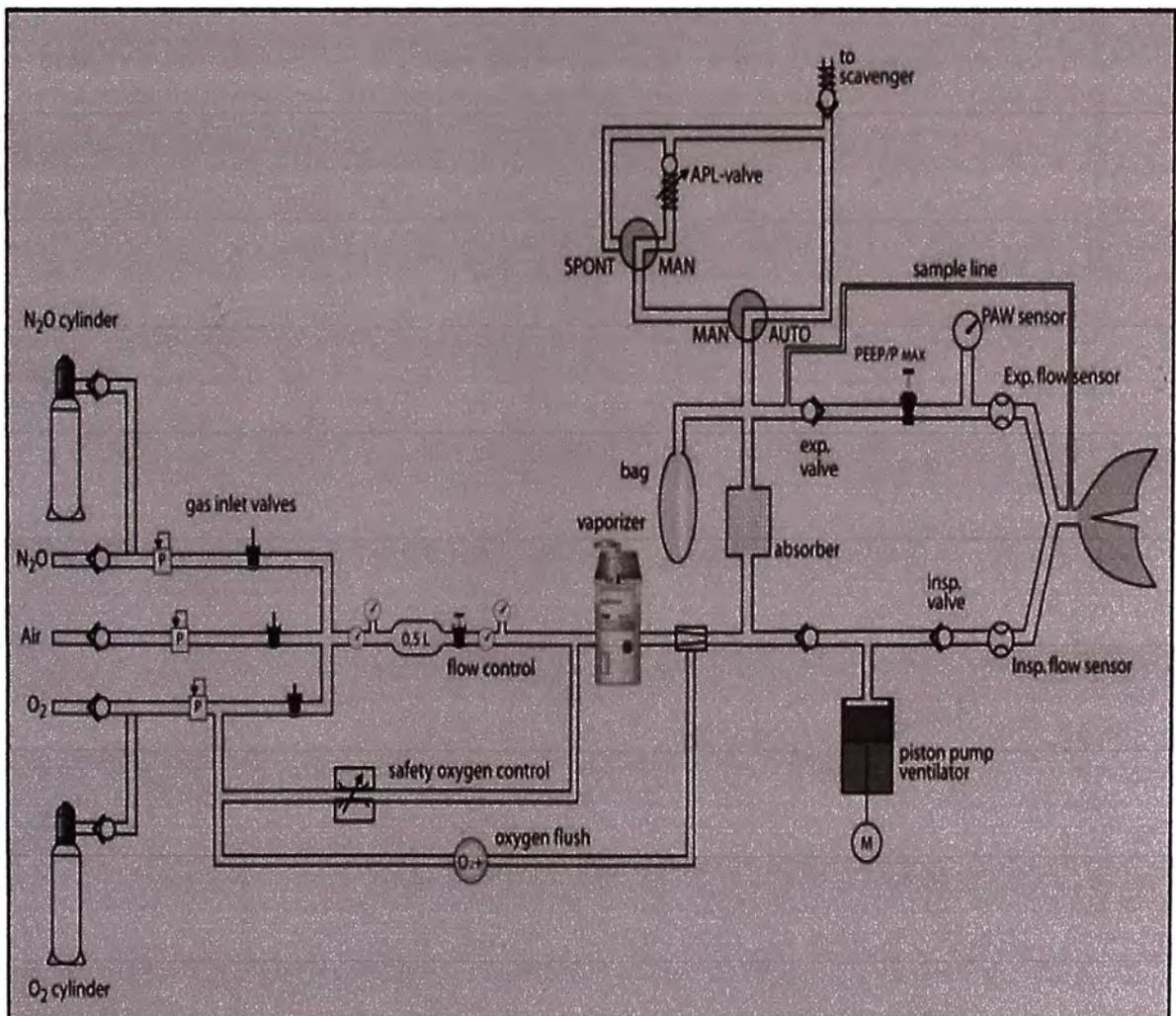


Fig. 3.3 Esquema de Suministro de gases

Así mismo, en el diseño del equipo se incorpora dispositivos para el control y seguridad, destacando el **Sistema de Seguridad de Oxígeno**, cuya función principal es garantizar: un flujo mínimo de oxígeno, alarma de oxígeno y sistema auxiliar de oxígeno.

De acuerdo a las funciones específicas de cada suministro y conexión con las siguientes etapas se distingue tres circuitos importantes descritos a continuación:

a) Suministro de gases al Sistema de Ventilación

Para la alimentación neumática de la etapa de ventilación se utiliza normalmente el aire como gas motriz primario, y alternativamente el oxígeno como fuente secundaria. El suministro de aire es controlado por un sensor de presión diferencial, que monitoriza la presión de suministro del aire. En caso de carecerse de alimentación de aire o cada vez que la presión del referido gas cae por debajo de un nivel determinado (usualmente 33 PSI), el sistema acciona la válvula eléctrica de conmutación correspondiente hacia el oxígeno, con lo cual asegura el normal abastecimiento de gas motriz para el sistema de ventilación. Una vez restablecido el suministro del aire, la válvula conmuta de nuevo hacia el gas primario.

b) Suministro de gases al Sistema de Dosificación

Los gases presurizados del bloque de entrada (oxígeno, óxido nítrico y aire comprimido) son regulados e ingresan al sistema de medición y control de flujo del sistema de dosificación.

Por lo general, los reguladores de cada uno de los gases son ajustados para el suministro del siguiente rango de máximo flujo:

- Oxígeno: 15 l/min (13 – 16 l/min.)
- Aire: 15 l/min (13 – 16 l/min.)
- Óxido Nítrico: 12 l/min (11.5 – 12.5 l/min.)

c) Suministro directo de Oxígeno (FLUSH)

Permite la conexión directa del suministro de oxígeno hacia la salida común del gas fresco. Se compone básicamente de una válvula, la cual cada vez que es activada por el operador (independientemente que el equipo se encuentre en funcionamiento o apagado), proporciona al paciente 100% de oxígeno a un determinado flujo prefijado en fábrica, mediante una válvula de restricción, en un rango comprendido por lo general de 35 a 75 litros/minuto.

3.2.3 Sistema de Dosificación

El sistema de dosificación permite controlar tanto el flujo de cada uno de los gases provenientes de la etapa de suministro, así como la concentración del agente anestésico. De

acuerdo a dichas funciones, se dispone de dos etapas, tal como se muestra en la figura 3.4: Control de flujo y Vaporizador.

Según el método de control utilizado de las etapas mencionadas se diferencia dos tipos: Sistema de dosificación neumático y Sistema de dosificación electrónico.

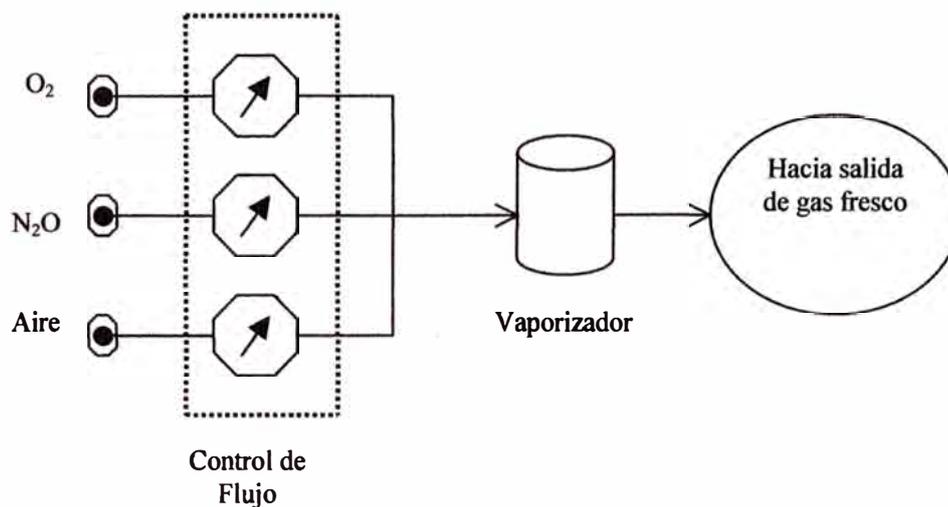


Fig. 3.4 Esquema Dosificación

a) Control de Flujo, cuya función es mezclar dos de los tres gases provenientes del sistema de suministro de gases en determinados rangos según requerimiento clínico (O₂ + N₂O u O₂ + Aire). El sistema de control de flujo de cada gas puede ser mediante un arreglo puramente neumático o el tipo electrónico. En el caso del primero (tradicionalmente conocido como rotámetro o caudalímetro) está constituido de válvulas tipo aguja que limitan el flujo. El flujo de cada gas es seleccionado con la válvula correspondiente y es visualizado a través de un tubo a escala en L/m que contiene un dispositivo denominado flotador, que señala el flujo seleccionado. Las figuras 3.5 y 3.6 mostradas a continuación representan este tipo de control:

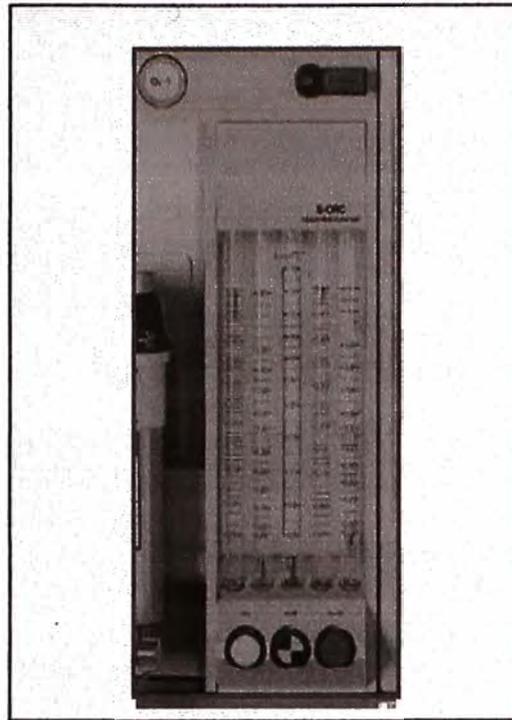


Fig. 3.5 Panel de control de flujo tipo neumático

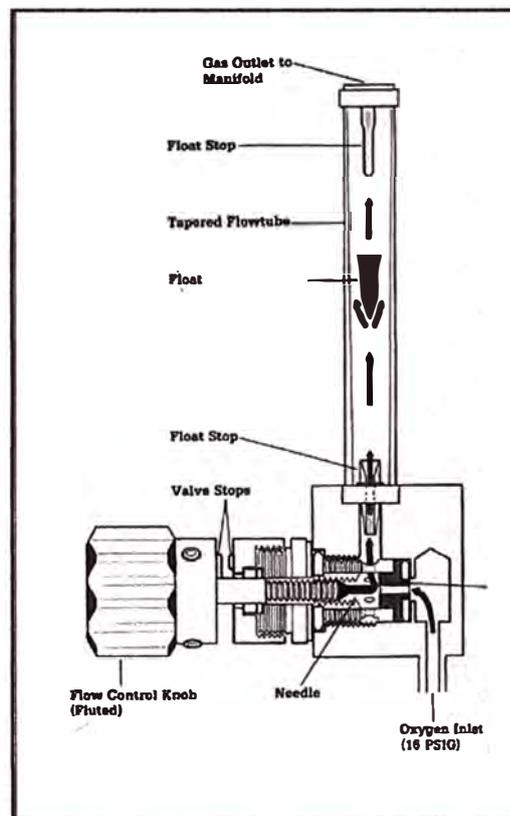


Fig. 3.6 Componentes de control de flujo tipo neumático

En el caso del tipo electrónico, incorporan en el diseño unos sensores para medición de los flujos de cada gas cuyos valores son mostrados a través de la pantalla del monitor del

equipo en forma digital e incluso en algunos diseños presentan adicionalmente el flujo de la mezcla (gas fresco), como se puede observar en la figura 3.7.

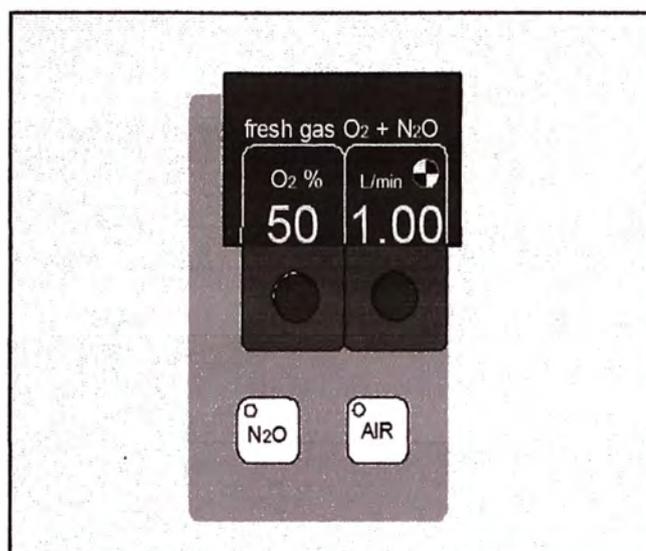


Fig. 3.7 Panel de control de flujo tipo electrónico

En la dosificación electrónica, de acuerdo al ajuste y la relación de la mezcla de los gases (O_2+N_2O u O_2+Aire), la unidad de control, en base a las mediciones registradas por determinados sensores regula la dosificación. Las características y configuración de los componentes utilizados dependerán de cada diseño. Algunos de los componentes principales son: sensores (de presión, flujo), válvulas (tales como: válvula proporcional, válvula de prueba, válvula de control de $N_2O/Aire$), switch selector de $N_2O/Aire$. Por ejemplo, en la figura 3.8 se muestra un modelo específico de control electrónico.

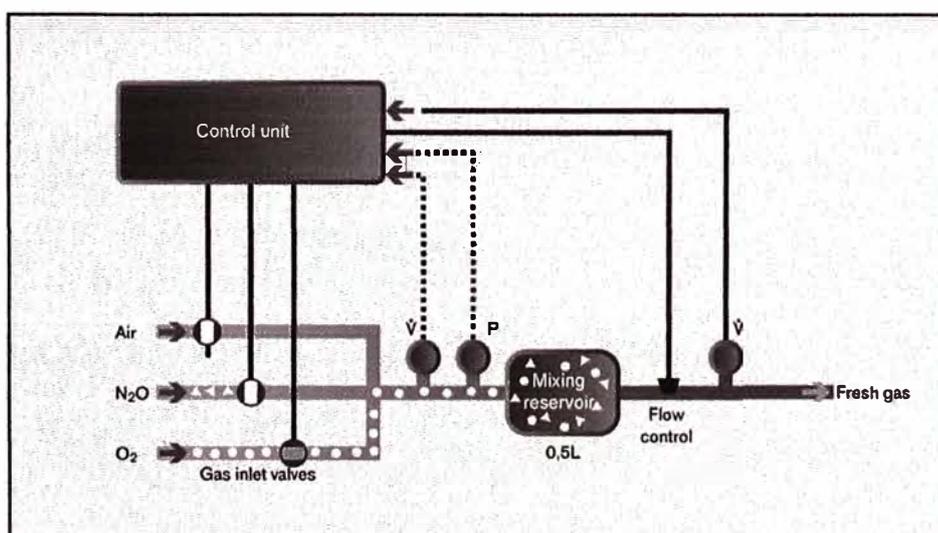


Fig. 3.8 Diagrama de un tipo de control de flujo electrónico

El dispositivo de medición del flujo (como referencia ver el esquema de la figura 3.21) se compone de un sensor de presión, un restrictor de flujo y una válvula de compensación. El restrictor genera una caída en la presión la cual es medida por el sensor de presión. Luego, la diferencia de presión es usada para calcular el flujo correspondiente. La válvula de compensación corrige el error de desviación cero del sensor de presión.

Uno de los aspectos más importantes del sistema de dosificación es el **Sistema de Guarda Hipóxica**, el cual constituye un sistema de seguridad en la mezcla de oxígeno y oxido nitroso que previene y garantiza que la proporción de los gases referidos sea tal que la concentración del oxígeno no sea menor del 25%.

Para tal efecto, los dispositivos asociados (válvulas, controles de flujo, etc.) de ambos gases se encuentran configurados a través de un mecanismo de engranaje (ver figura 3.9) el mismo que regula automáticamente, ya sea la apertura de la válvula de control de oxígeno o el cierre de la válvula de oxido nitroso cada vez que el operador programa determinados flujos de oxido nitroso y/o oxígeno respectivamente, de tal manera que se evita tener una mezcla de ambos gases, en la cual la proporción del oxido nitroso en comparación a la del oxígeno resulte potencialmente peligroso para la seguridad del paciente.

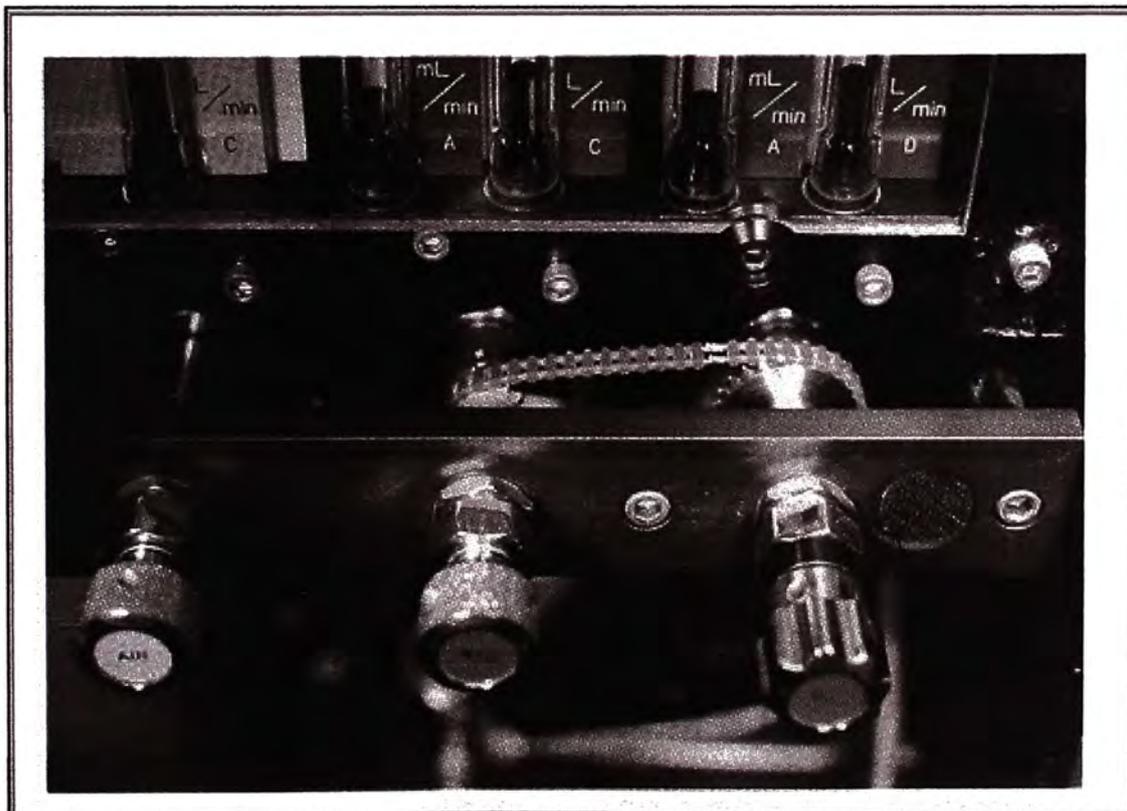


Fig. 3.9 Mecanismo tradicional de Guarda Hipóxica

El diseño descrito líneas arriba constituye un arreglo tradicional de uso generalizado por los diferentes fabricantes. Sin embargo, tal como se muestra en la figura 3.10, en los equipos de tecnología más reciente, el sistema de guarda hipóxica se diseña considerando un dispositivo que incluye una válvula proporcional lineal manejada eléctricamente y controlada por el CPU del sistema de dosificación del equipo. Esta válvula limita el flujo del N₂O a un máximo de 75% del flujo total con lo cual asegura un flujo mínimo de oxígeno de 25%.

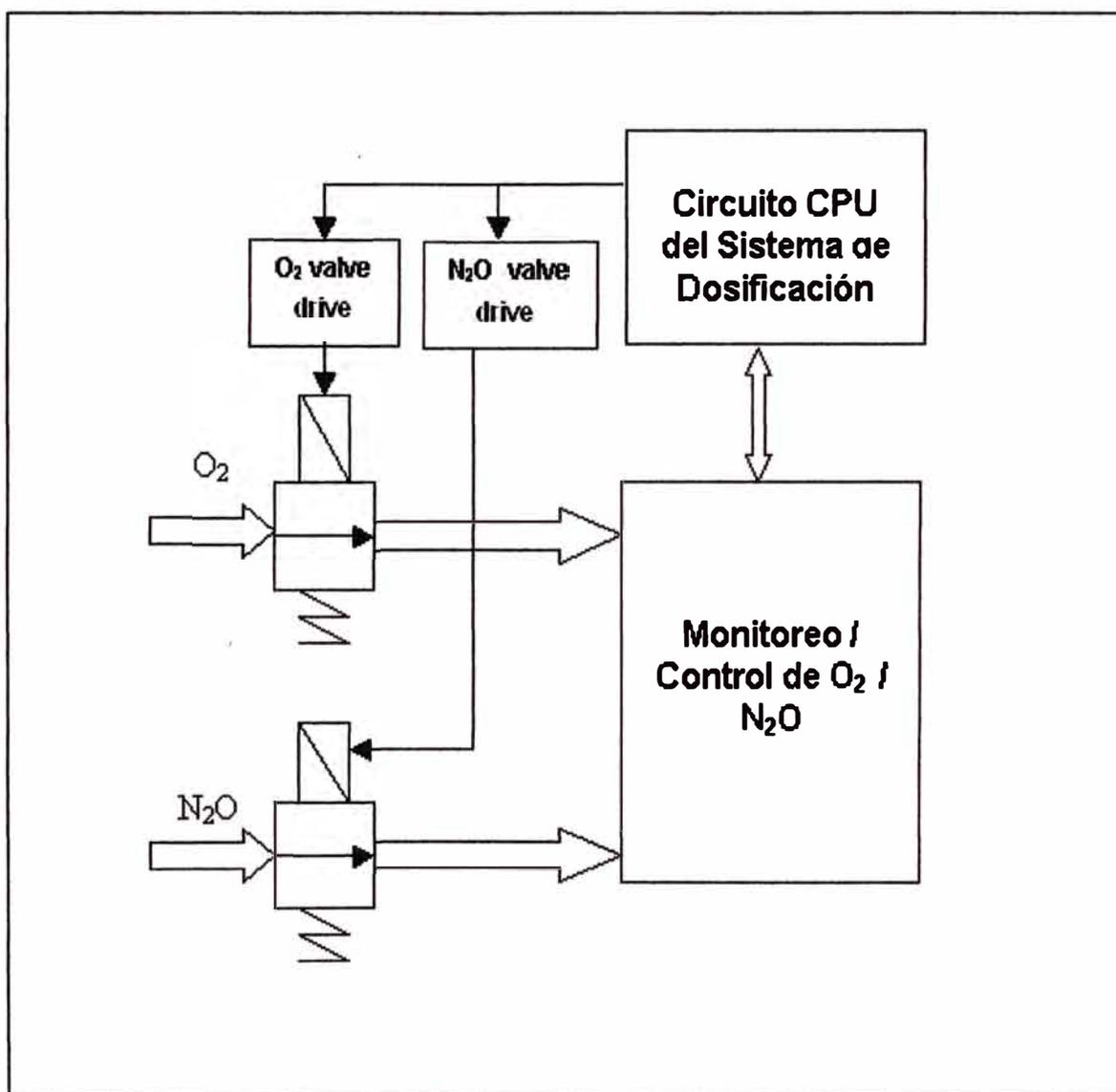


Fig. 3.10 Control de Guarda Hipóxica

b) Vaporizador, Prácticamente todos los agentes anestésicos utilizados en administración de anestesia general son líquidos volátiles a temperatura ambiental y presión atmosférica. Cuando se administra en forma inhalatoria, su absorción a nivel alveolar se da en forma

gaseosa. Por lo tanto, para aplicación clínica deben cambiar su estado físico de líquido a vapor.

Para tal fin, se utiliza el dispositivo denominado vaporizador, el cual es diseñado para generar el cambio de estado líquido a vapor del anestésico. Además permite seleccionar una dosis o concentración determinada la cual es adicionada a los gases con los cuales se mezcla y es entregada al paciente a través del circuito paciente. La mezcla obtenida es conocida como gas fresco. En la figura 3.11 se ilustra las principales partes de un vaporizador convencional.

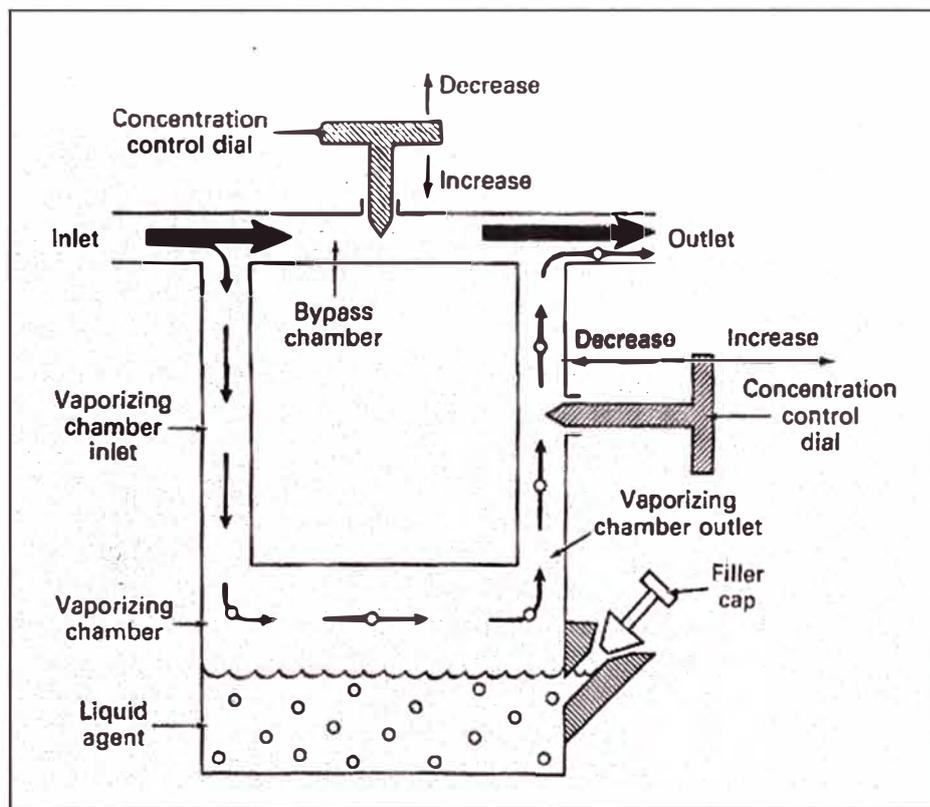


Fig. 3.11 Esquema de un vaporizador

Considerando el diseño de los vaporizadores, pueden clasificarse sobre la base de varios criterios, tales como los siguientes:

- Especificidad (ya sea para agente específico o agentes múltiples),
- Método de regulación de la concentración (flujo cuantificado, cortocircuito variable),
- Tipo de vaporización (arrastre, burbujeo, inyección),
- Compensación de temperatura (modificación de flujo, aporte de calor), entre otros.

Una diferencia técnica fundamental en el diseño radica en aquellos vaporizadores que son controlados electrónicamente (Ver figura 3.12). En estos casos, la CPU del sistema de dosificación recibe información de diferentes fuentes, tales como del dial de control de concentración, de un sensor de presión y un sensor de temperatura colocados dentro de la cámara de vaporización, además de los sensores de flujo situados en la cámara de cortocircuito y a la salida de la cámara de vaporización. Con estos datos y más la información de la etapa de control de flujo, la CPU regula de forma precisa la válvula de control de flujo para alcanzar la concentración deseada.

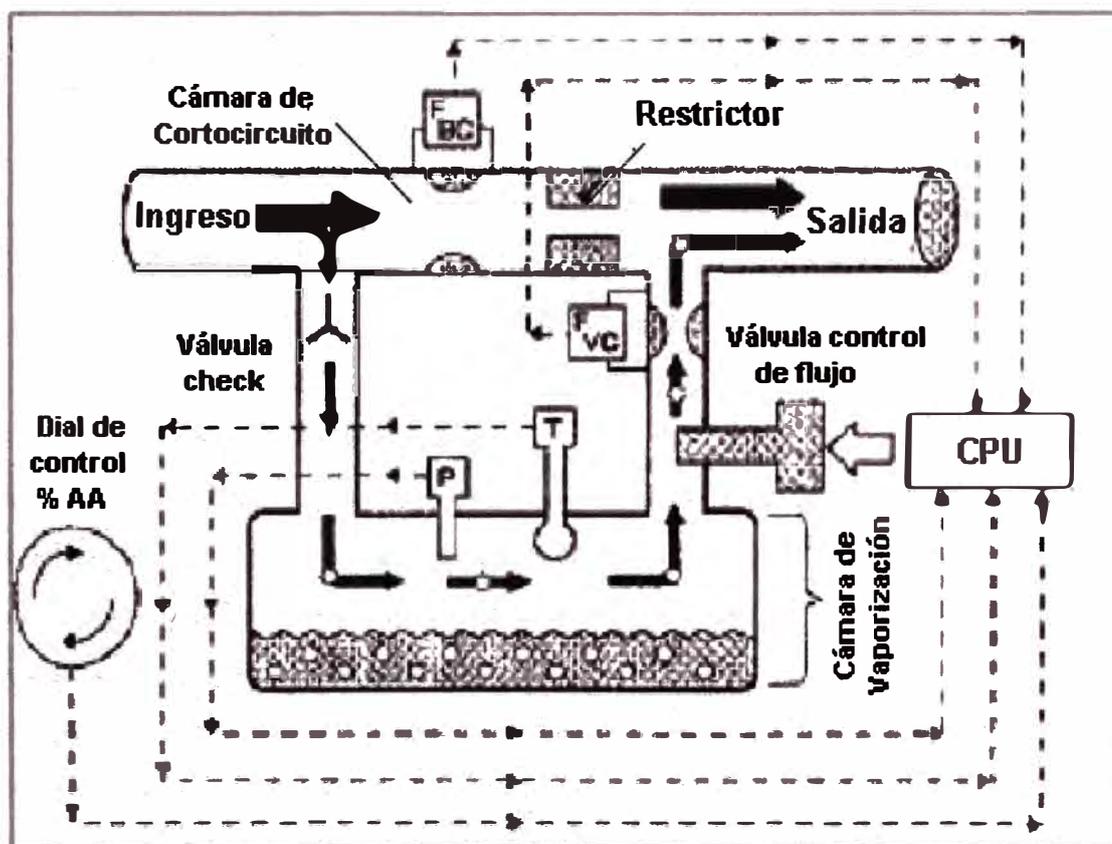


Fig. 3.12 Esquema de un vaporizador controlado electrónicamente

Para el caso del sistema de dosificación electrónico, el diseño incluye los circuitos necesarios para la conexión y suministro de la alimentación de energía, así como control y comunicación del sistema, distinguiéndose fundamentalmente dos circuitos:

- **Fuente de Alimentación DC/DC** (figura 3.13), que se alimenta del suministro de energía proveniente de la Central Electrónica vía VBUS (+24V) y genera los voltajes de alimentación: +5V para los circuitos digitales y +/-15V para los circuitos analógicos.

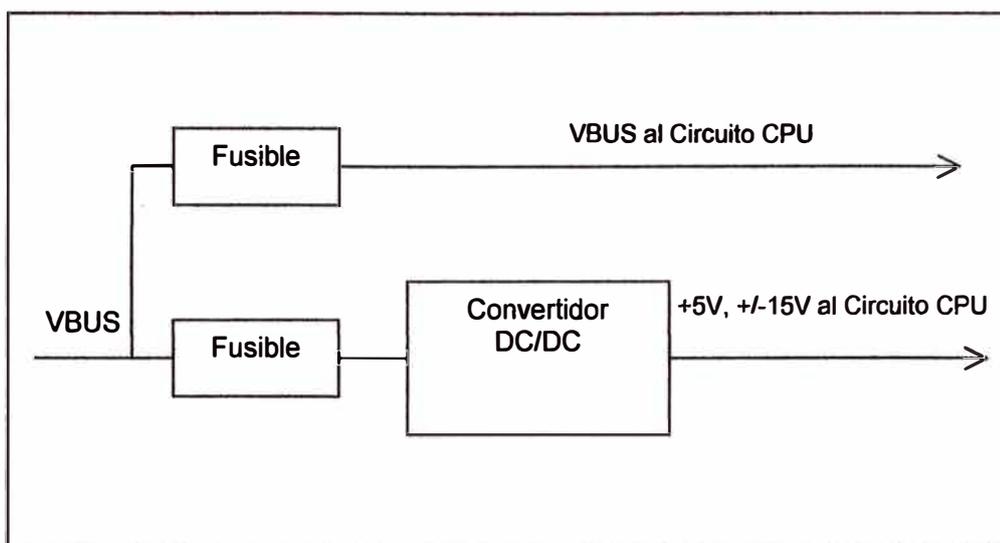


Fig. 3.13 Esquema Fuente de alimentación del Sistema de Dosificación

- **Circuito CPU** (figura 3.14), que mide los flujos del gas fresco, controla el nivel de agente anestésico y comunica la información al CPU principal del equipo mediante comunicación serial. Se compone de un procesador, RAM externa para información del runtime, ROM externa para almacenamiento de software y una EEPROM serial para la información de calibración.

Las entradas digitales del circuito están constituidas de las señales procedentes de las líneas del sensor de identificación del vaporizador, de las líneas del sensor de posición del gas lateral seleccionado (Aire o N₂O) y de las líneas del potenciómetro digital de ajuste de la concentración de agente anestésico.

Las entradas analógicas comprenden las señales de presión, flujo, temperatura, nivel de líquido del agente y voltaje de suministro para autodiagnóstico. Para el tratamiento de estas señales se emplea un convertidor análogo digital de 16 bits y dos multiplexores analógicos de 8 canales.

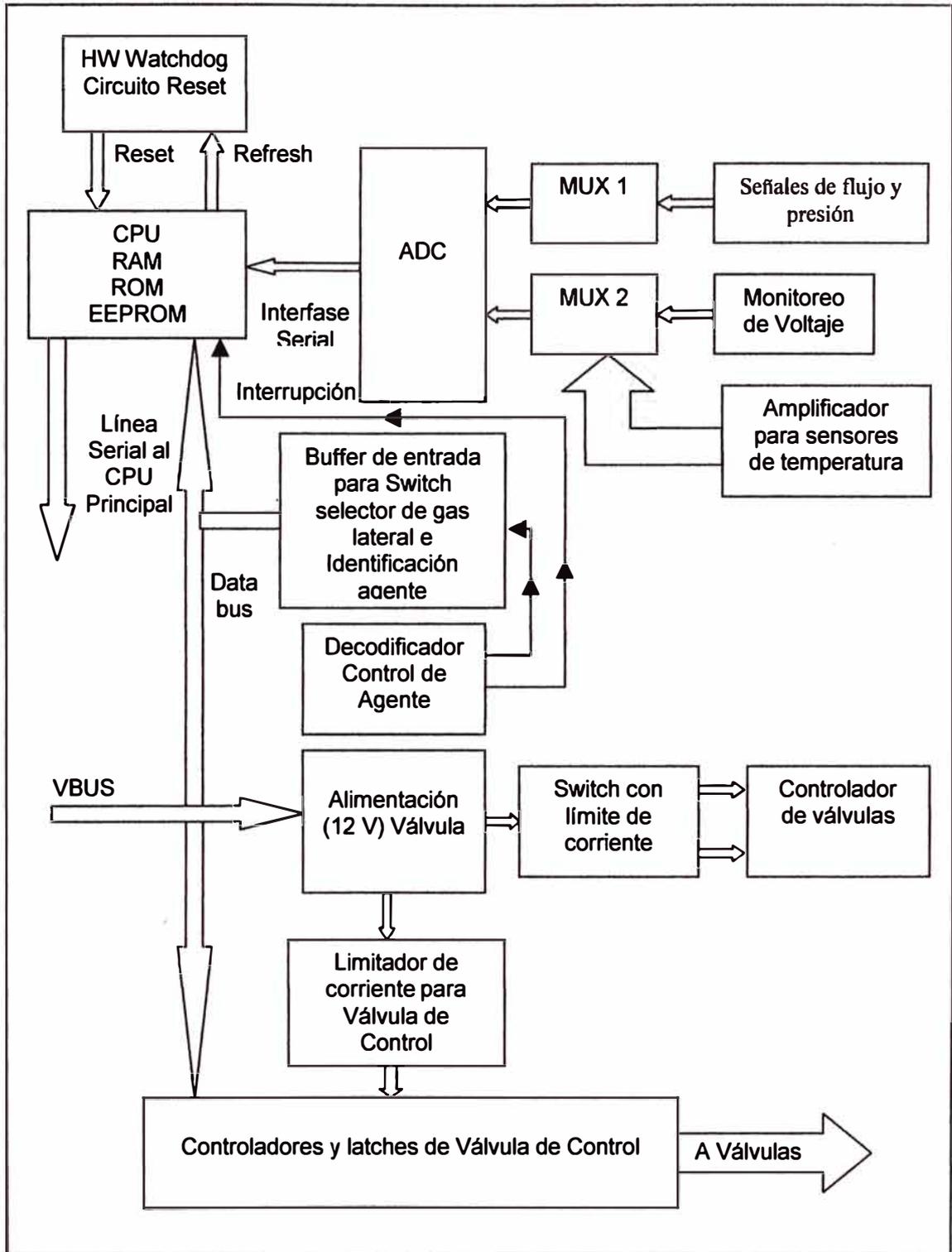


Fig. 3.14 Diagrama de bloques del Circuito CPU del Sistema de Dosificación

3.2.4 Sistema de Ventilación

Como resultado de la administración de la anestesia general, la función respiratoria del paciente es inhibida siendo indispensable el soporte ventilatorio artificial (usualmente denominado en la práctica clínica como Ventilación Mecánica). Actualmente, los equipos

tienen dos sistemas de ventilación: manual y automático. En la modalidad manual, mostrado en la figura 3.15, el anestesiólogo manipula una bolsa reservorio (acción conocida como bolsear) para direccionar el gas fresco hacia el paciente por cada respiración.

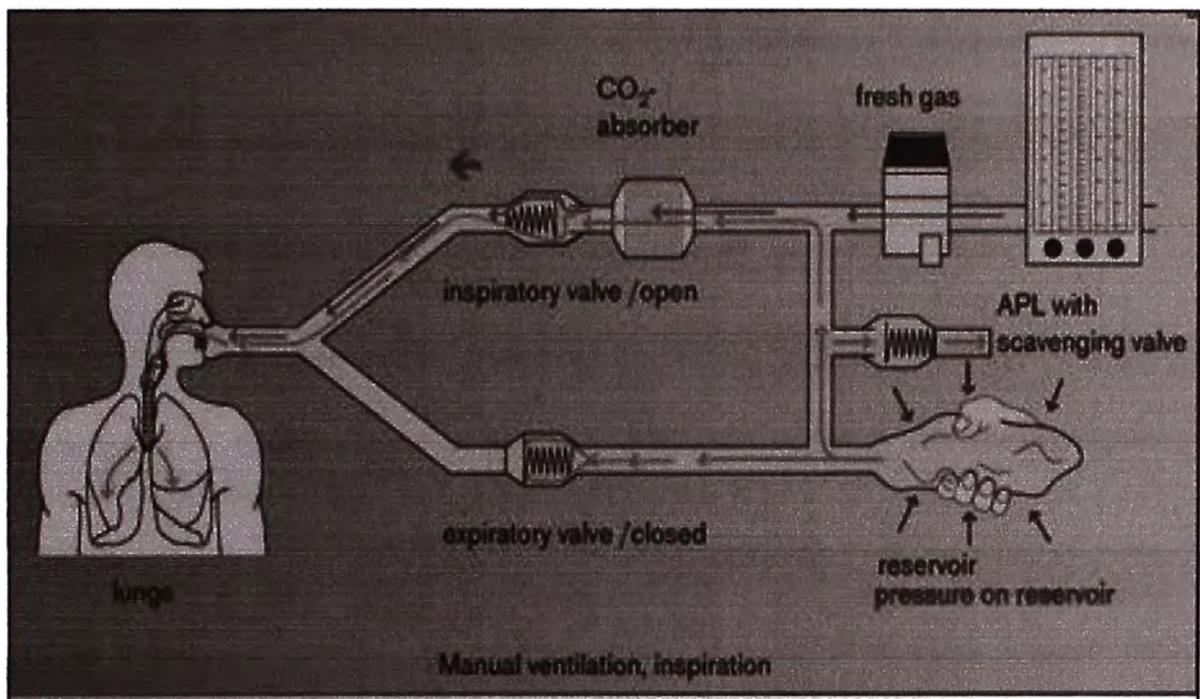


Fig. 3.15 Sistema de Ventilación Manual

En el sistema automático, mostrado en la figura 3.16, se utiliza el componente denominado **Ventilador**, el cual es un generador de flujo controlado electrónicamente, que se encarga de suministrar el gas fresco al paciente de manera automática, de acuerdo a determinados parámetros ventilatorios que previamente son programados por el anestesiólogo, de acuerdo a criterios clínicos, tipo del paciente y según el modo de ventilación seleccionado.

Los modos de ventilación se definen de acuerdo a las variables controladas en el suministro del flujo (fundamentalmente presión y volumen). Entre los principales parámetros utilizados en la ventilación mecánica tenemos: Presión Pico Inspiratoria (PIP), Volumen Tidal (VT), Tiempo Inspiratorio (T_i), Frecuencia Respiratoria (FR), Relación Inspiración/Exhalación (I:E), Presión Positiva al Final de la Exhalación (PEEP)

El ventilador utiliza el gas (oxígeno o aire) para mover un fuelle, el cual a su vez actúa desplazando de forma periódica el gas fresco hacia el paciente.

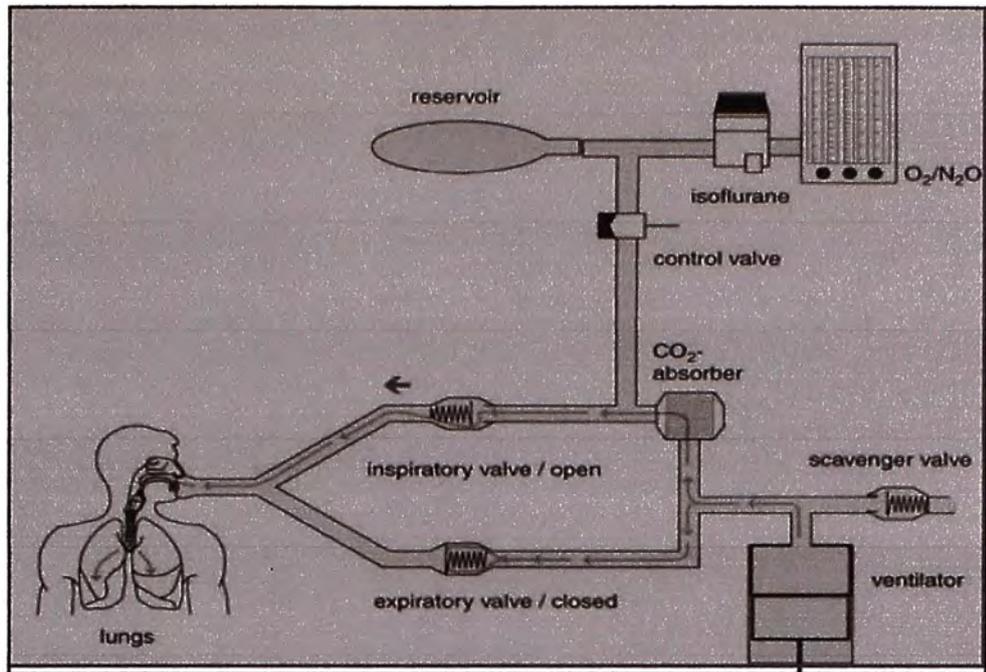


Fig. 3.16 Sistema de Ventilación Automático

En general, se distingue dos secciones en la plataforma de diseño de los ventiladores: sección neumática y sección electrónica, como se observa en el esquema de la figura 3.17.

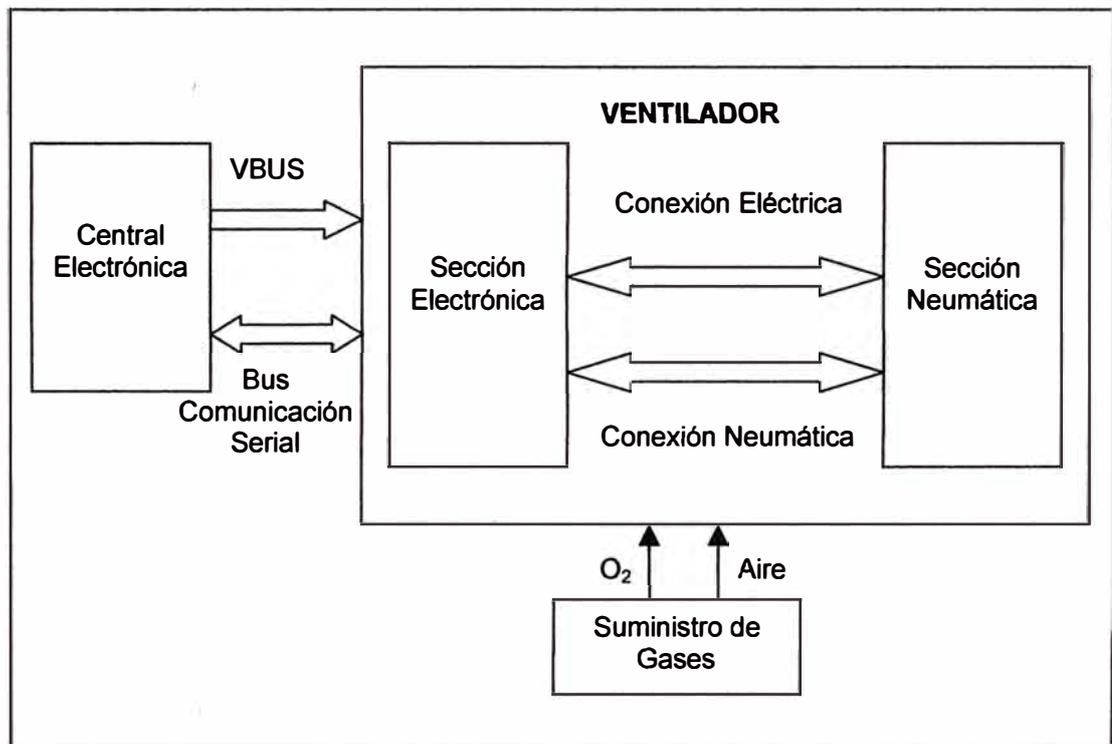


Fig. 3.17 Diagrama de Bloques del Ventilador

Existe dos tipos de comunicación / conexión entre la Unidad del Fuelle (sección neumática) y la Unidad de Control de la sección electrónica: la conexión neumática (la cual se da a través de un canal de medición de presión y mediante un canal de conducción de gas) y la conexión eléctrica que está dada por microswitches, cuya función es la detección del modo de ventilación: manual o automática.

a) Sección Neumática

La mayoría de los fabricantes de Unidades de anestesia diseñan los ventiladores empleando para la generación de flujo el elemento neumático denominado comúnmente como la **Unidad de Fuelle**, mostrado en la figura 3.18, que está constituido por: una Cámara, un Fuelle y la Plataforma Base.

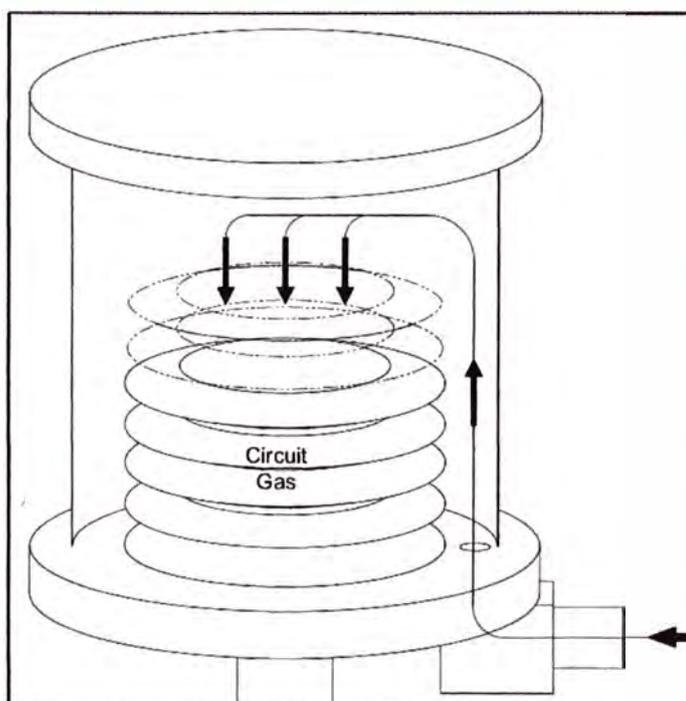


Fig. 3.18 Unidad de Fuelle

- **Cámara**, conocida también como botella, de forma cilíndrica y sirve como habitáculo, dentro del cual se alberga de forma concéntrica el fuelle. A través de la cámara se suministra el gas motriz que impulsa al fuelle, lo que causa su desplazamiento de forma periódica de arriba hacia abajo, permitiendo ventilar al paciente.
- **Fuelle**, es el elemento que sirve de interfase y separación entre el gas motriz del ventilador y el circuito paciente. Es decir, el espacio dentro del fuelle es conectado con el circuito paciente y el espacio entre la cámara y el fuelle es conectado al gas

motriz del ventilador. Su función es transferir la presión del gas motriz al circuito paciente.

- **Plataforma Base**, que sirve de soporte de la unidad y contiene los elementos y dispositivos neumáticos de la Unidad (válvulas, o-rings, puertos y conectores para los canales de gases tanto para el manejo del fuelle y del sistema paciente, evacuación, etc.)

b) Sección Electrónica

Esta etapa se encarga del control y monitoreo del sistema de ventilación. Está constituida de las siguientes subetapas:

- **Suministro de Alimentación DC/DC:** El Ventilador dispone de una fuente DC/DC (ver figura 3.19) que convierte el voltaje continuo VBUS (24V) suministrado desde la fuente de alimentación principal a otros niveles de voltaje para alimentación de sus componentes:
 - a) +5V para la electrónica digital
 - b) +15V y -15V para la electrónica analógica
 - c) +24V para alimentación de las válvulas. Este voltaje, mediante reguladores tipo switching proporcionan el nivel de voltaje según el tipo de controlador de las válvulas: +7V para la válvula inspiratoria y +12V para el resto de válvulas.

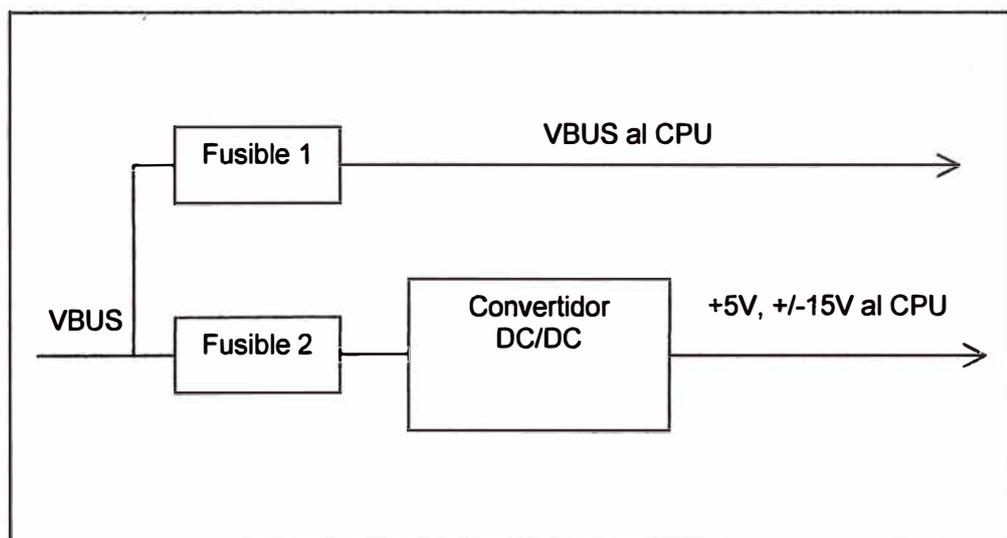


Fig. 3.19 Esquema Fuente de alimentación del Ventilador

- **Unidad Central de Procesamiento:** La Unidad Central de Procesamiento (figura 3.20) se encarga del control de las funciones del Ventilador. Controla las diferentes

válvulas tales como la de inspiración y exhalación, monitoriza las señales de flujo y presión de los transductores, transmite la información a la Unidad Central de Proceso principal de la unidad de anestesia y recibe de ésta los comandos a través de una interfase serial.

Como parte de las arquitectura de diseño se tiene la configuración mediante un procesador como puede ser el DS80C230 considerado por alguno de los fabricantes, conjuntamente con memorias externas RAM (para runtime data), ROM (para almacenamiento de software) y EPROM para los datos de calibración.

Entre sus principales componentes se tiene:

a) Controlador de válvulas

Se tiene dos clases: Proporcional y el tipo ON/OFF. En el Controlador proporcional se utiliza corriente analógica, de tal manera que es posible programar un determinado valor comprendido entre cero y el máximo de seteo. En el caso del Controlador ON/OFF, se emplea la configuración colector abierto acoplándose la carga entre la salida y el voltaje de alimentación.

Para protección ante eventos, tales como cortocircuitos, todos los controladores disponen de circuitos de limitación de corriente, usualmente diseñados, de tal manera que el producto de la corriente de corto circuito y el voltaje de alimentación es limitado por debajo de 10 VA.

Cada vez que se resetea las salidas pasan a un estado de no funcionamiento, lo cual significa el cierre de la válvula de inspiración y la apertura de las válvulas de exhalación y PEEP, que en el caso del controlador proporcional se efectúa deshabilitando el voltaje de alimentación en el circuito de limitación de corriente.

b) Entrada del Switch Auto /Manual

A través de esta entrada se habilita o bloquea el funcionamiento del ventilador. Es decir, cuando el switch selecciona el modo AUTO, habilita el uso del Ventilador; caso contrario, el anestesiólogo se encarga de suministrar la ventilación de forma manual (bolseo)

c) Entradas Analógicas

Para tal efecto se cuenta con un convertidor A/D de 16 bits, dos multiplexores de ocho canales analógicos para la selección y medición de todos los canales de entrada de voltaje. Las señales monitoreadas incluyen, además del flujo y presión, los niveles de voltaje de suministro.

El voltaje de entrada de los canales analógicos de la etapa electrónica se encuentra en el rango de 0 a 10V y a través de un arreglo de resistencias es dividida y convertida dentro del rango de voltaje de entrada del convertidor A/D, el cual usa como voltaje de referencia +5V que es empleado en la generación de +10V para los sensores de presión.

d) Procesador de respaldo

Su función es asegurar la protección del paciente frente a las altas presiones que se generen en el circuito paciente durante la ventilación en el modo automático. El procesador abre la válvula de exhalación y cierra la válvula de inspiración en el caso que la presión en el circuito paciente supere el límite establecido por el usuario. Para tal efecto, el procesador de respaldo recibe la información de dos sensores de presión localizados en el circuito paciente.

Además, el procesador de respaldo selecciona la información de los mensajes que la Unidad Central de Procesamiento principal de la Unidad de Anestesia transmite a la Unidad Central de Procesamiento del Ventilador. La información necesaria comprende el estado de la Unidad Central de Procesamiento del Ventilador y el valor límite de la presión de liberación.

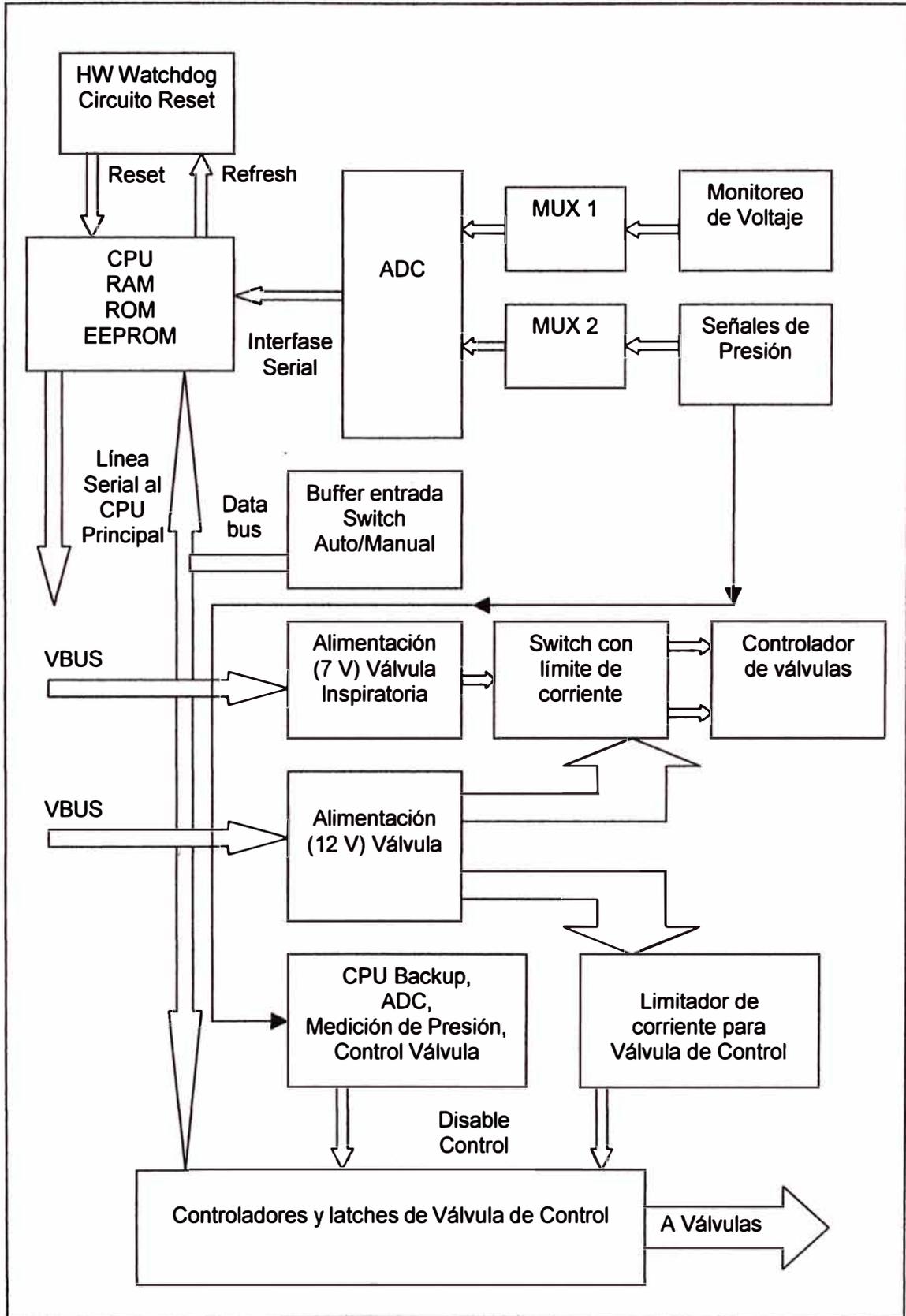


Fig. 3.20 Diagrama de Bloques Unidad Central Procesamiento del Ventilador

- Unidad de medición de flujo y presión:** Se encarga de la medición de las señales de flujo y presión. Por lo general se dispone de las siguientes tarjetas:
 - Tarjeta del sensor de presión para el control del flujo de gas durante la inspiración, cuya medición se basa en la caída de presión a través de un restrictor de flujo. La Unidad de medición de flujo, mostrado en la figura 3.21, mide la presión diferencial a través de un restrictor de flujo. Está constituido de un sensor de presión, un restrictor de flujo y una válvula de calibración que se encarga de compensar las desviaciones del sensor de presión.

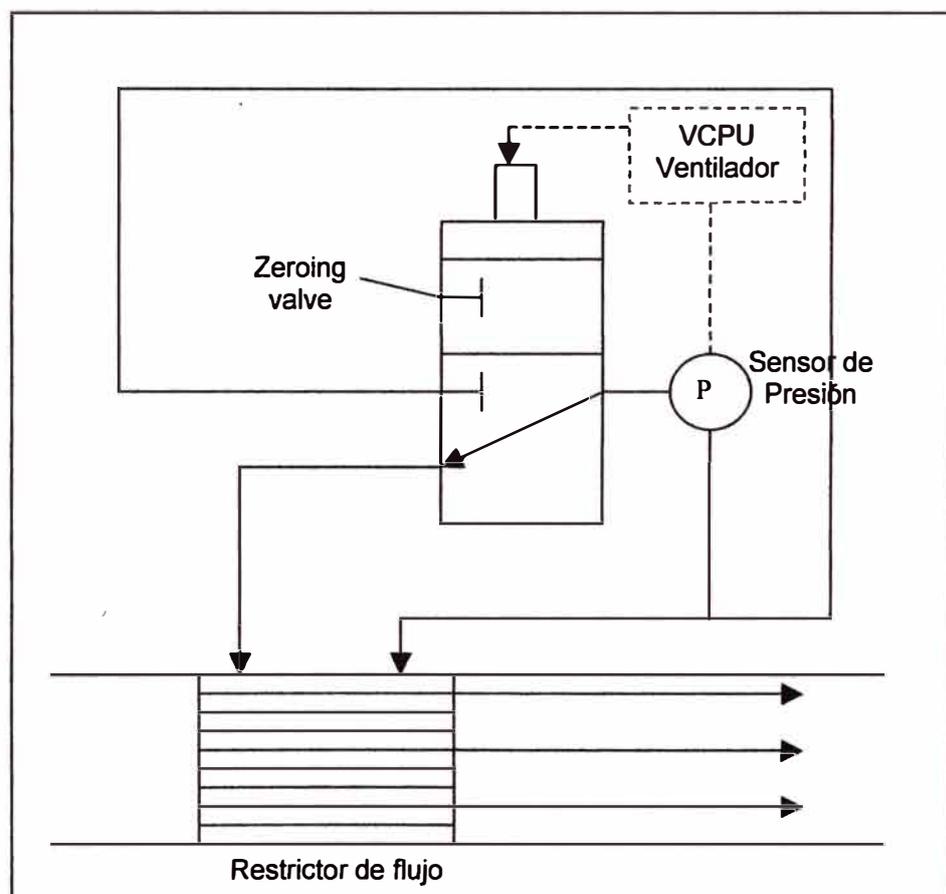


Fig. 3.21 Esquema Unidad de medición de flujo

- Tarjeta de presión para monitoreo de las presiones.
- Tarjeta de presión para monitoreo de la presión del circuito paciente. Esta señal es igual a la monitoreada por la tarjeta indicada en b). La duplicidad en la medición se debe a que la presión del circuito paciente tiene que ser verificada permanentemente, de tal manera que mientras una de las tarjetas en cuestión es calibrada la otra continúa la medición y viceversa.

d) Tarjeta de presión para pilotaje de la Unidad del fuelle. La presión de la cámara es necesaria para la interrupción de la fase inspiratoria cada vez que el fuelle alcanza la posición inferior.

e) Tarjeta de presión para monitoreo de las presiones de suministro de aire y oxígeno al Ventilador. La información se usa para la generación de las alarmas de baja presión. Además, como ya se refirió el ventilador utiliza los gases (oxígeno o aire) de los cuales uno actúa como fuente primaria y el otro como fuente secundaria (dependerá de la configuración). Para tal efecto esta tarjeta se encarga de monitorear tales presiones de tal manera que si la presión del gas primario cae por debajo de un nivel determinado conmuta automáticamente al gas secundario.

Las señales de flujo y presión son amplificadas y filtradas y luego transferidas al convertidor A/D del Ventilador. Los amplificadores utilizan niveles de voltaje de alimentación de +/-15V.

Cada una de las tarjetas mencionadas se constituye de un amplificador del sensor de presión, válvulas de calibración para compensar las desviaciones de los sensores de presión los cuales son del tipo diferencial. El nivel del voltaje de alimentación de los sensores es de +10V que se obtienen doblando los +5Vref.

- **Controlador de las válvulas de selección de gas:** Como ya se indicó el Ventilador es alimentado con aire u oxígeno, cuyas presiones son monitoreadas continuamente, disponiéndose de una válvula tipo ON/OFF para ambas presiones. Mediante configuración efectuada por el usuario se determina que gas actuará como fuente primaria. En caso de pérdida del gas primario o si el nivel de presión del mismo desciende por debajo de 2.5 bar, se activa una alarma de baja presión de suministro y se activa el gas secundario como fuente de suministro principal hasta que se restablezca el nivel de presión del otro gas. En el eventual caso de pérdida de ambas presiones se activará la alarma correspondiente de ambos gases.
- **Válvula de Inspiración:** La válvula de inspiración es una válvula magnética proporcional. El flujo a través de la válvula es proporcional a la entrada. Cuando la entrada es igual a cero, la restricción es infinita y por tanto el flujo es cero. La válvula es controlada por una corriente predefinida que es incambiable durante la fase inspiratoria.
- **Válvula PEEP:** Como en el caso anterior también es una válvula proporcional. Su apertura es proporcional al voltaje suministrado. La válvula asegura el flujo

necesario para mantener durante la exhalación el nivel de PEEP prefijado y el nivel de presión durante la inspiración en el modo de ventilación PCV (Ventilación Controlada por Presión)

- **Válvulas Piloto de PEEP y Exhalación:** Las válvulas piloto son válvulas solenoide 3/2 operadas directamente y controladas por la unidad central de procesamiento del ventilador y dos controladores.

La válvula solenoide 3/2 permite controlar el flujo de gas durante la exhalación desde la Cámara del fuelle hacia un elemento de ajuste.

- **Membrana de las válvulas PEEP y Exhalación:** Al inicio de la fase de exhalación la membrana de la válvula de PEEP y Exhalación se abre liberando el gas motriz de la cámara. Esto reduce la presión en las vías aéreas.

Cuando el usuario fija una PEEP, la membrana de la válvula PEEP obtendrá el flujo necesario desde la válvula proporcional de la válvula proporcional PEEP para mantener el nivel PEEP prefijado.

- **Válvula MUX:** Es una válvula solenoide 3/2 operada directamente que es utilizada para chequear la presión de salida del regulador de la presión piloto. Cada vez que se desarrolla el test del sistema, esta válvula cambia de posición para verificar la presión piloto.

3.2.5 Circuito Paciente

El circuito paciente viene a ser la interfase entre el sistema de ventilación y el paciente. Está conformado por el absorbedor de soda cáustica (comúnmente conocido como canister), válvula APL, válvulas de inspiración, exhalación, los corrugados que se conectan, mediante la denominada pieza en Y, al paciente permitiendo el flujo del gas fresco hacia y desde el paciente.

En las figuras 3.22 y 3.23 se muestran el esquema y los principales elementos que constituyen el circuito paciente.

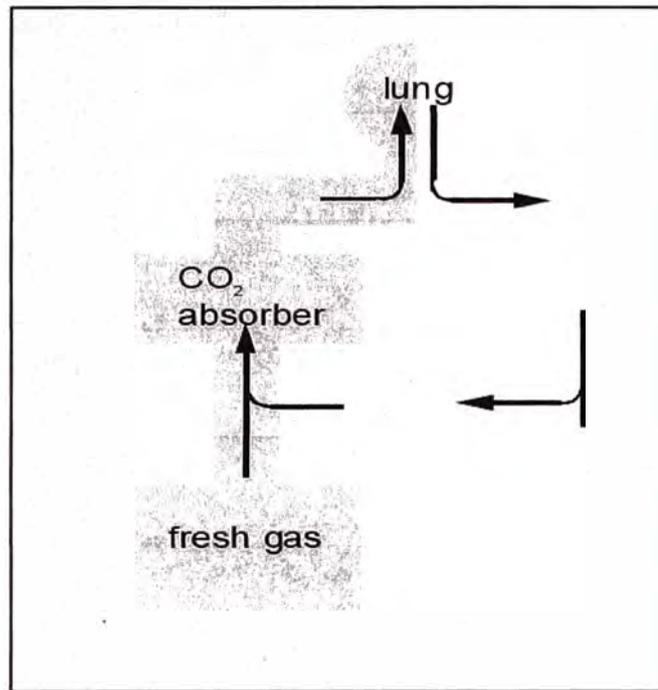


Fig. 3.22 Esquema circuito paciente

Circuito del Paciente: Va desde la salida común de los gases hasta el paciente

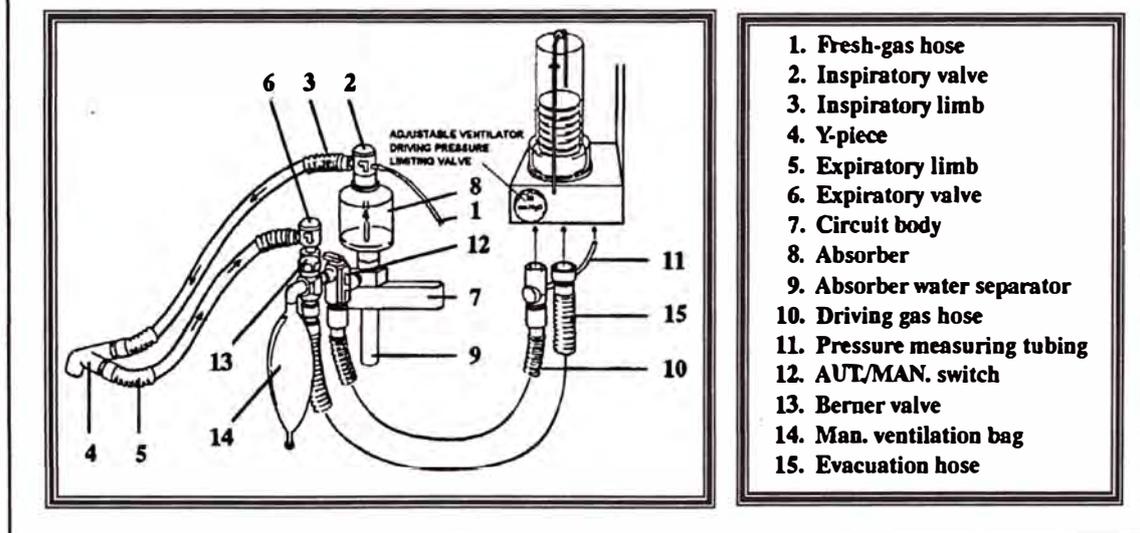


Fig. 3.23 Componentes del circuito paciente

3.2.6 Sistema de Evacuación de gases

Permite la eliminación de los gases residuales que se producen durante la exhalación evitando la exposición de los mismos dentro del quirófano y por lo tanto minimizando los potenciales riesgos que implican para el personal que opera en el quirófano.

El equipo de anestesia cuenta con una interfase de salida que permite evacuar el excedente de gases hacia el exterior, ya sea a través de la red de vacío del hospital u otra especialmente diseñada para tal propósito. En la figura 3.23 se aprecia la manguera del sistema de evacuación.

3.2.7 Central Electrónica

Su función es la adquisición, control, registro y presentación en tiempo real de una serie de parámetros y variables de las diferentes etapas del equipo permitiendo la integración, de tal forma que el anesestesiólogo pueda monitorear la evolución y estado clínico del paciente, logrando así tener un adecuado control y manejo de la administración de anestesia.

En la figura 3.24 se presenta el diagrama de bloques de la Central Electrónica constituido por:

- a) Circuito de alimentación,
- b) Circuito cargador de baterías,
- c) Tarjeta madre,
- d) Circuito fuente/interfase,
- e) CPU principal,
- f) Circuito controlador del panel frontal,
- g) Circuito de amplificación de audio.

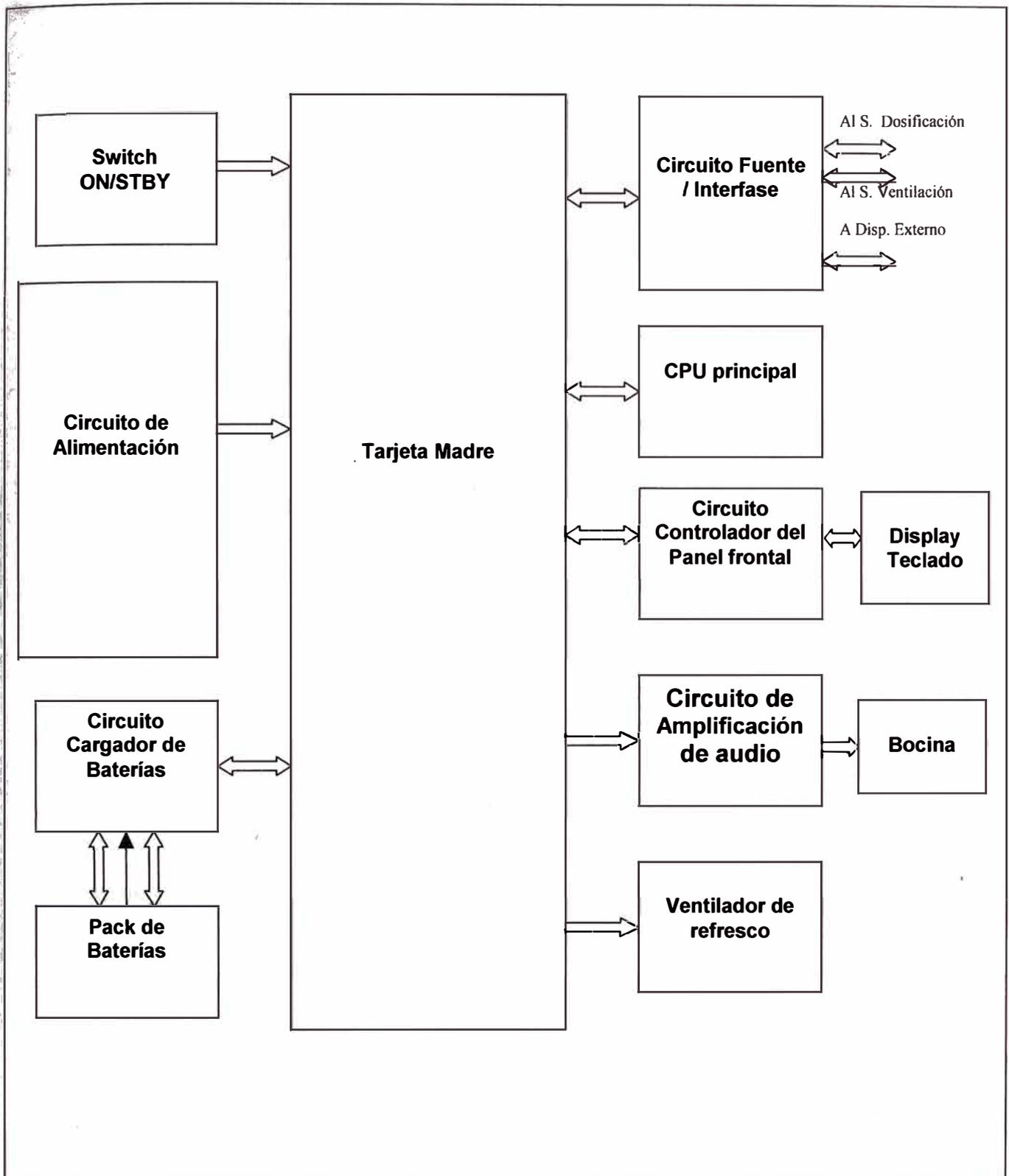


Fig. 3.24 Diagrama de bloques Central Electrónica

a) **Circuito de alimentación**, el voltaje de suministro de la red eléctrica (VAC In) se acopla mediante un filtro EMC, un fusible de protección y un switch de voltaje que permite seleccionar mediante los devanados del primario de un transformador el voltaje

correspondiente (110VAC o 220VAC). A la salida del transformador se dispone de un dispositivo de protección (TRANZORBS) para limitar posibles picos de sobrevoltaje. En la figura 3.25 se presenta el referido diagrama de bloques.

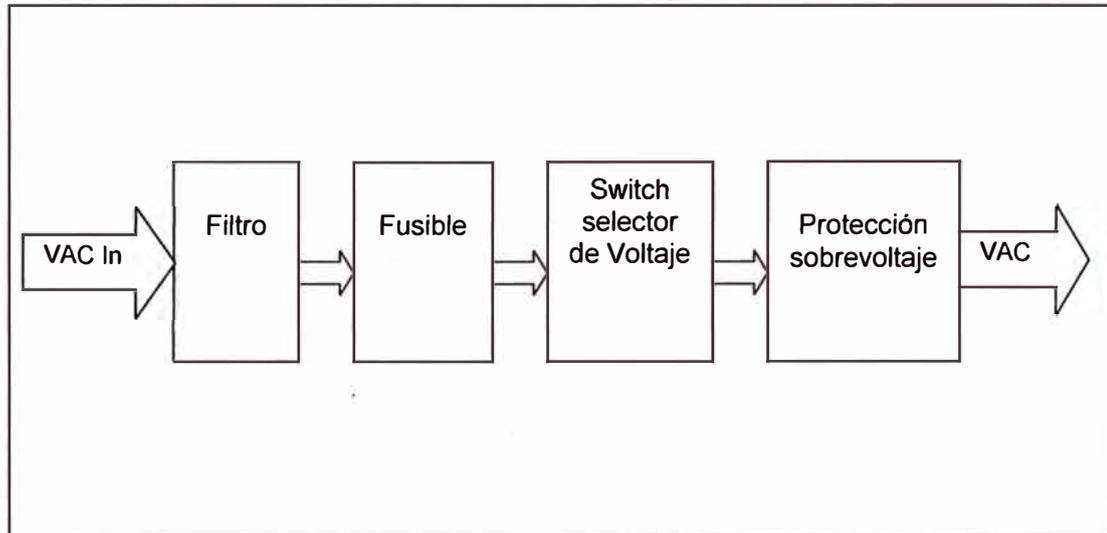


Fig. 3.25 Diagrama de bloques Circuito Alimentación

A continuación, el voltaje alterno proveniente del secundario del transformador (VAC) es rectificado y filtrado a través del circuito de la etapa de la fuente de alimentación (figura 3.26), obteniéndose un voltaje continuo (V_{raw}), el cual es distribuido a la tarjeta madre (figura 3.28)

Se dispone de comparadores y switches para la protección de los componentes electrónicos del sistema, que actuarán cortando el suministro en caso que el nivel del voltaje esté por debajo de 18 Voltios o por encima de 36 Voltios.

Para efectos de asegurar el funcionamiento en caso de pérdida del suministro de alimentación principal, se dispone de baterías de respaldo.

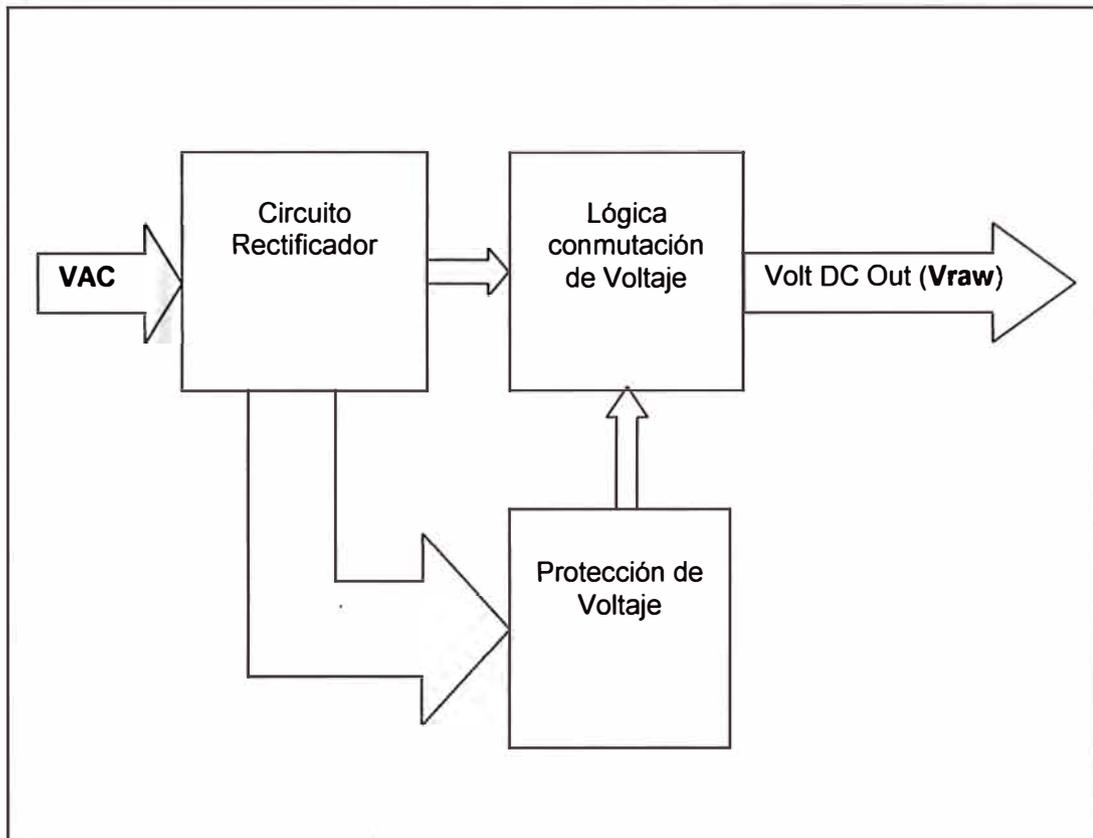


Fig. 3.26 Diagrama de bloques Fuente Alimentación

b) Circuito cargador de baterías, El equipo dispone de dos packs de baterías de respaldo que permiten garantizar el funcionamiento del equipo en casos de falla o pérdida de energía de la red de alimentación. La función de este circuito (figura 3.27) es cargar dichas baterías cuando el equipo se conecta a la red de suministro. Cada pack dispone de su respectivo circuito de carga, los cuales son del tipo de corriente constante.

El circuito incluye, adicionalmente, un probador de carga de las baterías, de tal manera que es posible verificar la condición de las mismas.

Un comparador mide el voltaje V_{raw} y controla los switches de las baterías. Si V_{raw} cae por debajo de un cierto valor (18V), el voltaje de la batería es conectado al bus de alimentación (VBUS) de tal manera que el equipo continuará funcionando.

El voltaje de las baterías es medida a través del comparador de corte, el cual cada vez que el nivel cae debajo del límite (19V) envía una señal de corte, generándose la alarma correspondiente y además se activa un temporizador de corte, que al término de un determinado período de tiempo desconecta los switches de las baterías y por tanto, el equipo se apaga.

Así mismo, se dispone de un convertidor A/D y un bus de interfase lógica que permite a la unidad central de procesamiento la monitorización de los voltajes, corrientes y temperatura de las baterías. La alimentación de estos circuitos (+5V) es independiente y suministrado a través del bus VBUS.

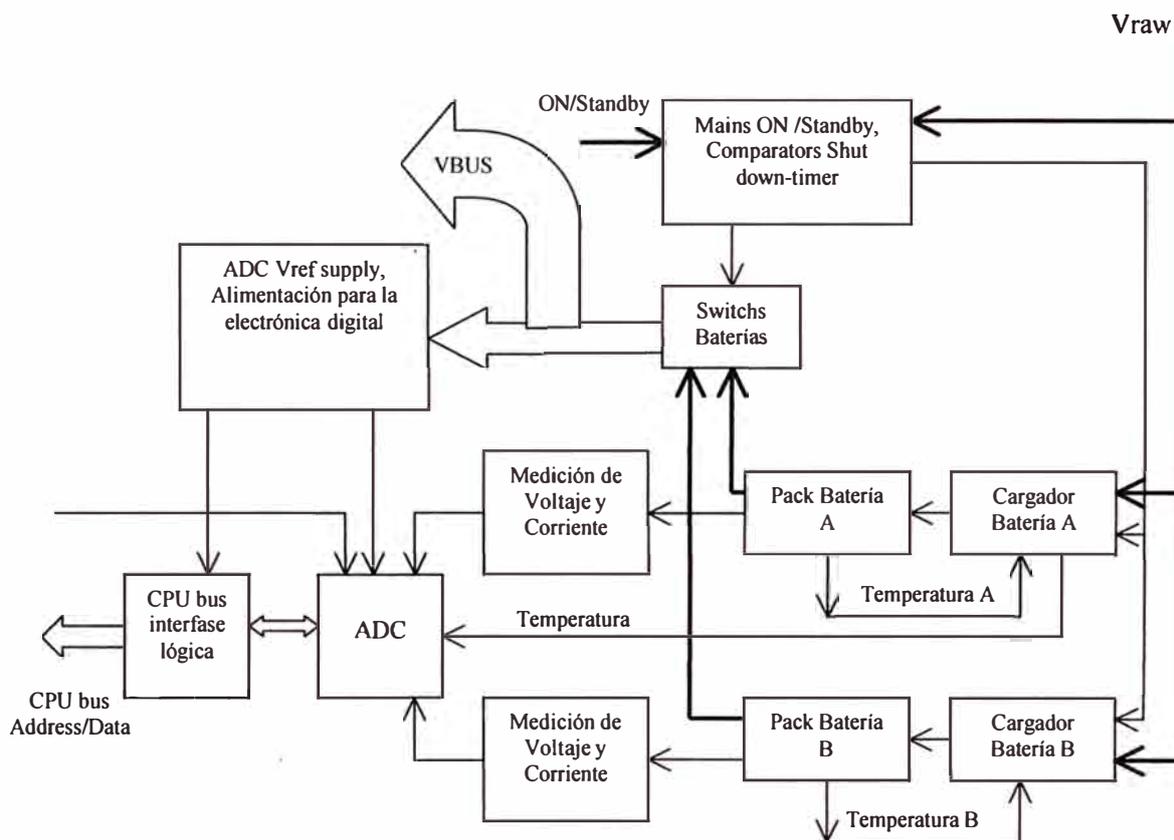


Fig. 3.27 Esquema del circuito cargador de baterías

c) Tarjeta Madre, contiene los buses de control, direccionamiento y data requeridos para la comunicación entre la CPU Principal y el resto de etapas del sistema.

La tarjeta madre mediante dos switches que son controlados externamente por el switch ON/STBY (figura 3.24) conectado a la tarjeta, se encarga de acoplar el voltaje rectificado (Vraw) al bus de alimentación (VBUS), a través del cual se suministra la energía necesaria a los circuitos incorporados dentro de la tarjeta madre ilustrados en la figura 3.28 (Control/limitador del ventilador de refresco del equipo y del Circuito lógico que retarda el inicio de encendido del display del panel frontal) y además a la etapa del Circuito Fuente/ Interfase (figura 3.29)

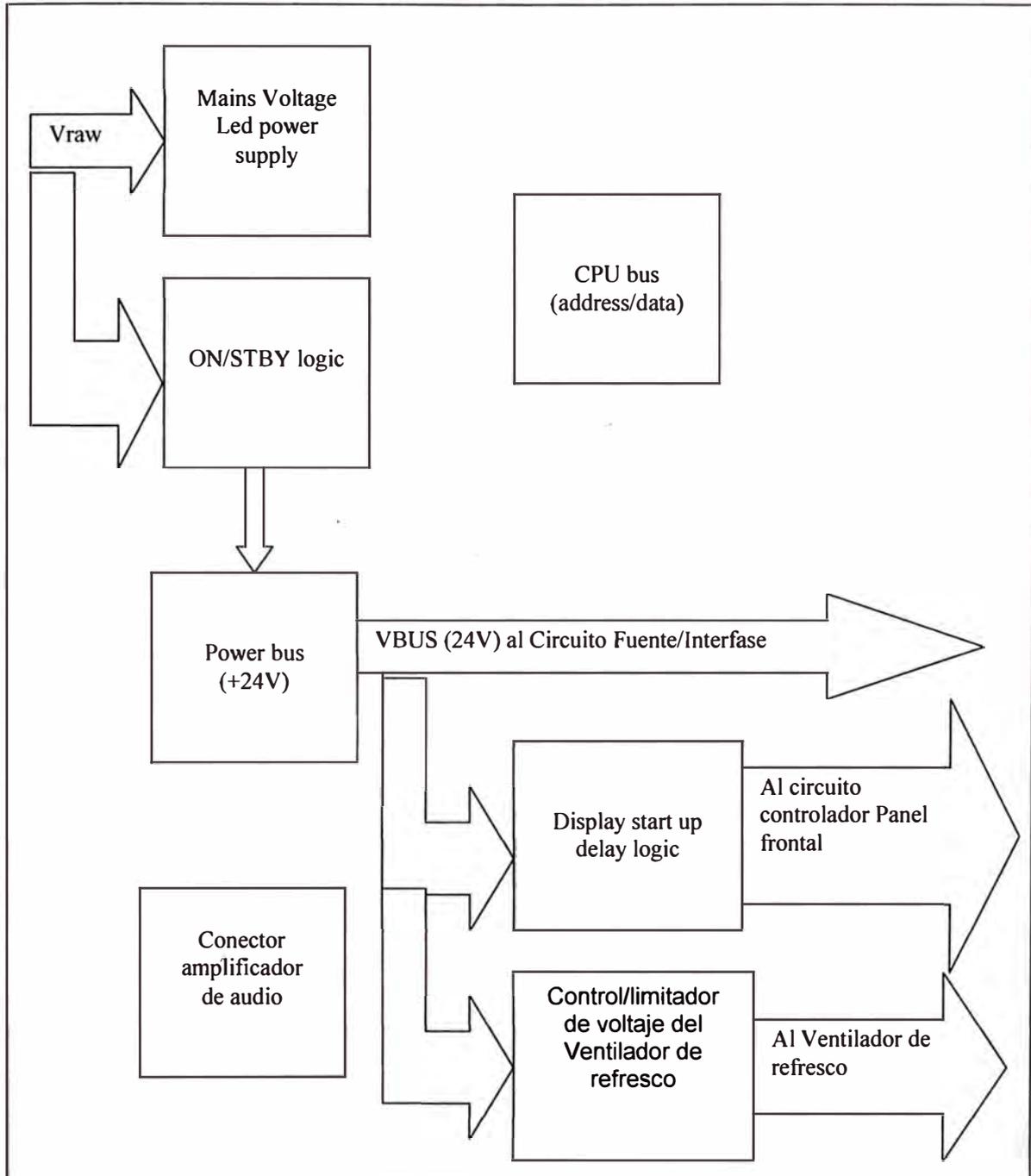


Fig. 3.28 Diagrama de bloques Tarjeta Madre

Adicionalmente, dentro de la tarjeta madre se dispone de una fuente de alimentación para LEDs indicadores de los switches que se encienden cuando la unidad opera adecuadamente. El circuito control/limitador de voltaje para el ventilador de refresco, actúa cuando el voltaje V_{raw} es mayor a 24 voltios.

d) Circuito Fuente/Interfase, cuyo diagrama de bloques es mostrado en la figura 3.29 y en el que el voltaje suministrado por la tarjeta madre mediante el bus de suministro

(VBUS) es convertido a +5V, el cual se usa como alimentación de las etapas del CPU principal, Circuito controlador del panel frontal, Circuito de amplificación de audio.

El circuito incorpora el hardware necesario para el encendido, reinicialización “reset” y protección “watchdog”.

Además, este circuito proporciona los puertos que sirven para la conexión, tanto de la alimentación de energía y las líneas de comunicación serial para los Sistemas de dosificación y Ventilación. También incluye puertos RS232 para comunicación serial externa.

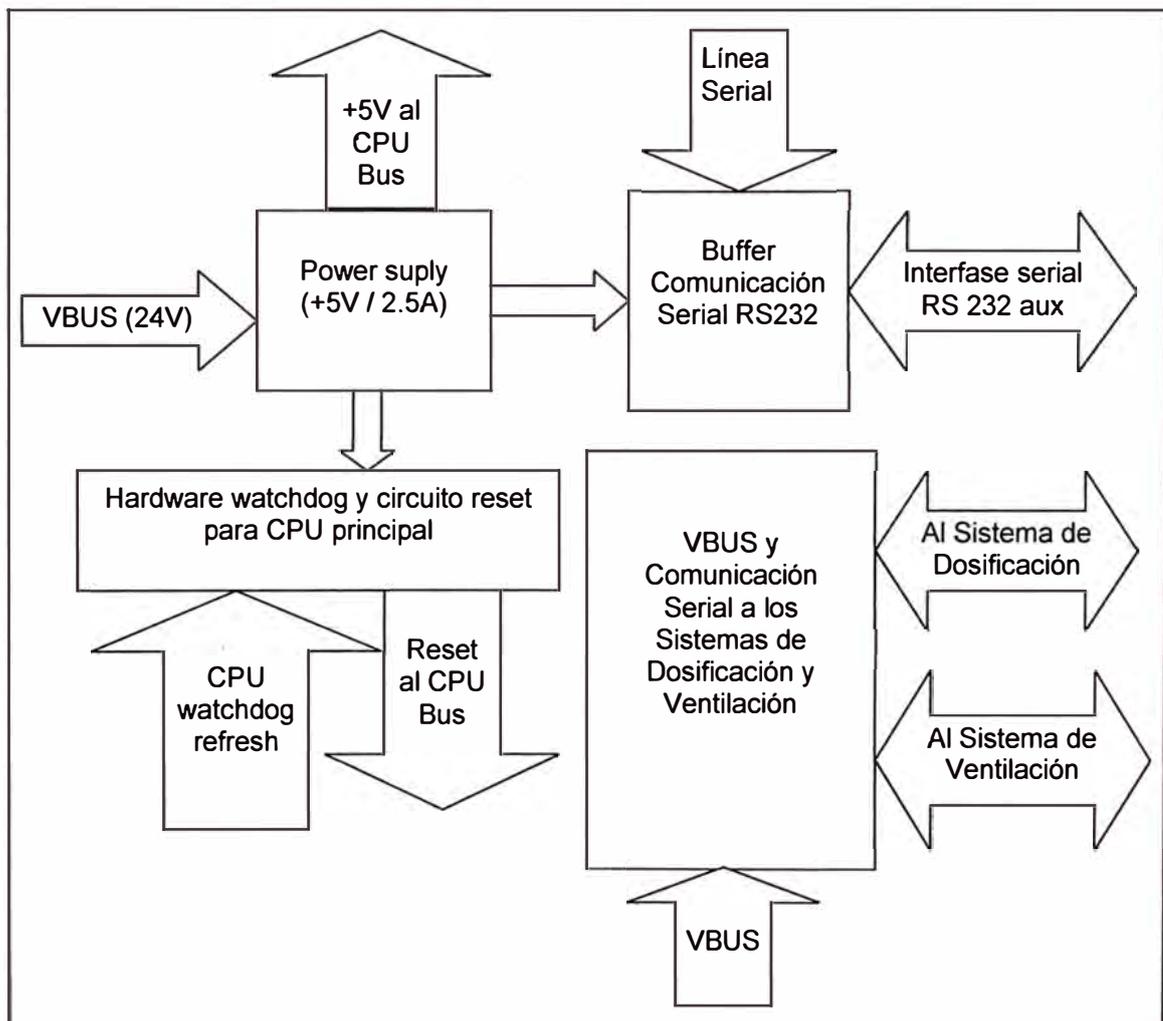


Fig. 3.29 Diagrama de bloques Circuito Fuente/Interfase

e) CPU Principal, que se encarga del control y procesamiento de la información de los sistemas de dosificación y ventilación, de la interfase del usuario (display y teclado) y de ser el caso, de los dispositivos externos que se encuentren conectados al equipo (como puede ser un monitor de funciones vitales)

Como principales características del circuito se tiene: procesador 80486, frecuencia del reloj (32 MHz), interfase de la tarjeta Software, B-CPU2 de 2 Mbytes de DRAM, B-CPU3 de 8 Mbytes de DRAM, RAM estática de 8Kbytes con reloj en tiempo real, EEPROM de 32 Kbytes, Transmisor-Receptor Asíncrono Universal (UART) de 4 canales (3 canales con señales modem en nivel lógico AC y 1 canal sin señal modem en nivel RS232), un generador programable de sonido de alarma, 3 interrupciones internas y 5 interrupciones externas.

f) Circuito controlador del panel frontal, el cual suministra tanto la alimentación al display y teclado del panel frontal, así como la interfase serial necesaria para la comunicación de información con la CPU principal. A través del panel frontal, el operador configura y visualiza los diferentes parámetros y variables involucrados en el funcionamiento del equipo.

g) Circuito de amplificación de audio, mediante el cual las señales de alarma generadas desde la CPU principal son amplificadas hacia la bocina incorporada en el equipo.

CAPÍTULO IV

MONITORIZACIÓN DURANTE LA ANESTESIA GENERAL

4.1 Monitorización de los efectos de la anestesia general

Como se describió en el capítulo II, los efectos de la administración de la anestesia general se pueden resumir en:

- Inhibición del dolor (analgesia)
- Relajación muscular (estabilidad motórica)
- Inconsciencia, amnesia (efecto cerebral)
- Variación hemodinámica (estabilidad autónoma)

4.1.1 Monitoreo de la Analgesia

En vista que la sensación dolorosa percibida depende en parte del estado psicológico de cada persona entonces no es posible extrapolar el dolor inducido experimentalmente en el laboratorio (investigación) con el dolor causado ya sea por un proceso patológico o por el estímulo doloroso del acto quirúrgico. Más aún, los aspectos éticos limitan la investigación y aplicación de métodos para inducir dolor experimental en el hombre. Entonces la valoración de la magnitud del dolor constituye una de las más difíciles.

Por lo tanto, no se dispone de un método que otorgue una monitorización directa de la inhibición del dolor (analgesia) durante el acto quirúrgico, utilizándose para su valoración indirecta y referencial ya sea criterios subjetivos (tales como la observación de las manifestaciones y conducta del paciente (gestos, agitación, etc.)) o la utilización de instrumentos para medir las respuestas autonómicas del dolor tales como el incremento de la frecuencia cardíaca.

Se debe notar que el último método constituye propiamente el monitoreo de la variación hemodinámica tratado en el punto 4.1.4.

4.1.2 Monitoreo de la Relajación Neuromuscular

El monitoreo de la relajación neuromuscular durante la anestesia no es una práctica generalizada, aunque existe un gran interés en su aplicación.

El método más fiable para la monitorización de la función neuromuscular consiste en la

estimulación de un nervio periférico accesible y la medición de la respuesta evocada del músculo esquelético inervado por ese nervio. En contraste a los movimientos voluntarios, las respuestas evocadas no requieren la cooperación del paciente.

a) Relajantes Musculares

Los relajantes musculares han sido utilizados desde hace varios siglos. Fue hasta 1942 cuando Griffith induce la relajación muscular en anestesia general. En la actualidad, sus aplicaciones y usos clínicos varían grandemente, esto debido a la producción de nuevos agentes más potentes y con menos efectos colaterales.

Algunas aplicaciones de los relajantes musculares:

- Intubación endotraqueal.
- Procedimientos quirúrgicos cortos, como aquellos cuya duración sea menor a 30 minutos.
- Procedimientos quirúrgicos largos, como aquellos cuya duración sea mayor a 90 minutos.
- En unidades de terapia intensiva, usados ocasionalmente en adición a analgésicos y sedantes para mantener una oxigenación adecuada en pacientes sometidos a ventilación mecánica.

b) Bloqueo de la transmisión neuromuscular

Los fármacos bloqueadores neuromusculares son aquellos que tienen como acción principal la interrupción o la limitación de la transmisión del impulso nervioso en la unión neuromuscular esquelética y/o los ganglios autonómicos.

El Bloqueo Neuromuscular es ampliamente usado en la práctica médica, tanto en quirófano como fuera de él. Se han establecido diferentes usos para este tipo de drogas, debido a su gran habilidad para facilitar el manejo de la vía aérea, controlar la ventilación alveolar, abolir los reflejos motores y proveer relajación del músculo esquelético para varios procedimientos quirúrgicos. Su utilidad en la sala de terapia intensiva es importante para el control de pacientes críticos que necesitan un mejor manejo de la compliance ventilatoria cuando la sedación y la analgesia son insuficientes.

c) Patrones de la estimulación

Estimulación única (Single Twitch: ST)

En el modo de estimulación única, tal como se muestra en la figura 4.1, se aplican estímulos eléctricos supramáximos al nervio motor periférico, con una frecuencia que oscila entre 1 Hz (1 por segundo) y 0.1 Hz (1 cada 10 segundos). La respuesta a una única

estimulación depende de la frecuencia con que se aplique los estímulos individuales. Si la frecuencia es mayor de 0.15 Hz, la respuesta evocada decrecerá gradualmente y se situará a un nivel inferior. Es importante definir la frecuencia del estímulo, debido a que los cambios en ella pueden cambiar significativamente la dosis efectiva de un BNMND (Bloqueador neuromuscular no despolarizante) necesaria para alcanzar un cierto punto en la curva de dosis respuesta. Es decir, el comienzo de la acción (CA) y la duración del bloqueo neuromuscular dependen del patrón y de la duración de la estimulación. Por tanto, los resultados obtenidos utilizando una estimulación de contracción simple a 1 Hz no pueden compararse con los resultados obtenidos utilizando, por ejemplo, la estimulación de contracción simple a 0.1 Hz o estimulación TOF.

Con una frecuencia de estímulo superior a 0.1-0.15 Hz, la respuesta es progresivamente más pequeña debido a un efecto presináptico de un BNMND, ya que se deteriora la movilización y liberación del neurotransmisor acetilcolina (ACh)

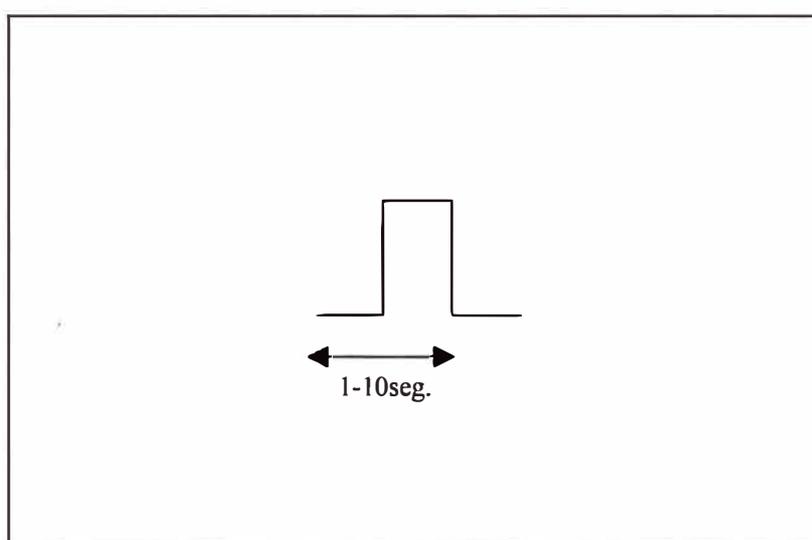


Fig. 4.1 Estimulación Única (ST)

Estimulación con Tren de Cuatro (Train of Four: TOF)

Es uno de los más recomendados y usados, constituyéndose en el método estándar para la monitorización neuromuscular.

En la estimulación nerviosa con tren de cuatro, se aplican cuatro estímulos supramáximos con un intervalo de 0.5 segundos a una frecuencia de 2 Hz (cuatro estímulos en dos segundos), con una duración individual de cada estímulo de 0.2 milisegundos, (Ver figura 4.2)

Se ha optado por una frecuencia de 2 Hz, ya que permite observar fácilmente las respuestas y, al mismo tiempo, una fatiga tan importante como la que se observa con frecuencias superiores. Con esta frecuencia bastan cuatro estimulaciones, ya que la fatiga muscular alcanza su grado máximo a partir de la cuarta.

Cada estímulo de tren provoca la contracción muscular y la disminución de la respuesta aporta la base para la evaluación.

Cuando se aplica de forma continua, cada grupo de tren de estímulos se repite cada diez, doce, quince, o veinte segundos (para evitar debilitamiento). Esto es, dividiendo la amplitud de la cuarta respuesta entre la amplitud de la primera respuesta obtenemos el cociente TOF (T_4/T_1). En la respuesta obtenida antes de administrar el relajante muscular (respuesta control) las cuatro respuestas son iguales: el cociente de TOF es 1. El grado de profundidad de la respuesta al TOF se cuantifica a partir de la proporción entre la cuarta y la primera respuesta. Esta variable es de utilidad para la valoración del bloqueo residual neuromuscular.

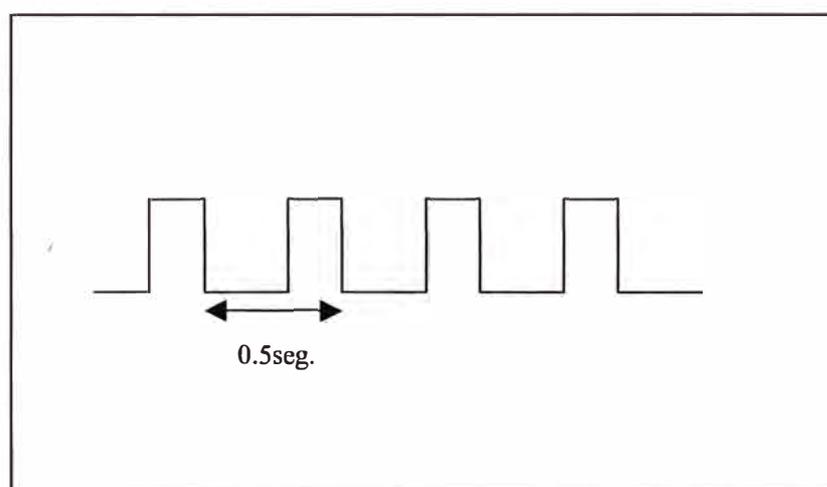


Fig. 4.2 Estimulación TOF

Estimulación Tetánica

Se caracteriza por una estimulación repetitiva a alta frecuencia donde las respuestas individuales se fusionan y se suman para producir una contracción muscular sostenida.

La estimulación tetánica consiste en una descarga muy rápida (estímulo eléctrico a 50 Hz), como se aprecia en la figura 4.3, constituyéndose este impulso en el patrón más utilizado en la práctica clínica; se aplica durante 5 segundos y va seguida de estimulaciones simples a 1 Hz después de una pausa de 3 segundos.

La respuesta a la estimulación tetánica –ausencia o presencia de debilitamiento– ha sido usada para valorar el momento del recobro. Una frecuencia de estimulación de 50 Hz se considera como la máxima frecuencia fisiológica y su tensión muscular evocada es similar a la desarrollada durante el máximo esfuerzo voluntario.

En ausencia de bloqueo neuromuscular, un individuo es capaz de mantener una fuerza de contracción, al menos durante 5 segundos, en respuesta a una estimulación de 50 Hz.

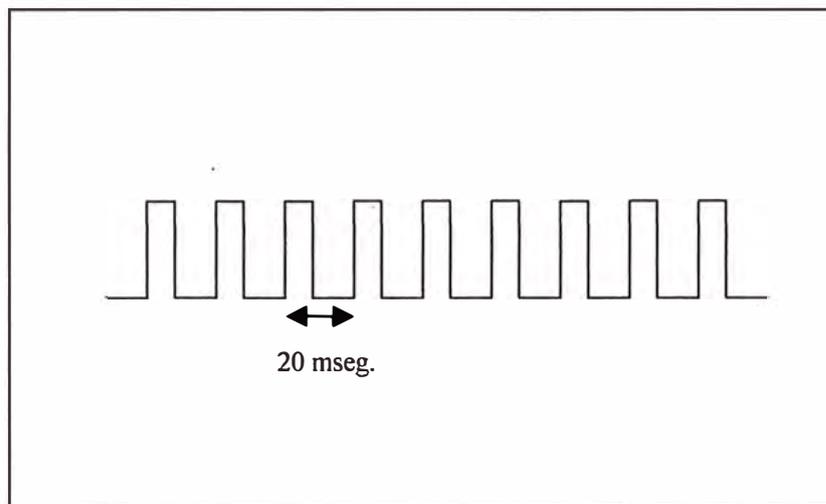


Fig. 4.3 Estimulación Tetánica

Estimulación Doble Tetánica (Double Burst: DBS)

La estimulación doble tetánica permite mejorar la sensibilidad de la detección visual del debilitamiento.

Monitorización visual del debilitamiento, sin necesidad de utilizar métodos de registro. Induce respuestas de mayor magnitud que las producidas por el TOF.

Son dos trenes de tres estímulos liberados a 50 Hz y separados por un intervalo de 0.75 segundos (Ver figura 4.4). La respuesta a este patrón de estimulación es de dos contracciones musculares simples separadas, de las cuales la segunda es menor que la primera durante el bloqueo neuromuscular residual no despolarizante.

El intervalo de 0.75 segundos permite al músculo relajarse completamente entre las ráfagas tetánicas, así que la respuesta es percibida como dos contracciones.

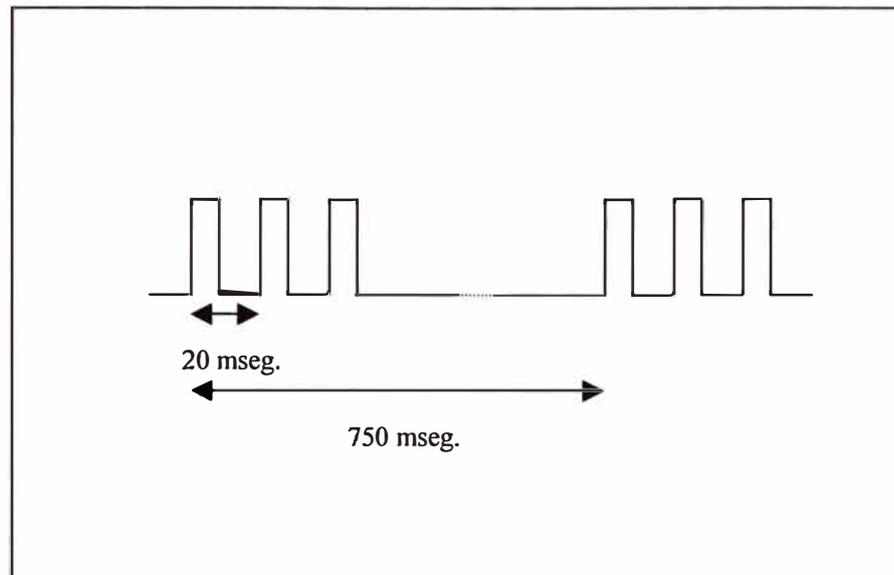


Fig. 4.4 Estimulación Doble Tetánica

d) Técnicas de monitoreo del bloqueo neuromuscular

En la práctica habitual, muchos anestesiólogos trabajan con evaluación táctil y visual del grado del bloqueo neuromuscular por medio de la estimulación de los nervios periféricos. Si bien se trata de un procedimiento sencillo, a este método le falta precisión, ya que la interpretación de las respuestas es subjetiva.

Esta evaluación puede ser medida con métodos de registro, tales como mecanomiografía (tensión muscular evocada), electromiografía (potencial de acción muscular) y aceleromiografía (aceleración del pulgar)

También es importante la ayuda de los datos clínicos, fundamentalmente en el recobro, que incluyen apretar la mano, levantar la cabeza, capacidad de sacar la lengua, parámetros respiratorios. Debido a la potencial morbilidad asociada con bloqueos neuromusculares residuales, la monitorización perioperatoria de la función neuromuscular es esencial.

- **Mecanomiografía**

Respuesta mecánica de tensión muscular evocada. Es la medición isométrica de la fuerza de contracción del pulgar mediante un transductor de desplazamiento de fuerza. La contracción muscular debe ser isométrica con el fin de que las determinaciones de la tensión evocadas sean correctas y reproducibles. En la anestesia clínica, la forma más fácil de conseguirlo es mediante la determinación del movimiento del pulgar, después de aplicar una tensión de reposo de 200-300 g (precarga) al pulgar. Cuando se estimula el nervio cubital, el pulgar actúa como un transductor de desplazamiento-fuerza. La fuerza de la contracción se convierte en una señal eléctrica, que se amplifica, muestra y registra. El

brazo y la mano deben estar rígidamente fijos y debe ponerse atención para evitar sobrecargas del transductor. Es importante tener en consideración que la reacción para conseguir el estímulo supramáximo aumenta durante los primeros 8-12 minutos después de comenzar la estimulación. Por tanto, en los estudios clínicos, no deben realizarse determinaciones de control (antes de inyectar el BNM) hasta que la respuesta se haya estabilizado en 8-12 minutos.

En la figura 4.5 se muestra el procedimiento de medición a través de esta técnica:

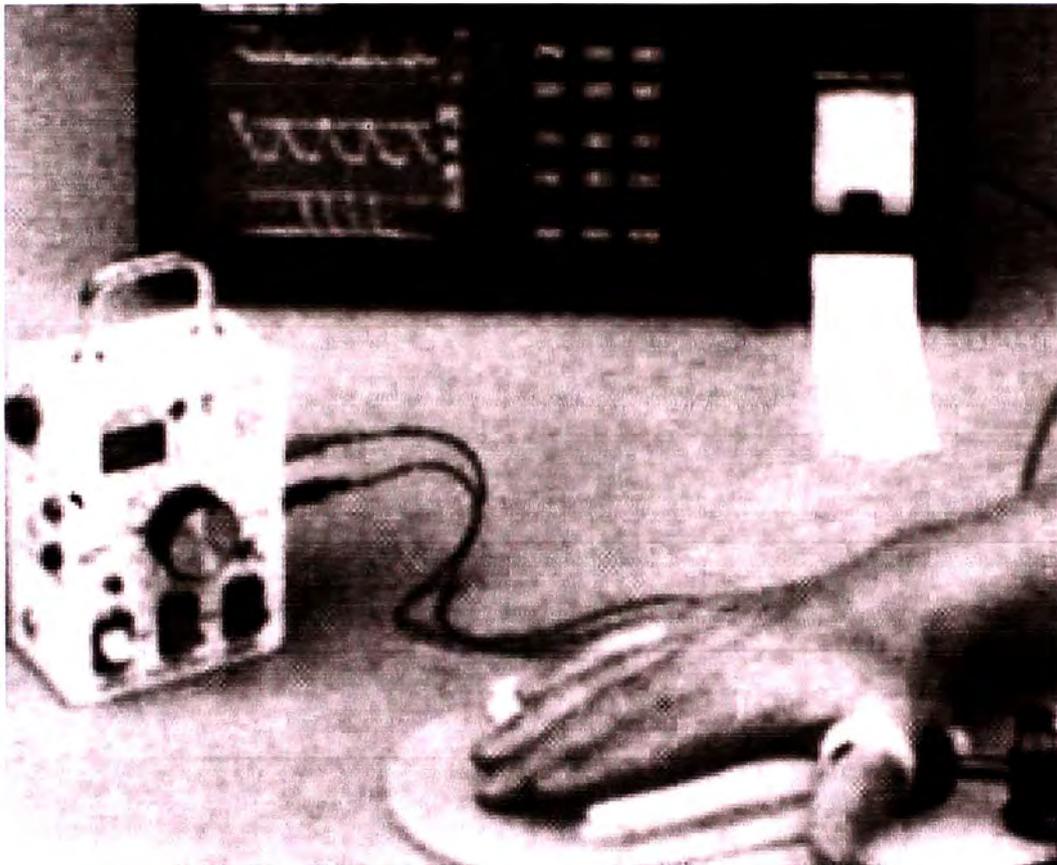


Fig. 4.5 Método Mecanográfico

- **Electromiografía**

La electromiografía se basa en el registro del potencial de acción de un músculo. Registra los potenciales de acción compuestos producidos por la estimulación de un nervio periférico (Ver figura 4.6). Los resultados se muestran como porcentaje del control o como cociente TOF. La impresión de los resultados suelen darse como “amplitudes de contracción”, siendo expresados bajo la forma de "altura de la respuesta al estímulo único" y el valor control es elegido como 100%.

En comparación a la técnica descrita en el acápite anterior, se aclara que la Electromiografía evocada registra cambios en la actividad eléctrica de uno o más músculos, mientras que la mecanomiografía evocada registra cambios asociados con el fenómeno de excitación-contracción muscular.

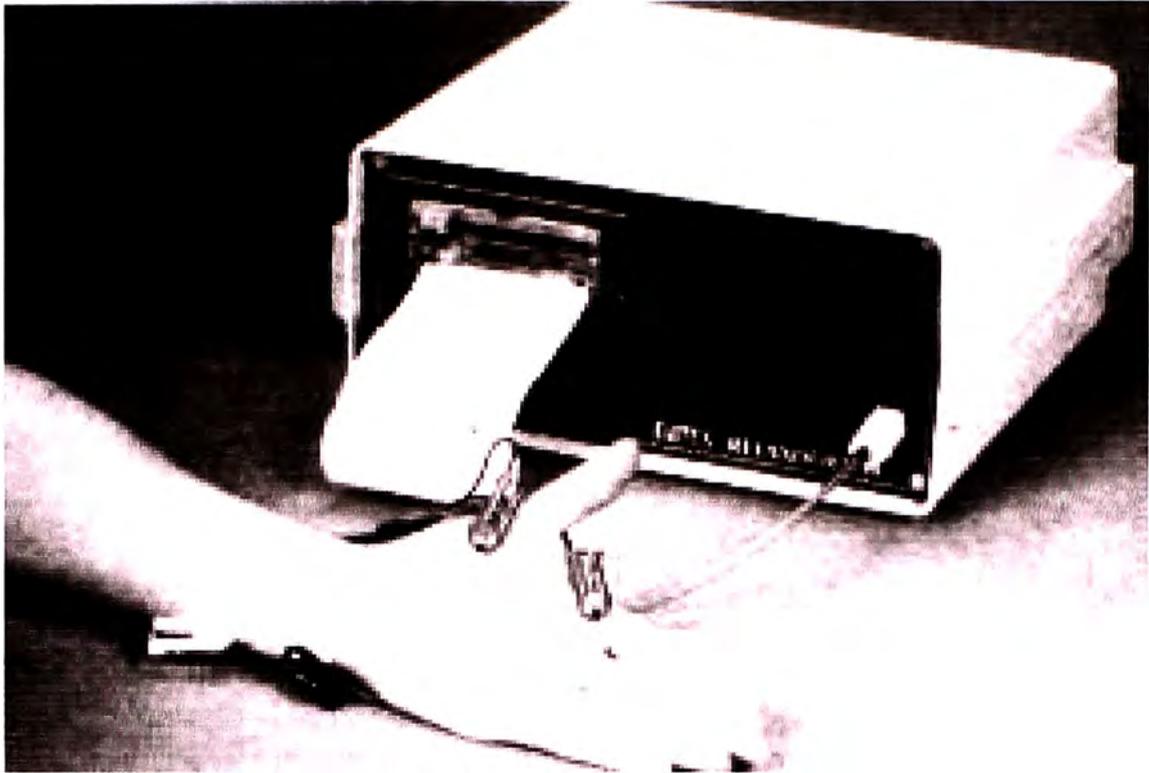


Fig. 4.6 Electromiografía

- **Aceleromiografía**

Consiste en determinar la aceleración del pulgar posterior a la estimulación de un nervio motor periférico.

Está basada en la Segunda ley de Newton: la fuerza es igual a masa por la aceleración. Registra cambios en la aceleración del transductor fijado a la superficie volar del pulgar, mientras el nervio cubital ipsilateral es estimulado supramaximalmente con un tren de cuatro estímulos. Son cambios proporcionales en la fuerza de contracción. El transductor de aceleración, es una cápsula de cerámica piezo-eléctrica cerrada que posee un electrodo en cada lado (0.5 cm x 1 cm) de 20 gramos. Cuando el transductor experimenta aceleración, se desarrolla una diferencia de voltaje entre los dos electrodos, este voltaje puede ser medido y registrado. Así, si la masa es constante, la aceleración es directamente proporcional a la fuerza. De acuerdo con esto, después de la estimulación nerviosa se

puede medir no solo la fuerza evocada, sino también la aceleración del pulgar y así cuantificar el bloqueo neuromuscular.

En la figura 4.7 se muestra el procedimiento de medición a través de esta técnica:

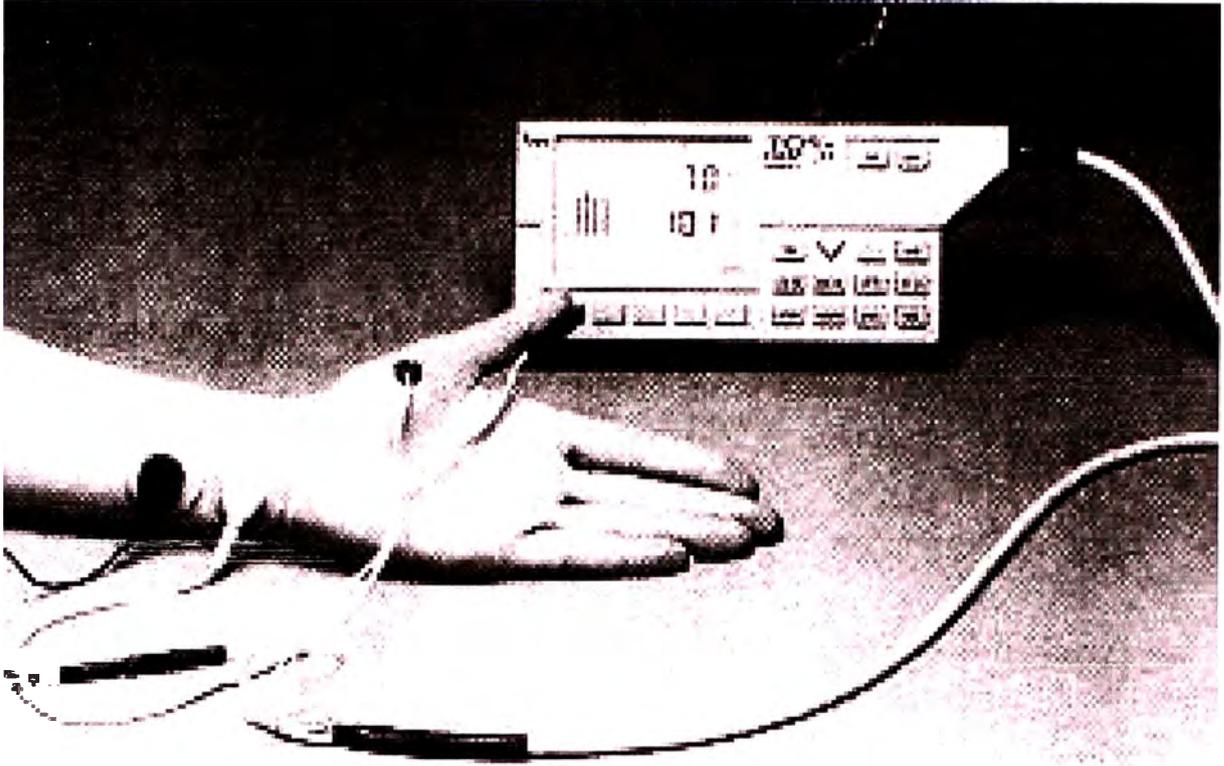


Fig. 4.7 Aceleromiografía

4.1.3 Monitoreo de la Inconsciencia

Tradicionalmente los efectos de la droga han sido medidos por observación de ciertas funciones vitales del paciente, como son la frecuencia cardíaca, la presión sanguínea, el modelo respiratorio y la presencia o ausencia de movimiento. Mientras que estos factores son mediciones válidas e importantes, pero no expresan plenamente el efecto de la anestesia sobre el paciente.

Por consiguiente, la investigación e innovación están siendo orientadas hacia un método más directo y confiable de medir el efecto de la droga anestésica sobre el cerebro. Al respecto, el electroencefalograma fue obviamente el método de monitorizar el cerebro para estos fines, ya que constituye una medición continua y no invasiva de la actividad del cerebro. Pero, su aplicación clínica rutinaria para monitorizar el efecto de las drogas anestésicas no resulta muy satisfactoria debido a una serie de problemas técnicos.

Gracias a recientes avances en la tecnología computacional, se ha desarrollado el monitoreo del denominado "Índice biespectral (BIS)".

El Índice Biespectral es un parámetro procesado del electroencefalograma que mide los efectos hipnóticos de los agentes anestésicos y sedativos sobre el cerebro. Es derivado de las mediciones de frecuencia, amplitud y coherencia del electroencefalograma (EEG), los cuales han sido mostrados estadísticamente para relacionar la consciencia e inconsciencia. En su desarrollo se ha utilizado una gran base de registros de EEG y pruebas clínicas sobre 2000 sujetos, quienes han recibido uno o más de los agentes anestésicos más usados.

El BIS es representada como un número, en el rango de 0 a 100 (figura 4.8). Un estado anestésico de intensa inconsciencia corresponde a 0 mientras que un estado de plena consciencia a 100.

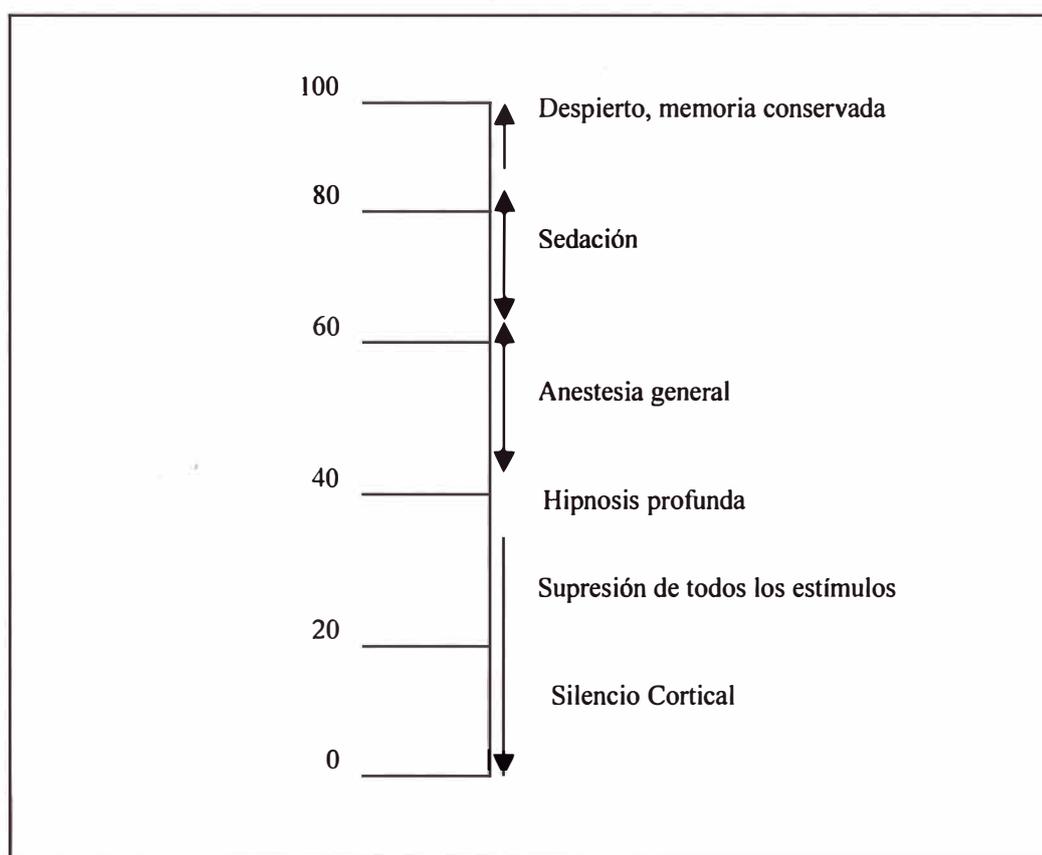


Fig. 4.8 Escala del Índice Espectral

Los agentes anestésicos generalmente alteran la baja amplitud y la alta frecuencia del EEG de un estado consciente, produciendo una señal de alta amplitud y baja frecuencia. Además, hay otros efectos de los agentes sobre el EEG que son más difíciles de cuantificar, como la activación beta, supresión cercana, supresión burst y sincronización.

El algoritmo BIS (basado en la técnica matemática llamada Análisis Biespectral) permite reconocer estos efectos, incluyendo frecuencia, amplitud, supresión cercana, supresión burst y sincronización.

El cálculo del BIS empieza con el muestreo del EEG que es filtrado para excluir artefactos de alta y baja frecuencia y dividida en dos períodos de 2 segundos de duración. Luego, una serie de algoritmos detectan y procuran remover o ignorar los artefactos.

4.1.4 Monitoreo de la variación hemodinámica

A diferencia de la monitorización de los otros efectos descritos previamente (analgesia, relajación muscular, inconciencia), la monitorización de las funciones vitales durante el acto quirúrgico sí es de uso generalizado y estandarizado, debido en parte, a que hasta la fecha tienen una mayor aceptación en la práctica médica. Entre los parámetros se encuentran la presión sanguínea arterial, electrocardiograma, temperatura, frecuencia respiratoria y pulsioximetría. Si bien es cierto que cada uno de estos parámetros es de importancia, la pulsioximetría constituye un estándar en la monitorización que a diferencia de los otros (tales como la frecuencia cardíaca o presión sanguínea) permite advertir más tempranamente la probabilidad u ocurrencia de determinados eventos o condiciones como la hipoxia.

En tal sentido, de las variables monitorizadas en forma no invasiva, actualmente la pulsioximetría es la mejor indicación de que algún problema en la oxigenación existe o está a punto de ocurrir.

Por lo manifestado, en el desarrollo de la monitorización hemodinámica se abordará la pulsioximetría.

a) Pulsioximetría

Es un método no invasivo de monitoreo del nivel de saturación de oxígeno en la sangre arterial. El monitoreo de la saturación de oxígeno está orientado a ser usado en una variedad de situaciones clínicas, incluyendo terapia respiratoria, anestesia, la unidad de cuidados intensivos (UCI) tanto de adultos, pediátricos y neonatos.

Provee una medición continua fiable mostrando el valor respectivo de la saturación de oxígeno (SpO₂) así como la frecuencia de pulsaciones.

- **Principio de Medición**

La pulsioximetría realiza un análisis espectrofotométrico no invasivo de la radiación óptica absorbida por zonas del cuerpo con lecho vascular pulsátil (la punta de los dedos, el lóbulo de la oreja). Esta técnica emplea los principios de la fotopleletismografía en

combinación con el espectro de absorción óptica de la oxihemoglobina (HbO₂) y la desoxihemoglobina (RHb)

El pulsioxímetro es calibrado para displayar la saturación "funcional", la cual difiere del valor saturación "fraccional" mostrado por la mayoría de los co-oxímetros.

La saturación funcional es definida como:

$$\text{Saturación funcional} = \frac{\text{HbO}_2}{100 - (\text{COHb} + \text{METHb})} \quad (4.1)$$

Donde:

- HbO₂ : Hemoglobina fraccional
- COHb : Carboxihemoglobina
- METHb : Meahemoglobina

Esto puede ser considerado para representarse la cantidad de oxihemoglobina como porcentaje de la hemoglobina que puede ser oxigenada. No se incluye la hemoglobina disfuncional (COHb y METHb)

La frecuencia de pulsaciones mostrada es determinada como el valor inverso de la medición del intervalo de tiempo comprendido entre los picos detectados de la forma de onda de la luz infrarroja. La presencia de un pulso es mostrada como una forma de onda en el display e indicada por un tono audible.

- **Diagrama de bloques**

En la figura 4.9 se presenta las principales etapas de un sistema de pulsioximetría, el mismo que consiste fundamentalmente de:

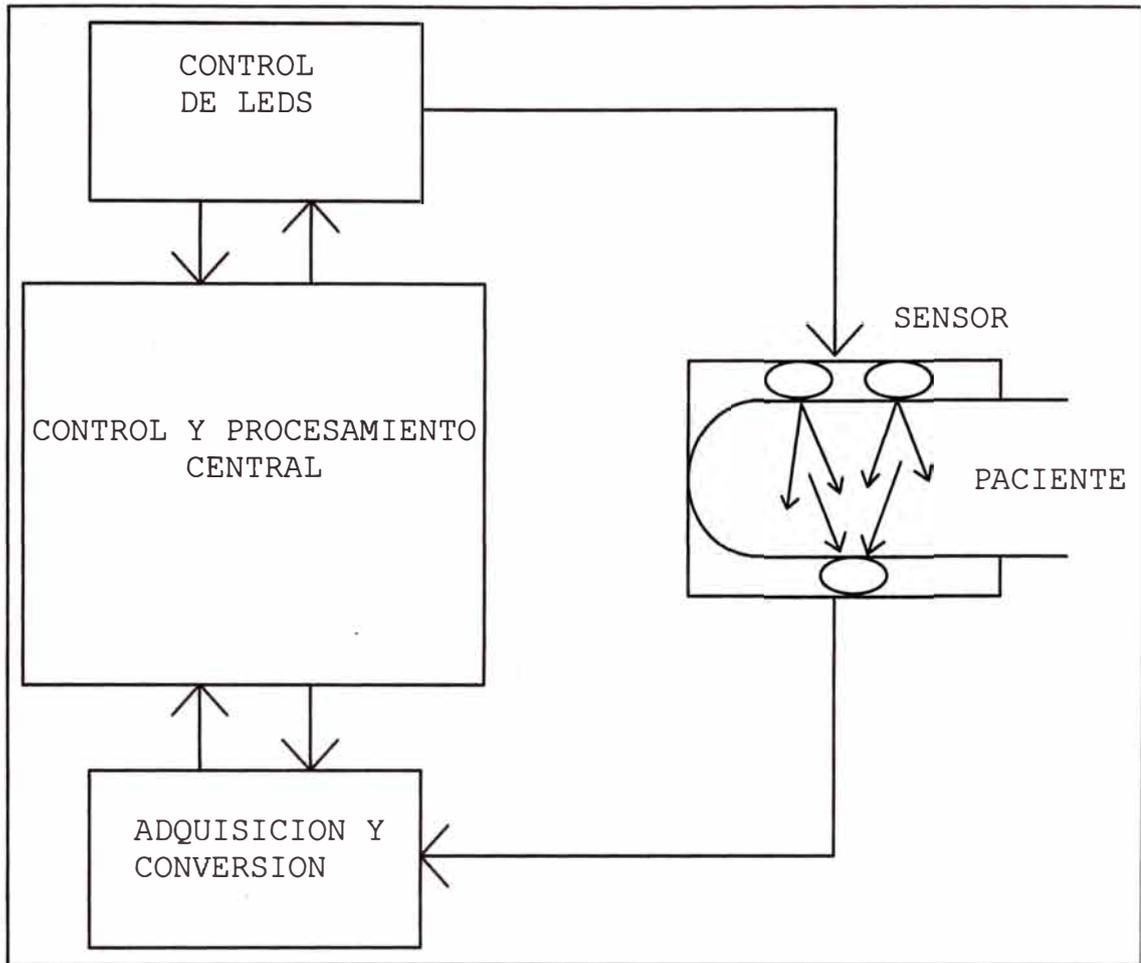


Fig. 4.9 Diagrama de bloques de pulsioximetría

1. Una interfase entre el paciente y el equipo (sensor),
2. Etapa de adquisición y conversión de la señal,
3. Circuito de control de leds,
4. Etapa de control y procesamiento central.

- **Descripción de las etapas**

1. Sensor

El equipo utiliza como interfase con el paciente un sensor, el cual contiene 2 diodos de emisión de luz (LEDs) y un fotodiodo (Ver figura 4.10). Cada led emite una luz de longitud de onda específica (660 y 940 nanómetros) a través del lecho vascular pulsátil hacia el fotodiodo. La sangre saturada de oxígeno absorbe diferentes cantidades de luz a cada longitud de onda con relación a la sangre no saturada. Por consiguiente, la cantidad de luz absorbida por la sangre en cada pulso puede ser utilizada para calcular la saturación.

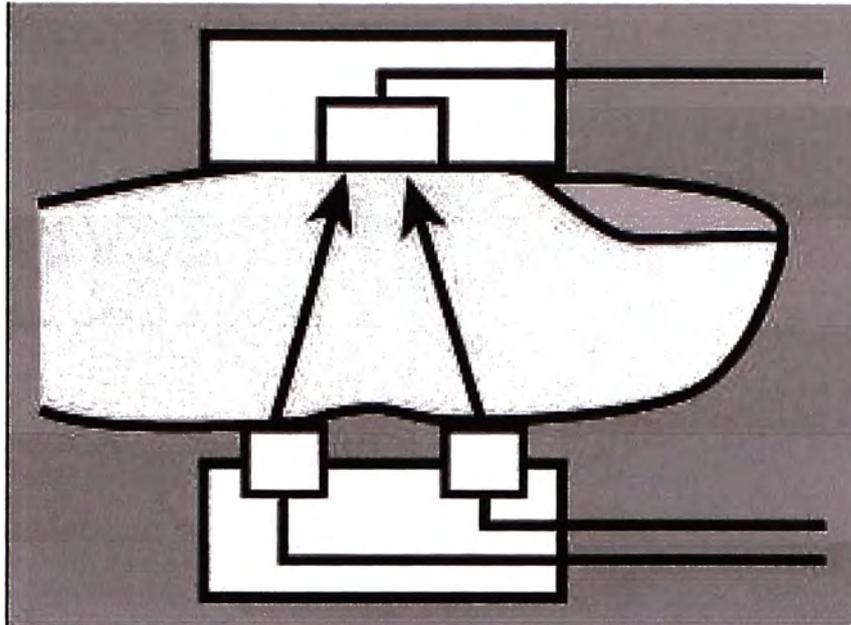


Fig. 4.10 Esquema Sensor de pulsioximetría

2. Adquisición y Conversión

Parte de la luz que emiten los LEDs del sensor (rojo e infrarrojo) logra atravesar el lecho vascular pulsátil (dedo del paciente, etc.) y es captada por el fotodiodo del sensor, causando su activación y conducción de corriente, la misma que es aplicada a una de las entradas del amplificador diferencial IC1 que convierte dicha señal de entrada en voltaje de salida (ver figura 4.11)

Luego, este voltaje es filtrado por el filtro pasa alto constituido por la resistencia R5 y el condensador C4, siendo después acondicionado por el amplificador operacional IC2 que actúa como un buffer de ganancia unitaria, cuya señal de salida será aplicada a uno de los dos circuitos de conversión analógico/digital disponibles para cada LED, respectivamente (al circuito del LED en conducción)

La selección del canal de conversión asociado al LED en conducción es habilitada mediante las señales IRSMP* (para el LED infrarrojo) y RDSMP* (para el LED rojo), generadas desde la etapa de control y procesamiento central, a través del PEEL IC21 (Programmable Electrically Erasable Logic), tal como se muestra en la figura 4.13. Estas señales, cada vez que pasan a nivel bajo, cierran los respectivos switches activando los circuitos de muestreo y conversión A/D correspondientes.

Por ejemplo, si la señal de salida de IC2 es el resultado de que el LED Rojo está en conducción, entonces se cerrará el switch SW3; la señal es presentada al circuito de muestreo-mantenimiento y conversión constituido por la resistencia R7 y el condensador

C5, el amplificador de ganancia IC4, una red filtro/divisor (C6, R9 y R10) y finalmente al canal del Convertidor A/D IC5.

En el circuito también se aprecia las señales de control generadas por el PEEL IC21:

- **INSIG*** que abre el switch SW1 cada vez que el equipo está en condición de autotest o si el equipo no detecta el sensor.
- **SIGND*** que cierra el switch SW2 cada vez que se produce la condición señalada en el punto anterior, que permite que el voltaje pase al filtro pasa alto sin disturbios.
- **ASAMP*** que permanece activa siempre que cualquiera de los LEDs del sensor esté en conducción, lo cual causa que el transistor Q1 permanezca apagado y por tanto, la señal es captada por el buffer y pasa a la siguiente etapa del circuito de muestreo y conversión ya descrito. Caso contrario, el Q1 pasa a conducción, inhibiendo al buffer y las siguientes etapas.

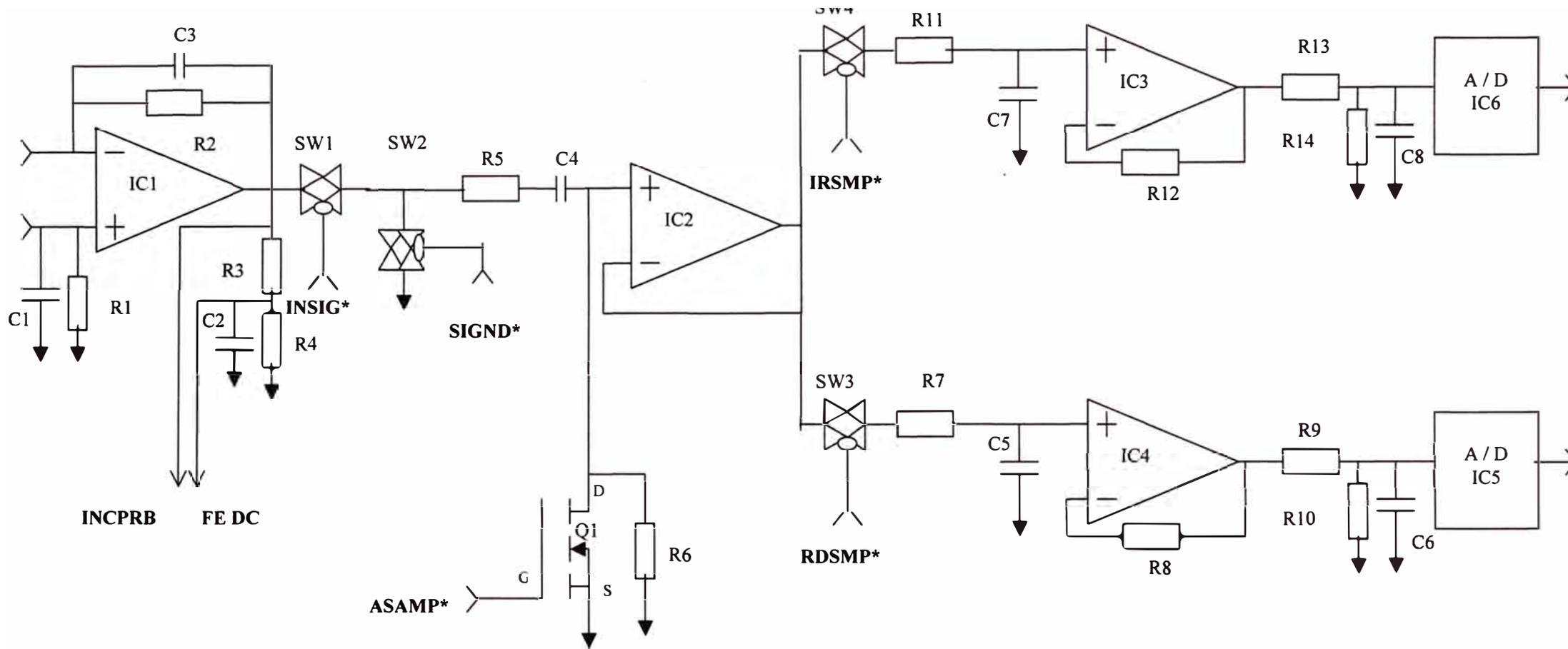


Fig. 4.11 Adquisición y Conversión

Los convertidores A/D CS5503 (IC5 e IC6) utilizados por el circuito de pulsioximetría mostrado en la figura, transforman la señales analógicas de entrada provenientes de los canales rojo e infrarrojo, respectivamente, en señales digitales con una resolución de 20 bits.

La secuencia de muestreo/conversión/sobre escritura del buffer se efectúa a una frecuencia de 3.2768Mhz generada por un reloj cuya señal CLKSEQ es aplicada en la entrada CLK de cada ADC (figura 4.15)

El microprocesador empieza el ciclo de lectura de cada canal cuando el pin 16 de selección del ADC correspondiente (/CS) pasa a nivel bajo; iniciándose la transmisión serial de la señal digital desde la salida SDATA de cada ADC hacia la entrada serial RXS del microprocesador, empezando por el bit más significativo.

Los bits restantes serán transmitidos en orden descendente cada vez que la entrada SCLK del reloj serial del ADC respectivo pase a nivel bajo y que es controlada por la señal CLKS del PEEL IC19 (figura 4.13)

Una vez que el microprocesador ha recibido todos los bits de la señal digital, se produce el cambio de nivel bajo a alto de la entrada /CS del ADC respectivo, con lo cual se reinicia el ciclo de muestreo/conversión/sobre escritura.

3. Control de conducción de leds del sensor

Esta etapa comprende básicamente de un convertidor digital a analógico (DAC), un amplificador (IC7) de la señal de salida del DAC y dos redes (una para cada LED) con amplificadores de referencia (IC9, IC10) y transistores de manejo y conducción de corriente a través de cada LED (Ver figura 4.12)

El microprocesador controla la corriente suministrada a cada LED mediante un ajuste dinámico del voltaje de referencia mostrado en el amplificador correspondiente de cada red. Dicho ajuste lo efectúa cambiando la información suministrada a través del bus de datos D0-D7 del convertidor digital a analógico (DAC) y de acuerdo a la señal emitida por el fotodiodo del sensor.

El microprocesador alterna los períodos de conducción de cada LED de la siguiente manera:

- El convertidor digital/analógico (DAC), cada vez que es habilitado (A0 en nivel alto y tanto WR* como DACS* en nivel bajo), controla el voltaje VLED (a la salida del amplificador operacional IC7) en base a la data D0-D7 y el voltaje VREF.

- Luego, la selección de conducción de cada LED es habilitada mediante las señales IRDLED* (para el LED infrarrojo) y RDLED* (para el LED rojo) generadas desde la etapa de control y procesamiento central (PEEL IC 21, figura 4.13)
- Cuando la señal RDLED* pasa al nivel bajo (0 lógico), el transistor Q2 se apaga y por ende en la entrada no inversora del amplificador operacional IC9 se tiene un voltaje que resulta de la división de la señal VLED aplicada sobre las resistencias R15 y R16, generando que la salida del operacional IC9 pase al nivel alto. Esta salida positiva activa al transistor Q3 y la corriente fluye desde la fuente LEDSRC (figura 4.14), a través del LED Rojo retornando como LEDISK por Q3 y el limitador de corriente (resistencia R17) hacia tierra.
- La conducción del LED rojo termina cuando la señal RDLED* retorna al nivel alto (1 lógico)

El circuito de conducción asociado al LED Infrarrojo opera de la misma manera descrita líneas arriba para el LED Rojo. La señal IRDLED* actúa sobre el transistor Q4, el voltaje VLED causa una señal positiva en la salida del operacional IC10 y la corriente puede fluir desde la fuente LEDSCR hacia tierra a través del LED Infrarrojo, el transistor Q5 y el limitador de corriente (resistencia R22)

4. Control y Procesamiento Central

El sistema de control y procesamiento se constituye fundamentalmente de un microprocesador, memorias (EPROM y RAM) y dispositivos adicionales para el circuito lógico, tales como: D Trans Latches, PEEL (Programmable Electrically Erasable Logic), Decoder/Demux, Contador Binario de 14 Bits, Mux/Demux Analógico de 8 canales (Ver Figuras 4.13 y 4.14)

- **Microprocesador**

El microprocesador IC14 (HD64180RP) opera a 6.144Mhz, tiene un bus de datos de 8 bits (D0-D7) y un bus de direcciones de 19 bits (A0-A18). También dispone de dos canales de comunicación serial asíncrono, un puerto serial de I/O y varias señales de control e interrupción. Utiliza un voltaje de alimentación de +5Volt (VCC)

- **Memorias**

El software del sistema está localizado en la EPROM 27C010 (IC15). La RAM de 32Kbyte (IC16) almacena la data de tendencias, configuraciones de encendido del sistema y provee un área para requerimientos de memoria del sistema.

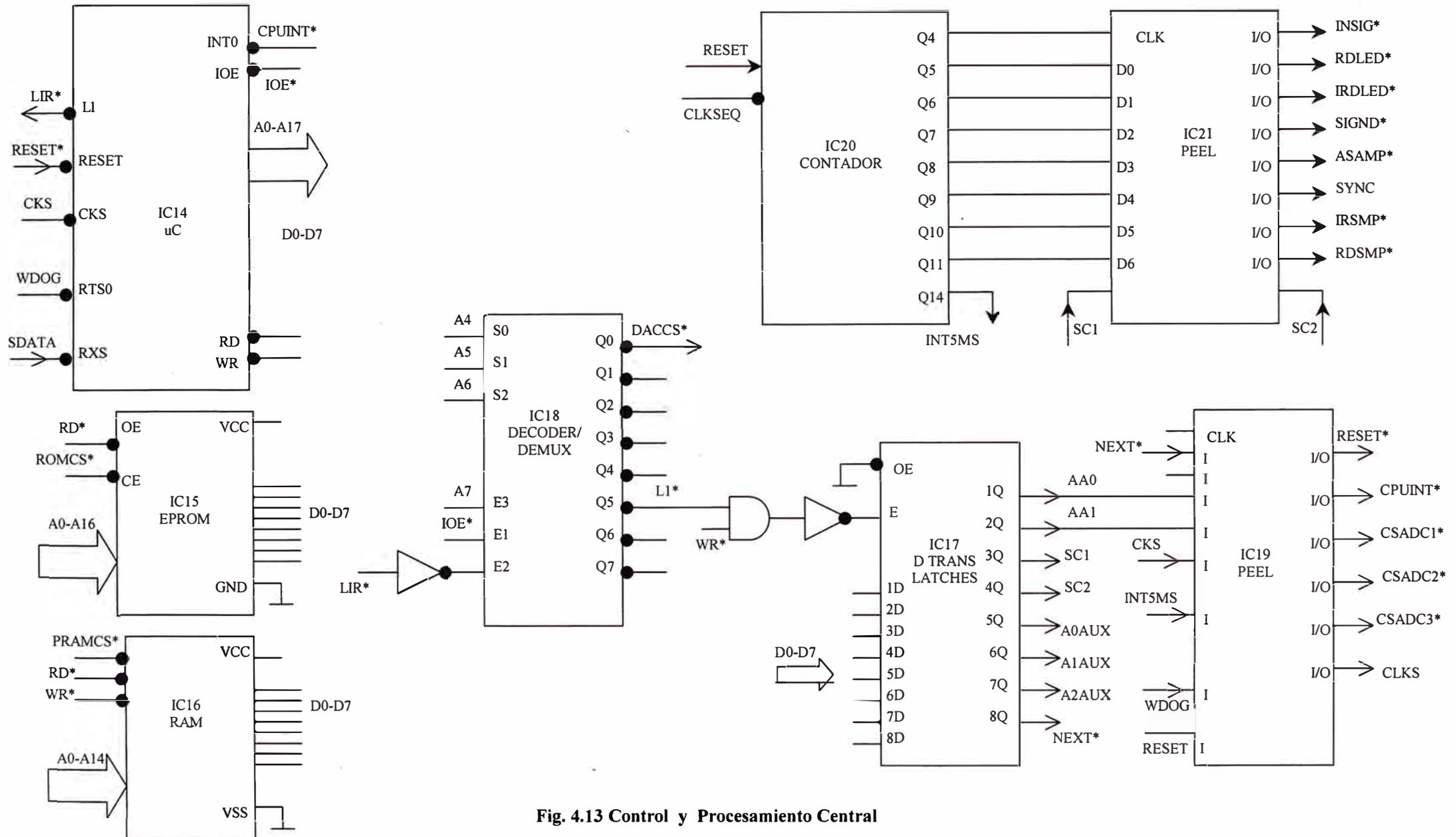


Fig. 4.13 Control y Procesamiento Central

A continuación se presenta algunas de las funciones más importantes del sistema de control y procesamiento central:

- **Monitorización del estado del sensor**

El microprocesador, además del control del proceso de adquisición, muestreo y conversión de las señales de los canales rojo e infrarrojo ya descrito líneas arriba, decodifica y convierte otras señales adicionales referidas al estado de funcionamiento del sensor.

Para tal efecto, como se aprecia en la figura 4.14, se dispone de un multiplexor HC4051 de 8 canales de entrada (IC12) y un convertidor analógico/digital de 8 bits TLC5491 (IC13). Del total de canales de entrada (I0 – I7) del MUX se utilizan cinco (I2-I6) para representar el estado de uno de los parámetros descritos líneas abajo y será seleccionada en la salida del MUX, de acuerdo al nivel de las entradas A, B y C controladas por las líneas de entrada de dirección A0AUX, A1AUX y A2AUX generadas por un circuito latch 74HC573 (IC17, figura 4.13)

Cada vez que la entrada /CS (chip select) del ADC (IC13) pasa a nivel bajo, el bit más significativo de la señal convertida se transfiere desde la salida DOUT del ADC hacia la entrada RXS del microprocesador. La transferencia de cada uno de los restantes bits se efectúa durante el cambio a nivel bajo de la señal en la entrada CLK del convertidor IC13.

Parámetros de estado del Sensor

Como ya se refirió, de los 8 canales de entrada del MUX IC12, se utilizan 5 para la verificación del estado de cada uno de los siguientes parámetros relacionados con el sensor (Ver figura 4.14):

a) Canal I2: FE DC (Nivel DC del fotodiodo):

El canal I2 de IC12 es usado para determinar la interferencia de la luz del ambiente. Si esta línea es examinada mientras los LEDs rojo e infrarrojo del sensor se encuentran apagados, luego algún nivel DC presente a la salida del amplificador operacional IC1 (figura 4.11) debe ser el resultado de la luz del ambiente que incide o alcanza al fotodiodo. Si este nivel DC supera los límites establecidos en el software, un mensaje de interferencia de luz aparecerá en el display del equipo.

b) Canal I3: IRDLED (Voltaje del cátodo del LED Infrarrojo):

A través del canal I3 de IC12 se muestrea el estado del LED Infrarrojo: en

circuito abierto (0 volt) u operacional (aproximadamente 2.5volt). Si no está operacional, muestra el mensaje: Led Infrarrojo del Sensor defectuoso o Error-Falla del sensor (figura 4.12)

c) Canal I4: RDLED (Voltaje del cátodo del LED Rojo):

A través del canal I4 de IC12 se muestrea el estado del LED Rojo: en circuito abierto (0 volt) u operacional (aproximadamente 2.5volt). Si no está operacional, muestra el mensaje: Led Rojo del Sensor defectuoso o Error-Falla del sensor (figura 4.12)

d) Canal I5: INC PRB (Sensor incompatible):

El canal I5 de IC12 permite detectar la compatibilidad del sensor. El voltaje de salida del amplificador IC1 (figura 4.11) será positivo si el sensor conectado es compatible con el equipo. Esta señal positiva pasa a través del filtro pasa alto conformado por el condensador C16 y la resistencia R27 y es aplicada a la entrada inversora del amplificador IC11, donde es sumado con la señal de -5 voltios generado por un regulador de voltaje 79L05. En condiciones que no exista señal generada por el fotodiodo del sensor, el voltaje resultante en el canal I5 de IC12 será aproximadamente de +2.81voltios. Este voltaje decrece tanto como la señal del fotodiodo en la salida de IC1 se incrementa. Pero si la señal que se genera en la salida de IC1 fuese negativa, como podría ser en el caso que el sensor conectado no sea compatible con el equipo, entonces el efecto acumulativo de los -5 voltios y la señal negativa del fotodiodo pasando a través de D1 y R26 podría producir un voltaje positivo y superior (+12voltios) en la salida del amplificador IC11. El procesador reconoce este voltaje más alto y muestra el mensaje: sensor incompatible.

e) Canal I6: LEDPWR (Voltaje de alimentación del LED del sensor):

El canal I6 de IC12 monitoriza el voltaje de alimentación de los LED del sensor. Si ocurre una falla ya sea de la fuente LEDSRC o ruptura de los cables del sensor, este canal reporta tal condición y el equipo indicará el mensaje PROBE FAILURE.

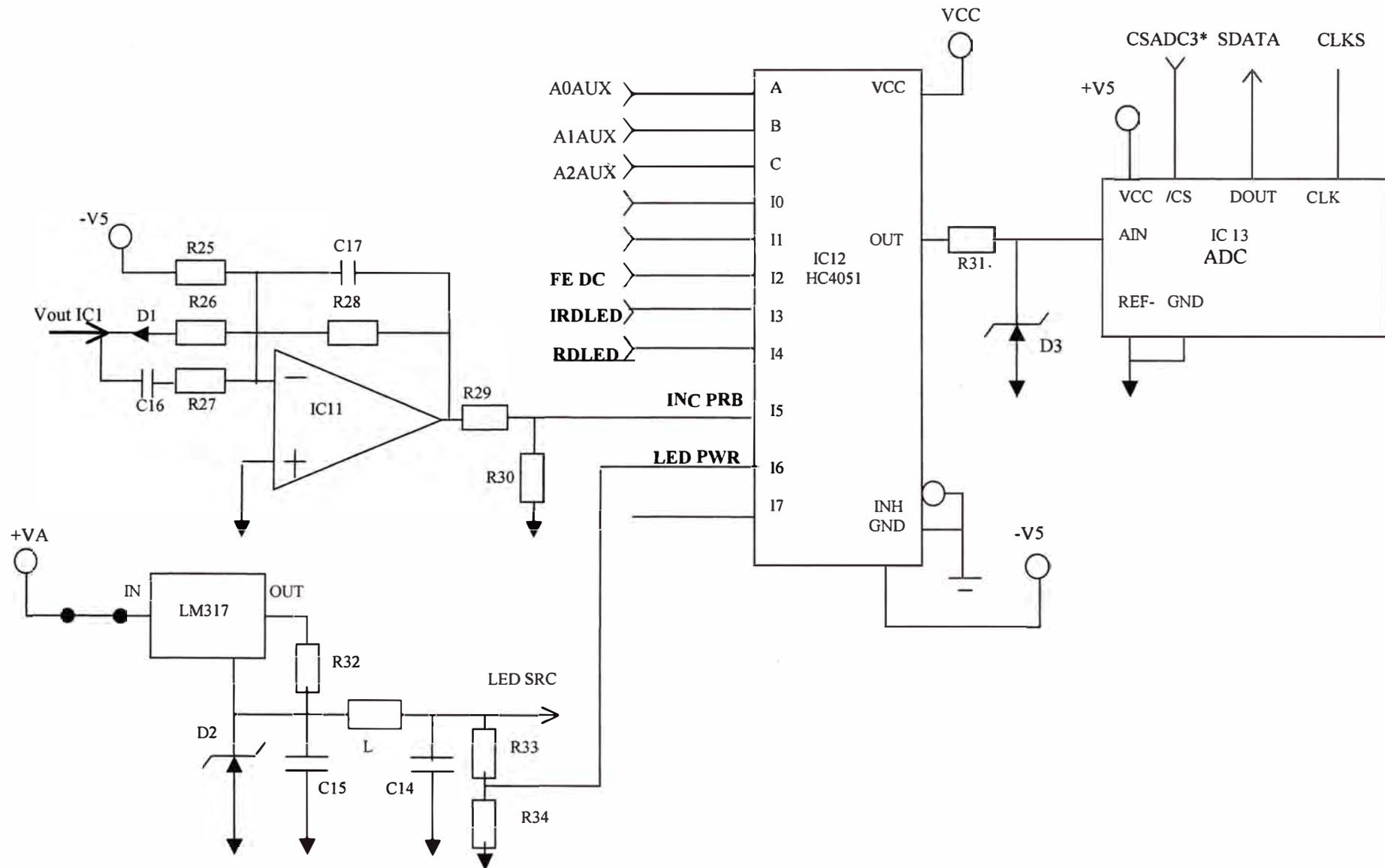


Fig. 4.14 Control parámetros de estado del sensor

- **Controlador Serial I/O (CSI/O)**

Como se aprecia en la figura 4.13 y en la Tabla N° 4.1, el microprocesador, a través de las líneas de decodificación AA0 y AA1, controla y selecciona uno de los tres convertidores análogo digital (ADCs), mediante las señales CSADC1*, CSADC2* y CSADC3*, respectivamente, emitidas por el PEEL IC19. La información del ADC seleccionado SDATA será transmitida en forma serial (empezando por el bit más significativo) a la entrada serial (RXS) del microprocesador.

Una vez que culmina la transmisión de los bits de la información del ADC seleccionado, el microprocesador cambia el estado de las líneas AA0 y AA1 y ejerce la señal NEXT* sobre el PEEL IC19, con lo cual reinicia el nuevo desplazamiento serial de la data del ADC seleccionado hacia el microprocesador.

Finalmente, luego que los tres ADCs han sido leídos, se genera la señal interna de tendencias.

TABLA N° 4.1 Líneas de decodificación CSI/O

AA1	AA0	Selección
0	0	ADC de 20 bits (IC5) del Canal LED Rojo.
0	1	ADC de 20 bits (IC6) del Canal LED Infrarrojo.
1	1	ADC de 8 bits (IC13) de Monitorización Estado del Sensor.
1	0	Tendencias.

- **Calibración de los convertidores ADC de 20 bits**

Los Convertidores A/D de 20 bits (IC5 y IC6, figura 4.11) son calibrados como parte del autotest del sistema, el cual ocurre cada vez que el equipo es encendido. Al inicializarse, el microprocesador pone la línea de calibración CAL en nivel alto. La entrada SC1 es puesta al nivel alto y SC2 es reseteada al nivel bajo (figura 4.13 y 4.15)

El convertidor ADC no operará mientras la línea CAL está en nivel alto. Ante el cambio de nivel de esta señal de calibración, el ADC iniciará un ciclo de calibración determinado por el estado de las entradas SC1 y SC2.

Con SC1 alto y SC2 bajo produce que el PEEL IC21 (Data Sampling Controller) fije la señal INSIG* a nivel alto y resetea SIGND* al nivel bajo. INSIG* alto abre el switch SW1 desconectando la señal de retorno del fotodiodo del resto del circuito. SIGND* bajo cierra el switch SW2 y como resultado, la entrada al filtro pasa alto, constituido por el condensador C4 y la resistencia R5 (y por consiguiente todo el circuito de entrada del ADC), es puesta al potencial de tierra (figura 4.11)

La línea CAL (el cual fue alto en el encendido) es reseteada al nivel bajo y los ADCs IC5 y IC6 empiezan sus ciclos de calibración. Debido a que el circuito de entrada analógica es puesto a tierra vía SIGND*, solamente los voltajes offset del circuito pueden estar presentes en la entrada AIN del ADC seleccionado. El ciclo de calibración fija el punto "zero" del ADC igual a este voltaje, por tanto compensa los offsets del circuito. El ADC luego fija su punto de "full scale" igual a su VREF (pin 10) de entrada. Con ello se completa el ciclo de calibración.

Entonces el ADC puede iniciar el muestreo de su entrada y convertirla a una palabra digital de 20 bits. El microprocesador resetea SC1 al nivel bajo, causando que el SW1 se cierra y el SW2 se abre. La señal del fotodiodo puede ahora llegar a los ADCs (como se explica en la etapa de adquisición y conversión)

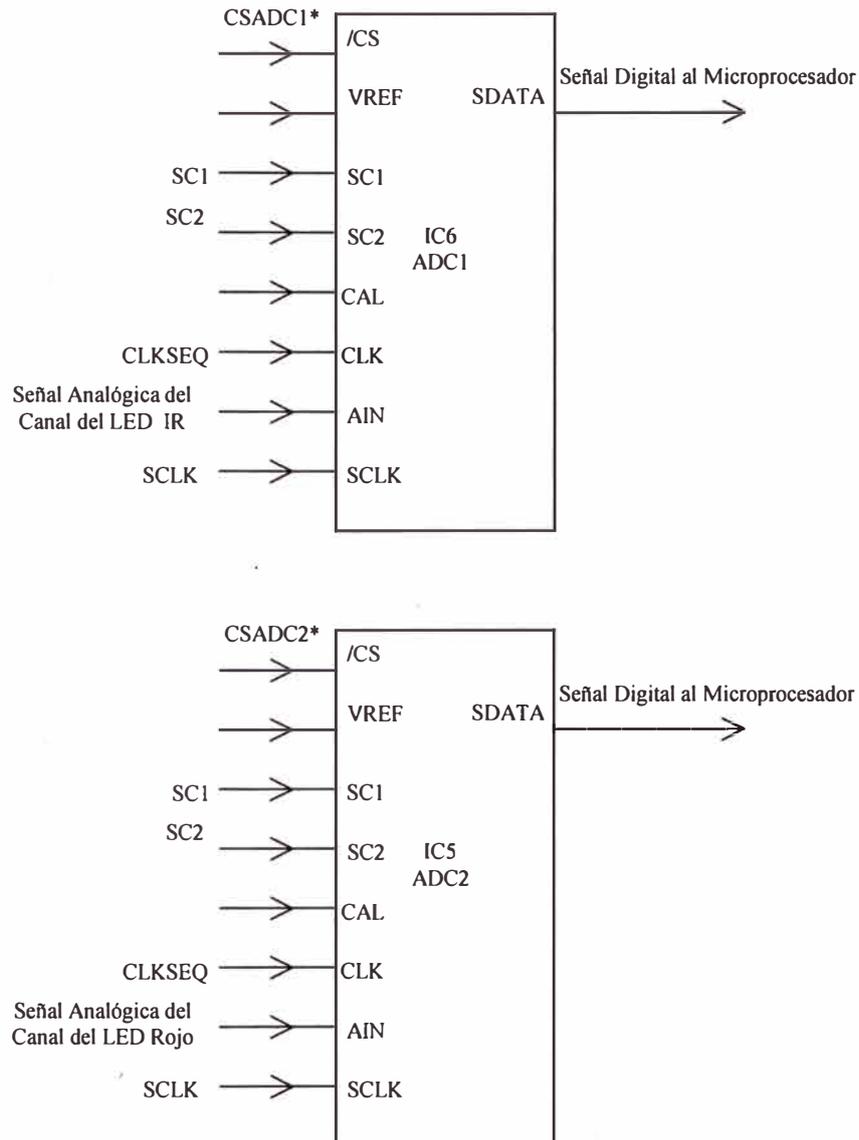


Fig. 4.15 Convertidor A / D para los leds Infrarrojo y Rojo

4.2 Monitorización de gases respiratorios

La administración de anestesia general durante el procedimiento quirúrgico implica el suministro, vía inhalatoria, de sustancias en forma gaseosa: oxígeno (O_2), óxido nítrico (N_2O) y agentes anestésicos (halotano, enflorano, isoflorano, desflorano y sevoflorano)

La dosificación de dichos gases es fijada por el anestesiólogo en función a varios factores (tipo de paciente, historia clínica, intervención quirúrgica, etc.). Entonces, como es lógico, el anestesiólogo precisa medir tanto la administración de los gases así como la adecuada ventilación del paciente. Para tal efecto, se podría resumir tres formas de cuantificar la administración:

- Observando los signos de anestesia según como el paciente respira el anestésico. Si el paciente aparece ligeramente anestesiado, se sabe que la concentración del anestésico en la sangre del paciente aún es baja. Pero no se puede saber cuánto. Se confía en la experiencia clínica del anesthesiólogo para adicionar o detener el anestésico.
- Verificando el valor establecido en el vaporizador. Pero ello no indica si la máquina de anestesia está actualmente entregando exactamente la cantidad fijada ni la concentración que el paciente está inspirando.
- Medición de las concentraciones inspiradas y exhaladas de los gases por un sistema de monitorización. Esto elimina muchas de las incertidumbres descritas en los puntos precedentes otorgando seguridad al procedimiento.

4.2.1 Principio de medición de gases

a) Medición de Oxígeno

La medición de la concentración de oxígeno en la mezcla de gases respiratorios, puede efectuarse mediante varias técnicas.

Uno de los métodos tradicionales es el **electroquímico**, en el cual se dispone de un sensor químico (comúnmente conocido como celda de oxígeno) y a través del cual se genera una corriente eléctrica como resultado de la reacción química que el oxígeno produce al combinarse con las sustancias químicas que forman parte del sensor. Esta corriente será proporcional a la concentración de oxígeno presente en la mezcla.

Otra de las técnicas empleadas se basa en las propiedades **paramagnéticas** del oxígeno, observándose diferentes criterios en el diseño de los sensores de los diversos fabricantes.

En la figura 4.16 se presenta como ejemplo un sensor paramagnético de oxígeno de uno de los fabricantes de equipos de anestesia. Dicho sensor consta de dos entradas de gas: una procedente del paciente (gas de muestra) y otra del medio ambiente (gas de referencia). El punto en que ambos gases confluyen es sometido a la influencia de un campo magnético, causando que el oxígeno tienda a ocupar esta zona y oponiendo resistencia a ser arrastrado por el flujo de muestras, creándose restricciones al paso de gas y produciéndose una diferencia de presión la cual será proporcional a la concentración de oxígeno. Luego, mediante un transductor de presión diferencial, se genera una señal eléctrica la misma que es procesada por la electrónica del equipo obteniéndose el registro correspondiente del porcentaje de concentración de oxígeno en la mezcla.

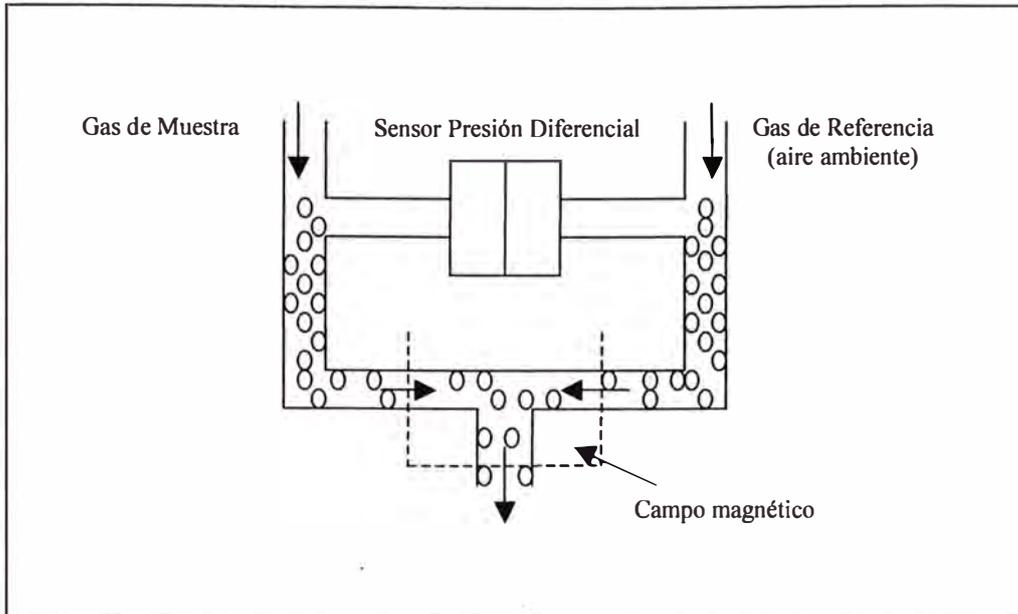


Fig. 4.16 Sensor paramagnético

b) Medición de CO₂, N₂O y Agentes Anestésicos

La medición de CO₂, N₂O y agentes anestésicos en la mezcla de gas respiratorio, se basa en el hecho que los diferentes componentes de la mezcla gaseosa absorben la luz infrarroja a diferentes longitudes de onda.

Para que una molécula pueda absorber radiación infrarroja debe ser asimétrica y poliatómica. Esto implica que los átomos o moléculas que no satisfacen estos requerimientos no absorben; tal es el caso del helio, argón, hidrogeno, oxígeno y nitrógeno.

El espectro electromagnético puede ser descrito por la longitud de onda (λ), número de onda ($1/\lambda$) y la frecuencia ($\nu = c/\lambda$), donde c es la velocidad de la luz. El número de onda es proporcional a la energía:

$$E = h\nu = hc/\lambda \quad (4.2)$$

Donde h es la Constante de Planck.

Dicha relación muestra que las energías más grandes poseen las frecuencias más altas, números de onda más grandes y longitudes de onda más cortas. Un grupo de estas frecuencias poseen suficiente energía para ionizar moléculas (roentgen y ultravioleta), algunas son absorbidas y producen reacciones químicas (ultravioleta y visible), y otras influyen sobre la vibración y rotación de las moléculas (infrarrojo)

El espectro infrarrojo empieza justo fuera de la parte roja del espectro visible ($0.4\mu\text{m}$ a $0.8\mu\text{m}$) y se extiende hasta aproximadamente $40\mu\text{m}$.

La región infrarroja del espectro posee ciertas ventajas para el monitoreo médico. Es seguro porque no causa cambios permanentes en la molécula. La absorción de la energía infrarroja incrementa la vibración y rotación molecular, lo cual incrementa la temperatura y presión, pero muy ligeramente. Por consiguiente, puede usarse para medición en línea de los gases respiratorios.

En la figura 4.17 se muestra el espectro de absorción para algunos gases respiratorios más comunes. Se puede observar que el dióxido de carbono (CO_2) posee una fuerte banda de absorción cercana a infrarrojo ($4.26\mu\text{m}$). Los agentes anestésicos volátiles tienen una banda común a $3.3\mu\text{m}$ y una serie de bandas que se superponen en la región comprendida de $7\mu\text{m}$ a $10\mu\text{m}$. Adicionalmente, el halotano tiene dos bandas prominentes entre $11\mu\text{m}$ y $12.5\mu\text{m}$.

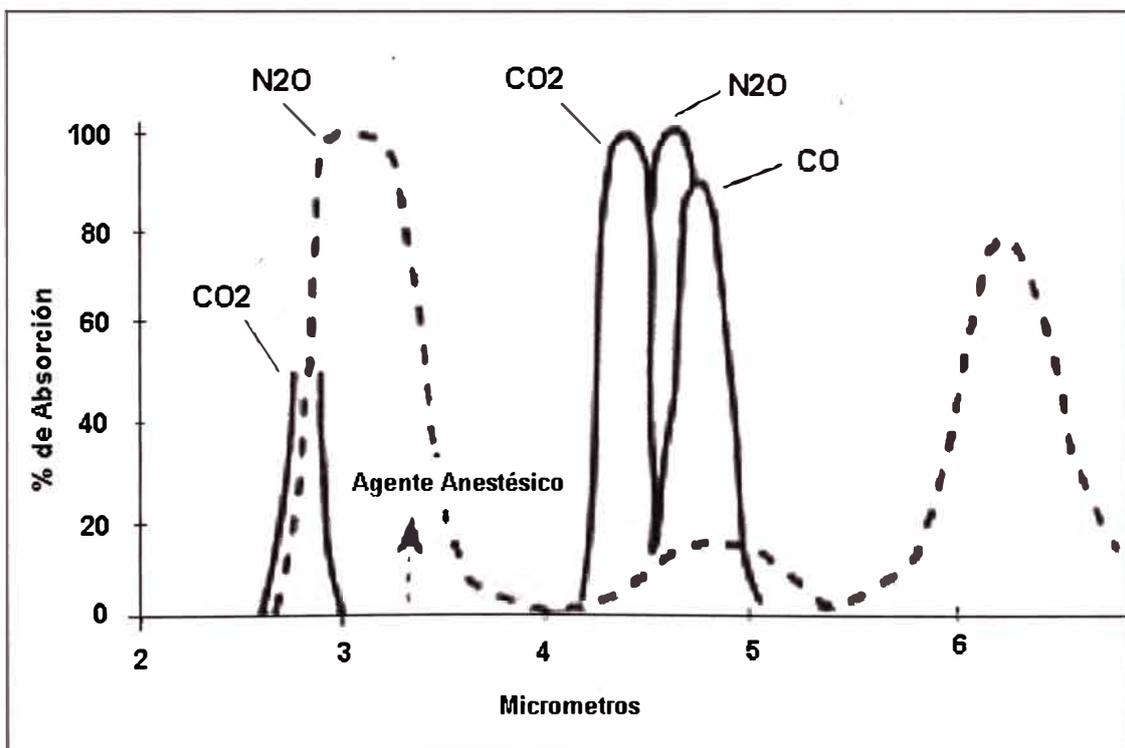


Fig. 4.17 Espectroscopía Infrarroja

La banda del óxido nítrico (N_2O) está en $4.55\mu\text{m}$, lo cual es suficientemente cercana a la principal banda del CO_2 para representar un problema potencial. Además, debido a su alta concentración, su influencia sobre la absorción de CO_2 debe ser tomada en cuenta.

4.2.2 Sistema óptico de medición

El sistema óptico de medición se compone del banco óptico de medición y de su respectiva electrónica.

Como ya se mencionó, un banco óptico opera bajo el principio de Radiación Infrarroja No Dispersiva (NDIR), que significa que los diferentes gases absorben diferentes longitudes de onda de la energía infrarroja.

Sus principales componentes son los siguientes (Ver figura 4.18):

- **Fuente de luz infrarroja** que produce la energía infrarroja. Las características dependerá de cada fabricante. Como ejemplo, puede estar constituido por una espiral de alambre al rojo vivo calentado a 800°C y controlado por un regulador de potencia. La fuente de luz irradia un rango de longitud de onda de infrarrojo hacia una cámara de muestreo. Existe por lo general, un lente cuyo material puede ser de germanio que enfoca la radiación sobre el disco de filtros. El tipo de filtro ubicado al frente de dicha fuente determina cuál longitud de onda de la energía infrarroja pasa hacia la cámara de muestreo.
- **El disco o rueda de filtros ópticos** que se sintoniza a la frecuencia del gas a medir. Dependiendo de su sofisticación, dispone de un número determinado de filtros. Por ejemplo, encontramos en el diseño de algunos fabricantes un total de 8 filtros: 3 para los gases anestésicos, 01 para CO₂, 01 para N₂O, 2 de referencia para NIR y MIR, 01 para puesta a cero. Están compuestos de germanio y se encuentran vaporizados, en parte, hasta en 100 capas.
- **Cámara de muestreo** que se llena con el gas a ser muestreado. Se encuentra en el recorrido de los rayos, detrás del disco de filtros. Estos filtros permiten el paso de específicas bandas de energía infrarroja hacia la cámara de muestreo. A continuación de la cámara, la radiación es enfocada mediante otro lente sobre el detector.
- **Motor** que es del tipo de corriente continua y su función es hacer girar al disco de filtros. La velocidad del motor es controlada a una velocidad determinada como puede ser a 3600RPM ó 3300RPM según diseño de los fabricantes. Para mantener las revoluciones constantes se regula desde el procesador mediante una modulación de amplitud de pulsos o lazo de control de frecuencia.

El disco de filtros se ubica sobre el eje del motor y gira al mismo tiempo que éste. Las revoluciones del motor son controladas por una barrera óptica.

- **Detector** que sensa la cantidad de energía infrarroja que pasa a través de la cámara de muestreo. Esta cantidad varía según la concentración de gas en la cámara de muestreo. La intensidad de la luz transmitida será máxima cuando no se tiene moléculas de gas en la cámara. Por tanto, la señal de salida del detector tendrá una amplitud máxima a una concentración igual a 0% y viceversa una amplitud mínima para la máxima concentración. El material del detector puede ser de plomo-selenio. En el diseño de algunos fabricantes los detectores de radiación infrarroja usados son unas termopilas.
- **Bomba:** El sistema tiene una bomba que aspira continuamente una pequeña muestra de gas del circuito respiratorio a través de una línea introduciéndolo en la cámara de muestreo. El flujo de transporte del gas puede ser seleccionado por el usuario. Son valores típicos: 50, 100 ó 150ml/min.
- **Tarjeta electrónica** que contiene el circuito para controlar la operación eléctrica del banco óptico y se encarga fundamentalmente de: Conversión Analógica Digital (ADC) de la señal sensada por el detector, cálculo de la concentración de los gases (CO_2 , N_2O y agentes anestésicos), presentación de la información en la pantalla y generación de alarmas.

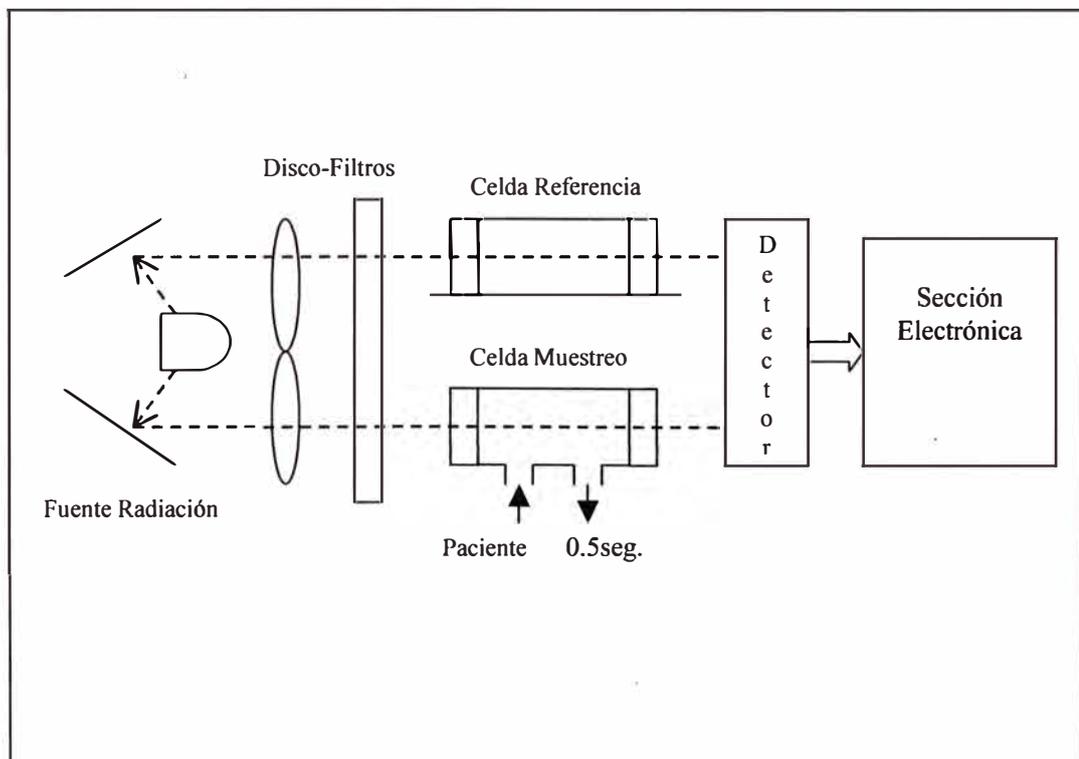


Fig. 4.18 Diagrama de bloques Sistema Óptico

CONCLUSIONES

1. Los requerimientos de la medicina ha inducido el desarrollo de una variedad de estrategias en la fabricación del equipamiento involucrado.
2. El continuo avance de la tecnología permite la introducción y aplicación de nuevos métodos y herramientas en el diseño.
3. Cada fabricante utiliza su propia tecnología, aunque los principios de medición sean, en muchos casos, idénticos.
4. Entre los criterios de evaluación y selección para el diseño, se toma en consideración, además de los parámetros técnicos de los componentes, aspectos relativos a los costos y características físicas relacionadas al tipo de material y empaque, toda vez que muchas veces interactúan con el paciente, como es el caso de los accesorios y el circuito paciente, los cuales representan un porcentaje considerable de las causas de las anomalías o funcionamiento deficiente más comunes del equipo.
5. Actualmente, uno de los aspectos más preocupantes del buen funcionamiento, son los errores de operación del personal clínico.
6. Considerando que la administración de la anestesia es un procedimiento que potencialmente implica un alto riesgo para el paciente, los equipos de anestesia disponen en su diseño, de una serie de mecanismos de seguridad que permiten contrarrestar la ocurrencia de anomalías y/o advertir al operador de tales eventos.
7. Muchos aspectos del diseño, procesamiento y uso de los dispositivos médicos están comprendidos en normas y estándares tales como: IEC, AAMI, ANSI, DIN, CSA.
8. El costo asociado a las unidades de anestesia y en todo equipo médico, no solo significa el costo inicial o de compra, sino se tiene que considerar el total: el costo de la **compra** (adquisición), el costo de la **propiedad** (por un período determinado generalmente de diez años y que comprende el costo del capital inicialmente invertido, costo de los intereses derivados de la compra, el mantenimiento y los repuestos, consumo de energía, etc.), el costo de la **terapia** (los accesorios e insumos

(consumibles y desechables) involucrados en el funcionamiento de los equipos: filtros, mascarillas, corrugados, sensores, oxígeno, sedantes) y el costo de **Obsolescencia** (el desfase tecnológico del equipo si no tiene la capacidad de crecimiento e integración de upgrades)

9. El nivel de desarrollo logrado en el diseño de la etapa del Sistema de Dosificación referido en el capítulo III, ha contribuido a la implementación y práctica clínica, cada vez de uso más generalizado, de procedimientos quirúrgicos mediante la técnica de **“anestesia a bajos flujos y flujos mínimos”**.
10. El conocimiento y la evaluación de la tecnología disponible en el mercado permite definir las características técnicas que deben cumplir los equipos e identificar las necesidades y requerimientos a nivel institucional.
11. Es indispensable que en la estructura de una institución prestadora de servicios de salud se incorpore un departamento especializado en la Ingeniería Biomédica, encargada de la gestión tecnológica del equipamiento hospitalario.

ANEXO A
PRINCIPALES COMPONENTES ELECTRÓNICOS (Figuras: 4.11, 4.12, 4.13, 4.14)

Figura 4.11 Adquisición y Conversión

ÍTEM	DESCRIPCIÓN
R1, R2, R6, R8, R12	Resistencia de 100K Ω , 1/4W
R3	Resistencia de 66.5K Ω , 1/4W
R4	Resistencia de 41K Ω
R5	Resistencia de 100 Ω , 1/4W
R7, R11	Resistencia de 3.92K Ω , 1/4W
R9, R13	Resistencia de 41.2K Ω , 1/4W
R10, R14	Resistencia de 13.7K Ω , 1/4W
C1, C3	Condensador de 47pf, 63V
C2	Condensador de 0.1uf, 50V
C4, C5, C6, C7, C8	Condensador de 0.1uf, 63V
IC1, IC2, IC3, IC4	AD712JN, Amplificador Operacional Dual BIFET
SW1, SW2, SW3, SW4	DG444DJ, SPST CMOS Analog Switch, 4 canales
IC5, IC6	ADC CS5503JP, Covertidor A/D 20 bits
Q1	VN0610L, Transistor N Channel, enhancement

Figura 4.12 Control de conducción de LEDS

ÍTEM	DESCRIPCIÓN
R15	Resistencia de 20K Ω , 1/4W
R16, R21	Resistencia de 6.49K Ω , 1/4W
R17	Resistencia de 3.3 Ω , 1/4W
R18, R19, R23, R24	Resistencia de 41K Ω
R20	Resistencia de 20K Ω , 1/4W
R22	Resistencia de 5.6 Ω , 1/4W
C9, C11	Condensador de 47pf, 63V
C10, C12	Condensador de 0.1uf, 50V
IC7, IC8, IC9, IC10	TL074CN, Amplificador Operacional BIFET Dual
DAC	AD7528JN, Convertidor D/A
Q2, Q3, Q4, Q5	VN0610L, Transistor N Channel, enhancement

Figura 4.13 Control y Procesamiento Central

ÍTEM	DESCRIPCIÓN
IC14	HD64180RP, Microprocesador
IC15	27C010, EPROM
IC16	HM62256LP - 12, 32K STATIC RAM
IC17	74HC573, D trans latches
IC18	74HC138, Decoder / Demux
IC19, IC21	18CV8, PEEL
IC20	MM74HC4020N, Contador binario 14 bit

Figura 4.14 Control Parámetros de estado del sensor

ÍTEM	DESCRIPCIÓN
R25, R28	Resistencia de 100K Ω
R26	Resistencia de 1K Ω , 1/4W
R27, R30, R33, R34	Resistencia de 41K Ω
R29	Resistencia de 66K Ω , 1/4W
R31	Resistencia de 10K Ω
R32	Resistencia de 26.7 Ω , 1/4W
C14	Condensador de 100uf, 16V
C15, C16	Condensador de 0.1uf, 50V
C17	Condensador de 4700pf, 100V
IC11	TL074CN, QUAD FET LOW OFF SET OPAMP
IC12	HC4051, Multiplexor de 8 canales
IC13	TLC5491P, Convertidor A/D de 8 bits
D1	Diodo 1N4148
D2	Diodo Zener, BZX79-C7V5. 7.5V, 500MW
D3	Diodo schottky, BAT85

ANEXO B
AMPLIFICADOR OPERACIONAL AD712JN (IC1, IC2, IC3, IC4; Fig. 4.11)



Dual Precision, Low Cost, High Speed, BiFET Op Amp

AD712

FEATURES

Enhanced Replacements for LF412 and TL082

AC PERFORMANCE

Settles to $\pm 0.01\%$ in 1.0 ms

16 V/ μ s min Slew Rate (AD712J)

3 MHz min Unity Gain Bandwidth (AD712J)

DC PERFORMANCE

0.30 mV max Offset Voltage: (AD712C)

5 μ V/ $^{\circ}$ C max Drift: (AD712C)

200 V/mV min Open-Loop Gain (AD712K)

4 μ V p-p max Noise, 0.1 Hz to 10 Hz (AD712C)

Surface Mount Available in Tape and Reel in Accordance with EIA-481A Standard

MIL-STD-883B Parts Available

Single Version Available: AD711

Quad Version: AD713

Available in Plastic Mini-DIP, Plastic SOIC, Hermetic Cerdip, Hermetic Metal Can Packages and Chip Form

PRODUCT DESCRIPTION

The AD712 is a high speed, precision monolithic operational amplifier offering high performance at very modest prices. Its very low offset voltage and offset voltage drift are the results of advanced laser wafer trimming technology. These performance benefits allow the user to easily upgrade existing designs that use older precision BiFETs and, in many cases, bipolar op amps.

The superior ac and dc performance of this op amp makes it suitable for active filter applications. With a slew rate of 16 V/ μ s and a settling time of 1 μ s to $\pm 0.01\%$, the AD712 is ideal as a buffer for 12-bit D/A and A/D Converters and as a high-speed integrator. The settling time is unmatched by any similar IC amplifier.

The combination of excellent noise performance and low input current also make the AD712 useful for photo diode preamps. Common-mode rejection of 88 dB and open loop gain of 400 V/mV ensure 12-bit performance even in high-speed unity gain buffer circuits.

The AD712 is pinned out in a standard op amp configuration and is available in seven performance grades. The AD712J and AD712K are rated over the commercial temperature range of 0 $^{\circ}$ C to +70 $^{\circ}$ C. The AD712A, AD712B and AD712C are rated over the industrial temperature range of -40 $^{\circ}$ C to +85 $^{\circ}$ C. The AD712S and AD712T are rated over the military temperature range of -55 $^{\circ}$ C to +125 $^{\circ}$ C and are available processed to MIL-STD-883-B, Rev. C.

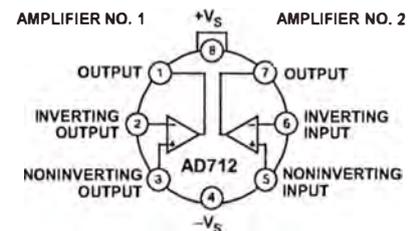
Extended reliability PLUS screening is available, specified over the commercial and industrial temperature ranges. PLUS

REV. B

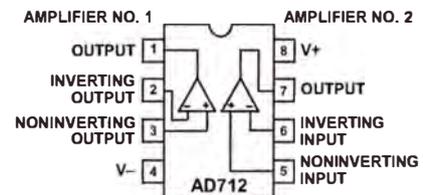
Information furnished by Analog Devices is believed to be accurate and reliable. However, no responsibility is assumed by Analog Devices for its use, nor for any infringements of patents or other rights of third parties which may result from its use. No license is granted by implication or otherwise under any patent or patent rights of Analog Devices.

CONNECTION DIAGRAMS

TO-99
(H) Package



Plastic Mini-DIP (N) Package
SOIC (R) Package and Cerdip (Q) Package



screening includes 168-hour burn-in, as well as other environmental and physical tests.

The AD712 is available in an 8-lead plastic mini-DIP, SOIC, cerdip, TO-99 metal can, or in chip form.

PRODUCT HIGHLIGHTS

1. The AD712 offers excellent overall performance at very competitive prices.
2. Analog Devices' advanced processing technology and with 100% testing guarantees a low input offset voltage (0.3 mV max, C grade, 3 mV max, J grade). Input offset voltage is specified in the warmed-up condition. Analog Devices' laser wafer drift trimming process reduces input offset voltage drifts to 5 μ V/ $^{\circ}$ C max on the AD712C.
3. Along with precision dc performance, the AD712 offers excellent dynamic response. It settles to $\pm 0.01\%$ in 1 μ s and has a minimum slew rate of 16 V/ μ s. Thus this device is ideal for applications such as DAC and ADC buffers which require a combination of superior ac and dc performance.
4. The AD712 has a guaranteed and tested maximum voltage noise of 4 μ V p-p, 0.1 Hz to 10 Hz (AD712C).
5. Analog Devices' well-matched, ion-implanted JFETs ensure a guaranteed input bias current (at either input) of 50 pA max (AD712C) and an input offset current of 10 pA max (AD712C). Both input bias current and input offset current are guaranteed in the warmed-up condition.

AD712—SPECIFICATIONS (V_S = ±15 V @ T_A = +25°C unless otherwise noted)

Parameter	AD712J/A/S			AD712K/B/T			AD712C			Units
	Min	Typ	Max	Min	Typ	Max	Min	Typ	Max	
INPUT OFFSET VOLTAGE ¹										
Initial Offset		0.3	3/1/1		0.2	1.0/0.7/0.7		0.1	0.3	mV
T _{MIN} to T _{MAX}			4/2/2			2.0/1.5/1.5			0.6	mV
vs. Temp		7	20/20/20		7	10		3	5	μV/°C
vs. Supply	76	95		80	100		86	110		dB
T _{MIN} to T _{MAX}	76/76/76			80			86			dB
Long-Term Offset Stability		15			15			15		μV/Month
INPUT BIAS CURRENT ²										
V _{CM} = 0 V		25	75		20	75		20	50	pA
V _{CM} = 0 V @ T _{MAX}		0.6/1.6/26	1.7/4.8/77		0.5/1.3/20	1.7/4.8/77		1.3	3.2	nA
V _{CM} = ±10 V			100			100			75	pA
INPUT OFFSET CURRENT										
V _{CM} = 0 V		10	25		5	25		5	10	pA
V _{CM} = 0 V @ T _{MAX}		0.3/0.7/11	0.6/1.6/26		0.1/0.3/5	0.6/1.6/26		0.3	0.7	nA
MATCHING CHARACTERISTICS										
Input Offset Voltage			3/1/1			1.0/0.7/0.7			0.3	mV
T _{MIN} to T _{MAX}			4/2/2			2.0/1.5/1.5			0.6	mV
Input Offset Voltage Drift			20/20/20			10			5	μV/°C
Input Bias Current			25			25			10	pA
Crosstalk @ f = 1 kHz		120			120			120		dB
@ f = 100 kHz		90			90			90		dB
FREQUENCY RESPONSE										
Small Signal Bandwidth	3.0	4.0		3.4	4.0		3.4	4.0		MHz
Full Power Response		200			200			200		kHz
Slew Rate	16	20		18	20		18	20		V/μs
Settling Time to 0.01%		1.0	1.2		1.0	1.2		1.0	1.2	μs
Total Harmonic Distortion		0.0003			0.0003			0.0003		%
INPUT IMPEDANCE										
Differential		3 × 10 ¹² 5.5			3 × 10 ¹² 5.5			3 × 10 ¹² 5.5		Ω pF
Common Mode		3 × 10 ¹² 5.5			3 × 10 ¹² 5.5			3 × 10 ¹² 5.5		Ω pF
INPUT VOLTAGE RANGE										
Differential ³		±20			±20			±20		V
Common-Mode Voltage ⁴		+14.5, -11.5			+14.5, -11.5			+14.5, -11.5		V
T _{MIN} to T _{MAX}	-V_S + 4		+V_S - 2	-V_S + 4		+V_S - 2	-V_S + 4		+V_S - 2	V
Common-Mode Rejection Ratio										dB
V _{CM} = ±10 V	76	88		80	88		86	94		dB
T _{MIN} to T _{MAX}	76/76/76	84		80	84		86	90		dB
V _{CM} = ±11 V	70	84		76	84		76	90		dB
T _{MIN} to T _{MAX}	70/70/70	80		74	80		74	84		dB
INPUT VOLTAGE NOISE										
		2			2			2		μV p-p
		45			45			45		nV/√Hz
		22			22			22		nV/√Hz
		18			18			18		nV/√Hz
		16			16			16		nV/√Hz
INPUT CURRENT NOISE		0.01			0.01			0.01		pA/√Hz
OPEN-LOOP GAIN										
	150	400		200	400		200	400		V/mV
	100/100/100			100			100			V/mV
OUTPUT CHARACTERISTICS										
Voltage		+13, -12.5	+13.9, -13.3	+13, -12.5	+13.9, -13.3		+13, -12.5	+13.9, -13.3		V
		±12/±12/±12	+13.8, -13.1	±12	+13.8, -13.1		±12	+13.8, -13.1		V
Current		25			25			25		mA
POWER SUPPLY										
Rated Performance		±15			±15			±15		V
Operating Range	±4.5		±18	±4.5		±18	±4.5		±18	V
Quiescent Current		5.0	6.8		5.0	6.0		5.0	5.6	mA

NOTES

¹Input Offset Voltage specifications are guaranteed after 5 minutes of operation at T_A = +25°C.

²Bias Current specifications are guaranteed maximum at either input after 5 minutes of operation at T_A = +25°C. For higher temperatures, the current doubles every 10°C.

³Defined as voltage between inputs, such that neither exceeds ±10 V from ground.

⁴Typically exceeding -14.1 V negative common-mode voltage on either input results in an output phase reversal.

Specifications in **boldface** are tested on all production units at final electrical test. Results from those tests are used to calculate outgoing quality levels. All min and max specifications are guaranteed, although only those shown in **boldface** are tested on all production units.

Specifications subject to change without notice.

ABSOLUTE MAXIMUM RATINGS¹

Supply Voltage	± 18 V
Internal Power Dissipation ²	
Input Voltage ³	± 18 V
Output Short Circuit Duration	Indefinite
Differential Input Voltage	+V _S and -V _S
Storage Temperature Range (Q, H)	-65°C to +150°C
Storage Temperature Range (N, R)	-65°C to +125°C
Operating Temperature Range	
AD712J/K	0°C to +70°C
AD712A/B/C	-40°C to +85°C
AD712S/T	-55°C to +125°C
Lead Temperature Range (Soldering 60 sec)	+300°C

NOTES

¹Stresses above those listed under Absolute Maximum Ratings may cause permanent damage to the device. This is a stress rating only; functional operation of the device at these or any other conditions above those indicated in the operational section of this specification is not implied. Exposure to absolute maximum rating conditions for extended periods may affect device reliability.

²Thermal Characteristics:

8-Lead Plastic Package:	$\theta_{JA} = 165^{\circ}\text{C/Watt}$
8-Lead Cerdip Package:	$\theta_{JC} = 22^{\circ}\text{C/Watt}$; $\theta_{JA} = 110^{\circ}\text{C/Watt}$
8-Lead Metal Can Package:	$\theta_{JC} = 65^{\circ}\text{C/Watt}$; $\theta_{JA} = 150^{\circ}\text{C/Watt}$
8-Lead SOIC Package:	$\theta_{JA} = 100^{\circ}\text{C}$

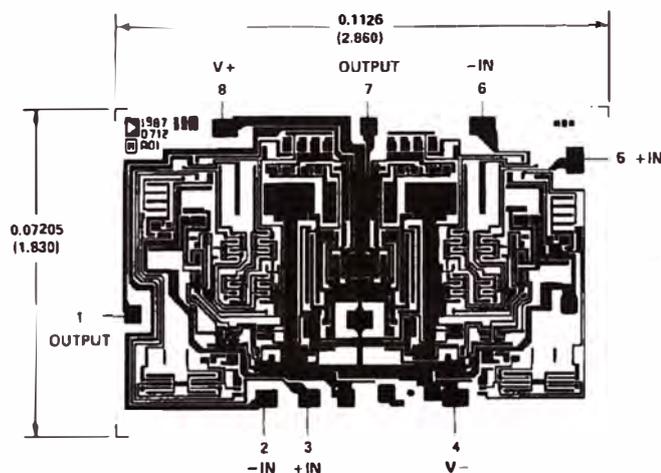
³For supply voltages less than ± 18 V, the absolute maximum input voltage is equal to the supply voltage.

ORDERING GUIDE

Model	Temperature Range	Package Description	Package Option
AD712ACHIPS	-40°C to +85°C	Bare Die	
AD712AH	-40°C to +85°C	8-Lead Metal Can	H-08A
AD712AQ	-40°C to +85°C	8-Lead Ceramic DIP	Q-8
AD712BH	-40°C to +85°C	8-Lead Metal Can	H-08A
AD712BQ	-40°C to +85°C	8-Lead Ceramic DIP	Q-8
AD712CH	-40°C to +85°C	8-Lead Metal Can	H-08A
AD712CN	-40°C to +85°C	8-Lead Plastic DIP	N-8
AD712JN	0°C to +70°C	8-Lead Plastic DIP	N-8
AD712JR	0°C to +70°C	8-Lead Plastic SOIC	R-8
AD712JR-REEL	0°C to +70°C	8-Lead Plastic SOIC	R-8
AD712JR-REEL7	0°C to +70°C	8-Lead Plastic SOIC	R-8
AD712KN	0°C to +70°C	8-Lead Plastic DIP	N-8
AD712KR	0°C to +70°C	8-Lead Plastic SOIC	R-8
AD712KR-REEL	0°C to +70°C	8-Lead Plastic SOIC	R-8
AD712KR-REEL7	0°C to +70°C	8-Lead Plastic SOIC	R-8
AD712SCHIPS	-55°C to +125°C	Bare Die	
AD712SQ	-55°C to +125°C	8-Lead Ceramic DIP	Q-8
AD712SQ/883B	-55°C to +125°C	8-Lead Ceramic DIP	Q-8
AD712TQ	-55°C to +125°C	8-Lead Ceramic DIP	Q-8
AD712TQ/883B	-55°C to +125°C	8-Lead Ceramic DIP	Q-8

METALIZATION PHOTOGRAPH

Dimensions shown in inches and (mm).
Contact factory for latest dimensions.



ANEXO C
CONVERTIDOR A/D CS5503 (IC5, IC6; Fig. 4.11)

16 & 20-Bit A/D Converter

Features

- Monolithic CMOS ADC with Filtering
 - 6-Pole, Low-Pass Gaussian Filter
- Up to 4 kHz Output Word Rates
 - On Chip Self-Calibration Circuitry
 - Linearity Error: $\pm 0.0003\%$
 - Differential Nonlinearity:
 - CS5501: 16-Bit No Missing Codes (DNL $\pm 1/8$ LSB)
 - CS5503: 20-Bit No Missing Codes
- System Calibration Capability
- Flexible Serial Communications Port
 - μ C-Compatible Formats
 - 3-State Data and Clock Outputs
 - UART Format (CS5501 only)
- Pin-Selectable Unipolar/Bipolar Ranges
- Low Power Consumption: 25 mW
 - 10 μ W Sleep Mode for Portable Applications

Description

The CS5501 and CS5503 are CMOS A/D converters ideal for measuring low-frequency signals representing physical, chemical, and biological processes. They utilize charge-balance techniques to achieve 16-bit (CS5501) and 20-bit (CS5503) performance with up to 4 kHz word rates.

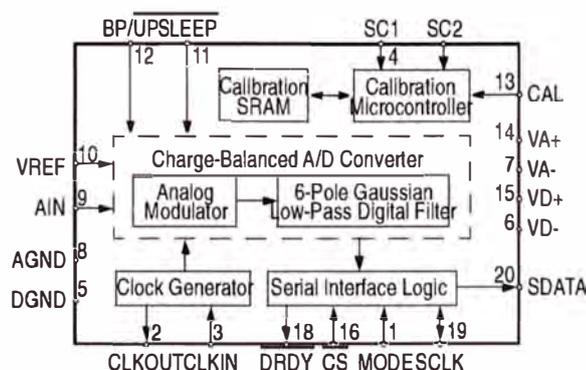
The converters continuously sample at a rate set by the user in the form of either a CMOS clock or a crystal. On-chip digital filtering processes the data and updates the output register at up to a 4 kHz rate. The converters' low-pass, 6-pole Gaussian response filter is designed to allow corner frequency settings from 0.1 Hz to 10 Hz in the CS5501 and 0.5 Hz to 10 Hz in the CS5503. Thus, each converter rejects 50 Hz and 60 Hz line frequencies as well as any noise at spurious frequencies.

The CS5501 and CS5503 include on-chip self-calibration circuitry which can be initiated at any time or temperature to insure offset and full-scale errors of typically less than 1/2 LSB for the CS5501 and less than 4 LSB for the CS5503. The devices can also be applied in system calibration schemes to null offset and gain errors in the input channel.

Each device's serial port offers two general purpose modes of operation for direct interface to shift registers or synchronous serial ports of industry-standard microcontrollers. In addition, the CS5501's serial port offers a third, UART-compatible mode of asynchronous communication.

ORDERING INFORMATION

See page 33.



CS5501 ANALOG CHARACTERISTICS ($T_A = T_{MIN}$ to T_{MAX} ; $V_{A+}, V_{D+} = 5V$; $V_{A-}, V_{D-} = -5V$; $V_{REF} = 2.5V$; $CLKIN = 4.096MHz$; Bipolar Mode; $MODE = +5V$; $R_{source} = 750\Omega$ with a 1nF to AGND at AIN (see Note 1); Digital Inputs: Logic 0 = GND; Logic 1 = V_{D+} ; unless otherwise specified.)

Parameter*		CS5501-A, B, C			CS5501-S, T			Units
		Min	Typ	Max	Min	Typ	Max	
Specified Temperature Range		-40 to +85			-55 to +125			°C
Accuracy								
Linearity Error	-A, S	-	0.0015	0.003	-	-	0.003	±%FS
	-B, T	-	0.0007	0.0015	-	0.0007	0.0015	±%FS
	-C	-	0.0003	0.0012	-	-	-	±%FS
Differential Nonlinearity	T_{MIN} to T_{MAX}	-	±1/8	±1/2	-	±1/8	±1/2	LSB16
Full Scale Error	(Note 2)	-	±0.13	±0.5	-	±0.13	±0.5	LSB16
Full Scale Drift	(Note 3)	-	±1.2	-	-	±2.3	-	LSB16
Unipolar Offset	(Note 2)	-	±0.25	±1	-	±0.25	±1	LSB16
Unipolar Offset Drift	(Note 3)	-	±4.2	-	-	+3.0 -25.0	-	LSB16
Bipolar Offset	(Note 2)	-	±0.25	±1	-	±0.25	±1	LSB16
Bipolar Offset Drift	(Note 3)	-	±2.1	-	-	+1.5 -12.5	-	LSB16
Bipolar Negative Full Scale Error	(Note 2)	-	±0.5	±2	-	±0.5	±2	LSB16
Bipolar Negative Full Scale Drift	(Note 3)	-	±0.6	-	-	±1.2	-	LSB16
Noise (Referred to Output)		-	1/10	-	-	1/10	-	LSB _{rms}

- Notes: 1. The AIN pin presents a very high input resistance at dc and a minor dynamic load which scales to the master clock frequency. Both source resistance and shunt capacitance are therefore critical in determining the CS5501's source impedance requirements. For more information refer the text section *Analog Input Impedance Considerations*.
2. Applies after calibration at the temperature of interest.
3. Total drift over the specified temperature range since calibration at power-up at 25°C (see Figure 11). This is guaranteed by design and /or characterization. Recalibration at any temperature will remove these errors.

μV	Unipolar Mode			Bipolar Mode		
	LSB's	%FS	ppm FS	LSB's	%FS	ppm FS
10	0.26	0.0004	4	0.13	0.0002	2
19	0.50	0.0008	8	0.26	0.0004	4
38	1.00	0.0015	15	0.50	0.0008	8
76	2.00	0.0030	30	1.00	0.0015	15
152	4.00	0.0061	61	2.00	0.0030	30

CS5501 Unit Conversion Factors, $V_{REF} = 2.5V$

* Refer to the Specification Definitions immediately following the Pin Description Section.

CS5503 ANALOG CHARACTERISTICS

(TA = TMIN to TMAX; VA+, VD+ = 5V; VA-, VD- = -5V; VREF = 2.5V; CLKIN = 4.096MHz; Bipolar Mode; MODE = +5V; Rsource = 750Ω with a 1nF to AGND at AIN (see Note 1); unless otherwise specified.)

Parameter*	CS5503-A, B, C			CS5503-S, T			Units	
	Min	Typ	Max	Min	Typ	Max		
Specified Temperature Range	-40 to +85			-55 to +125			°C	
Accuracy								
Linearity Error	-A, S	-	0.0015	0.003	-	-	0.003	±%FS
	-B, T	-	0.0007	0.0015	-	0.0007	TBD	±%FS
	-C	-	0.0003	0.0012	-	-	-	±%FS
Differential Nonlinearity (Not Missing Codes)	TMIN to TMAX	-	20	-	20	-	-	Bits
Full Scale Error	(Note 2)	-	±4	±16	-	±4	±16	LSB20
Full Scale Error Drift	(Note 3)	-	±19	-	-	±37	-	LSB20
Unipolar Offset	(Note 2)	-	±4	±16	-	±4	±16	LSB20
Unipolar Offset Drift	(Note 3)	-	±67	-	-	+48 -400	-	LSB20
Bipolar Offset	(Note 2)	-	±4	±16	-	±4	±16	LSB20
Bipolar Offset Drift	(Note 3)	-	±34	-	-	+24 -200	-	LSB20
Bipolar Negative Full Scale Error	(Note 2)	-	±8	±32	-	±8	±32	LSB20
Bipolar Negative Full Scale Drift	(Note 3)	-	±10	-	-	±20	-	LSB20
Noise (Referred to Output)		-	1.6	-	-	1.6	-	LSBrms (20)

∞V	Unipolar Mode			Bipolar Mode		
	LSB's	%FS	ppm Fs	LSB's	%FS	ppm FS
0.596	0.25	0.0000238	0.24	0.13	0.0000119	0.12
1.192	0.50	0.0000477	0.47	0.26	0.0000238	0.24
2.384	1.00	0.0000954	0.95	0.50	0.0000477	0.47
4.768	2.00	0.0001907	1.91	1.00	0.0000954	0.95
9.537	4.000	0.0003814	3.81	2.00	0.0001907	1.91

CS5503 Unit Conversion Factors, VREF = 2.5V

* Refer to the Specification Definitions immediately following the Pin Description Section.

ANALOG CHARACTERISTICS (Continued)

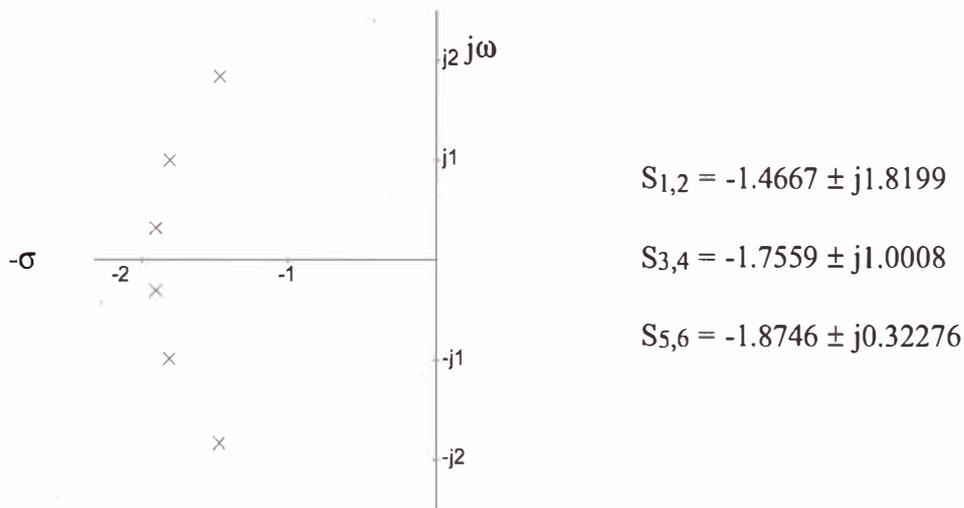
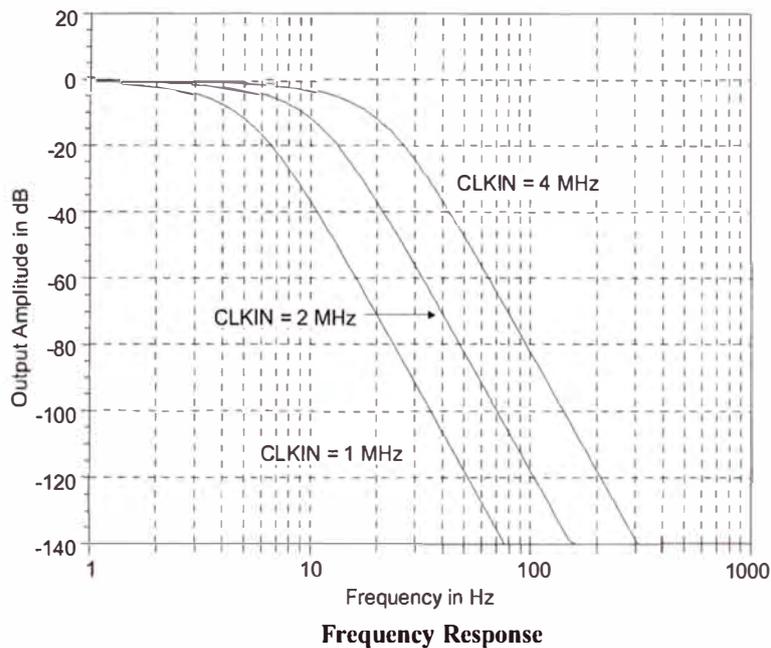
Parameter*	CS5501/3-A, B, C			CS5501/3-S, T			Units
	Min	Typ	Max	Min	Typ	Max	
Power Supplies							
DC Power Supply Currents							
IA+	-	2	3.2	-	2	3.2	mA
IA-	-	2	3.2	-	2	3.2	mA
ID+	-	1	1.5	-	1	1.5	mA
ID- (Note 4)	-	0.03	0.1	-	0.03	0.1	mA
Power Dissipation							
SLEEP High	-	25	40	-	25	40	mW
SLEEP Low (Note 4)	-	10	20	-	10	40	μW
Power Supply Rejection							
Positive Supplies	-	70	-	-	70	-	dB
Negative Supplies (Note 5)	-	75	-	-	75	-	dB
Analog Input							
Analog Input Range							
Unipolar	0 to +2.5			0 to +2.5			V
Bipolar	-	±2.5	-	-	±2.5	-	V
Input Capacitance	-	20	-	-	20	-	pF
DC Bias Current (Note 1)	-	1	-	-	1	-	nA
System Calibration Specifications							
Positive Full Scale Calibration Range	VREF+0.1			VREF+0.1			V
Positive Full Scale Input Overrange	VREF+0.1			VREF+0.1			V
Negative Full Scale Input Overrange	-(VREF+0.1)			-(VREF+0.1)			V
Maximum Offset Calibration Range (Notes 6, 7)							
Unipolar Mode	-(VREF + 0.1)			-(VREF + 0.1)			V
Bipolar Mode	-40%VREF to +40%VREF			-40%VREF to +40%VREF			V
Input Span (Note 8)	80% VREF	2VREF +0.2		80% VREF	2VREF +0.2		V

- Notes:
- All outputs unloaded.
 - 0.1Hz to 10Hz. PSRR at 60 Hz will exceed 120 dB due to the benefit of the digital filter.
 - In unipolar mode the offset can have a negative value (-VREF) such that the unipolar mode can mimic bipolar mode operation.
 - The specifications for Input Overrange and for Input Span apply additional constraints on the offset calibration range.
 - For Unipolar mode, Input Span is the difference between full scale and zero scale. For Bipolar mode, Input Span is the difference between positive and negative full scale points. When using less than the maximum input span, the span range may be placed anywhere within the range of $\pm(VREF + 0.1)$.

Specifications are subject to change without notice.

DYNAMIC CHARACTERISTICS

Parameter	Symbol	Ratio	Units
Sampling Frequency	f_s	CLKIN/ 256	Hz
Output Update Rate	f_{out}	CLKIN /1024	Hz
Filter Corner Frequency	f_{-3dB}	CLKIN /409,600	Hz
Settling Time to $\pm 0.0007\%$ FS (FS Step)	t_s	506,880/CLKIN	s



S-Domain Pole/Zero Plot (Continuous-Time Representation)

$$H(x) = [1 + 0.694x^2 + 0.241x^4 + 0.0557x^6 + 0.009664x^8 + 0.00134x^{10} + 0.000155x^{12}]^{-1/2}$$

where $x = f/f_{-3dB}$, $f_{-3dB} = CLKIN/409,600$, and f is the frequency of interest.

Continuous-Time Representation of 6-Pole Gaussian Filter

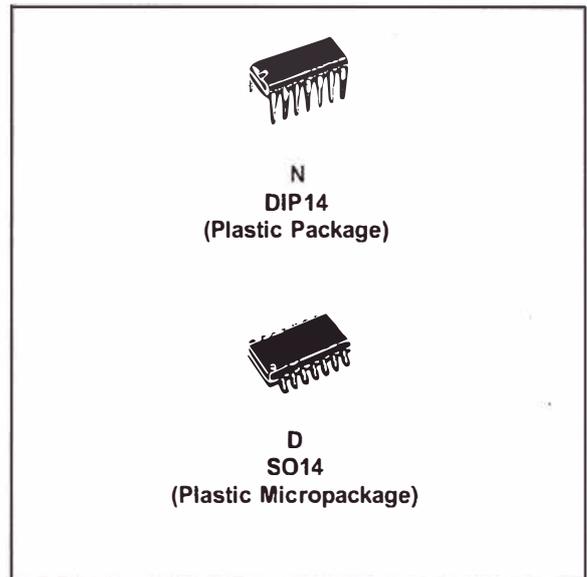
ANEXO D
AMPLIFICADOR OPERACIONAL TL074CN (IC7, IC8, IC9, IC10, IC11, Fig. 4.12,
4.14)



TL074 TL074A - TL074B

LOW NOISE J-FET QUAD OPERATIONAL AMPLIFIERS

- WIDE COMMON-MODE (UP TO V_{CC}^+) AND DIFFERENTIAL VOLTAGE RANGE
- LOW INPUT BIAS AND OFFSET CURRENT
- LOW NOISE $e_n = 15\text{nV}/\sqrt{\text{Hz}}$ (typ)
- OUTPUT SHORT-CIRCUIT PROTECTION
- HIGH INPUT IMPEDANCE J-FET INPUT STAGE
- LOW HARMONIC DISTORTION : 0.01% (typ)
- INTERNAL FREQUENCY COMPENSATION
- LATCH UP FREE OPERATION
- HIGH SLEW RATE : $13\text{V}/\mu\text{s}$ (typ)



DESCRIPTION

The TL074, TL074A and TL074B are high speed J-FET input quad operational amplifiers incorporating well matched, high voltage J-FET and bipolar transistors in a monolithic integrated circuit.

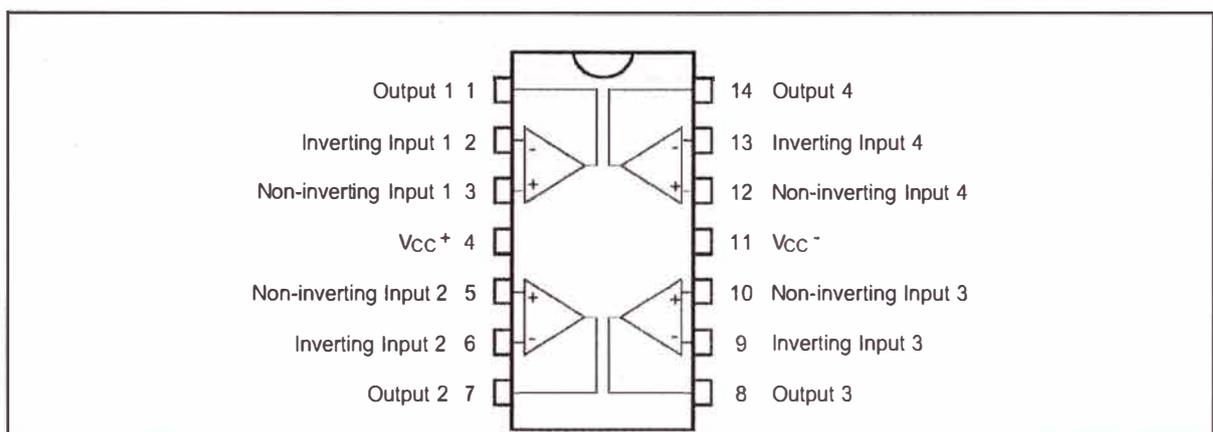
The devices feature high slew rates, low input bias and offset currents, and low offset voltage temperature coefficient.

ORDER CODE

Part Number	Temperature Range	Package	
		N	D
TL074M/AM/BM	-55°C, +125°C	•	•
TL074I/AI/BI	-40°C, +105°C	•	•
TL074C/AC/BC	0°C, +70°C	•	•
Example : TL074IN			

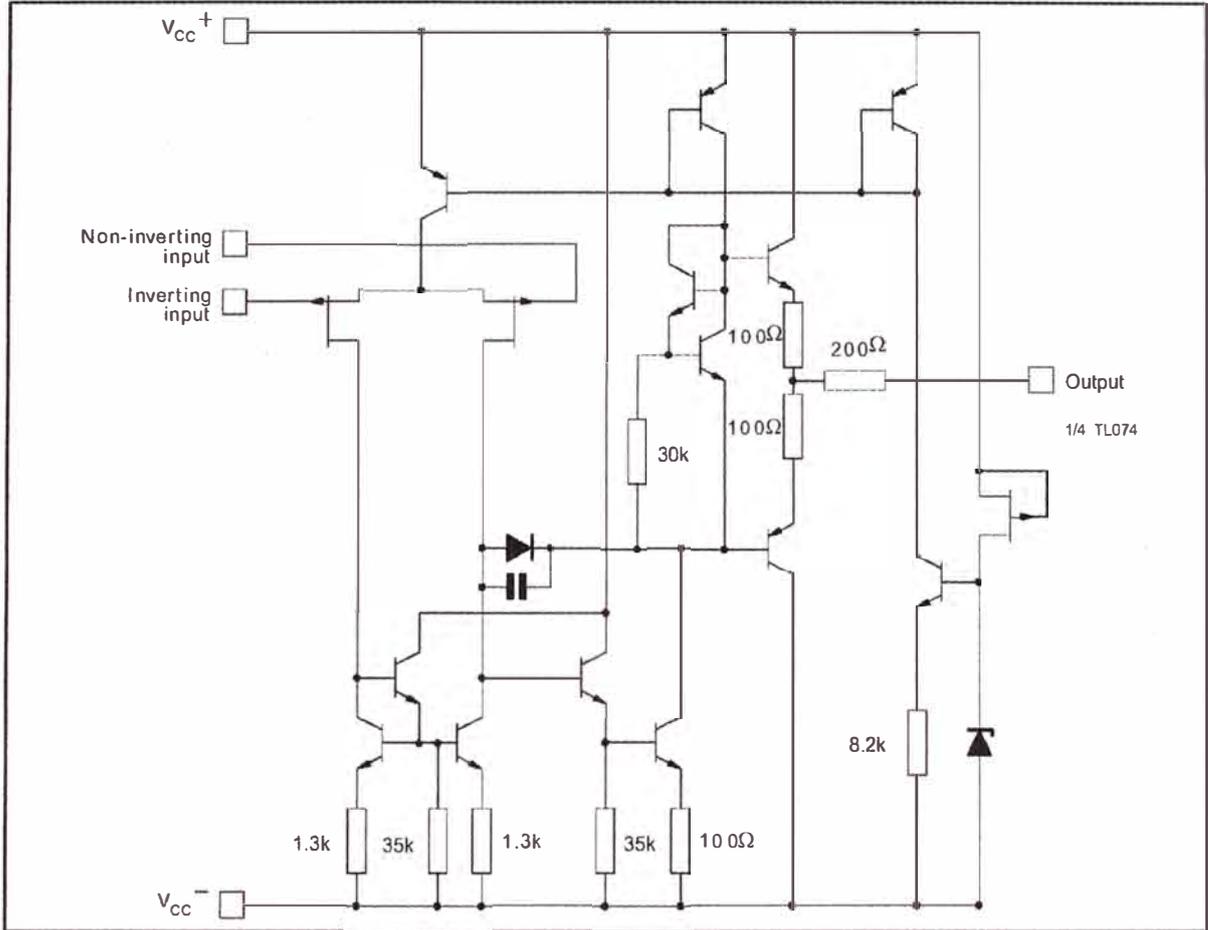
N = Dual in Line Package (DIP)
D = Small Outline Package (SO) - also available in Tape & Reel (DT)

PIN CONNECTIONS (top view)



TL074- TL074A - TL074B

SCHEMATIC DIAGRAM



ABSOLUTE MAXIMUM RATINGS

Symbol	Parameter	TL074M, AM, BM	TL074I, AI, BI	TL074C, AC, BC	Unit
V_{CC}	Supply voltage - note 1)	±18			V
V_i	Input Voltage - note 2)	±15			V
V_{id}	Differential Input Voltage - note 3)	±30			V
P_{tot}	Power Dissipation	680			mW
	Output Short-circuit Duration - note 4)	Infinite			
T_{oper}	Operating Free-air Temperature Range	-55 to +125	-40 to +105	0 to +70	°C
T_{stg}	Storage Temperature Range	-65 to +150			°C

1. All voltage values, except differential voltage, are with respect to the zero reference level (ground) of the supply voltages where the zero reference level is the midpoint between V_{CC+} and V_{CC-} .

2. The magnitude of the input voltage must never exceed the magnitude of the supply voltage or 15 volts, whichever is less.

3. Differential voltages are the non-inverting input terminal with respect to the inverting input terminal.

4. The output may be shorted to ground or to either supply. Temperature and/or supply voltages must be limited to ensure that the dissipation rating is not exceeded.

ELECTRICAL CHARACTERISTICS

V_{CC} = ±15V, T_{amb} = +25°C (unless otherwise specified)

Symbol	Parameter	TL074I,M,A,C,AI,AM, BC,BI,BM			TL074C			Unit
		Min.	Typ.	Max.	Min.	Typ.	Max.	
V _{io}	Input Offset Voltage (R _S = 50Ω) T _{amb} = +25°C T _{min} ≤ T _{amb} ≤ T _{max}	TL074	3	10		3	10	mV
		TL074A	3	6				
		TL074B	1	3				
		TL074		13			13	
		TL074A TL074B		7 5				
DV _{io}	Input Offset Voltage Drift		10			10		μV/°C
I _{io}	Input Offset Current - note 1) T _{amb} = +25°C T _{min} ≤ T _{amb} ≤ T _{max}		5	100 4		5	100 10	pA nA
I _{ib}	Input Bias Current -note 1 T _{amb} = +25°C T _{min} ≤ T _{amb} ≤ T _{max}		20	200 20		30	200 20	pA nA
A _{vd}	Large Signal Voltage Gain (R _L = 2kΩ, V _o = ±10V) T _{amb} = +25°C T _{min} ≤ T _{amb} ≤ T _{max}	50 25	200		25 15	200		V/mV
SVR	Supply Voltage Rejection Ratio (R _S = 50Ω) T _{amb} = +25°C T _{min} ≤ T _{amb} ≤ T _{max}	80 80	86		70 70	86		dB
I _{CC}	Supply Current, no load, per amplifier T _{amb} = +25°C T _{min} ≤ T _{amb} ≤ T _{max}		1.4	2.5 2.5		1.4	2.5 2.5	mA
V _{icm}	Input Common Mode Voltage Range	±11	+15 -12		±11	+15 -12		V
CMR	Common Mode Rejection Ratio (R _S = 50Ω) T _{amb} = +25°C T _{min} ≤ T _{amb} ≤ T _{max}	80 80	86		70 70	86		dB
I _{os}	Output Short-circuit Current T _{amb} = +25°C T _{min} ≤ T _{amb} ≤ T _{max}	10 10	40	60 60	10 10	40	60 60	mA
±V _{opp}	Output Voltage Swing T _{amb} = +25°C T _{min} ≤ T _{amb} ≤ T _{max}	RL = 2kΩ	10	12		10	12	V
		RL = 10kΩ	12	13.5		12	13.5	
		RL = 2kΩ	10			10		
		RL = 10kΩ	12			12		
SR	Slew Rate (T _{amb} = +25°C) V _{in} = 10V, R _L = 2kΩ, C _L = 100pF, unity gain	8	13		8	13		V/μs
t _r	Rise Time (T _{amb} = +25°C) V _{in} = 20mV, R _L = 2kΩ, C _L = 100pF, unity gain		0.1			0.1		μs
K _{ov}	Overshoot (T _{amb} = +25°C) V _{in} = 20mV, R _L = 2kΩ, C _L = 100pF, unity gain		10			10		%
GBP	Gain Bandwidth Product (T _{amb} = +25°C) V _{in} = 10mV, R _L = 2kΩ, C _L = 100pF, f = 100kHz	2	3		2	3		MHz
R _i	Input Resistance		10 ¹²			10 ¹²		Ω

TL074- TL074A - TL074B

Symbol	Parameter	TL074I,M,AC,AI,AM, BC,BI,BM			TL074C			Unit
		Min.	Typ.	Max.	Min.	Typ.	Max.	
THD	Total Harmonic Distortion ($T_{amb} = +25^{\circ}\text{C}$) $f = 1\text{kHz}$, $R_L = 2\text{k}\Omega$, $C_L = 100\text{pF}$, $A_V = 20\text{dB}$, $V_o = 2V_{pp}$		0.01			0.01		%
e_n	Equivalent Input Noise Voltage $R_S = 100\Omega$, $f = 1\text{KHz}$		15			15		$\frac{\text{nV}}{\sqrt{\text{Hz}}}$
ϕ_m	Phase Margin		45			45		degrees
V_{o1}/V_{o2}	Channel separation $A_V = 100$		120			120		dB

1. The input bias currents are junction leakage currents which approximately double for every 10°C increase in the junction temperature.

ANEXO E
CONVERTIDOR D/A AD7528JN (DAC, Fig. 4.12)



CMOS Dual 8-Bit Buffered Multiplying DAC

AD7528

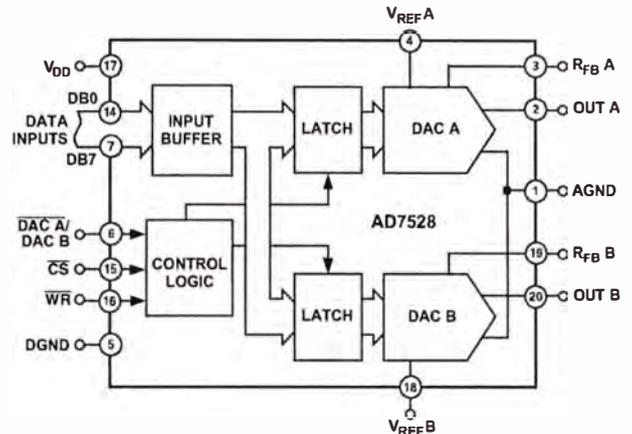
FEATURES

- On-Chip Latches for Both DACs
- +5 V to +15 V Operation
- DACs Matched to 1%
- Four Quadrant Multiplication
- TTL/CMOS Compatible
- Latch Free (Protection Schottkys not Required)

APPLICATIONS

- Digital Control of:
 - Gain/Attenuation
 - Filter Parameters
 - Stereo Audio Circuits
 - X-Y Graphics

FUNCTIONAL BLOCK DIAGRAM



ORDERING GUIDE¹

Model ²	Temperature Ranges	Relative Accuracy	Gain Error	Package Options ³
AD7528JN	-40°C to +85°C	±1 LSB	±4 LSB	N-20
AD7528KN	-40°C to +85°C	±1/2 LSB	±2 LSB	N-20
AD7528LN	-40°C to +85°C	±1/2 LSB	±1 LSB	N-20
AD7528JP	-40°C to +85°C	±1 LSB	±4 LSB	P-20A
AD7528KP	-40°C to +85°C	±1/2 LSB	±2 LSB	P-20A
AD7528LP	-40°C to +85°C	±1/2 LSB	±1 LSB	P-20A
AD7528JR	-40°C to +85°C	±1 LSB	±4 LSB	R-20
AD7528KR	-40°C to +85°C	±1/2 LSB	±2 LSB	R-20
AD7528LR	-40°C to +85°C	±1/2 LSB	±1 LSB	R-20
AD7528AQ	-40°C to +85°C	±1 LSB	±4 LSB	Q-20
AD7528BQ	-40°C to +85°C	±1/2 LSB	±2 LSB	Q-20
AD7528CQ	-40°C to +85°C	±1/2 LSB	±1 LSB	Q-20
AD7528SQ	-55°C to +125°C	±1 LSB	±4 LSB	Q-20
AD7528TQ	-55°C to +125°C	±1/2 LSB	±2 LSB	Q-20
AD7528UQ	-55°C to +125°C	±1/2 LSB	±1 LSB	Q-20

NOTES

¹Analog Devices reserves the right to ship side-braced ceramic in lieu of cerdip. Parts will be marked with cerdip designator "Q."

²Processing to MIL-STD-883C, Class B is available. To order, add suffix "/883B" to part number. For further information, see Analog Devices' 1990 Military Products Databook.

³N = Plastic DIP; P = Plastic Leaded Chip Carrier; Q = Cerdip; R = SOIC.

GENERAL DESCRIPTION

The AD7528 is a monolithic dual 8-bit digital/analog converter featuring excellent DAC-to-DAC matching. It is available in skinny 0.3" wide 20-lead DIPs and in 20-lead surface mount packages.

Separate on-chip latches are provided for each DAC to allow easy microprocessor interface.

Data is transferred into either of the two DAC data latches via a common 8-bit TTL/CMOS compatible input port. Control input $\overline{\text{DAC A/DAC B}}$ determines which DAC is to be loaded. The AD7528's load cycle is similar to the write cycle of a random access memory and the device is bus compatible with most 8-bit microprocessors, including 6800, 8080, 8085, Z80.

The device operates from a +5 V to +15 V power supply, dissipating only 20 mW of power.

Both DACs offer excellent four quadrant multiplication characteristics with a separate reference input and feedback resistor for each DAC.

PRODUCT HIGHLIGHTS

1. DAC-to-DAC matching: since both of the AD7528 DACs are fabricated at the same time on the same chip, precise matching and tracking between DAC A and DAC B is inherent. The AD7528's matched CMOS DACs make a whole new range of applications circuits possible, particularly in the audio, graphics and process control areas.
2. Small package size: combining the inputs to the on-chip DAC latches into a common data bus and adding a $\overline{\text{DAC A/DAC B}}$ select line has allowed the AD7528 to be packaged in either a small 20-lead DIP, SOIC or PLCC.

REV. B

Information furnished by Analog Devices is believed to be accurate and reliable. However, no responsibility is assumed by Analog Devices for its use, nor for any infringements of patents or other rights of third parties which may result from its use. No license is granted by implication or otherwise under any patent or patent rights of Analog Devices.

One Technology Way, P.O. Box 9106, Norwood, MA 02062-9106, U.S.A.
 Tel: 781/329-4700 World Wide Web Site: <http://www.analog.com>
 Fax: 781/326-8703 © Analog Devices, Inc., 1998

AD7528—SPECIFICATIONS ($V_{REF A} = V_{REF B} = +10 V$; $OUT A = OUT B = 0 V$ unless otherwise noted)

Parameter	Version ¹	$V_{DD} = +5 V$		$V_{DD} = +15 V$		Units	Test Conditions/Comments
		$T_A = +25^\circ C$	T_{MIN}, T_{MAX}	$T_A = +25^\circ C$	T_{MIN}, T_{MAX}		
STATIC PERFORMANCE²							
Resolution	All	8	8	8	8	Bits	This is an Endpoint Linearity Specification
Relative Accuracy	J, A, S K, B, T L, C, U	± 1 $\pm 1/2$ $\pm 1/2$	LSB max LSB max LSB max				
Differential Nonlinearity	All	± 1	± 1	± 1	± 1	LSB max	All Grades Guaranteed Monotonic Over Full Operating Temperature Range Measured Using Internal $R_{FB A}$ and $R_{FB B}$ Both DAC Latches Loaded with 11111111 Gain Error is Adjustable Using Circuits of Figures 4 and 5
Gain Error	J, A, S K, B, T L, C, U	± 4 ± 2 ± 1	± 6 ± 4 ± 3	± 4 ± 2 ± 1	± 5 ± 3 ± 1	LSB max LSB max LSB max	
Gain Temperature Coefficient ³ $\Delta Gain/\Delta Temperature$	All	± 0.007	± 0.007	± 0.0035	± 0.0035	%/°C max	
Output Leakage Current							DAC Latches Loaded with 00000000
OUT A (Pin 2)	All	± 50	± 400	± 50	± 200	nA max	
OUT B (Pin 20)	All	± 50	± 400	± 50	± 200	nA max	Input Resistance TC = -300 ppm/°C, Typical Input Resistance is 11 k Ω
Input Resistance ($V_{REF A}, V_{REF B}$)	All	8	8	8	8	k Ω min	
$V_{REF A}/V_{REF B}$ Input Resistance Match	All	15	15	15	15	k Ω max	
$V_{REF A}/V_{REF B}$ Input Resistance Match	All	± 1	± 1	± 1	± 1	% max	
DIGITAL INPUTS⁴							
Input High Voltage V_{IH}	All	2.4	2.4	13.5	13.5	V min	$V_{IN} = 0$ or V_{DD}
Input Low Voltage V_{IL}	All	0.8	0.8	1.5	1.5	V max	
Input Current I_{IN}	All	± 1	± 10	± 1	± 10	μA max	
Input Capacitance DB0-DB7	All	10	10	10	10	pF max	
$\overline{WR}, \overline{CS}, \overline{DAC A}/\overline{DAC B}$	All	15	15	15	15	pF max	
SWITCHING CHARACTERISTICS³							
Chip Select to Write Set Up Time t_{CS}	All	90	100	60	80	ns min	See Timing Diagram
Chip Select to Write Hold Time t_{CH}	All	0	0	10	15	ns min	
DAC Select to Write Set Up Time t_{AS}	All	90	100	60	80	ns min	
DAC Select to Write Hold Time t_{AH}	All	0	0	10	15	ns min	
Data Valid to Write Set Up Time t_{DS}	All	80	90	30	40	ns min	
Data Valid to Write Hold Time t_{DH}	All	0	0	0	0	ns min	
Write Pulsewidth t_{WR}	All	90	100	60	80	ns min	
POWER SUPPLY							
I_{DD}	All	2	2	2	2	mA max	See Figure 3 All Digital Inputs V_{IL} or V_{IH} All Digital Inputs 0 V or V_{DD}
	All	100	500	100	500	μA max	

AC PERFORMANCE CHARACTERISTICS⁵ (Measured Using Recommended P.C. Board Layout (Figure 7) and AD644 as Output Amplifiers)

Parameter	Version ¹	$V_{DD} = +5 V$		$V_{DD} = +15 V$		Units	Test Conditions/Comments
		$T_A = +25^\circ C$	T_{MIN}, T_{MAX}	$T_A = +25^\circ C$	T_{MIN}, T_{MAX}		
DC SUPPLY REJECTION ($\Delta GAIN/\Delta V_{DD}$)	All	0.02	0.04	0.01	0.02	% per % max	$\Delta V_{DD} = \pm 5\%$
CURRENT SETTling TIME ²	All	350	400	180	200	ns max	To 1/2 LSB. OUT A/OUT B Load = 100 Ω . $\overline{WR} = \overline{CS} = 0 V$. DB0-DB7 = 0 V to V_{DD} or V_{DD} to 0 V
PROPAGATION DELAY (From Digital Input to 90% of Final Analog Output Current)	All	220	270	80	100	ns max	$V_{REF A} = V_{REF B} = +10 V$ OUT A, OUT B Load = 100 Ω $C_{EXT} = 13 pF$ $\overline{WR} = \overline{CS} = 0 V$ DB0-DB7 = 0 V to V_{DD} or V_{DD} to 0 V
DIGITAL-TO-ANALOG GLITCH IMPULSE	All	160		440		nV sec typ	For Code Transition 00000000 to 11111111
OUTPUT CAPACITANCE							
$C_{OUT A}$	All	50	50	50	50	pF max	DAC Latches Loaded with 00000000
$C_{OUT B}$	All	50	50	50	50	pF max	
$C_{OUT A}$	All	120	120	120	120	pF max	DAC Latches Loaded with 11111111
$C_{OUT B}$	All	120	120	120	120	pF max	
AC FEEDTHROUGH⁶							
$V_{REF A}$ to OUT A	All	-70	-65	-70	-65	dB max	$V_{REF A}, V_{REF B} = 20 V$ p-p Sine Wave @ 100 kHz
$V_{REF B}$ to OUT B	All	-70	-65	-70	-65	dB max	

Parameter	Version ¹	V _{DD} = +5 V		V _{DD} = +15 V		Units	Test Conditions/Comments
		T _A = +25°C	T _{MIN} , T _{MAX}	T _A = +25°C	T _{MIN} , T _{MAX}		
CHANNEL-TO-CHANNEL ISOLATION V _{REF} A to OUT B	All	-77		-77		dB typ	Both DAC Latches Loaded with 11111111. V _{REF} A = 20 V p-p Sine Wave @ 100 kHz V _{REF} B = 0 V see Figure 6. V _{REF} A = 20 V p-p Sine Wave @ 100 kHz V _{REF} A = 0 V see Figure 6.
		-77		-77		dB typ	
DIGITAL CROSSTALK	All	30		60		nV sec typ	Measured for Code Transition 00000000 to 11111111
HARMONIC DISTORTION	All	-85		-85		dB typ	V _{IN} = 6 V rms @ 1 kHz

NOTES

¹Temperature Ranges are J, K, L Versions: -40°C to +85°C
A, B, C Versions: -40°C to +85°C
S, T, U Versions: -55°C to +125°C

²Specifications applies to both DACs in AD7528.

³Guaranteed by design but not production tested.

⁴Logic inputs are MOS Gates. Typical input current (+25°C) is less than 1 nA.

⁵These characteristics are for design guidance only and are not subject to test.

⁶Feedthrough can be further reduced by connecting the metal lid on the ceramic package (suffix D) to DGND.

Specifications subject to change without notice.

ABSOLUTE MAXIMUM RATINGS

(T_A = +25°C unless otherwise noted)

V _{DD} to AGND	0 V, +17 V
V _{DD} to DGND	0 V, +17 V
AGND to DGND	V _{DD} + 0.3 V
DGND to AGND	V _{DD} + 0.3 V
Digital Input Voltage to DGND	-0.3 V, V _{DD} + 0.3 V
V _{PIN2} , V _{PIN20} to AGND	-0.3 V, V _{DD} + 0.3 V
V _{REF} A, V _{REF} B to AGND	±25 V
V _{RFB} A, V _{RFB} B to AGND	±25 V
Power Dissipation (Any Package) to +75°C	450 mW
Derates above +75°C by	6 mW/°C
Operating Temperature Range	
Commercial (J, K, L) Grades	-40°C to +85°C
Industrial (A, B, C) Grades	-40°C to +85°C
Extended (S, T, U) Grades	-55°C to +125°C
Storage Temperature	-65°C to +150°C
Lead Temperature (Soldering, 10 secs)	+300°C

CAUTION:

- ESD sensitive device. The digital control inputs are diode protected; however, permanent damage may occur on unconnected devices subjected to high energy electrostatic fields. Unused devices must be stored in conductive foam or shunts.
- Do not insert this device into powered sockets. Remove power before insertion or removal.

TERMINOLOGY

Relative Accuracy

Relative accuracy or endpoint nonlinearity is a measure of the maximum deviation from a straight line passing through the endpoints of the DAC transfer function. It is measured after adjusting for zero and full scale and is normally expressed in LSBs or as a percentage of full scale reading.

Differential Nonlinearity

Differential nonlinearity is the difference between the measured change and the ideal 1 LSB change between any two adjacent codes. A specified differential nonlinearity of ±1 LSB max over the operating temperature range ensures monotonicity.

Gain Error

Gain error or full-scale error is a measure of the output error between an ideal DAC and the actual device output. For the

AD7528, ideal maximum output is V_{REF} - 1 LSB. Gain error of both DACs is adjustable to zero with external resistance.

Output Capacitance

Capacitance from OUT A or OUT B to AGND.

Digital to Analog Glitch Impulse

The amount of charge injected from the digital inputs to the analog output when the inputs change state. This is normally specified as the area of the glitch in either pA-secs or nV-secs depending upon whether the glitch is measured as a current or voltage signal. Glitch impulse is measured with V_{REF} A, V_{REF} B = AGND.

Propagation Delay

This is a measure of the internal delays of the circuit and is defined as the time from a digital input change to the analog output current reaching 90% of its final value.

Channel-to-Channel Isolation

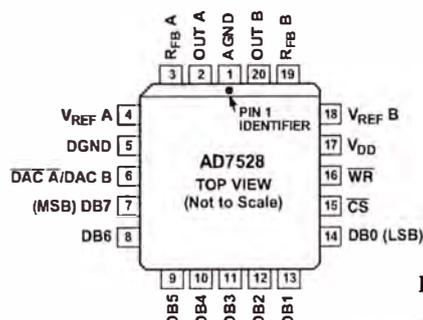
The proportion of input signal from one DAC's reference input which appears at the output of the other DAC, expressed as a ratio in dB.

Digital Crosstalk

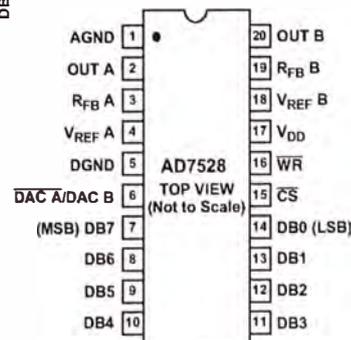
The glitch energy transferred to the output of one converter due to a change in digital input code to the other converter. Specified in nV secs.

PIN CONFIGURATIONS

PLCC



DIP, SOIC



AD7528

INTERFACE LOGIC INFORMATION

DAC Selection:

Both DAC latches share a common 8-bit input port. The control input $\overline{\text{DAC A/DAC B}}$ selects which DAC can accept data from the input port.

Mode Selection:

Inputs $\overline{\text{CS}}$ and $\overline{\text{WR}}$ control the operating mode of the selected DAC. See Mode Selection Table below.

Write Mode:

When $\overline{\text{CS}}$ and $\overline{\text{WR}}$ are both low the selected DAC is in the write mode. The input data latches of the selected DAC are transparent and its analog output responds to activity on DB0–DB7.

Hold Mode:

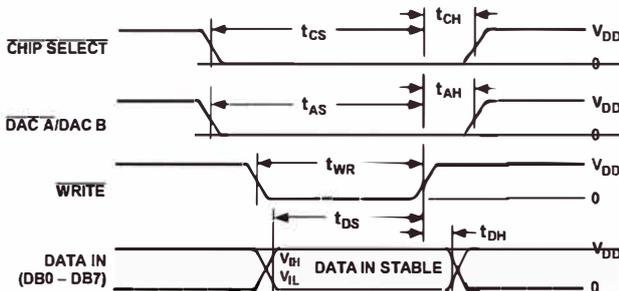
The selected DAC latch retains the data which was present on DB0–DB7 just prior to $\overline{\text{CS}}$ or $\overline{\text{WR}}$ assuming a high state. Both analog outputs remain at the values corresponding to the data in their respective latches.

Mode Selection Table

DAC A/DAC B	$\overline{\text{CS}}$	$\overline{\text{WR}}$	DAC A	DAC B
L	L	L	WRITE	HOLD
H	L	L	HOLD	WRITE
X	H	X	HOLD	HOLD
X	X	H	HOLD	HOLD

L = Low State; H = High State; X = Don't Care.

WRITE CYCLE TIMING DIAGRAM



- NOTES:
- ALL INPUT SIGNAL RISE AND FALL TIMES MEASURED FROM 10% TO 90% OF V_{DD} .
 $V_{DD} = +5V$, $t_r = t_f = 20\text{ns}$;
 $V_{DD} = +15V$, $t_r = t_f = 40\text{ns}$;
 - TIMING MEASUREMENT REFERENCE LEVEL IS $\frac{V_{IH} + V_{IL}}{2}$

CIRCUIT INFORMATION—D/A SECTION

The AD7528 contains two identical 8-bit multiplying D/A converters, DAC A and DAC B. Each DAC consists of a highly stable thin film R-2R ladder and eight N-channel current steering switches. A simplified D/A circuit for DAC A is shown in

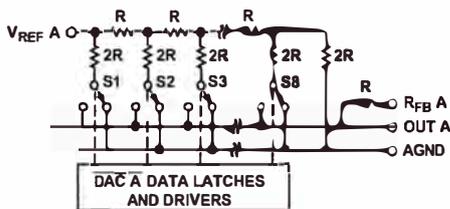


Figure 1. Simplified Functional Circuit for DAC A

Figure 1. An inverted R-2R ladder structure is used, that is, binary weighted currents are switched between the DAC output and AGND thus maintaining fixed currents in each ladder leg independent of switch state.

EQUIVALENT CIRCUIT ANALYSIS

Figure 2 shows an approximate equivalent circuit for one of the AD7528's D/A converters, in this case DAC A. A similar equivalent circuit can be drawn for DAC B. Note that AGND (Pin 1) is common for both DAC A and DAC B.

The current source $I_{LEAKAGE}$ is composed of surface and junction leakages and, as with most semiconductor devices, approximately doubles every 10°C . The resistor R_O as shown in Figure 2 is the equivalent output resistance of the device which varies with input code (excluding all 0s code) from $0.8 R$ to $2 R$. R is typically $11 \text{ k}\Omega$. C_{OUT} is the capacitance due to the N-channel switches and varies from about 50 pF to 120 pF depending upon the digital input. $g(V_{REF A}, N)$ is the Thevenin equivalent voltage generator due to the reference input voltage $V_{REF A}$ and the transfer function of the R-2R ladder.

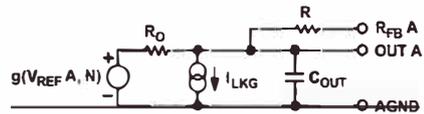


Figure 2. Equivalent Analog Output Circuit of DAC A

CIRCUIT INFORMATION—DIGITAL SECTION

The input buffers are simple CMOS inverters designed such that when the AD7528 is operated with $V_{DD} = 5 \text{ V}$, the buffer converts TTL input levels (2.4 V and 0.8 V) into CMOS logic levels. When V_{IN} is in the region of 2.0 volts to 3.5 volts the input buffers operate in their linear region and pass a quiescent current, see Figure 3. To minimize power supply currents it is recommended that the digital input voltages be as close to the supply rails (V_{DD} and DGND) as is practically possible.

The AD7528 may be operated with any supply voltage in the range $5 \leq V_{DD} \leq 15 \text{ volts}$. With $V_{DD} = +15 \text{ V}$ the input logic levels are CMOS compatible only, i.e., 1.5 V and 13.5 V .

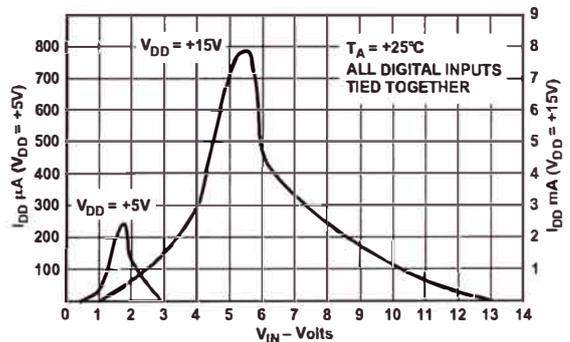
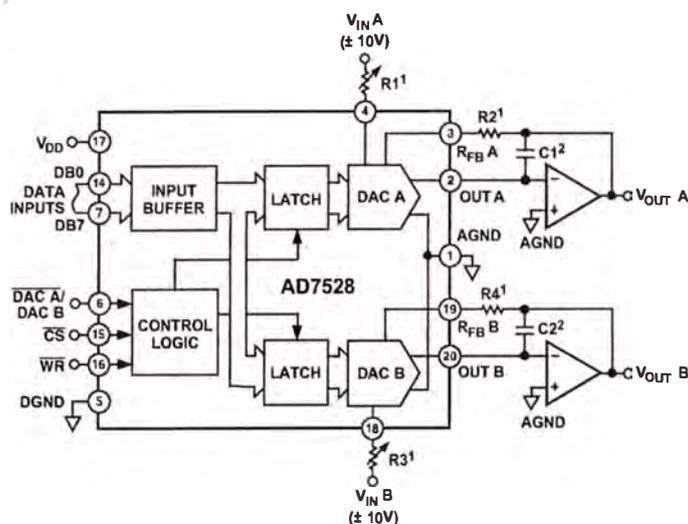


Figure 3. Typical Plots of Supply Current, I_{DD} vs. Logic Input Voltage V_{IN} , for $V_{DD} = +5 \text{ V}$ and $+15 \text{ V}$



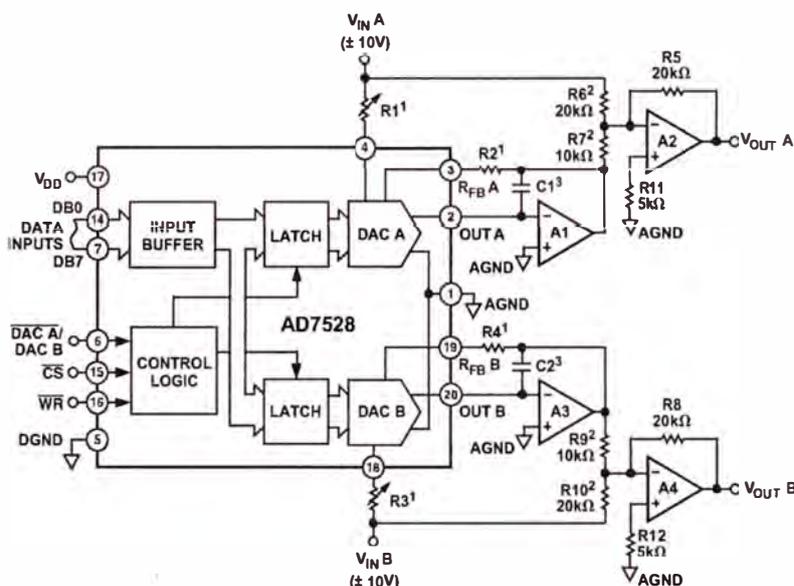
NOTES:
¹R1, R2 AND R3, R4 USED ONLY IF GAIN ADJUSTMENT IS REQUIRED. SEE TABLE III FOR RECOMMENDED VALUES.
²C1, C2 PHASE COMPENSATION (10pF–15pF) IS REQUIRED WHEN USING HIGH SPEED AMPLIFIERS TO PREVENT RINGING OR OSCILLATION.

Figure 4. Dual DAC Unipolar Binary Operation (2 Quadrant Multiplication); See Table I

Table I. Unipolar Binary Code Table

DAC Latch Contents	Analog Output (DAC A or DAC B)
MSB LSB	
1 1 1 1 1 1 1 1	$-V_{IN} \left(\frac{255}{256} \right)$
1 0 0 0 0 0 0 1	$-V_{IN} \left(\frac{129}{256} \right)$
1 0 0 0 0 0 0 0	$-V_{IN} \left(\frac{128}{256} \right) = -\frac{V_{IN}}{2}$
0 1 1 1 1 1 1 1	$-V_{IN} \left(\frac{127}{256} \right)$
0 0 0 0 0 0 0 1	$-V_{IN} \left(\frac{1}{256} \right)$
0 0 0 0 0 0 0 0	$-V_{IN} \left(\frac{0}{256} \right) = 0$

Note: 1 LSB = $(2^{-8})(V_{IN}) = \frac{1}{256}(V_{IN})$



NOTES:
¹R1, R2 AND R3, R4 USED ONLY IF GAIN ADJUSTMENT IS REQUIRED. SEE TABLE III FOR RECOMMENDED VALUES.
 ADJUST R1 FOR $V_{OUT A} = 0V$ WITH CODE 10000000 IN DAC A LATCH.
 ADJUST R3 FOR $V_{OUT B} = 0V$ WITH CODE 10000000 IN DAC B LATCH.
²MATCHING AND TRACKING IS ESSENTIAL FOR RESISTOR PAIRS R6, R7 AND R9, R10.
³C1, C2 PHASE COMPENSATION (10pF–15pF) MAY BE REQUIRED IF A1/A3 IS A HIGH SPEED AMPLIFIER.

Figure 5. Dual DAC Bipolar Operation (4 Quadrant Multiplication); See Table II

Table II. Bipolar (Offset Binary) Code Table

DAC Latch Contents	Analog Output (DAC A or DAC B)
MSB LSB	
1 1 1 1 1 1 1 1	$+V_{IN} \left(\frac{127}{128} \right)$
1 0 0 0 0 0 0 1	
1 0 0 0 0 0 0 0	0
0 1 1 1 1 1 1 1	$-V_{IN} \left(\frac{1}{128} \right)$
0 0 0 0 0 0 0 1	$-V_{IN} \left(\frac{127}{128} \right)$
0 0 0 0 0 0 0 0	$-V_{IN} \left(\frac{128}{128} \right)$

Note: 1 LSB = $(2^{-7})(V_{IN}) = \frac{1}{128}(V_{IN})$

Table III. Recommended Trim Resistor Values vs. Grade

Trim Resistor	J/A/S	K/B/T	L/C/U
R1; R3	1 k	500	200
R2; R4	330	150	82

BIBLIOGRAFÍA

1. Anesthesia Units: ECRI, ediciones 2001, 2003, 2005.
2. El Manual Merck de diagnóstico y terapéutica, novena edición: Robert Berkow, M.D., Director Editorial, 1996.
3. Manual de uso y mantenimiento, Máquina de Anestesia Frontline. Blease.
4. Multiple Medical Gas Monitors Respired / Anesthetic: ECRI, ediciones 2000, 2003, 2005.
5. Penlon Diascope Anesthetic: Artema MEC, 1999.
6. Pulse oximeter Oxypleth: Novametrix Medical Systems INC.
7. Service Manual Oximeter BCI International, 1996.
8. Service Manual Multigas Monitor BCI International, 1995.
9. Sistema de Anestesia Ohmeda Excel 110 y 220, Manual de uso y mantenimiento, 1991.
10. Technical Documentation, Julian Integrated Anesthesia Workplace: Draeger, edición 99.
11. Technical Manual, Fabius: Drager, edición 2007.
12. Technical Reference Manual, Aestiva: Datex-Ohmeda, edición 2008.
13. Technical Reference Manual, AS/3 Anesthesia Delivery Unit: Datex – Ohmeda, edición 1999.
14. WEB de la Fundación Europea de Enseñanza en Anestesiología (www.forcona.org/feea)
15. WEB del fabricante Datex-Ohmeda (www.datex-ohmeda.com)
16. WEB del fabricante Draeger (www.draegermedical.com)