

**UNIVERSIDAD NACIONAL DE INGENIERÍA**

**FACULTAD DE INGENIERÍA ELÉCTRICA Y ELECTRÓNICA**



**MEDICIÓN DE ELECTROLITOS SÉRICOS**

**INFORME DE COMPETENCIA PROFESIONAL**

**PARA OPTAR EL TÍTULO PROFESIONAL DE:**

**INGENIERO ELECTRÓNICO**

**PRESENTADO POR:**

**ARTURO CABRERA XAMIN**

**PROMOCIÓN  
1984-I**

**LIMA – PERÚ  
2010**

## **MEDICION DE ELECTROLITOS SERICOS**

A mi madre que tanto adoro y a mi  
padre que en la gloria de Dios este

## SUMARIO

En el presente informe de competencia profesional trata la medición de electrolitos séricos, estos electrolitos se encuentran en la sangre de los pacientes y ellos nos permiten analizar cuál es el estado del paciente.

Los electrolitos séricos son el sodio, potasio, calcio y muchos más; cada uno de ellos cumple un papel muy importante en el funcionamiento de nuestro organismo, gracias a estudios realizados se sabe cual es la cantidad que debemos tener en nuestra sangre de cada uno de ellos.

La medición de estos electrolitos va a permitir a los doctores determinar el estado del paciente.

Este papel que juega hoy en día la ingeniería electrónica con su rama de ingeniería biomédica, es muy importante, pues gracias a ella se ha logrado acortar los tiempos de respuesta de un examen médico, así como obtener un mejor resultado de las muestras tratadas.

Este informe está enfocado para aquellas personas que están interesadas en el área de la ingeniería biomédica, una rama no muy nueva pero que va caminando a pasos largos, y cada día gana más seguidores.

## INDICE

<b>INTRODUCCION</b>	<b>1</b>
<b>CAPITULO I</b>	
<b>FUNDAMENTOS CLINICOS</b>	<b>3</b>
1.1 El tema de mi trabajo	3
1.2 La sangre y los electrolitos más importantes	4
1.3 La respiración	4
<b>CAPITULO II</b>	
<b>RESPIRACION ERITROCITARIA</b>	<b>5</b>
2.1 Buffers sanguíneos o amortiguadores	5
2.2 El sistema hemoglobina	5
2.3 El sistema ácido carbónico bicarbonato	5
2.4 El mecanismo de difusión por diferencia de presiones	6
2.5 Efecto del bicarbonato	6
2.6 Los electrolitos séricos	7
2.7 El calcio y el magnesio ionizados	7
2.8 El diagnóstico del equilibrio ácido base	7
<b>CAPITULO III</b>	
<b>FUNDAMENTOS ELECTRICOS</b>	<b>8</b>
3.1 Tipos de conducción eléctrica	8
3.2 La celda iónica	8
3.3 Electrodo de ión selectivo	8
3.4 La membrana selectiva	10
<b>CAPITULO IV</b>	
<b>ESTUDIO ANALITICO DEL POTENCIAL DE MEMBRANA</b>	<b>13</b>
4.1 Origen del potencial de medida	13
<b>CAPITULO V</b>	
<b>CALIBRACION DEL ELECTRODO</b>	<b>17</b>
5.1 Calibración de dos puntos	17
5.2 Medición de la muestra	20
5.3 Calibración de un punto	21
<b>CAPITULO VI</b>	
<b>SINTESIS DE LAS APLICACIONES CLINICAS</b>	<b>22</b>

6.1	Resumen del significado clínico de los analitos	22
6.1.1	pH	22
6.1.2	pCO <sub>2</sub>	22
6.1.3	pO <sub>2</sub>	22
6.1.4	Na <sup>+</sup>	22
6.1.5	K <sup>+</sup>	23
6.1.6	Ca <sup>++</sup>	23
6.1.7	Mg <sup>++</sup>	23
6.1.8	Glucosa	24
6.1.9	Lactato	24
<b>CAPITULO VII</b>		
<b>ESPECIFICACIONES Y USO DEL EQUIPO</b>		
7.1	Estructura del analizador Stat Profile Ultra	25
7.2	Diagrama del sistema de flujo	26
7.2.1	Paquetes de reactivos	26
7.2.2	Válvula pinch	28
7.2.3	Pre calentador de reactivos	29
7.2.4	Módulo de control de gases	29
7.2.5	Celdas humidificadores de gas	29
7.2.6	Armazón muestreador	29
7.2.7	Rack de electrodos	30
7.2.8	Pre calentador de muestras	30
7.2.9	Electrodo de referencia	30
7.2.10	Bomba	30
7.2.11	Válvula de by pass de la bomba	31
7.3	Circuito eléctrico usado para la medición de voltajes	31
7.4	Tarjeta principal	33
7.4.1	Controlador de la fuente de poder	33
7.4.2	Controladores de puertos COM	34
7.4.3	Controladores de la impresora	35
7.4.4	Controladores de cable de poder de sensores	35
7.4.5	Controlador del motor peristáltico	36
7.4.6	Controlador del tubo de rayos catódicos	37
7.5	Analizando las muestras	37
7.6	Tres formas de correr las muestras	38
7.6.1	Analizando muestras de jeringas, tubos al vacío o de copitas	38
7.6.2	Analizar muestras capilares	46
7.6.3	Analizar muestras de gas expirado	47
<b>CAPITULO VIII</b>		

<b>PRUEBA Y REEMPLAZO DE COMPONENTES</b>	<b>48</b>
8.1 Prueba del torque de la bomba	48
8.2 Prueba de la aguja muestreadora	49
8.3 Alineamiento de la válvula	50
8.4 Ajuste de la pantalla de video	50
8.5 Reemplazo del muestreador	51
8.6 Despiece del sistema muestreador y mecánica del analizador	52
8.7 Desmontaje o reemplazo del motor del calentador de aire	53
8.8 Desmontaje y reemplazo del módulo sensor	53
8.9 Prueba con los cables puente	54
8.10 Reemplazo de la fuente de poder	55
<b>CONCLUSIONES</b>	<b>56</b>
<b>BIBLIOGRAFIA</b>	<b>57</b>

## INTRODUCCIÓN

El trabajo que deseo presentar no es la recopilación de estudios o datos obtenidos de diferentes autores, sino la descripción de una importante parte de mi trabajo durante mis casi 27 años de trabajo profesional como Ingeniero Electrónico, donde tuve la suerte de aplicar mis conocimientos de física, química, electricidad y electrónica adquiridos en mis casi 8 años de estudios como universitario. Debo aclarar que los tres años extras que me tomó culminar mi carrera profesional no se debieron a cursos repetidos o falta de capacidad académica si no a razones que no son materia de este trabajo, pero que puedo decir que esos años extras fueron bien aprovechados y me dieron mayor experiencia, como el tiempo usado en mis estudios de técnico en electrónica en la escuela Gamor durante 12 ciclos académicos de tres meses cada uno.

Es muy importante dejar en claro que las técnicas de ingeniería para el diseño del sistema y la solución de los problemas involucrados, son consideradas secretos industriales. Es por ello que no citaré una gran bibliografía por que casi toda la información obtenida se ha conseguido de mi propio análisis de los sistemas con los que he trabajado, además de los manuales y guías técnicas con las que trabajé. Está demás informar que los fabricantes protegen sus tecnologías con patentes y además en sus guías y manuales no revelan ni explican los métodos completamente si no tan solo una muy breve idea incompleta del sistema. Lo que me ha llevado a tener que investigar por el método de prueba y error lo explicado en este informe.

Para ir introduciéndonos en esta nueva área de la ingeniería electrónica empezaré describiendo los fundamentos clínicos de la sangre y sus electrolitos más importantes como el sodio, potasio, magnesio y demás mencionados el primer capítulo; así como también describiré el proceso de la respiración y su influencia en el campo de la medición de electrolitos y gases arteriales presentes en la sangre. Recordando que existen dos tipos de conducción eléctrica: la conducción electrónica y la conducción iónica, siendo esta última la usada por estos equipos para realizar la medición, en el capítulo 3 presentaré la medición de los diferentes electrolitos a través de los electrodos de ión selectivo (ISE), como estos iones presentes en la solución crean una gradiente de concentración la cual enviará a los iones hacia la membrana, este procedimiento es estudiado en el capítulo IV. Para poder procesar una muestra y hallar su resultado tendremos que ingresar primero dos muestras conocidas y hallar por medio de la pendiente la ecuación de una recta, la cual nos ayudará a descubrir los resultados de la muestra tomada.



Es hora de conocer al analizador Stat Profile Ultra M el cual es el encargado de realizar todas estas operaciones, en el capítulo VII daré a conocer las especificaciones y uso del equipo; haciendo un recorrido desde la parte externa hasta lo más interno como su tarjeta principal y todos sus controladores.

Y como no debe faltar también daré a conocer la solución de problemas que se han presentado en el equipo, así como las pruebas de verificación del equipo.

## CAPITULO I

### FUNDAMENTOS CLINICOS

#### 1.1 El tema de mi trabajo

Mi trabajo consiste en una descripción de mi experiencia en una aplicación de la Ingeniería Electrónica en la medicina.

Desde que el científico Alessandro Volta y, el también científico italiano, Luigi Galvani en 1780 descubrieran que aplicando una corriente eléctrica a un cuerpo este reaccionará moviéndose, el estudio de la electricidad y sus aplicaciones en medicina se iniciaron.

En la actualidad no se concibe ningún equipo médico de alta tecnología que no sea la aplicación de principios de electrónica llevado al campo de fisiología humana. Los Rayos X, Electrocardiógrafos, Electroencefalógrafos, Defibriladores, Tomógrafos, Resonadores Magnéticos y muchos otros tipos de equipos electromédicos son sólo algunos ejemplos de la estrecha relación que existe entre la medicina y la electrónica. Además de estos podemos citar otros que a diferencia de los antes nombrados, son usados en laboratorios para el análisis de muestras y consiguiente diagnóstico.

Podríamos definir a los seres vivos como la acumulación de complejas reacciones bioquímicas a niveles moleculares y atómicas. La principal característica de los seres vivos es su capacidad de crecimiento y reproducción. Estas actividades se realizan con el uso de energía. Desde que Albert Einstein enunciara su Teoría de la Relatividad aprendimos que la materia es energía concentrada. Sin embargo ya antes otros físicos de la época ya hablaban de la razón de la materia y la energía al mencionar las reacciones químicas, y los cambios de calor durante las reacciones químicas.

Dentro de todo este contexto podemos citar a la sangre. La sangre es un fluido biológico altamente complejo. Para simplicidad podemos decir que la sangre esta compuesta de dos partes claramente diferenciadas por su estado, el hematocrito y el plasma.

El hematocrito es considerado la parte sólida y está compuesto por tres tipos de corpúsculos que son, los linfocitos o glóbulos blancos, las plaquetas o trombocitos y los eritrocitos o glóbulos rojos. Estos últimos corresponden aproximadamente el 45% del volumen sanguíneo.

El plasma es considerado la parte líquida y está compuesto de proteínas, vitaminas, lípidos y muchas otras moléculas, además de átomos ionizados en estado libre llamados iones que forman esta solución compleja. Dentro de estos solutos los que nos competen son los electrolitos. Los electrolitos son átomos o moléculas que han perdido o ganado uno más electrones desde su estado básico y por ellos adquieren una carga eléctrica resultante, a

estos átomos y moléculas, se dice que estos están en estado ionizado. La cantidad de electrones perdidos o ganados por estos iones son determinados por sus valencias y no es motivo de nuestro análisis.

## **1.2 La sangre y los electrolitos más importantes**

Los electrolitos más importantes en la sangre son El Sodio al cual lo nombraremos como  $\text{Na}^+$ , el Potasio como  $\text{K}^+$ , el Cloro como  $\text{Cl}^-$ , el Calcio como  $\text{Ca}^{++}$ , el Magnesio como  $\text{Mg}^{++}$  y el Bicarbonato como  $\text{HCO}_3^-$ , este último es una molécula con carga eléctrica.

La denominación de las letras proviene de la tabla periódica y los signos + o – de su estado eléctrico sea positivo o negativo y la carta absoluta final.

Por que estos electrolitos son importantes.

## **1.3 La respiración**

Sabemos que todos los mamíferos como los seres humanos necesitan respirar para vivir, por ello para entender la importancia de los electrolitos séricos (se les denomina séricos por que se encuentran en el suero de la sangre) debemos revisar el proceso de la respiración.

La respiración se define como el intercambio de moléculas gaseosas, específicamente el Oxígeno ( $\text{O}_2$ ) y el Dióxido de Carbono ( $\text{CO}_2$ ). Cuando este proceso se analiza a nivel molecular en la sangre, los eritrocitos o glóbulos rojos juegan un papel predominante por ser portadores de hemoglobina, a esto se le denomina “Respiración Eritrocitaria”.

Para la Respiración Eritrocitaria intervienen la hemoglobina en los glóbulos rojos y los por iones en el plasma. Es en este complejo sanguíneo donde se llevan cabo estas reacciones químicas fundamentales para la vida.

El análisis de la respiración eritrocitaria es el pilar principal para entender el complejo sistema del intercambio de gases arteriales y como estos interactúan. Es por ello que debemos tener por lo menos una idea clara de este sistema bioquímico.

## CAPITULO II

### RESPIRACION ERITROCITARIA

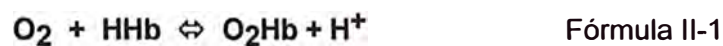
En los últimos años, el estudio del intercambio gaseoso en la respiración ha tomado en cuenta otros parámetros y conceptos que nos permiten entender mejor como se realiza la respiración a nivel molecular y poder hacer un diagnóstico más preciso y completo de los desbalances ácido-base y electrolítico.

#### 2.1 Buffers sanguíneos o amortiguadores

Para comprender mejor los mecanismos de la respiración eritrocitaria, revisemos primero dos de los principales sistemas "buffers" sanguíneos; el primero, el sistema hemoglobina, el cual es el principal portador de oxígeno de la sangre y el segundo, el sistema ácido carbónico bicarbonato, el cual es el principal portador del dióxido de carbono.

#### 2.2 El sistema hemoglobina

El sistema hemoglobina está formado por la molécula básica de hemoglobina desoxigenada la cual, al saturarse sus cadenas de porfirina con oxígeno, libera iones hidrógeno, como se muestra en la fórmula II-1. Este sistema reversible funciona en el sentido inverso cuando la hemoglobina oxigenada al encontrarse en un medio ácido captura los iones hidrógeno produciendo de-oxihemoglobina liberando las moléculas de oxígeno.



#### 2.3 El sistema ácido carbónico bicarbonato

El segundo sistema o buffer sanguíneo es un conjunto formado por el ácido carbónico y el bicarbonato. En un primer momento, cuando el agua y el dióxido de carbono se unen forman el ácido carbónico, este ácido débil e inestable rápidamente se disocia en bicarbonato e hidrogeniones, como se muestra en la fórmula II-2. De manera reversible, cuando el bicarbonato se encuentra en un ambiente ácido, este se combina con los hidrogeniones produciendo el ácido carbónico, en este caso el ácido carbónico se disocia fácilmente en moléculas de agua y en moléculas de dióxido de carbono.



Basados en estos dos sistemas podemos revisar el intercambio de moléculas gaseosas que se producen en la sangre durante la respiración. Para nuestra explicación consideremos

un eritrocito el cual se encuentra circulando por un capilar alveolar como se ilustra en la figura II-1. El eritrocito flotando en el plasma se encuentra separado del aire alveolar por la membrana alveolar.

#### 2.4 El mecanismo de difusión por diferencia de presiones

El nivel de presión de oxígeno en el aire alveolar es superior al nivel de oxígeno plasmático, por esa razón y por el principio básico de fisicoquímica sobre la difusión de gases por gradientes de presiones, las moléculas de oxígeno alveolar atraviesan la membrana alveolar e ingresan en la sangre. Estas moléculas a su vez atraviesan la membrana eritrocitaria, y al ingresar el oxígeno se combina con la hemoglobina desoxigenada produciendo la oxihemoglobina liberando hidrogeniones ( $H^+$ ) que se combinan con el bicarbonato eritrocitario ( $HCO_3^-$ ) y forman el ácido carbónico ( $H_2CO_3$ ). Este se disocia en molécula de agua y en molécula dióxido de carbono ( $CO_2$ ).

En este momento el dióxido de carbono, en su estado gaseoso, aumenta la presión intraeritrocitaria y por el mismo mecanismo de difusión de gases por gradiente de presión, las moléculas del dióxido de carbono se difunden al plasma hasta el aire alveolar.

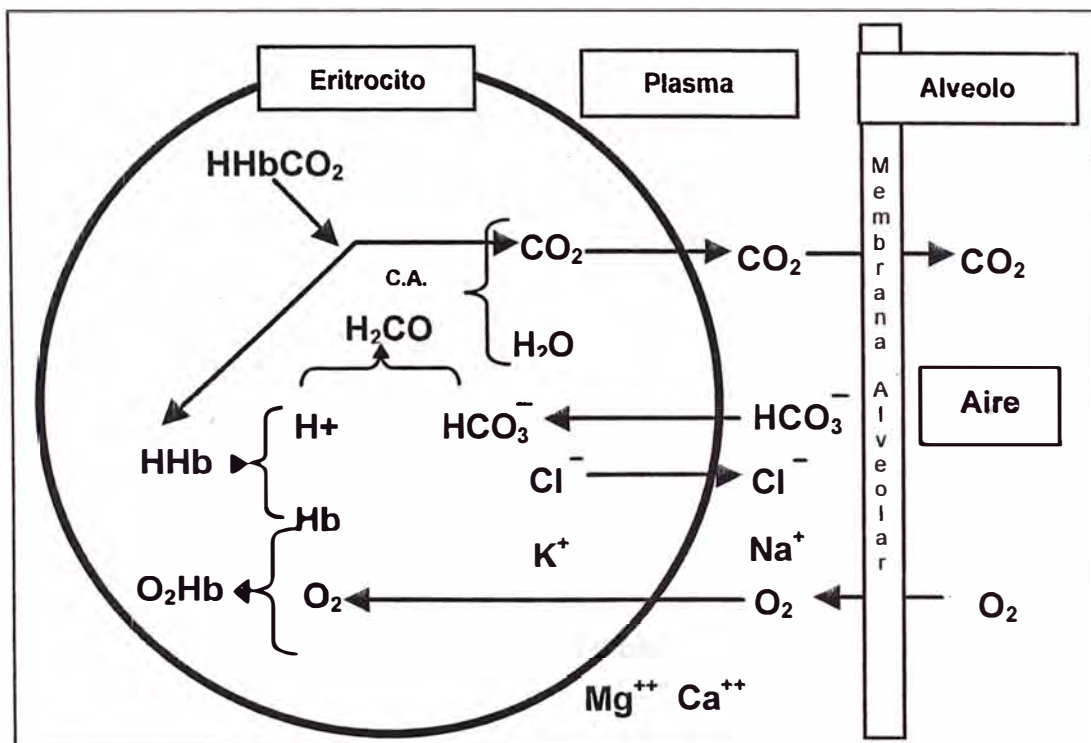


Figura II-1

#### 2.5 Efecto del bicarbonato

Hasta este momento hemos podido entender los mecanismos básicos que intervienen en el intercambio gaseoso de la respiración eritrocitaria. Esta explicación estaría incompleta si no tomamos en cuenta el rol que ejerce el bicarbonato en estos procesos. Para que el intercambio gaseoso dentro del eritrocito se mantenga, es necesario que moléculas de bicarbonato ingresen en el eritrocito para combinarse con los hidrogeniones liberados por la hemoglobina.

## 2.6 Los electrolitos séricos

Al ingresar el bicarbonato en el eritrocito se produce un desbalance electrolítico tanto plasmático como eritrocitario. Para mantener el balance electrolítico el cloro ionizado ( $\text{Cl}^-$ ), también negativo, debe ser expulsado del eritrocito hacia el plasma.

El potasio ( $\text{K}^+$ ) que es un catión fundamentalmente intraeritrocitario y el sodio ( $\text{Na}^+$ ) que es también un catión principalmente plasmático intervienen activamente en el balance electrolítico incluyendo a los aniones cloro ( $\text{Cl}^-$ ) y bicarbonato ( $\text{HCO}_3^-$ ).

De esta manera podemos observar que el intercambio gaseoso de oxígeno y dióxido de carbono afecta directamente el balance electrolítico y en forma recíproca los electrolitos también afectan el intercambio gaseoso. Es por esta razón que los equipos modernos incluyen la medición de los electrolitos básicos junto con la de los gases arteriales.

## 2.7 El calcio y el magnesio ionizados

Yendo mas allá, el Calcio iónico ( $\text{Ca}^{++}$ ) y especialmente el magnesio iónico ( $\text{Mg}^{++}$ ) no sólo participan del balance electrolítico por medio de su carga eléctrica, si no también en forma más activa por medio de la llamada bomba sodio potasio, el cual es un sistema bioquímico que mantiene el desbalance de los electrolitos sodio y potasio entre el plasma y los eritrocitos.

Para mantener el correcto balance electrolítico es fundamental el Magnesio iónico ( $\text{Mg}^{++}$ ). El magnesio iónico en estudios clínicos recientes, ha demostrado ser el electrolito más frecuentemente reportado como anormal en pacientes post operatorios que son admitidos a las unidades de cuidados intensivos (UCI). Además, es ampliamente conocido el hecho que del magnesio iónico depende en gran medida el sistema cardiovascular. Por suerte los analizadores más avanzados ya proveen la medición del calcio iónico ( $\text{Ca}^{++}$ ) y del magnesio iónico ( $\text{Mg}^{++}$ ).

## 2.8 El diagnóstico del equilibrio ácido base

El último protocolo para el diagnóstico del equilibrio ácido-base hace especial hincapié de incluir el análisis del equilibrio electrolítico mediante los hiatos séricos para llegar a un diagnóstico completo del paciente crítico.

Es por ello que la medición de los electrolitos séricos se convertido en un análisis de suma importancia en todo paciente crítico.

Comprendiendo el significado de los Electrolitos Séricos, su importancia en la respiración, y el mecanismo bioquímico podremos describir como la Ingeniería Electrónica interviene para lograr evaluar estos Iones.

## CAPITULO III

### FUNDAMENTOS ELECTRICOS

#### 3.1 Tipos de conducción eléctrica

Existen dos tipos de conducción eléctrica, la conducción electrónica y la conducción iónica.

La conducción electrónica se realiza por medio del movimiento de las cargas eléctricas a través de los electrones. Este tipo de conducción es el que ocurre en los sólidos, especialmente los metales, donde los electrones libres de los átomos se desplazan entre los átomos formando un circuito eléctrico.

La conducción iónica se produce por el movimiento de los átomos o moléculas ionizadas. Este tipo de conducción se da en los líquidos, donde los iones se mueven hacia los electrodos de carga opuesta.

#### 3.2 La celda iónica

La celda iónica básica consiste en dos electrodos sumergidos en una solución electrolítica. La solución electrolítica consiste en una sal disuelta en agua, por ejemplo el Cloruro de Sodio (NaCl), más conocida como sal común, se disuelve en el agua disociando sus átomos, formando iones  $\text{Na}^+$  y  $\text{Cl}^-$ . En este caso el Sodio cede un electrón al Cloro y este enlace electrostático se rompe. Es importante notar que las sales al disolverse en agua se disocian formando electrolitos, de ahí el nombre de soluciones electrolíticas.

La cantidad de corriente que circula a través de la celda es proporcional a la concentración de iones o electrolitos disueltos en el agua. Una celda básica como la de la figura II-1 no distingue entre el tipo de electrolitos. Todos los electrolitos se mueven en sentido hacia los electrodos con cargas opuestas.

Un sistema de celda básica nos dará una corriente proporcional al total de electrolitos en el agua. Podríamos establecer una relación entre la intensidad de la corriente entre los electrodos y la concentración de electrolitos. Pero para nuestro estudio se requiere que la corriente dependa exclusivamente del ion o electrolito de nuestro interés. Por ello debemos hacer que los electrodos usados en la celda solo respondan al electrolito de nuestro interés. De esto nace la idea de la tecnología de Ion Selectivo conocida actualmente como ISE, de las siglas de Inglés "Ion Selective Electrode" (ver Figura III-1)

#### 3.3 Electrodo de ión selectivo

Es necesario que por lo menos uno de los electrodos de Celda Iónica tenga la propiedad de seleccionar a un determinado Electrolito, de esta forma la corriente del circuito dependa exclusivamente de la concentración de este analito.

Antes de continuar con nuestra explicación debemos mencionar que si bien la celda iónica básica nos proporciona una corriente, la cual es proporcional a la concentración de todos los iones, esta se rápidamente afectada en su funcionamiento. Esto se debe al hecho que los iones al movilizarse hacia los electrodos estos se depositan en ellos cambiando sus características conductivas. Este fenómeno el cual es deseado y es la base de la galvanoplastia, constituye un serio inconveniente en el sistema de medición de la celda iónica básica. Además durante la circulación de corriente también reexperimentan reacciones químicas en el solvente agua ( $H_2O$ ) la cual también puede disociarse formando burbujas de gas Hidrogeno y gas Oxigeno.

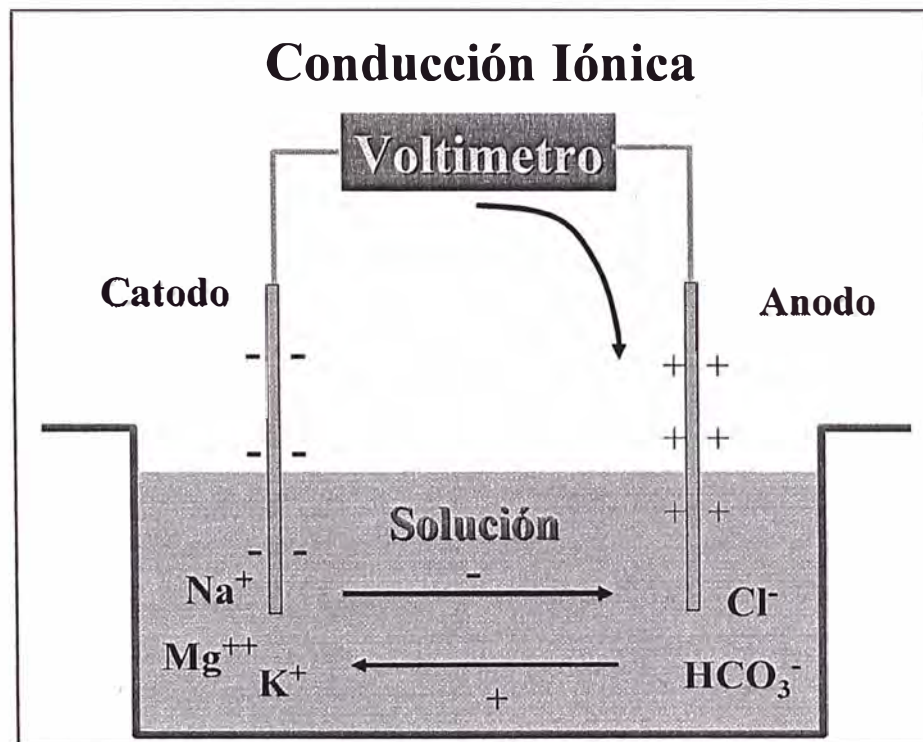


Figura III-1

Por ello antes de continuar se deben resolver el problema de los depósitos de iones y burbujas en los electrodos.

Para lograr esto se utiliza un electrodo y una solución electrolítica, la cual está en contacto directo con el electrodo, metálicamente no compatibles. Uno de los metales más usados para el propósito de electrodos, es la plata y el electrolito es una solución concentrada (2 molar) de cloruro de potasio (KCl). La unión de estos metales forma un sistema eficiente para conductividad eléctrica. Los iones se mueven con facilidad entre los electrodos y la alta concentración presentados características importantes; la primera es baja impedancia, y la segunda es la muy casi no formación de electrolisis del agua. Esto último se debe a la muy alta tasa de concentración de iones de  $K^+$  y  $Cl^-$  en relación a la baja tasa de disociación natural del agua. En la práctica el electrodo selectivo se fabrica de plata se le enfunda en una cubierta conteniendo una solución electrolítica interna, como dijimos,



de cloruro de potasio. Y se deja un pequeño paso eléctrico por medio de membrana semipermeable sensible la cual permite la actuación del Electrolito a seleccionar, tal y como se muestra en la figura III-2.

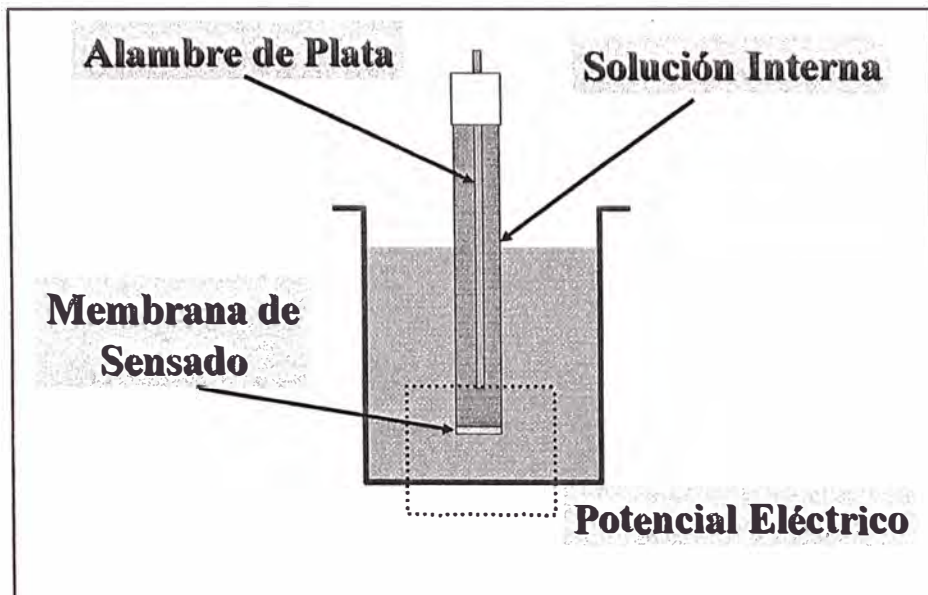


Figura III-2

### 3.4 La membrana selectiva

En sus estados iniciales estaban formadas a partir de un polión, con una carga intermedia entre la de un iómero y un polielectrolito. Esta era preferencialmente permeable a determinadas especies iónicas. De mis indagaciones, los fabricantes actualmente usan diferentes métodos en su manufactura, uno de los más usados son las membranas a base de celulosa impregnada en una combinación de sales ionizantes. Estas sales son escogidas por el método de prueba y error para establecer su sensibilidad y especificidad al electrolito deseado. Es por ello que su composición es considerada el mayor secreto industrial. (Ver figura III-3)

La membrana de Ion selectivo al contacto con la sustancia a medir establece una diferencia de potencial entre la parte interna, la que esta en contacto con el electrodo metálico y la solución externa. (Ver figura III-4). Esta diferencia de potencial es directamente proporcional al ion para el cual la membrana fue diseñada.

La precisión de las mediciones están determinas por varios factores, los principales son:

Especificidad, está referido a cuan selectiva es la membrana, se desea que la membrana reaccione solo con el analito en cuestión excluyendo a los demás. Los analitos medidos no deseados son elementos interferentes, esto se determina por pruebas que se somete al electrodo a diferentes sustancias interferentes y se mide el porcentaje de la diferencia de potencial creado por el interferente frente a su concentración.

Sensibilidad, está referido a que tan capaz es la membrana de detectar un analito que se desea medir. Es deseable que estos electrodos respondan a concentraciones bajas para

poder ser útiles en condiciones clínicas. Normalmente se miden en miliequivalentes por litro. Esto es la carga eléctrica del ion por litro de solución. (Ver figura III-4)

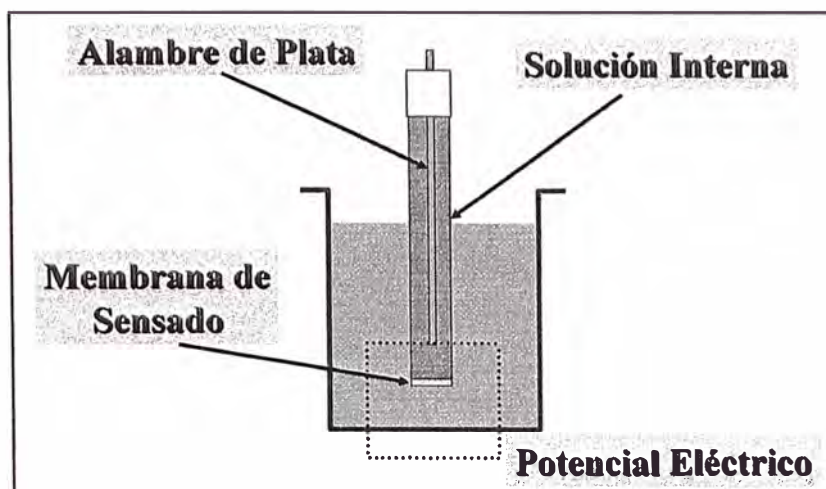


Figura III-3

Estabilidad, esta referido a la performance del electrodo a través del tiempo. Se desea que el electrodo conserve las mismas características a lo largo de su funcionamiento. En la práctica la estabilidad es un factor muy crítico por lo que este tipo de electrodos deben ser calibrados continuamente. En equipos de análisis clínicos se realizan cada dos horas, incluso algunos requieren calibraciones y/o comprobaciones cada 15 minutos, como es el caso de los electrodos para la medición de  $O_2$  y  $CO_2$

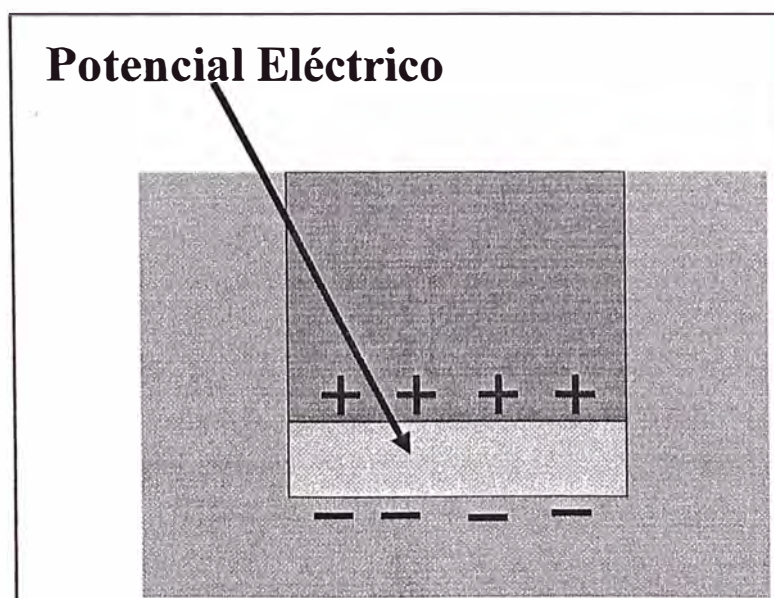


Figura III-4

En este punto es importante dejar en claro que solo hemos conseguido hacer una celda iónica que responde con una corriente eléctrica que es proporcional a un analito específico.

Es necesario notar que aun no hemos establecido la relación entre el potencial o corriente eléctrica y la concentración del analito, para ello se utiliza el método de los dos puntos referentes que veremos mas adelante.

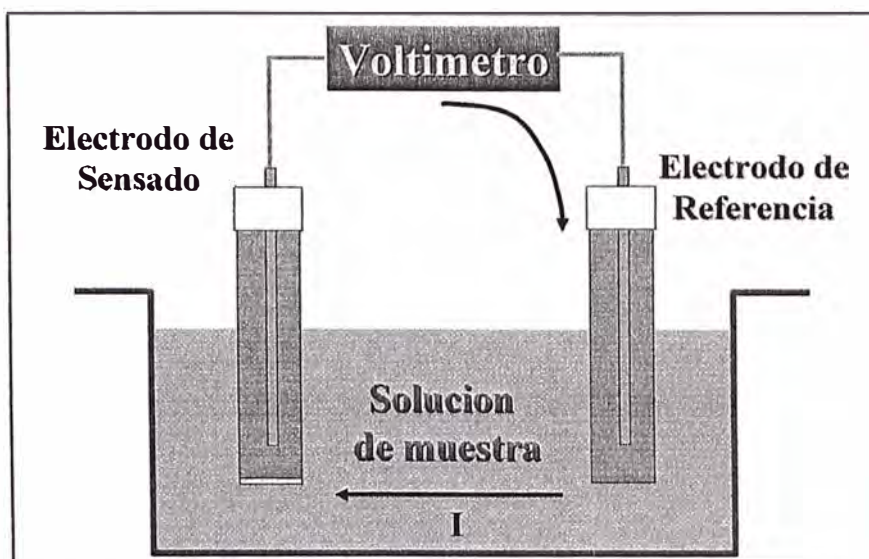


Figura III-5

**CAPITULO IV**  
**ESTUDIO ANALITICO DEL POTENCIAL DE MEMBRANA**

**4.1 Origen del potencial de medida**

Para ayudar al entendimiento del fenómeno de intercambio iónico que ocurre en la membrana del electrodo de ion selectivo, hay que considerar primero el lugar de intercambio iónico en la superficie de una simple membrana permeable, tal como una membrana de diálisis, en una concentración celular entre dos soluciones salinas, A y B. Ver Figura IV-1. Como la solución B tiene una concentración menor de iones en ambas soluciones, en la membrana se prepara una gradiente de concentración.

La gradiente de concentración crea una fuerza para enviar iones en solución, a través de la membrana, desde la célula donde están más concentrados hacia la célula donde están menos concentrados. Esta fuerza disminuye según se equilibre la concentración en ambos lados de la membrana. El equilibrio resulta en concentraciones equitativas de sal en ambos lados de la membrana e iguales tasas de migración a través de la membrana. (Ecuación IV-1)

En equilibrio, el radio de concentración de iones en las dos soluciones es:

$$\frac{[Cl^-]}{[Cl^-]} = \frac{[Na^+]_o}{[Na^+]_i} = \frac{[K^+]_o}{[K^+]_i} \quad \text{Ecuación IV-1}$$

Donde los subíndices i y o denotan los iones en la superficie de la membrana.

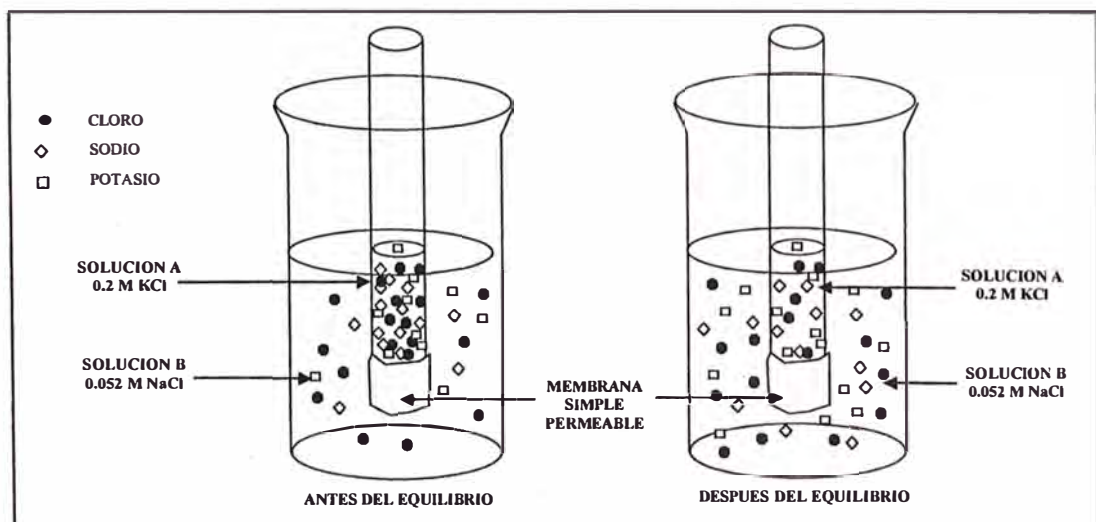


Figura IV-1 Difusión Iónica

En la Figura IV-2, la membrana de diálisis es reemplazada con una membrana de ion selectivo la cual puede diferenciar iones. Por ejemplo, utilizar una membrana selectiva de  $K^+$ , significa que la membrana puede diferenciar iones de potasio de todos los otros iones en solución. Como los iones en las soluciones A y B se entremezclan, los iones de  $K^+$  entran en los lugares selectivos de este ion en la superficie de la membrana y dejan atrás a los iones de  $Cl^-$  cargados negativamente. Los iones de cloro se alinean adyacentes a la membrana y preparan un potencial que previene movimientos bruscos a través de la superficie de la membrana.

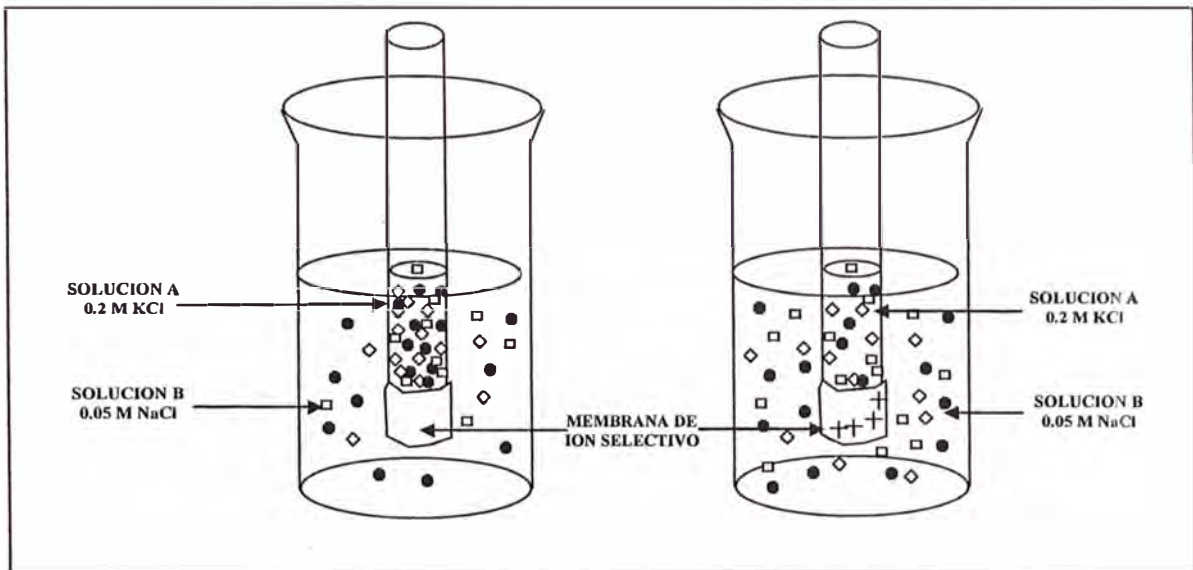


Figura IV-2 Establecimiento del Potencial de Membrana

En equilibrio, se establece una diferencia de potencial o un potencial de membrana. Las áreas en la superficie de la membrana pueden ser comparadas con los dos polos de una batería en miniatura con un voltaje igual a la diferencia de potencial a través de la membrana. En la ecuación IV-2 mostramos que el potencial de membrana es dependiente de las actividades de los iones de potasio en la superficie de la membrana y fue descrito por Nernst:

$$E_m = \frac{RT}{nF} \cdot \ln \frac{a_o}{a_i}$$

Ecuación IV-2

Donde  $E_m$  es el potencial de membrana,  $a$  es la actividad del ion de potasio,  $R$  es la constante universal de los gases,  $T$  es la temperatura en grados Kelvin,  $F$  es la constante de Faraday y  $n$  es la carga del ion medido: +1 para sodio y potasio, +2 para calcio, -1 para cloro. (La actividad de un electrolito puede ser considerada como una medida de su "concentración efectiva" en solución). Esto es equivalente a la concentración multiplicada por el coeficiente de actividad del ion,  $f$ ; que es  $a = f \cdot c$ . El coeficiente de actividad describe la actividad del ion para reaccionar en solución. Cuando el tubo de vidrio en la Figura IV-2 es llenado con una solución de sal de composición constante, conocida como solución interna

de llenado, el potencial eléctrico de la membrana depende solamente en la solución fuera de la membrana como sigue:

$$E_m = E_o + \frac{RT}{nF} \cdot \ln a_o \quad \text{Ecuación IV-3}$$

Donde  $E_o$  es una constante que incluye un término para  $a_i$ , la actividad del ion en el IFS.

Podemos convertirla desde el logaritmo natural ( $\ln$ ) en la Ecuación IV-3 a logaritmo de base 10 y llegar a una ecuación equivalente:

$$E_m = E_o + 2.303 \frac{RT}{nF} \cdot \log a_o \quad \text{Ecuación IV-4}$$

Se necesita un circuito eléctrico completo para la medición del potencial en la membrana de ion selectivo. En la Figura IV-3, se muestra un circuito típico de medición del electrodo de ion selectivo. Hay dos electrodos aquí: un electrodo de referencia y uno de ion selectivo. El potencial del electrodo de referencia es constante; que el ISE varíe, depende de la actividad del ion de interés en la solución de prueba. Un voltímetro mide la diferencia de potencial entre el electrodo de ion selectivo y el electrodo de referencia.

La diferencia de potencial del circuito de medición de todos los electrodos,  $E_{\text{cell}}$  es equivalente a la suma algebraica del potencial del electrodo de ion selectivo,  $E_m$ , del electrodo de referencia,  $E_r$ , y del potencial de unión,  $E_j$ .

$$E_{\text{cell}} = E_m - E_r - E_j \quad \text{Ecuación IV-5}$$

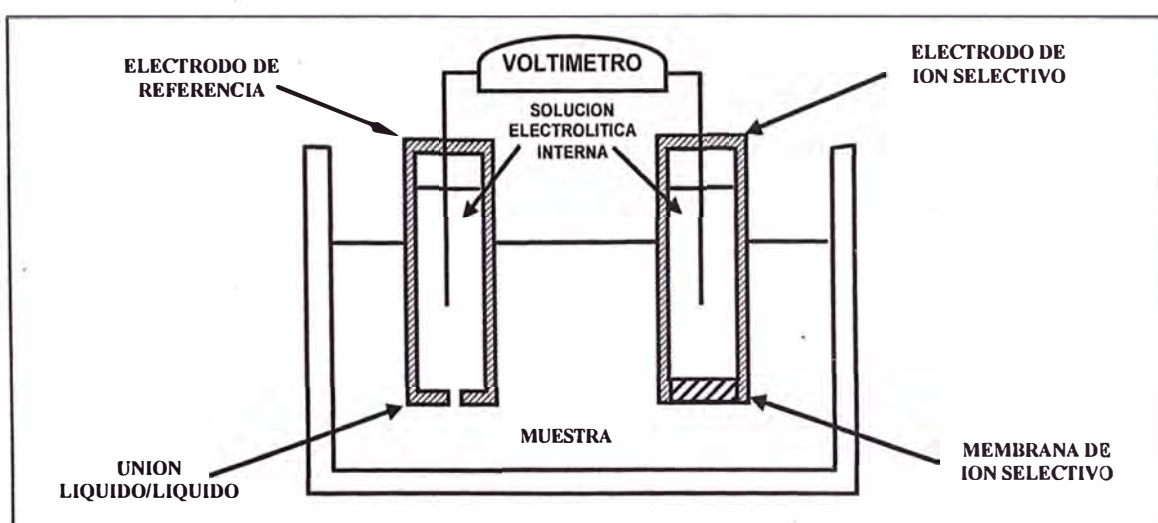


Figura IV-3 Circuito de Medida del Electrodo

El potencial de unión es el potencial desarrollado en la unión líquido/líquido entre el electrodo de referencia y la solución de prueba. La magnitud del potencial de unión del

líquido que se da como resultado de la interdifusión de los iones en la unión líquido/líquido, es inconsecuente.

$$E_{\text{cell}} = E_o + S \cdot \log a_o - E_r - E_j \quad \text{Ecuación IV-6}$$

S es la pendiente del electrodo. Bajo condiciones ideales y a 37°C, es teóricamente equivalente a 30.8 mV aproximadamente, por cambio de década en actividad, para un ion divalente y 61.5 mV para un ion univalente. La pendiente es obtenida por el potencial graphing, E, vs, el protocolo de la actividad.

$$S = \frac{E_{\text{std C}} - E_{\text{std D}}}{\log \frac{C}{D}} \quad \text{Ecuación IV-7}$$

Donde C es la actividad del Estándar C; y D es la actividad del Estándar D.

Cuando la actividad desconocida del ion de interés es medida en una solución de prueba, el potencial de la solución de prueba,  $E_x$ , es comparado con el de la solución estándar,  $E_{\text{std}}$ , en el cual la actividad del ion de interés es conocida. La mayoría de los términos se cancelan como sigue:

$$E_x = E_o + S \cdot \log a_x - E_r - E_j \quad \text{Ecuación IV-8}$$

$$E_{\text{std}} = E_o + S \cdot \log a_{\text{std}} - E_r - E_j \quad \text{Ecuación IV-9}$$

$$\Delta E = E_x - E_{\text{std}} = S \cdot \log \frac{a_x}{a_{\text{std}}} \quad \text{Ecuación IV-10}$$

Así, la diferencia de potencial entre las 2 soluciones,  $\Delta E$ , es dependiente solamente del logaritmo de la actividad del ion de interés en la solución de prueba,  $a_x$ , y la actividad del ion de interés en la solución estándar,  $a_{\text{std}}$ .

## CAPITULO V CALIBRACION DEL ELECTRODO

### 5.1 Calibración de dos puntos

Como vimos en los capítulos III y IV, la celda iónica nos produce una corriente que es proporcional al analito en cuestión. Para establecer la correspondencia entre el potencial de membrana o corriente de la celda se usa el método de la calibración de dos puntos.

Los analizadores utilizan el método de la calibración de dos puntos para obtener la pendiente del electrodo y verificar su funcionamiento. El paquete de reactivos contienen los estándares que son utilizados para este propósito. Los estándares son soluciones con cantidades conocidas del analito. Estas servirán de referencia para el establecimiento de la relación voltaje con la concentración. La calibración puede ser iniciada manualmente o también puede iniciarse automáticamente por el sistema en intervalos de aproximadamente 2 a 6 horas, dependiendo del uso. Los equipos comerciales usan además una solución de limpieza que la mayoría denomina Flush. Esta última tiene la función de lavar los electrodos entre cada medición, para eliminar los residuos entre muestras e inclusive entre cada estándar de forma que esta no interfieran en el potencial de la membrana. Figura V-1

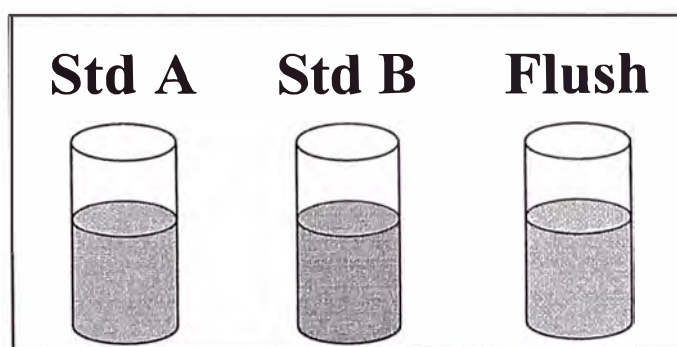


Figura V-1 Soluciones Estándar, contienen concentraciones conocidas.

Los pasos a seguir para la calibración de dos puntos son los siguientes:

Establecimiento en un plano cartesiano dos puntos de referencia, en el X se encuentran el potencial medido de la celda iónica y en eje Y se establece la concentración del analito en la solución estándar.

Obtenido los dos puntos referentes, reestablece la recta que une ambos puntos. Esta recta se conoce como recta de calibración, en inglés se le denomina curva. Esto se debe a que algunos analitos como los del tipo metabólico (como la Glucosa y el Lactato) no iónico tienen una respuesta no lineal. Como en la geometría analítica, la pendiente o inclinación de



esta recta y uno de sus puntos de intersección son la base para determinación de la calibración del electrodo.

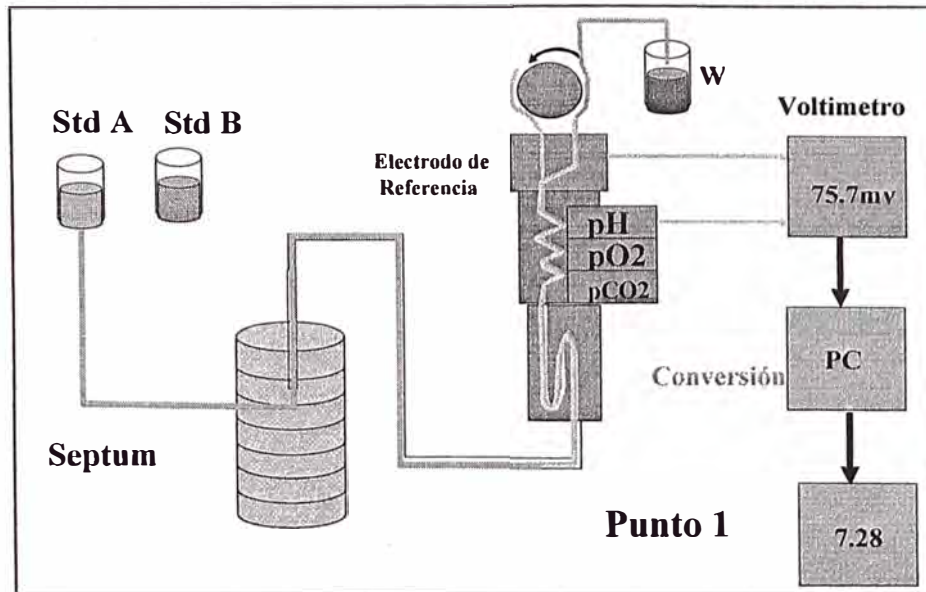


Figura V-2 Sistema de electrodos, lectura del primer estándar

Para simplicidad de explicación tomemos como ejemplo la medición del pH sérico el cual es la medición de la concentración de hidrogeniones libres  $H^+$  en la solución. En este caso se usa una solución estándar de un pH conocido de 7.47 el cual ha producido una diferencia de potencial en la celda de 75.7mV, ver figura V-2. Estos datos establecen el primer punto de referencia.(Figura V-3)

De igual modo se repite el análisis del segundo estándar no sin antes realizar un "flush" o lavado del sistema para evitar el "carryover". (Figura V-4)

Realizada la medición del segundo estándar se establece también el segundo punto de referencia de la curva de calibración.

Con el establecimiento de los dos puntos de calibración se define la "curva" de calibración la cual une los dos puntos de referencia (figura V-5). Como cualquier recta en un plano cartesiano, esta se define como  $Y = mX + b$

Donde:

$m$  es la pendiente, y  $b$  la intersección con el eje  $Y$

La pendiente es una medida de mucha importancia a considerar por que esta determina la respuesta del electrodo a la variación del analito. Una pendiente  $m$  elevada significa que pequeñas variantes del potencial de los puntos de referencia darían grandes variaciones de la medida de la concentración, esto haría el sistema propenso a importantes variaciones en las medidas por pequeños cambios en el sistema. Por otro lado una pendiente pequeña  $m$  significaría que el sistema tiene poca respuesta a las variaciones del analito, esto haría al sistema poco amplio en su rango de medida. Por ello los sistemas deben considerar un rango aceptable para el valor de la pendiente  $m$ .

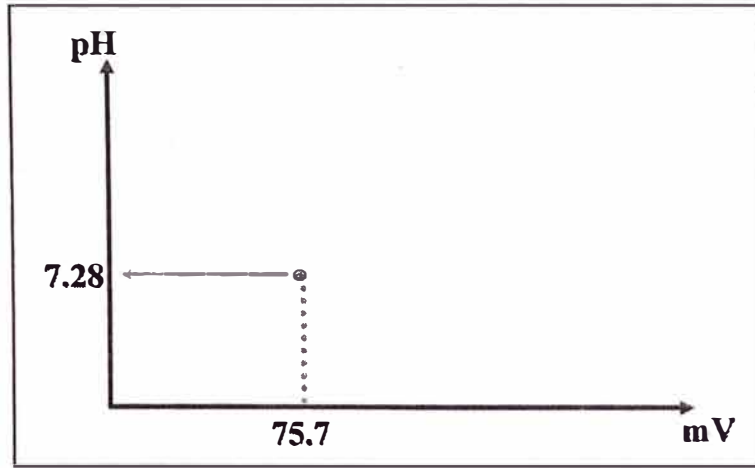


Figura V-3 Establecimiento del primer punto de referencia

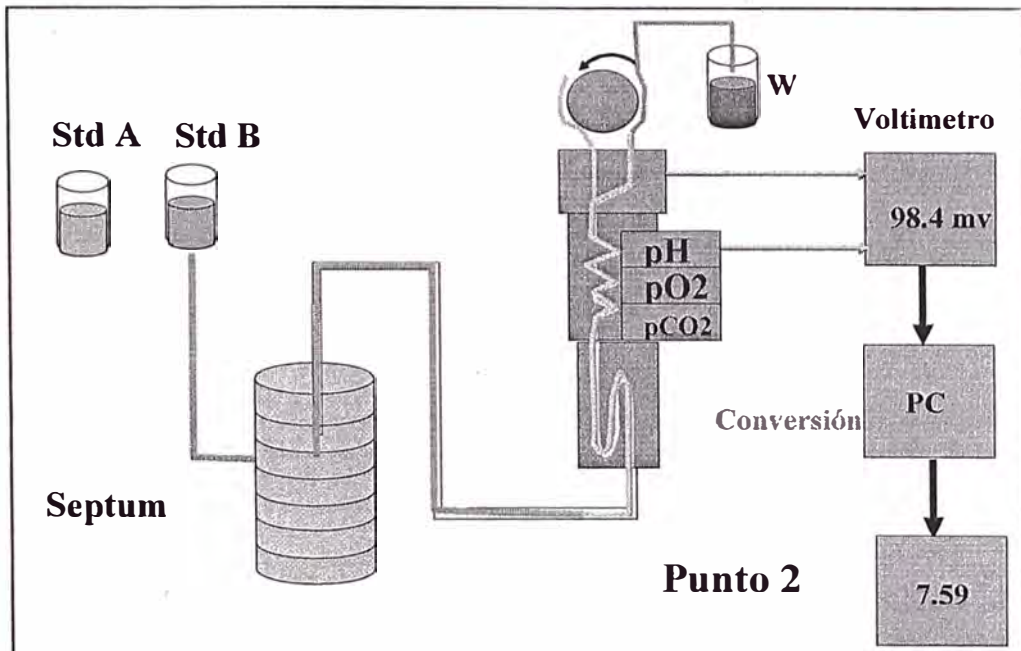


Figura V-4 Sistema de electrodos, lectura del segundo estándar

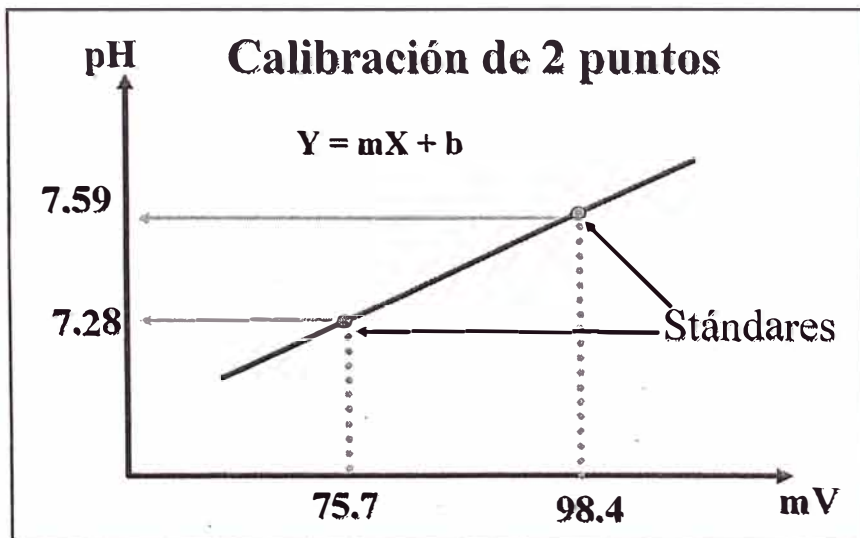


Figura V-5 Establecimiento del segundo punto de referencia

## 5.2 Medición de la muestra

Finalmente, podemos determinar la concentración de un analito el cual no conocemos usando este sistema cartesiano. Para lo cual insertaremos la muestra como observamos en la figura V-6.

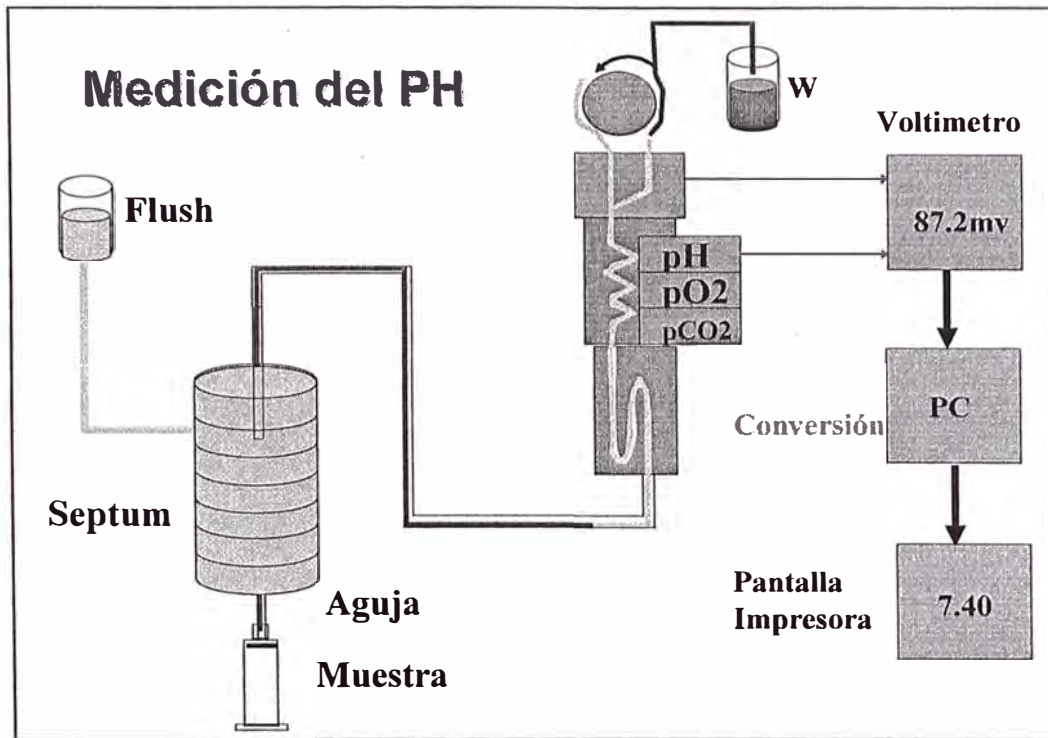


Figura V-6 Sistema de electrodos, lectura de la Muestra

Llevando la lectura de los milivoltios en el plano cartesiano, colocamos el punto en el eje X y luego llevamos la recta vertical a la intersección con la curva de calibración y vemos a que altura del eje Y se encuentra. Esta será la medida de la muestra.

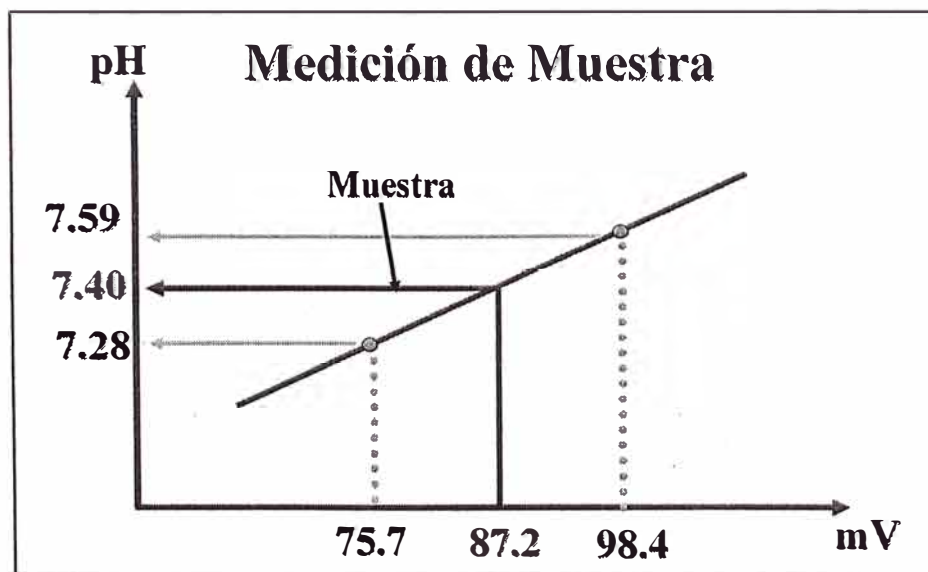


Figura V-7 Sistema de electrodos, lectura de la Muestra

En los gráficos V-6 y V7 se observa que el sistema obtiene una lectura electrónica de 87.2 para la muestra, esta es llevada a la intersección con la curva obteniéndose una lectura en el eje Y de 7.40 para el pH.

En un sistema ideal los puntos determinados por los estándares deben permanecer estables, sin embargo debido a variaciones de las condiciones de temperatura, presión y estabilidad de los electrodos, se producen variación llamados derivas, o corrimientos de calibración o "drift", como se observa en la figura V-8.

### 5.3 Calibración de un punto

La deriva del electrodo es la pequeña variación de la respuesta del electrodo en el tiempo. Como se ha expresado en la ecuación IV-10, la determinación de la actividad para una muestra no conocida es dependiente tanto del potencial del electrodo generado por lo desconocido como del generado por el estándar. El analizador utiliza una calibración de un punto para monitorear y minimizar el efecto de la deriva del electrodo en los resultados analíticos. Una calibración de un punto ocurre en intervalos de 30 o 45 minutos y es independiente del ciclo de la muestra.

El sistema muestra un código de error E-Cero o Deriva de Análisis a Análisis, cuando la deriva del electrodo es por debajo de los límites de tendencia.

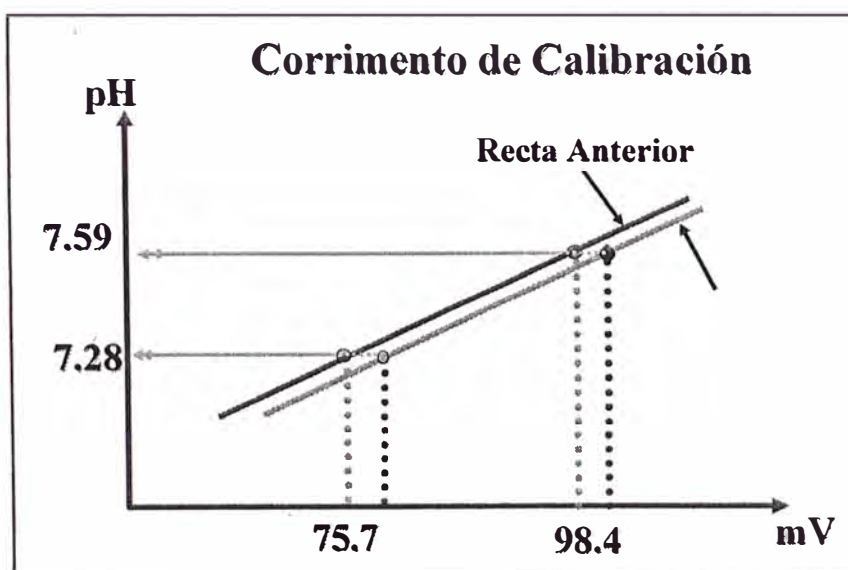


Figura V-8 Deriva o "Drift" de calibración

Para evitar el constante trabajo de calibración del sistema, este usa la calibración de un punto. Con la medición de solo un estándar, el sistema desplaza la curva a una nueva posición manteniendo la misma pendiente  $m$ .

Al igual que el valor de pendiente  $m$  debe ser controlado, el valor de la deriva también debe ser controlado para mantener el sistema en óptimas condiciones. Un valor elevado de laderita significará un sistema inestable en el tiempo.

## **CAPITULO VI**

### **SINTESIS DE LAS APLICACIONES CLINICAS**

En este capítulo resumiré la aplicación clínica de todos los análisis que en la actualidad se realizan con la aplicación de la medición de los Electrolitos Séricos.

#### **6.1 Resumen del significado clínico de los analitos**

##### **6.1.1 Ph**

Se define el logaritmo negativo de la concentración del ion hidrógeno. Esta concentración es indicador clínico muy importante del equilibrio ácido - básico del líquido extra celular, que es muy importante para que se realice todos los procesos del metabolismo celular. Es indicador de trastornos de acidosis metabólica o alcalosis metabólica en casos de descenso o elevación respectivamente del PH. Tiene rangos desde 0 a 14 unidades de PH, es indicador del equilibrio metabólico que normalmente debe dar un valor de 7.0 (en sangre 7.4). Tiene que ver mucho en el balance de otros electrolitos como Na, K, Cl, HCO<sub>3</sub>, etc. Es equilibrado por sustancias llamadas tampones buffer.

##### **6.1.2 pCO<sub>2</sub>**

Es la presión parcial de bióxido de carbono en sangre presente como producto de ciclo de respiración celular (expulsión de la célula), como resultado el metabolismo respiratorio de la glucosa, el ciclo de KREBS y de las grasas. Es indicador de trastornos del equilibrio ácido - base al pasar el CO<sub>2</sub> al transformarse - carbonato que actúa buffer o tampón, también interviene la diferenciación de la hemoglobina pues se une a ella (efecto de transporte) y forma la carboaminohemoglobina, que nos indica el grado normal de eliminación y transporte de bióxido de carbono hacia el exterior del organismo. Es indicador de enfermedades pulmonares.

##### **6.1.3 pO<sub>2</sub>**

Presión parcial de oxígeno en sangre, también interviene en el ciclo respiratorio del organismo donde la célula al captar esta molécula que es vital y esencial para la mayoría de los procesos metabólicos del organismo, por lo que su captación es fundamental; siendo así la molécula mas importante para la respiración celular la misma que es transportada por la hemoglobina en forma de oxihemoglobina. Es indicador de enfermedades pulmonares como hipoxia o anoxia cuando la captación disminuye y dé cambios adaptativos a la altura y presión.

##### **6.1.4 Na<sup>+</sup>**

Es un catión presente en buena parte del plasma sanguíneo y líquidos extracelulares (es el mayor componente extracelular). El sodio se conserva cuando la ingestión es baja y se

excreta cuando la ingestión es moderada o alta. Ayuda a la excreción de agua, junto con el cloro ayuda a mantener la presión osmótica, y regula el equilibrio ácido - básico por reacción alcalina con el magnesio, potasio y calcio. Rara vez se encuentra disminuida pero si esto ocurre causa un descenso de la presión osmótica del líquido extracelular (pasa el líquido a las células y disminuye el volumen de los líquidos corporales). En la sangre causa disminución de la presión arterial, la hormona aldosterona reabsorber el sodio también se ve disminuida en la enfermedad de Addison, diabetes insípida; cuando esta elevada es indicador de aumento de la presión arterial (acción capilar y sobre el consumo de oxígeno). También se presenta en casos de hipertensión adrenal.

#### **6.1.5 K<sup>+</sup>**

Ion positivo igual que el sodio. Hay doble cantidad de potasio que de sodio. En las células se encuentran mayor cantidad que en el líquido extracelular (el cation mas abundante en las células), el organismo tiende a conservarlo constante el contenido de potasio indica el índice de masa magra (peso seco del cuerpo). Así como el sodio y el cloro: el potasio contribuye a regular la presión osmótica y el equilibrio ácido - básico. Contribuye a conservar la presión osmótica del líquido intracelular pues esta ligado a proteínas así como activa las funciones enzimáticas (piruvatoquinasa). Es indicador en caso de insuficiencia (muy raro) de agotamiento; hay grandes pérdidas de potasio en casos de cirrosis hepática, diarreas, vómito, acidosis diabética, quemaduras. También hay disminución de la presión muscular, y produce desnutrición proteocalórica del cerebro, hígado, músculos y corazón (tejidos).

#### **6.1.6 Ca<sup>++</sup>**

Es el catión mineral de mayor distribución en el organismo (en plasma de 9 a 11 mg%). De esta cantidad el 40% esta unido a las proteínas del plasma y el 60% de forma difusible. Contribuye a la síntesis de los huesos y dientes, regula procesos orgánicos durante la niñez, también es utilizado en la transmisión de impulsos nerviosos, contracción muscular, en la secuencia de la coagulación de la sangre y en la regulación de la permeabilidad de la membrana celular (la vitamina D facilita su absorción). Es indicador en caso de insuficiencia, de descalcificación de huesos y dientes que va en combinación por la deficiencia de fósforo y vitamina D (enfermedad llamada raquitismo). Su concentración esta regulada por dos hormonas la calcitonina y la paratohormona, su deficiencia causa también osteomalacia y osteoporosis. En caso de elevación se dan casos de síndrome de leche alcalina con sangrado en pacientes que úlcera tienen péptica. Causa también varios trastornos gastrointestinales, como deficiencias en la coagulación sanguínea y trastornos neuromusculares.

#### **6.1.7 Mg<sup>++</sup>**

Es un cation concentrado en los huesos y tejidos blandos como en el líquido extracelular (el magnesio de los huesos no es accesible a la célula del cuerpo. Es activador de las peptidasas y enzimas que desdoblan y transfieren grupos fosfatos (fosfatasas y enzimas que intervienen en la producción de ATP en procesos catabólicos o anabólicos). Es

indicador en caso de insuficiencia de movimientos espásticos, temblores, pulso irregular, insomnio, debilidad muscular, hiperreflexia, calambres a las piernas y pies, y deficiencia de los movimientos de las extremidades. El magnesio atrae agua hacia el intestino por lo que es usado como laxante en forma de sales.

#### **6.1.8 Glucosa**

Monosacárido esencial para el metabolismo celular junto con el oxígeno (partes de los carbohidratos). La mayoría de carbohidratos dietéticos se transforman en glucosa o el hígado convierte el glucógeno en glucosa (estados de inanición), y sirve para formar otros carbohidratos porque es la fuente de energía mas importante en los mamíferos (producción del ATP que es la molécula de energía). Lo necesita los musculos y otros órganos en ausencia de oxígeno, es transportada en la sangre para su uso en las células. Es indicador en caso de elevación de enfermedades como diabetes, hipertiroidismo, hiperactividad adrenocortical, hiperpituitarismo, y en caso de disminución de hiperinsulinismo, insuficiencia suprarrenal, hipopituitarismo, insuficiencia hepática, hipoglucemia funcional, agentes hipoglicemiantes, etc.

#### **6.1.9 Lactato**

Molécula proveniente del ácido láctico de la lactosa, que es un producto de la glicólisis junto con el piruvato, pero se metaboliza por la glicólisis en ausencia de oxígeno (hipóxía glicolítica) con el inconveniente que genera mucho menos energía (ATP) que en la glicólisis aerobia. Es indicador de la oxigenación de la célula del organismo, en caso de su elevación nos indica ausencia del LDH (lactato deshidrogenasa), dando un medio ácido a la célula, cuyo valor nos indica el grado de hipóxía tisular en la mayoría de los tejidos (excepto en los hematies) es un índice de necrosis tisular (lesión aguda del corazón, musculos, riñón, hígado, pulmón y piel) y de anemias hemolíticas; en caso de disminución nos da un indicio de un alto grado de oxigenación (vía mitocondrial), formándose piruvato en el ciclo de KREBS en condiciones aerobias.

## CAPITULO VII

### ESPECIFICACIONES Y USO DEL EQUIPO

Durante el desarrollo de mi vida profesional he trabajado con diversos equipos analizadores de gases sanguíneos, uno de los cuales es el analizador Stat Profile Ultra M.

El analizador Stat Profile Ultra M es un sistema tipo microcomputarizado automático, para el análisis de muestra de gas sanguíneo, electrolitos, iMg, iCa, Glucosa, Lactato, SO<sub>2</sub>% y Hematocrito. El acceso es vía el panel de control (teclado), el cual permite la entrada de los datos e instrucciones en respuesta a la información mostrada en el CRT (pantalla).

Después que el instrumento esta ajustado (set) y calibrado, la pantalla del CRT muestra LISTO PARA ANALISIS (Ready For Analysis), lo que significa que el instrumento esta listo para analizar muestras. El operador presiona ANALYZE para extender la aguja dentro de la muestra, sumergiendo la aguja, presionará ANALYZE de nuevo para iniciar el ciclo de análisis. Después que la muestra circula poniéndose en contacto con los electrodos, los valores de los milivoltios de los electrodos son medidos (si algún problema es detectado se generarán mensajes de error). Los datos del paciente son introducidos por el operador, los resultados de los parámetros medidos son obtenidos, y estos resultados son en seguida usados para computar los parámetros calculados. Los resultados medidos y calculados son mostrados en la pantalla. Estos pueden además, ser impresos.

La calibración de 2 puntos establece las pendientes (slopes) de los electrodos para calcular los resultados. El instrumento ejecuta una calibración de 2 puntos cada 2, 4 o 6 horas, dependiendo del número de análisis ejecutados. Ver la sección 3.15 del Manual de Referencia para más detalles. La calibración de 1 punto (cal 1) es ejecutada en intervalos de 30 a 45 minutos y es independiente del ciclo de muestra. Los resultados de los pacientes son calculados usando la diferencia de los milivoltios entre la muestra del paciente y el estándar de calibración de 1 punto junto con la pendiente calculada en la calibración de 2 puntos. La calibración de 1 punto es también usada para revisar la desviación del electrodo (la desviación del electrodo es definida como un pequeño cambio en señal del electrodo en un tiempo determinado. La pendiente permanece constante).

La siguiente descripción de la calibración de 2 puntos puede también servir como un ejemplo de que sucede durante una calibración de un punto y el ciclo de muestra. Cuando se inicia la calibración, la válvula de presión (pinch valve) abre la línea del reactivo B. La punta de la aguja se mueve a la posición del standard B dentro del cuerpo del septum, la bomba gira, el standard B es aspirado a través del precalentador de muestra pasando a través de los electrodos de aire los cuales son revisados para constatar el flujo apropiado.



Durante la aspiración la bomba simultáneamente bombea solución de referencia dentro del electrodo de referencia. La bomba se detiene posicionando el standard al frente de los electrodos. Las lecturas de milivoltios de los electrodos de pH y hematocrito son tomadas. Esta secuencia es repetida para el standard A, estableciendo el segundo de los 2 puntos de calibración del electrodo de pH (el segundo punto del electrodo de Hematocrito es tomado cuando se lee el standard C).

La válvula de by pass de la bomba se abre, y la aguja muestreadora se mueve la posición de la cámara de gas en el cuerpo del septum. Un par de válvulas de gas internas miden la cantidad de gas A que ingresa al sistema. El gas es humedecido antes de entrar en contacto con los electrodos de PCO<sub>2</sub> y PO<sub>2</sub>. Luego de estabilizarse frente a los electrodos se toman las lecturas de milivoltios.

Esta secuencia es repetida para el gas B, estableciendo el segundo de los 2 puntos de calibración de los electrodos de PCO<sub>2</sub> y PO<sub>2</sub>. El gas es entonces purgado fuera del sistema y la válvula by pass de la bomba se cierra.

Finalmente, se ejecuta la secuencia de calibración de los electrodos de Na<sup>+</sup>, K<sup>+</sup>, iMg, iCa, Glucosa y Lactado, usando primero el standard D para el primer punto de calibración, y luego, el standard C para el segundo punto de calibración. Esto se realiza de la manera antes descrita para el pH.

Un barómetro provee de una lectura de presión la cual es usada en el cálculo de los resultados de gas sanguíneo.

El porcentaje SO<sub>2</sub> es calibrado usando la opción de calibración de SO<sub>2</sub>. Calíbrelo, mensualmente usando los calibradores de saturación de oxígeno del Stat Profile Ultra. Estas soluciones standard son formuladas para dar una lectura baja de SO<sub>2</sub>% (anormal) y una lectura de SO<sub>2</sub>% alta (normal). Estos valores son usados para determinar la pendiente y ubicar los valores de calibración. Una vez que el canal del SO<sub>2</sub>% es calibrado, las lecturas de las muestras de sangre son relacionadas a esos estándares.

## **7.1 Estructura del analizador Stat Profile Ultra**

En la figura VII-1 se muestra el ensamblado del analizador Stat Profile Ultra M.

## **7.2 Diagrama del sistema de flujo**

En la figura VII-3 se muestra el diagrama del sistema de flujo del analizador Stat Profile Ultra M.

A continuación se detallará cada una de las partes del diagrama del sistema de flujo del analizador Stat Profile Ultra M.

### **7.2.1 Paquetes de reactivos**

El Paquete de Reactivos contiene los estándares para el electrodo de calibración del pH, electrolitos (Na<sup>+</sup>, K<sup>+</sup> y Cl<sup>-</sup>), hematocrito, iMg, iCa, glucosa, BUN y lactato, la solución de lavado para la limpieza de la cámara de flujo (flush) y la solución de referencia para estabilizar un voltaje de referencia en el electrodo de referencia. El paquete contiene una

memoria ROM en la cual viene programado el número de lote del paquete, así como la fecha de caducidad.

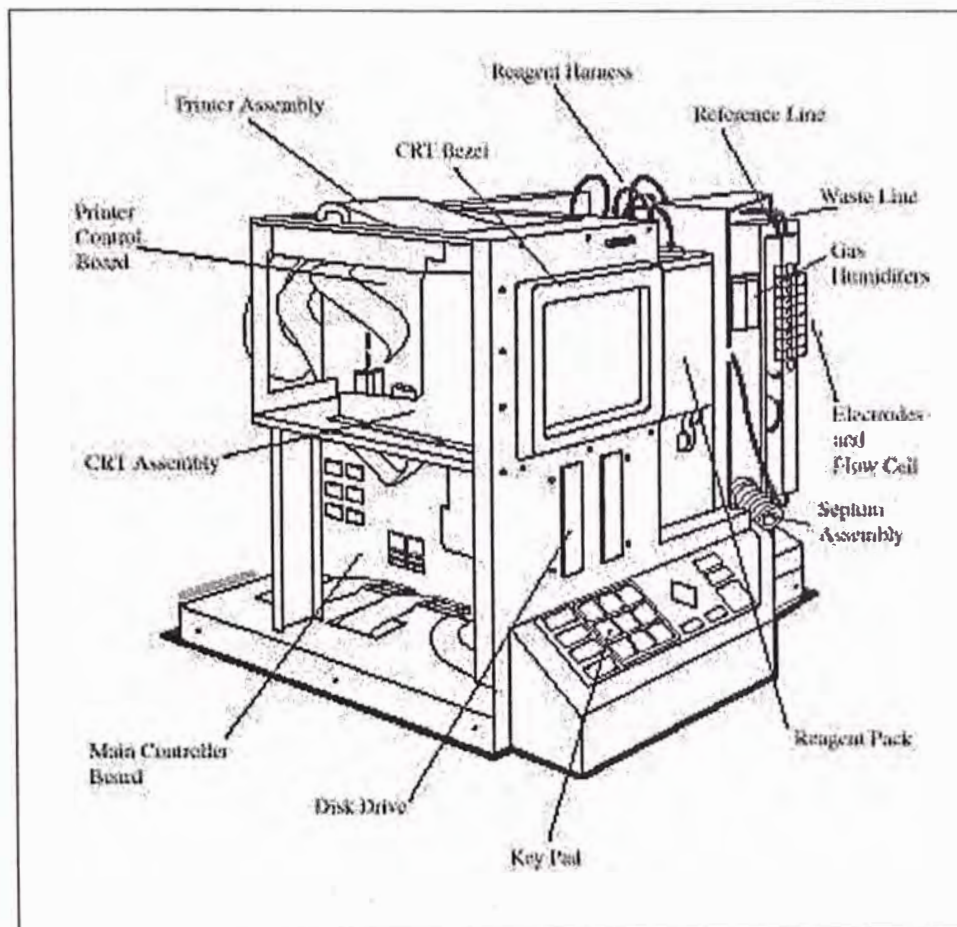


Figura VII-1 Vista frontal del equipo.

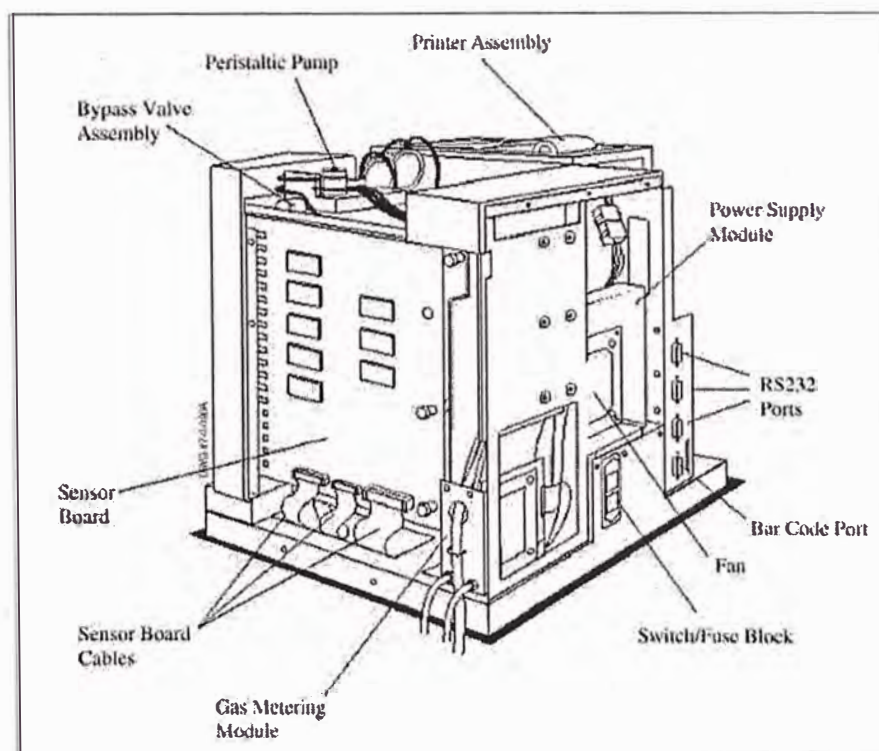


Figura VII-2 Vista posterior del equipo.

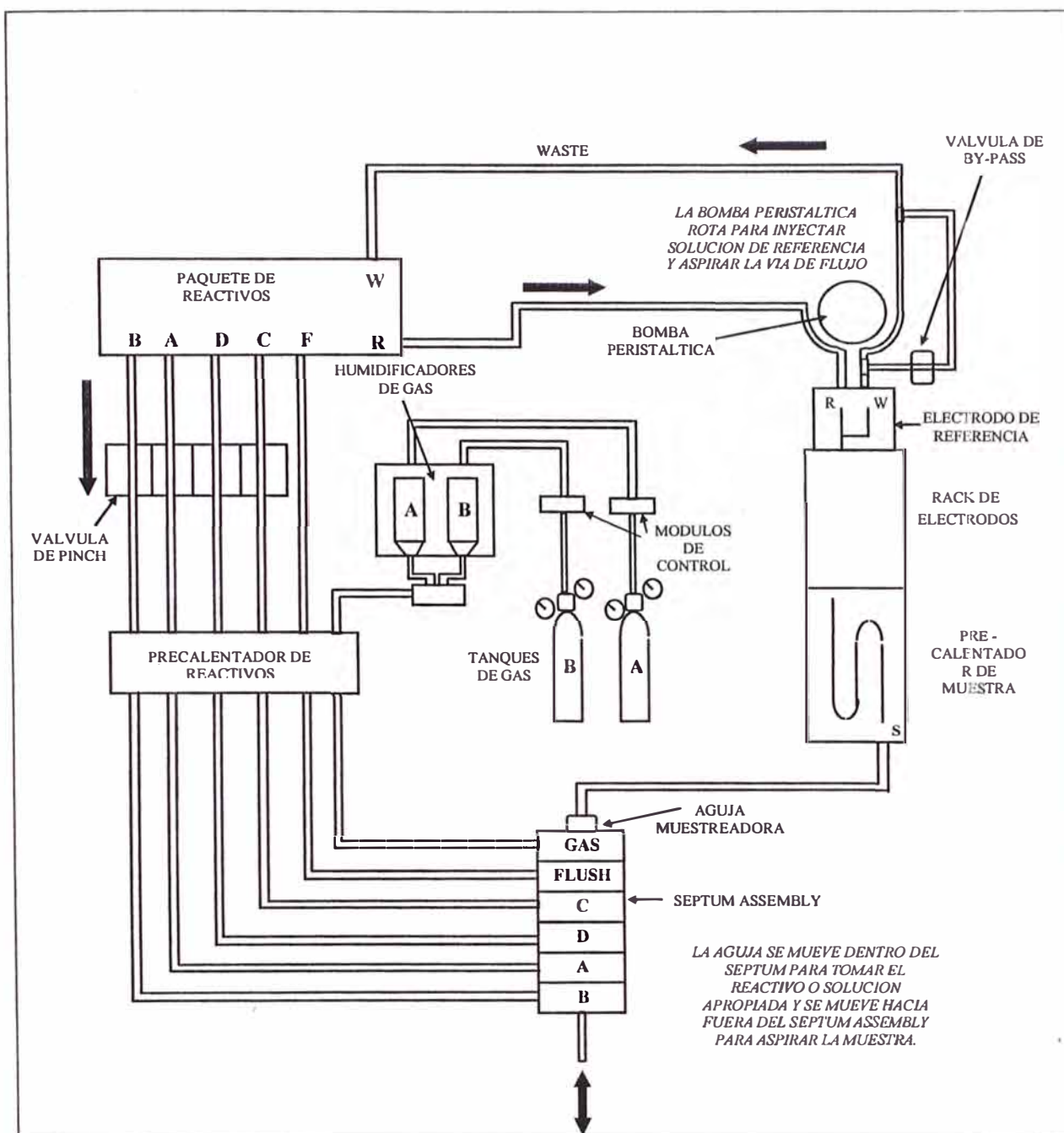


Figura VII-3 Diagrama del Sistema de Flujo

### 7.2.2 Válvula pinch

La Válvula de Pinch tiene 4 sobre pasos de bloqueo de las tuberías controladas por un motor de manejo del levante, mostrado en la figura VII-4. La válvula regula el flujo de los Estándares A, B, C y D del paquete de reactivos. Cuando la válvula está cerrada, la barra de presión de la válvula es levantada a lo largo de la lengüeta de bloqueo y las tuberías son bloqueadas. Cuando la válvula está abierta, la barra de presión es retraída desde la lengüeta de bloqueo y la tubería correspondiente es abierta, permitiendo al reactivo fluir libremente. Por ejemplo si deseamos que pase el reactivo del estándar A la lengüeta del estándar A baja de posición mientras todas las lengüetas se quedaran presionando la

válvula, con lo cual sólo pasará el líquido del estándar A. Y así sucesivamente para los siguientes estándares.

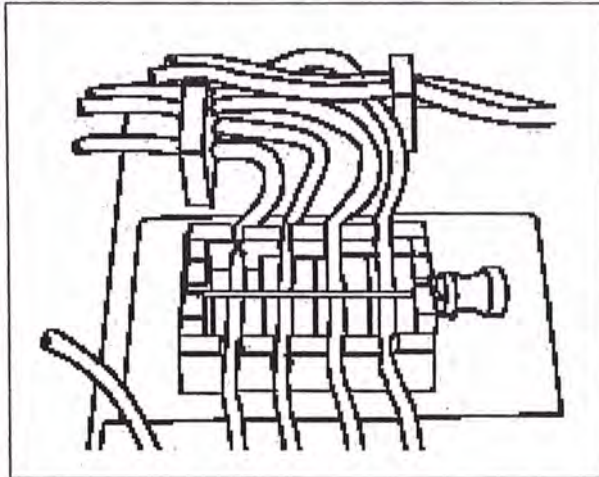


Figura VII-4 Válvula pinch.

### 7.2.3 Precalentador de reactivos

El Precalentador de Reactivos es el dispositivo encargado de equilibrar los fluidos del paquete de reactivos y los gases a 37°C.

### 7.2.4 Módulos de control de gases

Los módulos de control de gases permiten calcular un nivel de presión de gas constante.

### 7.2.5 Celdas humidificadores de gas

Los humidificadores contienen agua desionizada mediante la cual los gases son burbujeados por la humidificación lo cual también permite una revisión visual del flujo de gas. (Figura VII-5)

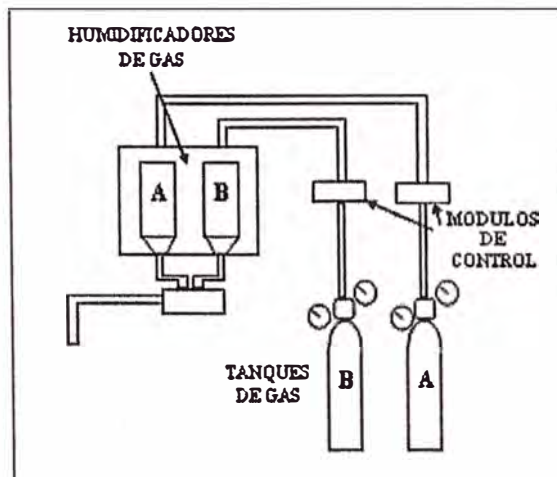


Figura VII-5 Humidificador de aire.

### 7.2.6 Armazón del muestreador

Consiste de una aguja muestreadora, el septum, el contenedor de la muestra y el motor de paso. La aguja muestreadora se mueve a través del contenedor de la muestra y el

septum por acción del motor de paso. El septum está compuesto de 6 cámaras, en las cuales el gas o los estándares fluyen por aspiración de la aguja muestreadora. Cuando está extendida, la muestreadora permite la presentación de jeringas, tubos capilares, copitas de muestra, tubos al vacío o muestras de aire expirado.

### **7.2.7 Rack de electrodos**

El Rack de Electrodos contiene los componentes analíticos que miden la concentración de los analitos en una muestra, algunos de estos electrodos llevan una membrana. Aquí se encuentran:

- Electrodo de Sodio. (Electrodo de ión selectivo)
- Electrodo de Potasio. (Electrodo de membrana líquida)
- Electrodo de Cloro. (Electrodo de membrana líquida)
- Electrodo de Magnesio. (Electrodo de membrana líquida)
- Electrodo de Calcio. (Electrodo de membrana líquida)
- Electrodo de PH. (Electrodo de ión selectivo)
- Electrodo de pCO<sub>2</sub>. (Electrodo de tipo Severinghaus)
- Electrodo de pO<sub>2</sub>. (Electrodo de tipo Polarográfico Clark)
- Electrodo de Hematocrito. (Electrodo de impedancia)
- Electrodo de Glucosa. (Electrodo enzimático)
- Electrodo de Lactato. (Electrodo de enzimático)
- Electrodo de BUN. (Electrodo enzimático)
- Electrodo de SO<sub>2</sub>%. (Fotometría de reflectancia)
- Electrodo de Hemoglobina. (Electrodo de impedancia)

### **7.2.8 Precalentador de muestras**

El Precalentador de Muestra, calienta la muestra y los controles a 37°C. También contiene el electrodo de Hct (impedancia) y los dos detectores de aire. Un soporte se extiende a partir del precalentador de muestra para sostener la celda de flujo y el electrodo de referencia.

### **7.2.9 Electrodo de referencia**

El Electrodo de Referencia se coloca sobre el Precalentador de muestra en parte superior de la celda de flujo. Es un electrodo sólido que contiene constantemente la solución de referencia que proporciona los voltajes de referencia para su comparación con los voltajes de las muestras. El conector de salida de la celda de flujo desemboca en este electrodo.

### **7.2.10 Bomba**

La Bomba utiliza la acción peristáltica para aspirar los fluidos a través de las tuberías y la cámara de flujo, ver figura VII-6. Un motor de paso maneja la bomba y la mueve a velocidad baja, medianamente baja, medianamente alta y alta. Los rodillos de la bomba hacen contacto con la línea de desecho para aspirar los estándares o las muestras a través de la tubería-W y simultáneamente suministra la solución de referencia.

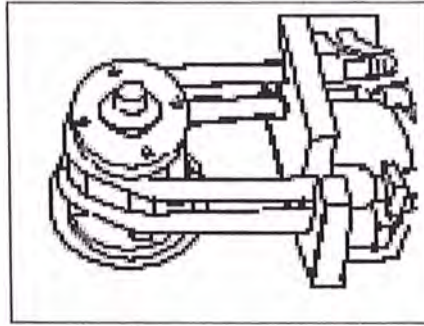


Figura VII-6 Bomba peristáltica.

### 7.2.11 Válvula de by pass de la bomba

La Válvula de By pass de la Bomba es una válvula de bloqueo que permite a los gases saltarse el recorrido de la bomba (el gas no puede fluir por acción peristáltica) y fluir a través del segmento de desviación en el amés W/R.

### 7.3 Circuito eléctrico usado para la medición de voltajes

Este circuito es usado para medir:

- Sodio.
- Potasio.
- Cloro.
- Calcio.
- Ph.
- BUN.

El circuito de la figura VII-7 usa al electrodo de referencia como el ánodo y a cada electrodo de ión selectivo como cátodo.

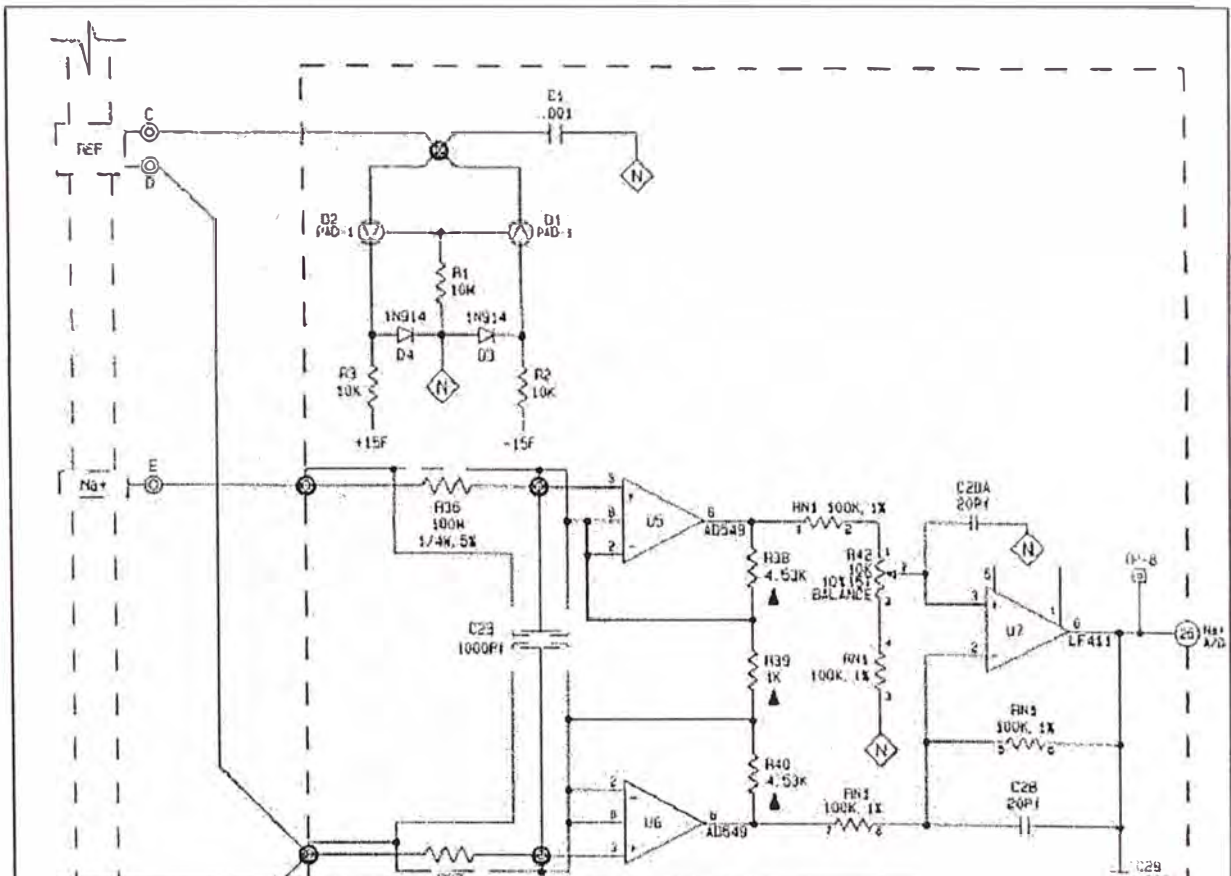


Figura VII-7 Diagrama circuitual para la medición de electrolitos.

En el capítulo IV se presentó un estudio de la medición de estos equipos, la figura muestra el circuito usado para la medición. Para realizar la medición a través de electrodos se necesita un ánodo y un cátodo, estas dos puntas son el electrodo de referencia el cual va a servir para todos los electrodos y el electrodo a medir (en este caso el sodio).

El AD549 mostrado en la figura VII-8, es un electrómetro amplificador operacional monolítico con polarización de entrada de corriente muy baja. La tensión de entrada de desplazamiento y deriva de tensión de entrada son laser ajustados para la actuación de precisión. La entrada de ultrabaja corriente se logra con la tecnología JFET topgate, un proceso de desarrollo exclusivo de Analog Device, Inc. Esta tecnología permite la fabricación de JFET de entrada de muy baja corriente compatible con una norma aislada proceso de unión bipolar. De impedancia de modo común, que resulta del bootstrap de la etapa de entrada, la cual asegura que la corriente de entrada es esencialmente independiente de la tensión de modo común.

Como la corriente que fluye entre el electrodo de referencia y el electrodo de sodio es muy baja aprovechamos este dispositivo, además contamos con muy baja tensión (unos cuantos mV).

Sobresale como un preamplificador para una amplia variedad de transductores de corriente de salida, tales como fotodiodos, tubos fotomultiplicadores, o sensores de oxígeno.

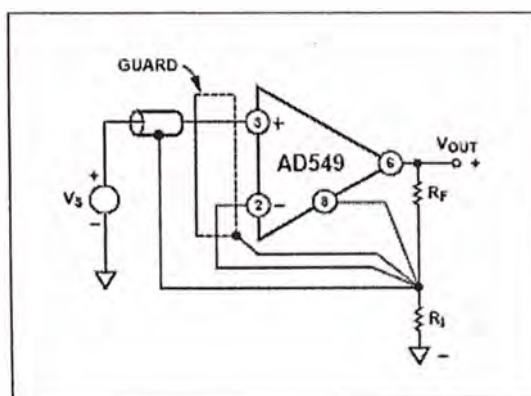


Figura VII-8 AD549.

El hecho de conectar el Pin8 es para disminuir las fugas en la entrada de modo común, como se menciona hace un momento esto es el bootstrap del circuito.

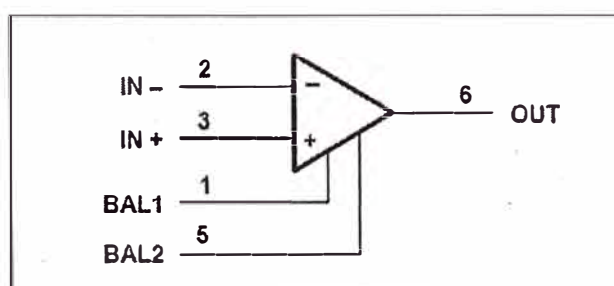


Figura VII-9 LF411.

LF411 es un dispositivo de bajo costo, alta velocidad, amplificador de entrada JFET opera con muy baja tensión offset de entrada, posee un gran ancho de banda y una respuesta rápida. (Ver figura VII-9)

El AD549 entrega un valor en mV el cual es ingresado en el LF411, el cual cumplirá su función de diferenciador obteniendo la diferencia de potencial entre el electrodo de referencia y el electrodo de sodio. En la figura VII-10 se muestra el circuito usado para medir el  $pO_2$  y  $pCO_2$  el método implementado es el mismo que en el caso de los electrolitos.

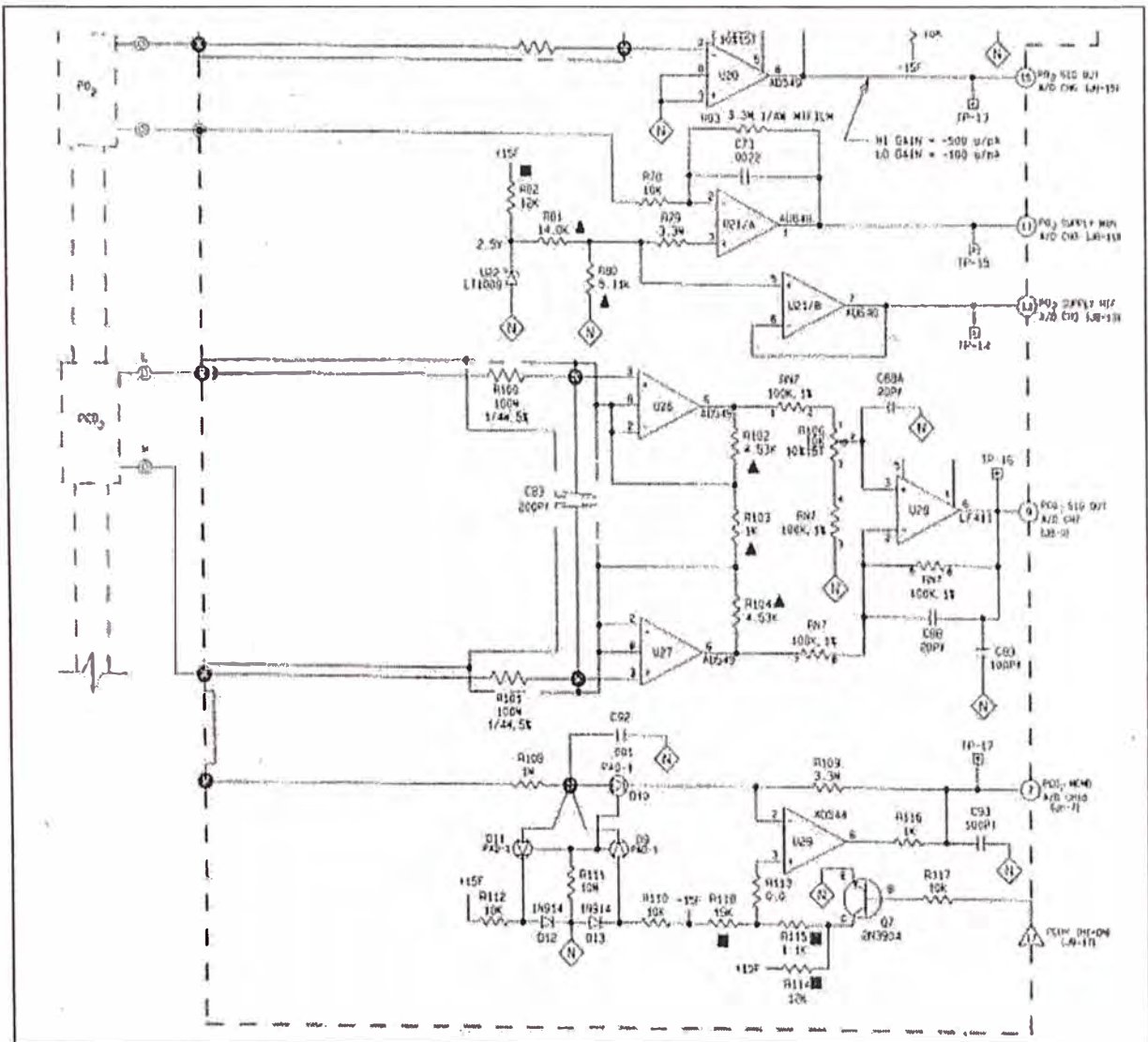


Figura VII - 10 Diagrama circuital para  $pO_2$  y  $pCO_2$ .

La figura VII-10 muestra el diagrama circuital usado para sensar los niveles de voltajes para  $pO_2$  y  $pCO_2$ , usando los componente ya explicados.

#### 7.4 Tarjeta principal

La tarjeta mostrada en la figura VII-11 es la encargada de controlar todos los periféricos que usa el analizador Stat Profile Ultra.

A continuación detallaré cada controlador.

##### 7.4.1 Controlador de la fuente de poder



El conector J20 se encarga de controlar a la fuente de poder la cual está constituida por el cable de poder (power cord) la cual recibe la señal desde la línea que puede ser de 100 - 120V a 4A ó 220 - 240V a 2A, luego esta señal es recibida por el módulo de entrada de a.c., ahora se filtrará la señal y finalmente se encuentra la fuente de poder universal la cual rectificara la onda senoidal de entrada y nos proporcionará voltajes de +5, +24, +12, +15 y -15 V, las cuales serán distribuidos a todo el sistema al igual que un computador. (Figura VII-12)

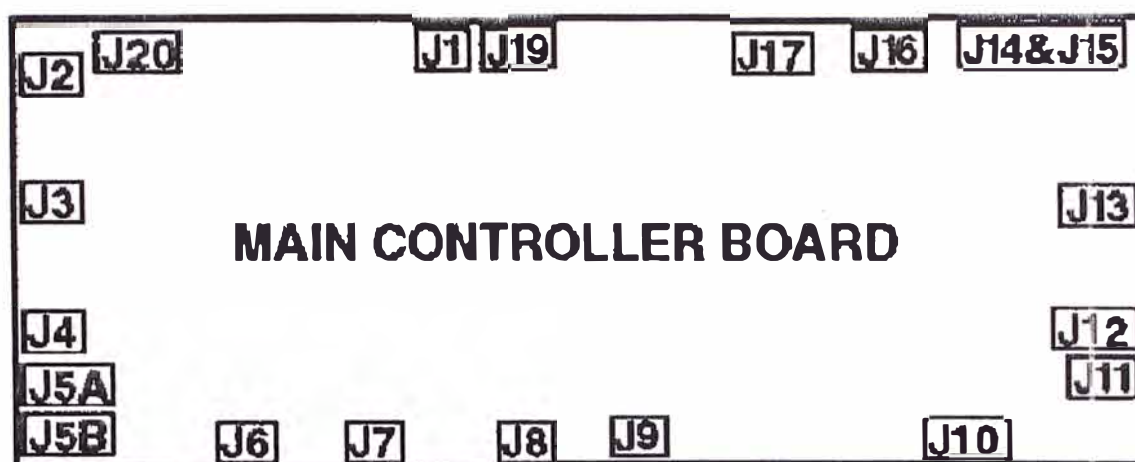


Figura VII - 11 Tarjeta principal.

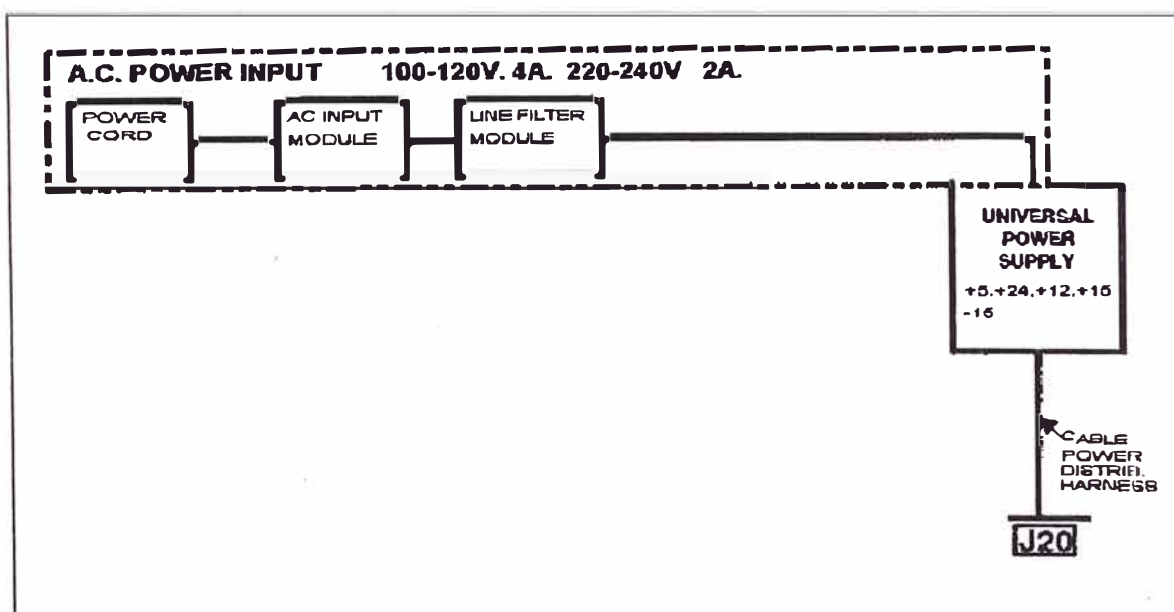


Figura VII - 12 Controlador de fuente de poder.

#### 7.4.2 Controlador de los puertos COM

Los conectores J2, J3 Y J4 son los encargados de controlar a los puertos COM, puesto que unas de las ventajas es que este equipo puede transmitir información a otro dispositivo mediante estos puertos, en el caso de muchos hospitales que tienen una base de datos de sus pacientes estos son guardados automáticamente en el disco duro de la computadora para su posterior análisis, así como también mediante la comunicación serial de los puertos

COM, se puede conectar otros dispositivos como lectoras de códigos de barra. (Figura VII-13)

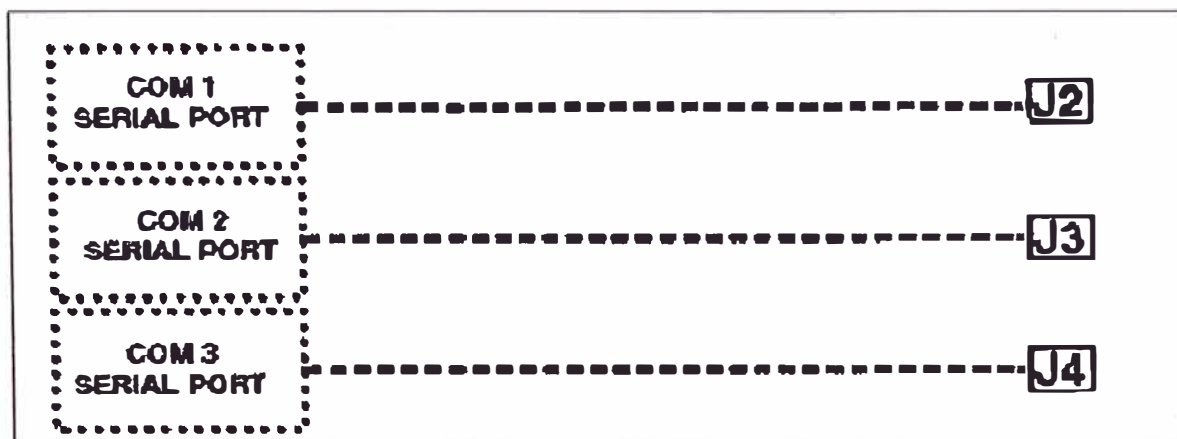


Figura VII - 13 Controlador de puertos COM.

#### 7.4.3 Controlador de la impresora

Los conectores J1 y J19 son los encargados de controlar a la impresora la cual cuenta con una tarjeta de interfaz de impresora la cual se conecta al módulo de la impresora por medio de un cable de papel avanzado. (Figura VII-14)

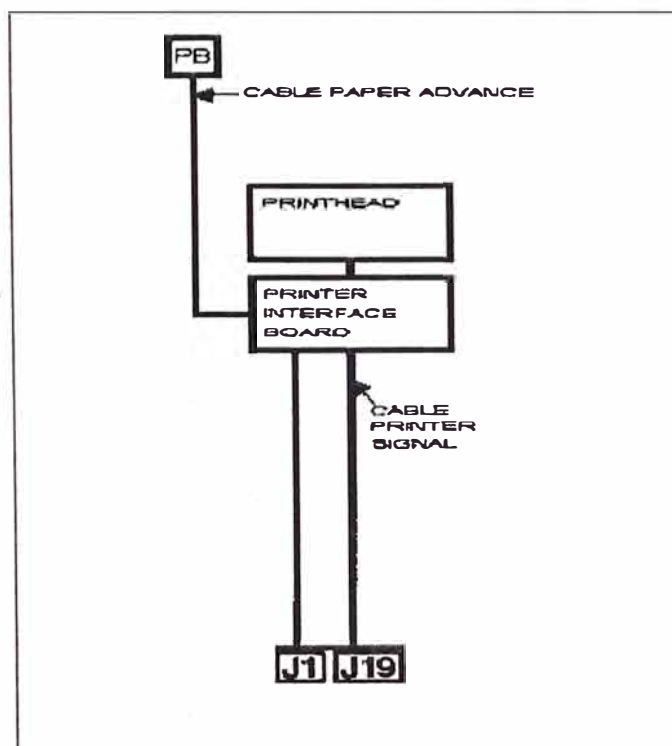


Figura VII - 14 Controlador de la impresora.

#### 7.4.4 Controladores de cables de poder de los sensores

Los conectores J7, J8, J9 y J12 son los encargados de controlar a los cables de poder de los sensores (J23B y J22B), además controla a la tarjeta del precalentador y todos estos

van conectados a su vez con el tarjeta de sensores la cual contiene al rack de electrodos además se controla a la tarjeta de SO<sub>2</sub>. (Figura VII-15)

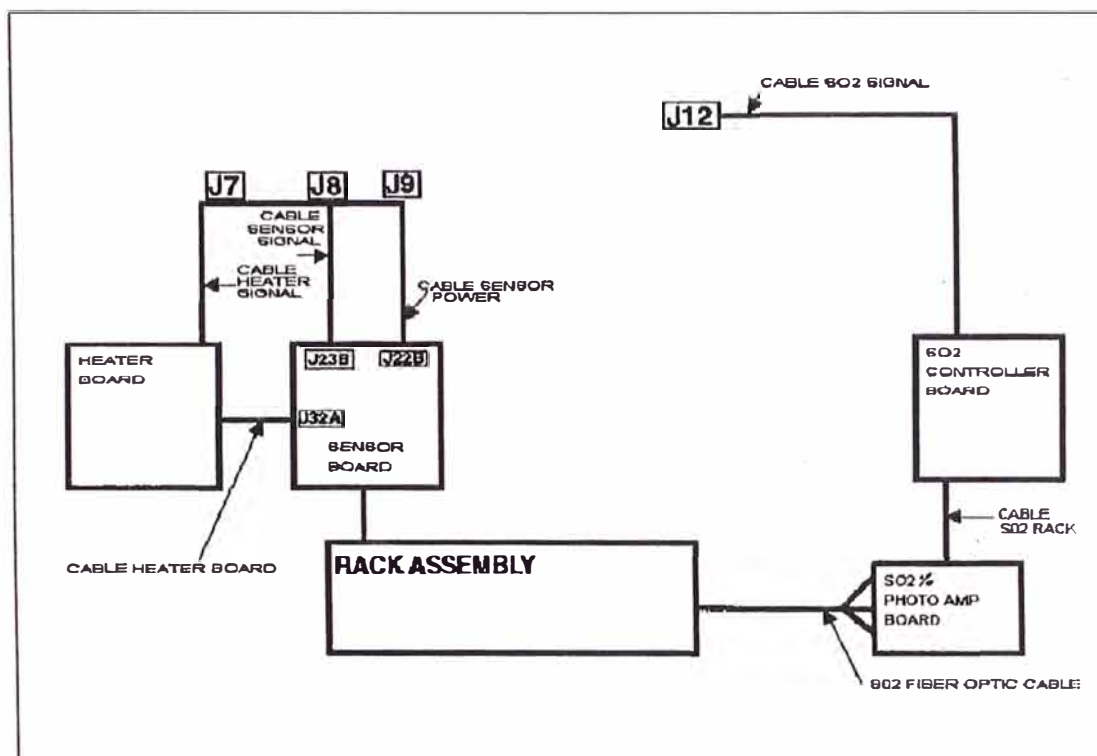


Figura VII - 15 Controlador de los sensores.

#### 7.4.5 Controlador del motor peristáltico

Los conectores J6, J14 y J15 son los encargados de controlar al motor que realiza el movimiento peristáltico, movimiento por el cual las sustancias pueden ser aspiradas (referencia y muestra) llevándolas hacia la bolsa de desecho (se encuentra en el paquete de reactivos). También se controla al motor de la muestreadora el cual es un motor paso a paso que ubica a la muestreadora en unas de las válvulas del septum o la posiciona al aire para aspirar aire, muestra o control.

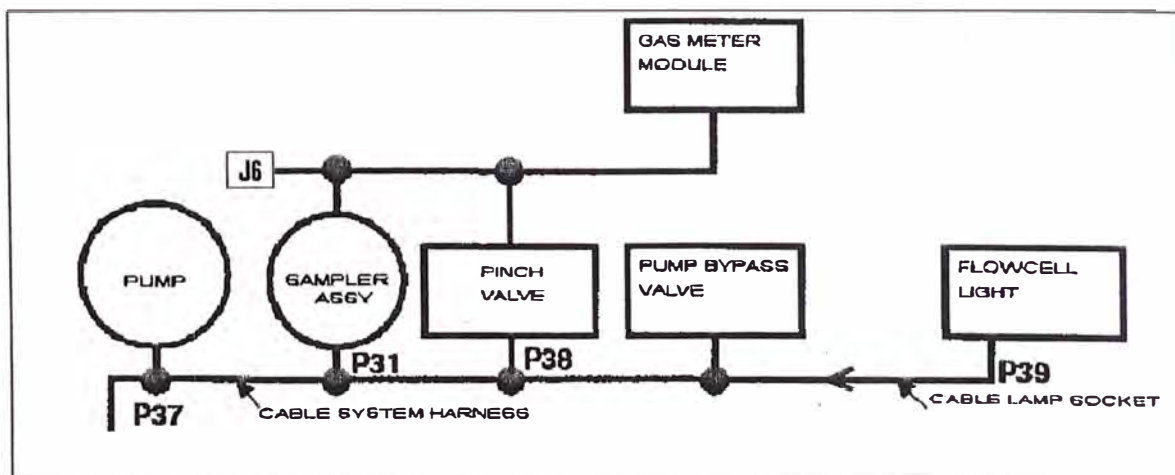


Figura VII - 16 Controlador de motores y válvulas.

Se controla las válvulas pinch, encargadas de abrir u obstruir las vías de referencia o de desecho. La válvula by pass permite el paso del gas pues estos no pueden ser aspirados por el motor peristáltico, es controlado aquí. (Figura VII-16)

**7.4.6 Controlador del tubo de rayos catódicos:** el conector J16 se encarga de controlar el tubo de rayos catódicos. (Figura VII-17)

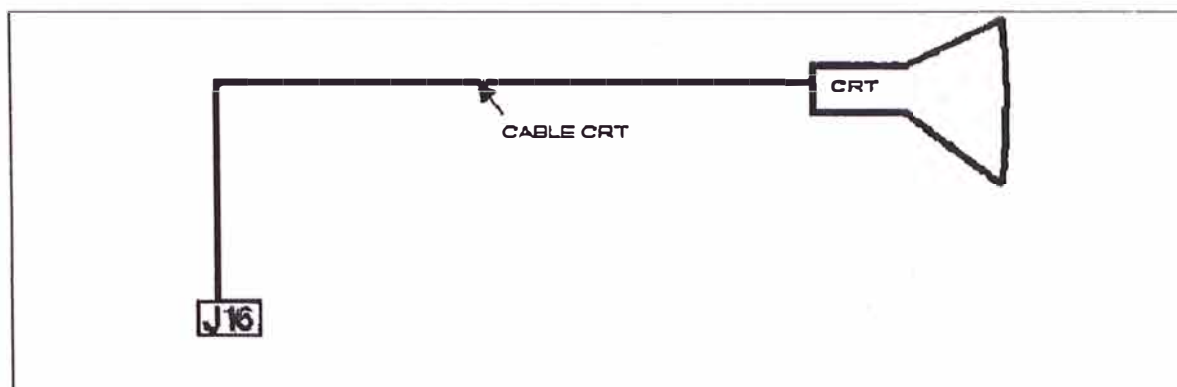


Figura VII - 17 Controlador de motores y válvulas.

## 7.5 Analizando Muestras

El panel de pruebas de fábrica en el modo de análisis por defecto es "Panel Completo". Para cambiar el panel de pruebas desde la pantalla de Listo para Análisis, presionar TEST SELECT. La pantalla de Paneles de Prueba es mostrada (ver figura VII-18). Hay 9 opciones de paneles de prueba:

- |                     |  |
|---------------------|--|
| 1. Panel Completo   | Todas las pruebas  |
| 2. Gases arteriales | pH, pCO <sub>2</sub> y pO <sub>2</sub>   |
| 3. Gases arteriales | pH, pCO <sub>2</sub> y pO <sub>2</sub> , SO <sub>2</sub> %, Hb y Hct   |
| 4. Pulmonar         | pH, pCO <sub>2</sub> y pO <sub>2</sub> , SO <sub>2</sub> %, Lac, Hb y Hct  |
| 5. Electrolitos     | pH, Na <sup>+</sup> , K <sup>+</sup> , Ca <sup>++</sup> , Mg <sup>++</sup> y Cl <sup>-</sup>   |
| 6. Metabolitos      | Glu, Lac y BUN   |
| 7. Panel micro      | pH, pCO <sub>2</sub> y pO <sub>2</sub> , SO <sub>2</sub> %, Hb, Hct, Na <sup>+</sup> , K <sup>+</sup> , Ca <sup>++</sup> , Cl <sup>-</sup> , Glu y Lac |
| 8. Micro Gases      | pH, pCO <sub>2</sub> y pO <sub>2</sub>   |
| 9. Micro Gases      | pH, pCO <sub>2</sub> y pO <sub>2</sub> , SO <sub>2</sub> %, Hb y Hct   |

Todas las pruebas por defecto son resaltadas. El panel regresará a los valores por defecto después de cada análisis. Algunas de las pruebas resaltadas son las pruebas seleccionadas para el análisis en curso. Para cambiar el panel de valores por defecto, presionar FUNCTION más el número del panel. Esto cambiará el panel a un nuevo panel de valores por defecto y sólo las pruebas de este panel serán resaltadas.

Para cambiar un panel sólo para el siguiente análisis, presionar el número del panel apropiado. Solamente el panel seleccionado es reportado, los otros son suprimidos.

Cualquiera de las pruebas que fueron suprimidas en los enlaces de activación o desactivación de la programación están incluidas en el panel seleccionado.

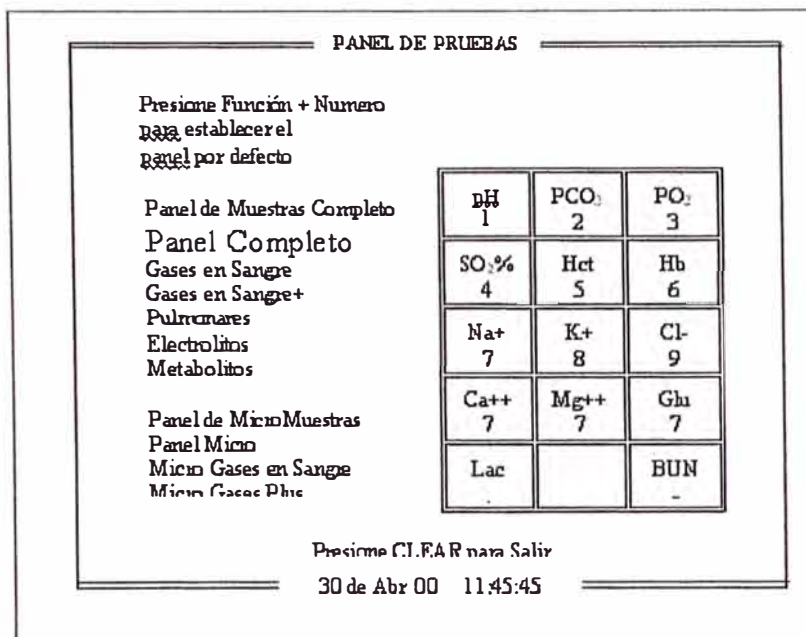


Figura VII- 18 Pantalla de Paneles de Prueba

Esto le advierte que esta prueba está suprimida y no puede ser habilitada con esta pantalla. El análisis se inicia cuando se presiona el botón de ANALYZE. Una vez que la muestra es aceptada, el panel de pruebas está determinado y no puede ser cambiado durante el análisis.

## 7.6 Tres formas de correr las muestras

Las muestras pueden ser analizadas desde una jeringa, tubos al vacío, copitas, capilares o bolsas de aire expirado. Un mínimo de 195uL de muestra es requerido para muestras de sangre total, suero u plasma; un mínimo de 85uL de muestra es requerido para micro muestras.

### 7.6.1 Analizando Muestras de Jeringas, Tubos al Vacío o de Copitas

La figura VII-19 muestra la pantalla principal del equipo, siempre y cuando el dispositivo esté en buenas condiciones esta pantalla será mostrada, el procedimiento para analizar la una muestra es la siguiente.

1. Presionar ANALYZE. La muestreadora se extiende y el CRT muestra el aviso Colocar la Muestra para la Aspiración.
2. Introducir la muestreadora en la muestra (la figura VII-20 muestra una jeringa en posición) y presionar ANALYZE nuevamente para la aspiración. Evitar que la muestreadora toque el émbolo de la jeringa o el fondo de la copita o tubo.
1. Cuando la muestreadora se retrae, retire la muestra (si la muestra es tomada desde una jeringa, eliminar las burbujas de aire antes de la aspiración). El CRT muestra la pantalla de Análisis en Progreso.

NOTA: Si la muestra no es detectada o si un error de flujo rápido ocurre durante el análisis, el sistema cancela el análisis y empieza un ciclo de lavado. Si se detecta muestra insuficiente, el sistema terminará el análisis y arroja el código de error 9C, Muestra Insuficiente.

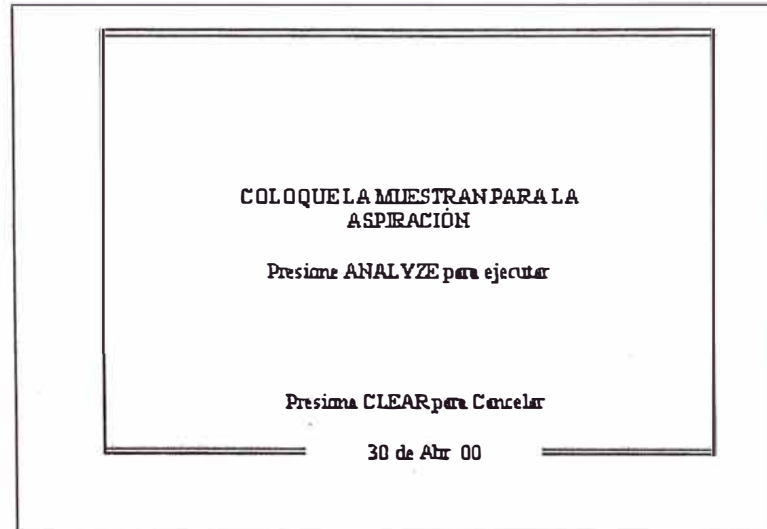


Figura VII - 19 Pantalla de Colocar la Muestra para Aspiración

2. Aproximadamente 10 segundos después de que la pantalla Análisis en Progreso es mostrada, presionar PATIENT DATA (si la pantalla no está programada para aparecer automáticamente) para ingresar a la Pantalla de Datos del Paciente. Ingresar los datos del paciente y si es necesario, cambiar el reporte Individual y de Resultados Calculados como sigue.

- a. Presionar ENTER repetidamente hasta llegar a los parámetros que se desea cambiar.
- b. Presionar las teclas apropiadas para los valores en el teclado.
- c. Presionar ENTER para ingresar el valor y también para mover el cursor hacia el siguiente parámetro.
- d. Presionar CLEAR para borrar.

NOTA: Si la Hemoglobina y/o el BUN son suprimidos, puede ingresarse resultados de Hemoglobina y/o BUN ya obtenidos por otro método usando esta pantalla.

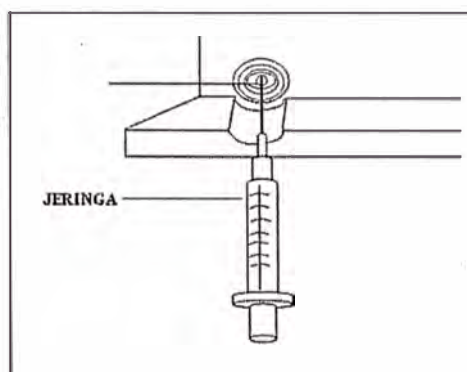


Figura VII – 20 Presentación de la Muestra en Jeringa

La pantalla de Datos del Paciente (figura VII-21) muestra el estado del análisis (en Progreso, Completado, Cancelado, etc.) y el tiempo que resta para completar el análisis.

1. En la pantalla de Datos del Paciente, presionar TEST SELECT para ingresar a la pantalla de Reporte de Resultados Medidos (figura VII-22). Esta pantalla le permite cambiar los resultados de los parámetros programados o cualquiera de los parámetros medidos o calculados para la prueba de un solo paciente.
  - a. Presionar el número de la función del parámetro medido que desea desactivar, moviendo a la posición Off. En la posición On está resaltado, en la posición Off no.
  - b. El parámetro está ahora desactivado y no será reportado. Los resultados calculados basados en este valor no pueden ser reportados. Activar un parámetro que está desactivado presionando el número de función apropiado de parámetro medido que desea. El parámetro estará ahora resaltado.

<b>Análisis en Progreso</b>	
57 Segundos para Completar	
Nro de Acceso:	01
ID del Paciente:	234980-233
Temperatura:	37.1 °C
Tipo:	0-Art 1-Ven 2-Cap
Hora:	
FIO2	21.2%
Hemoglobina	11.5 g/dL
BUN	2.34 mg/dL
Presione TEST SELECT para reportar resultados	
Presione ENTER para ingresar, Presione CLEAR para Salir	

Figura VII – 21 Pantalla de Datos del Paciente

NOTA: Las funciones de restricción de Test Select y Programación definen que pruebas pueden ser cambiadas.

- e. Repetir el paso 5 hasta que todos los parámetros deseados sean cambiados.
1. Presionar TEST SELECT para mostrar la pantalla de Reporte de Resultados Calculados de Gases. (Figura VII-23)
2. Repetir el paso 5 hasta que todas las pruebas deseadas sean cambiadas.
3. Presionar TEST SELECT para mostrar la pantalla de Reporte de Resultados Calculados de Electrolitos. (Figura VII-24)
4. Repetir el paso 5 hasta que todas las pruebas deseadas sean cambiadas.
5. Los resultados medidos son mostrados después de completada la secuencia y los resultados medidos y calculados son impresos. (Figura VII-25)

NOTA: Cualquiera de los resultados suprimidos en el Menú de Programación o en la pantalla de Reporte de los Resultados Medidos no será mostrado o impreso.

**REPORTE DE RESULTADOS MEDIDOS**

Analiz en 100 gases

Acceso #

ID de Paciente

Presione TEST SELECT  
Para la siguiente pantalla

Presione PATIENT DATA  
Para ingresar valores.

pH 1	PCO <sub>2</sub> 2	PO <sub>2</sub> 3
SO <sub>2</sub> % 4	Hct 5	Hb 6
Na <sup>+</sup> 7	K <sup>+</sup> 8	Cl <sup>-</sup> 9
Ca <sup>++</sup> .	Mg <sup>++</sup> 0	Gl <sub>u</sub> -
Lac ←	↓	BUN --→

Presione CLEAR para Salir

30 de Abr 00 11:45:45

Figura VII – 22 Pantalla de Reporte de Resultados Medidos

**REPORTE DE RESULTADOS CALCULADOS**

Analiz en 100 gases

Acceso #

ID de Paciente

Presione TEST SELECT  
Para la siguiente pantalla

Presione PATIENT DATA  
Para ingresar valores.

BE-ELF 1	BE-B 2	SBC 3
HCO <sub>3</sub> 4	TCO <sub>2</sub> 5	Q <sub>2</sub> Sat 6
Q <sub>2</sub> Cl 7	A 8	AaDO <sub>2</sub> 9
LA .	P50 0	PO <sub>2</sub> FI -

Presione CLEAR para Salir

30 de Abr 00 11:45:45

Figura VII – 23 Pantalla de Reporte de Resultados Calculados de Gases Arteriales



**REPORTANDO RESULTADOS CALCULADOS DE ELECTROLITOS**

Análisis en progreso

Hb 1	nCa <sup>++</sup> 2	nMg <sup>++</sup> 3
An. Gap 4	Osm 5	6
7	8	9
	0	-

Acceso #

ID de Paciente

Presione TEST SELECT  
Para la siguiente pantalla

Presione PATIENT DATA  
Para ingresar valores.

Presione C.I.F.A.R para Salir

30 de Abr 00 11:45:45

Figura VII – 24 Pantalla de Reporte de Resultados Calculados de Electrolitos

**RESULTADOS MEDIDOS**

Acceso # 03045644444 Muestra # 4567  
 I.D. # 3455556565767 PB 753 mmHg  
 Corregido a 37.1°C

PH	7.369	
PCO2	43.3	mmHg
PO2	100.1	mmHg
SO2	98	
Hct	48.0	%
Hb	12.3	g/dL
Na <sup>+</sup>	135	mmol/L
K <sup>+</sup>	1.2	mmol/L
Cl <sup>-</sup>	102.3	mmol/L
Ca <sup>++</sup>	1.12	mmol/L
Mg <sup>++</sup>	105.1	mmol/L
Glu	99.3	mg/dL
Lac	1.2	mmol/L
BUN	1.3	mmol/L

Presione ENTER para la siguiente Pantalla, CLEAR para SALIR

Figura VII – 25 Pantalla de Resultado Medidos

1. Presionar ENTER para volver a mostrar los resultados medidos, si lo desea.
2. Para recalcular resultados, ingresar una nueva temperatura del paciente o hemoglobina o ambos. Ingresar una nueva temperatura calculará un nuevo valor de pH, pCO<sub>2</sub> y pO<sub>2</sub>. Ingresar un nuevo valor de hemoglobina volverá a calcular los parámetros dependientes de ella. (Figura VII-26)

RESULTADOS CALCULADOS			
Acceso # 03045644444	Muestra #	4567	
I.D. # 3455556565767	PB	753 mmHg	
Corregido a 37.1°C			
BE-ECF	12.3		
BE-B	43.3	mmHg	
SBC	100.1	mmHg	
HCO3	98		
TCO2	48.0	%	
Q2Sat	12.3	g/dL	
Q2Ct	135	mmol/L	
A	1.2	mmol/L	
AaDQ2	102.3	mmol/L	
a/A	1.12	mmol/L	
P50	105.1	mmol/L	
PO2/FI	99.3	mg/dL	
Presione ENTER para la siguiente Pantalla, Presione CLEAR para SALIR			

Figura VII – 26 Pantalla de Resultados Medidos (a la temperatura del paciente y a 37°C)

- a. Si la pantalla de Resultados Medidos o Calculados es mostrada (ver figura VII-27), continuar con el paso b. Sino, presionar PATIENT DATA y continuar con el paso b.

RESULTADOS CALCULADOS DE ELECTROLITOS			
Acceso # 03045644444	Muestra #	4567	
I.D. # 3455556565767	PB	753 mmHg	
Hb	7.369	g/dL	
uCa++	43.3	mmol/L	
uMg++	100.1	mmol/L	
An. Gap	98	mmol/L	
Qsu	48.0	mmol/L	
Presione ENTER para la siguiente Pantalla, Presione CLEAR para SALIR			

Figura VII – 27 Pantalla de Resultados Calculados

- b. En la pantalla de Resultados Medidos o Calculados, presionar PATIENT DATA para mostrar la pantalla de ingreso de Datos del Paciente.
- c. Presionar ENTER repetidamente hasta encontrar la pantalla deseada.
- d. Presionar el valor apropiado en el teclado
- e. Presionar ENTER para ingresar el valor y también para mover el cursor al siguiente parámetro en cambiar.
- f. Repetir los pasos "c" al "e" según sea necesario.

g. Presionar CLEAR para mostrar los resultados recalculados.

Al final de toda toma de muestra se imprimirá una hoja con todos los resultados, tal y como es mostrado en la figura VII-28.

Stat Profile			
Operador	11 Oct 00	12:59	Analizador 20
Sample #	7		
Acceso #			
ID del Paciente			
Tiempo de Analisis	11 Oct 00	12:57	
Hora obtenida			
Tipo de Muestra	Arterial		
Temperatura del Paciente	37.0 ° C		
-----			
Corregido a 37.0 ° C			
pH	7.146		
pCO2	66.2	mmHg	
pO2	56.7	mmHg	
-----			
SO2%	99.0%		
Hct	42%		
Hb	14.1	g/dL	

Na+	159.0	mmol/L
K+	5.8	mmol/L
Cl-	126.0	
Ca <sup>++</sup>	1.50	mmol/L
Mg <sup>++</sup>	0.97	mmol/L
Glu	81.0	mg/dL
Lac	0.5	mmol/L
BUN	10.0	mg/dL

#### Resultados Calculados

BE-ECF	-6.0	mmol/L
BE-B	-3.3	mmol/L
SBC	721.5	mmol/L
HCO <sub>3</sub> <sup>-</sup>	23.1	mmol/L
TCO <sub>2</sub>	25.1	mmol/L
O <sub>2</sub> Sat	78.7	mmol/L
O <sub>2</sub> Ct	1.6	mg/dL
A	68.1	mm/Hg
AaDO <sub>2</sub>	11.4	mm/Hg
a/A	0.8	
P50		
PO <sub>2</sub> /FI	231.3	mmHg/L
Hb	1.3	g/dL
nCa <sup>++</sup>	1.32	mmol/L
nMg <sup>++</sup>	0.91	mmol/L

An Gap	16.2 mmol/L
Osm	313. MOsm/Kg
Errores	
64 Hct bajo	

Figura VII – 28 Impresión del Análisis de una Muestra

### 7.6.2 Analizar muestras capilares

NOTA: Utilizar un tubo capilar de por lo menos 195 microlitros de capacidad para una muestra standard. Utilizar 85 microlitros para una micro muestra.

1. Retirar el homogenizador "La Pulga", luego colocar el Adaptador del Capilar en la punta del tubo capilar, introduciendo la punta del capilar en la base del adaptador.
2. Presionar ANALYZE. La muestreadora se extiende y el CRT muestra la pantalla Análisis de la Muestra.
3. Colocar el adaptador capilar en la punta de la muestreadora para lograr que la muestra del tubo capilar sea aspirada. Alinear el capilar con la aguja muestreadora. Retire la tapa del otro extremo del capilar. Continúe sosteniendo el capilar alineado al muestreador. (Figura VII-29)

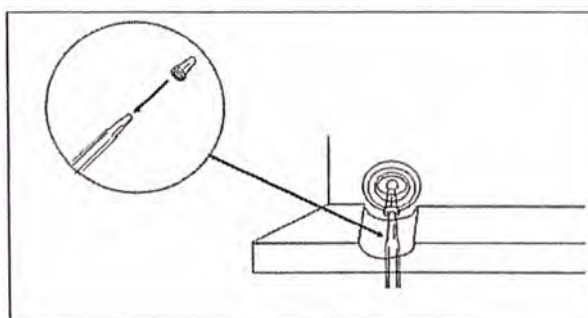


Figura VII – 29 Colocar el Adaptador Capilar

**PRECAUCION:** En el siguiente paso, asegurarse que el adaptador esté alineado con la muestreadora. La desalineación puede provocar una pobre aspiración.

4. Presionar ANALYZE. Cuando la muestreadora se retrae, permite al adaptador separarse de la muestreadora. El CRT muestra la pantalla de Análisis en Progreso.

NOTA: Presionar ANALYZE dentro de los 45 segundos posteriores al primer ANALYZE (desde el paso 2).

**PRECAUCIÓN:** No manipular la compuerta durante el análisis, podría provocarse la inestabilidad de los electrodos.

- Continuar con el paso 4 de la sección Analizar una Muestra de Jeringas, Tubos al Vacío o Copitas.

### 7.6.3 Analizar muestras de gas expirado (PCO<sub>2</sub> y PO<sub>2</sub>)

- De la pantalla de Listo para Análisis, presionar 2 (o Menú,2) para mostrar el Menú de Mantenimiento.
- Presionar 1 para seleccionar Análisis Alternativo (Gas Expirado).
  - La pantalla de Gas Expirado aparece.
  - La muestreadora se extiende.
- Colocar la bolsa sobre la punta de la muestreadora, mantener presurizada la bolsa y proceder con el paso 4.
- Presionar ANALYZE. Cuando la muestreadora se retrae, se separa de la bolsa. La pantalla de Análisis en Progreso es mostrada.

NOTA: Presionar ANALYZE dentro de los 45 segundos posteriores a la selección de Gas Expirado (desde el paso 2).

PRECAUCIÓN: No manipular la compuerta del analizador durante el análisis, podría provocarse la inestabilidad de los electrodos.

- Continuar con el paso 4 de la sección Analizar una Muestra de Jeringas, Tubos al Vacío o Copitas.

NOTA: Los resultados Medidos y Calculados de Gas Expirado no incluirán los resultados de electrolitos, Hematocrito, pH, glucosa, Lactato y asociados en la pantalla de Resultados Calculados. (Figura VII-30)

RESULTADO DE GASES EXPIRADOS		
Acceso #	0304564444	Muestra # 4567
ID #	3455556565767	PB 753 mmHg
<b>RESULTADOS DE PACIENTE</b>		
Temperatura	37 °C	
PCO <sub>2</sub>	43.3	mmHg
PO <sub>2</sub>	65.4	mmHg
Presione CLEAR para SALIR		

Figura VII – 30 Pantalla de Resultados del Análisis de Gases Expirados del Paciente

## CAPITULO VIII

### PRUEBA Y REEMPLAZO DE COMPONENTES

#### 8.1 Prueba del torque de la bomba

El flujo de los fluidos dentro del analizador es esencial para el correcto funcionamiento. El objetivo primario de esto es obtener tiempo de fluido que se encuentren dentro del rango especificado para el modelo Ultra.

Stat Profile Ultra M de 36 a 61 décimas de segundo.

El objetivo secundario es asegurar una correcta tensión de la faja de transmisión entre el motor de paso y la polea de los rodillos de la bomba.

Este procedimiento asume que la aguja muestreadora está correctamente alineada, y que todas las tuberías y vías de flujo está también correctamente instaladas sin obstrucciones ni perdidas.

1. Realice una calibración de dos puntos. Vea los valores de la velocidad de flujo de calibración.
  - a. Durante la calibración observe la rotación de la bomba y preste atención a cualquier ruido proveniente del sistema. Si la bomba se para, la faja patina, vibra, ó produce algún ruido dirijase al paso 4
  - b. Si la rotación de la bomba es continua sin ruidos, pero los tiempos de calibración no se encuentran dentro de los límites, proceda a ser una prueba de fluidos, en busca de obstrucciones ó pérdidas.
2. Retire las tuberías de la bomba. Retire la cubierta de la bomba desatornillando los cuatro tornillos de la esquinas (ver la figura VIII-1).
3. Reinstale las tuberías de la bomba.
4. Presione la faja en la parte central. Esta debe de flexionar aproximadamente de tres a cuatro milímetros
  - a. Para ajustar la tensión de la faja, localice el tornillo de ajuste en la base. Observe la figura.
  - b. El giro horario del tornillo incrementa la tensión. El giro antihorario disminuye la tensión.
5. Ponga a trabajar la bomba usando la pantalla de servicio.
6. Observe la rotación de la bomba como en el paso 1. Corrija la tensión si es necesario.
7. Apague la bomba presionando.
8. Realice una calibración total y verifique las velocidades de flujo de calibración.

9. Reinstale la cubierta de la bomba y reinicie el trabajo normal del analizador

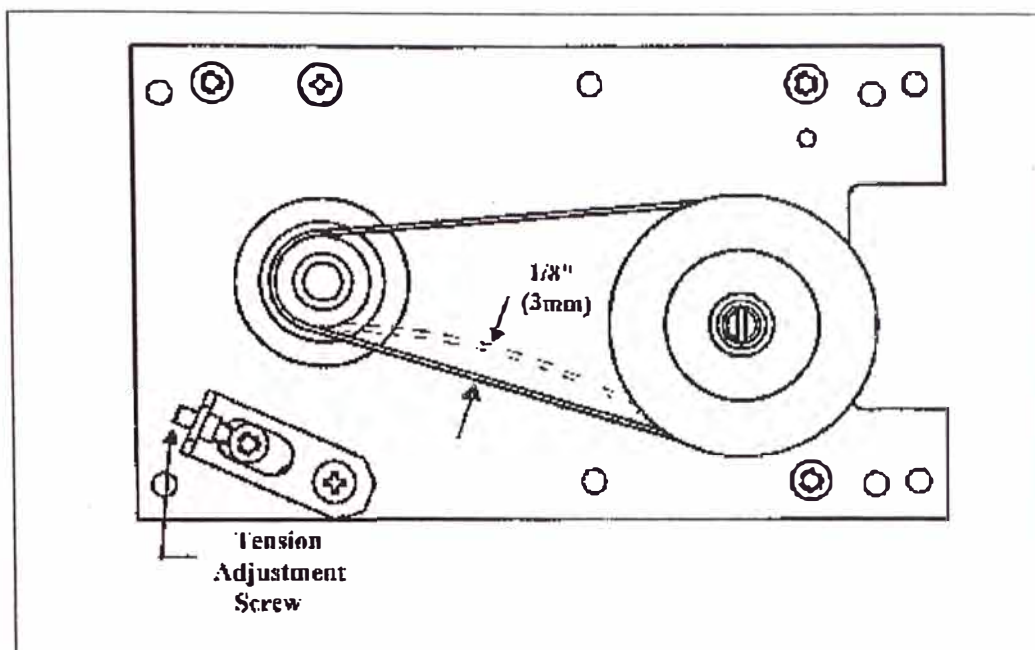


Figura VIII-1 Diagrama de la bomba.

## 8.2 Prueba de la aguja muestreadora

Realice esto con el Septum ya instalado

1. Desde la pantalla de servicio seleccione Test del Sistema.
2. Extienda completamente la aguja muestreadora.
3. Coloque la herramienta de ajuste como se muestra en la figura.
  - a. La punta de la aguja debe sobre salir del extremo corto de la herramienta (ver figura VIII-2).

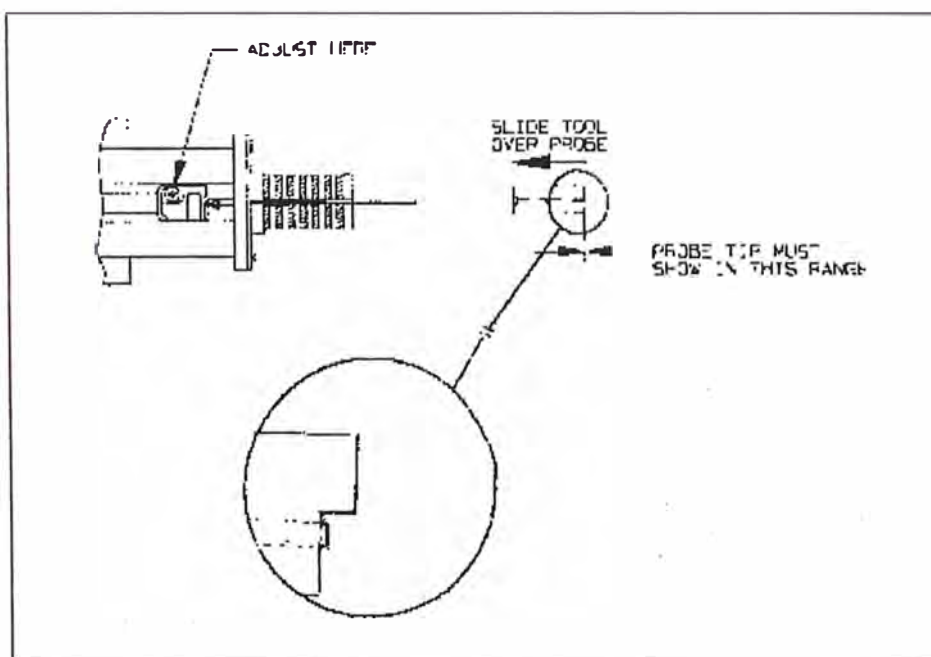


Figura VIII-2 Ajuste de la Aguja muestreadora



- b. Para ajustar la posición de la aguja, desajuste el tornillo localizado en el plato del soporte del muestreador.
- c. Deslice ese plato de modo que la punta sobre salga como en la ilustración. Vuelva a ajustar el tornillo.
4. Regrese la aguja muestreadora a la posición de inicio y vuélvala a hacer salir.
5. Verifique la posición como se indica en el paso 3.

### 8.3 Alineamiento de la válvula

1. Desde la pantalla de servicio, seleccione Test del Sistema.
2. Mueva la válvula a una de sus cuatro posiciones. Presione 7 seguido de una de las cuatro posiciones.
3. Verifique que la válvula ha girado a la posición correcta como se muestra en la figura VIII-3.

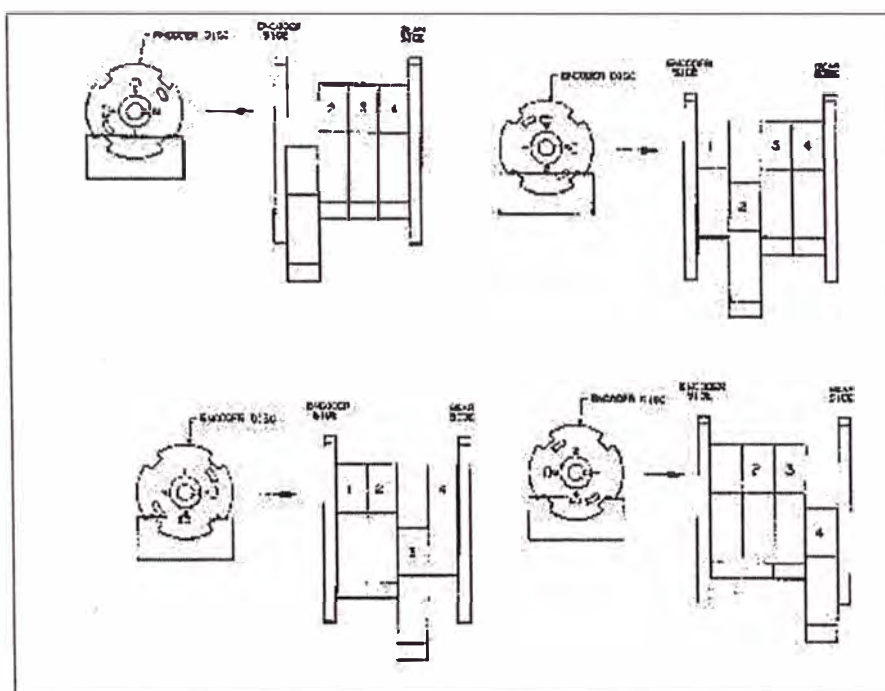


Figura VIII-3 Alineamiento de la válvula.

### 8.4 Ajuste de la pantalla de vídeo

Esto se realiza para verificar el funcionamiento de la pantalla de vídeo CRT, para los ajustes de instalación ó los reajustes después de servicio.

Todos los ajustes de contraste, brillo, frecuencia vertical o horizontal, etc. pueden ser realizados en el módulo de control del CRT ubicado directamente debajo del tubo de pantalla. Para acceder a éste módulo retire la cubierta del lado izquierdo del equipo. Realice éstos procedimientos de ajuste en la secuencia que se presenta. Antes de iniciar los ajustes espere 5 minutos para el calentamiento del tubo.

NOTA: Todos los potenciómetros de ajuste vienen pre-ajustados de fábrica, y sellados con gel, normalmente éste módulo no requiere ajuste alguno.

Controles y Secuencias de Ajuste: (Figura VIII-4)

1. Brillo .....R52
2. Contraste .....R63
3. Foco .....R28
4. Oscilador horizontal R18
5. Centrado Horizontal R19
6. Frecuencia vertical R34
7. Linealidad vertical R48
8. Tamaño vertical R38
9. Bobina de ancho.. L2

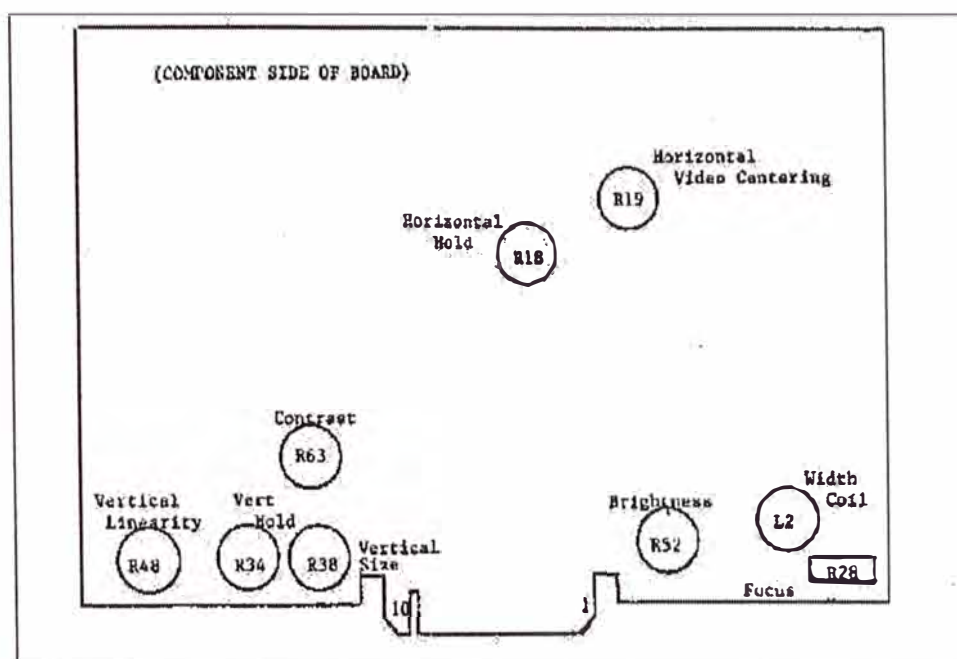


Figura VIII-4 Tarjeta de Control de CRT.

### 8.5 Reemplazo del muestreador

1. Realice una purga de fluidos de todas las tuberías.
2. Desconecte el instrumento.
3. Retire las tuberías del Septum.
4. Desconecte la tubería S del precalentador de muestras.
5. Retire el Septum.
6. Retire la aguja muestreadora junto con la tubería S.
7. Desconecte las tuberías W/R del electrodo de referencia.
8. Retire el Rack de electrodos juntamente con el precalentador y la celda de flujo.
9. Retire las dos tuercas de nylon que mantienen el sistema de Septum en su lugar.
10. Retire el sistema de la aguja muestreadora del compartimiento del analizador (ver figura VIII-5).
11. Desconecte el cable plano azul del conector JB20 del módulo muestreador.
12. Desconecte el motor (conector P31).

13. Para reemplazar el sistema por otro ó después del servicio realice los pasos en forma inversa del 12 al 1.
14. Realice la prueba de posición de la aguja muestreadora.
15. Realice una purga de fluidos.

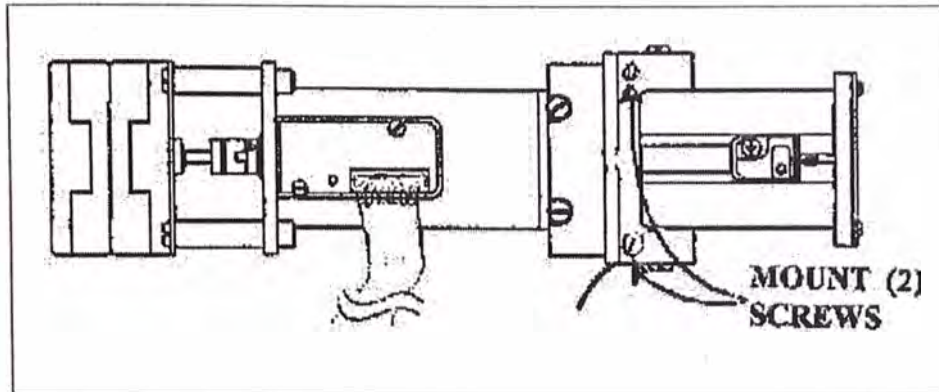


Figura VIII-5 Reemplazando el Muestreador.

#### 8.6 Despiece del sistema muestreador y mecánica del analizador

En la figura VIII-6 se muestra como es el ensamblado del muestreador.

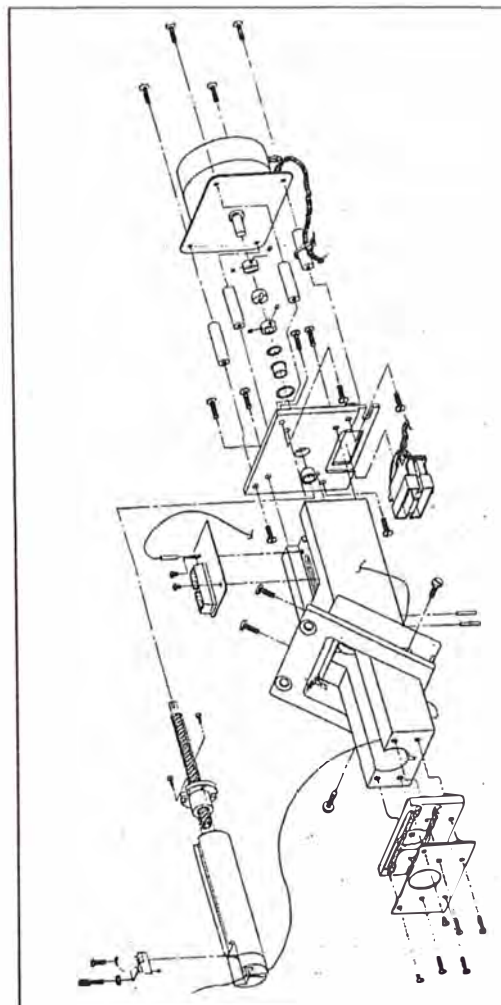


Figura VIII-6 Desarmado del muestreador.

### 8.7 Desmontaje o reemplazo del motor del calentador de aire

1. Conecte la espuma del codo de la tubería con la parte superior. Ésta tubería aspira el aire externo para ser dirigido a la cámara analítica.
2. Conecte el otro extremo de la tubería de espuma. Este extremo dirijalo a través de la parte inferior del Stat Profile y de la abertura rectangular que se encuentra en la parte baja del compartimiento analítico.
3. Vea la figura VIII-7 para identifica las partes y conecte el motor con el conector blanco interno.

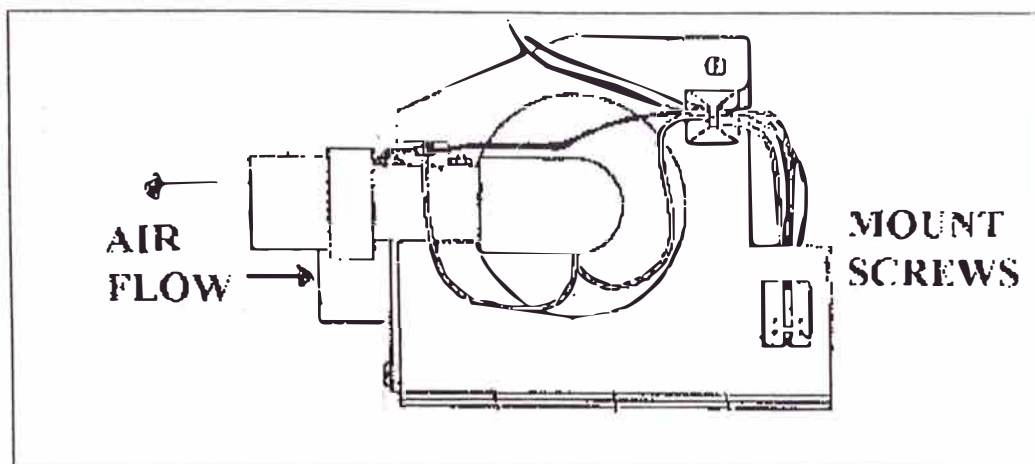


Figura VIII-7 Motor del ventilador.

### 8.8 Desmontaje y reemplazo del módulo sensor

- 1 Apague y desconecte el instrumento
- 2 Desconecte las tuberías W, R y S del módulo de los electrodos.
- 3 Retire el Rack de electrodos.
- 4 Retire los tres tornillos que soportan el módulo sensor en el compartimiento posterior. (Figura VIII-8)
- 5 Desconecte los cables planos azules: J22A, J32A, y J32B.
- 6 Desajuste las tuercas de mano para liberar el módulo sensor del soporte de la pared negra.
- 7 Retire el módulo sensor.
- 8 Instale el nuevo módulo sensor en su posición.
- 9 Asegure el módulo sensor a la pared negra de soporte con las tres tuercas de mano.
- 10 Conecte los cables azules planos J22A, J32A, y J32B.
- 11 Asegure el módulo sensor con el compartimiento usando los tres tornillos de soporte.
- 12 Reinstales el Rack de electrodos.
- 13 Vuelva a instalar las tuberías W, R, y S.
- 14 Conecte el instrumento, enciéndalo y compruebe su normal funcionamiento.

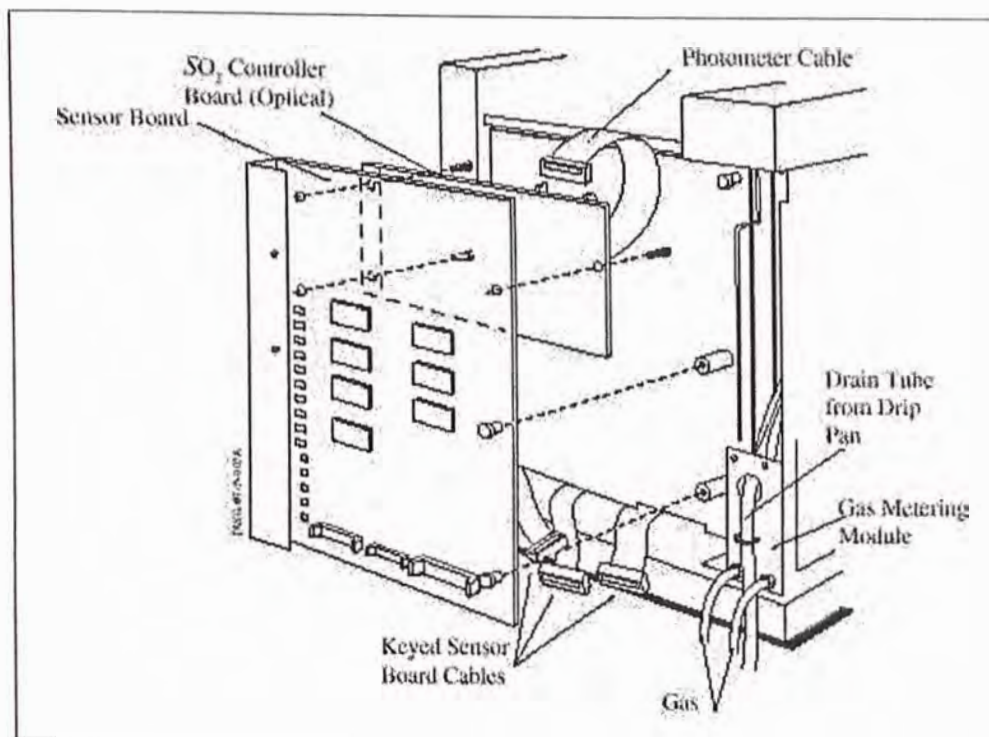


Figura VIII-8 Módulo sensor.

### 8.9 Prueba con los cables de puente

La prueba con los cables de puente es muy útil para determinar si un problema es por flujo ó electrónico. Esta prueba permite revisar las señales de todos los electrodos, excepto pO2. Es usada principalmente para verificar problemas de inestabilidad asociados con el Rack de electrodos ó el módulo sensor. Realice esta prueba de la forma siguiente:

1. Abra la puerta del analizador.
2. Desconecte los cables de los electrodos (excepto Glucosa, Lactato y pO2) del Rack de electrodos. **Precaución.** No conecte los cables en los conectores de pCO2, Glucosa, ó Lactato.
3. Conecte los cables de puente (PN 09931) en todos los sockets (excluyendo pO2, Glu, y Lac) como se muestra en la figura VIII-9.
4. Desde la pantalla del el test del sistema escoja la opción 1 (presione Menú 1, 5, 1), presione CALIBRATE. Ignore todos los códigos de error, excepto los códigos de inestabilidad. Si se presenta algún código de inestabilidad **contacte** el servicio técnico de Nova.
5. Las lecturas en milivoltios en la parte superior de la pantalla deben estar entre - 2.0 y + 2.0 para los canales de Na+, K+, Cl-, Ca++, Mg++, BUN, pH, y pCO2. Si algunas d ellas lecturas está fuera de éste rango, contacte el servicio técnico de Nova.
6. Desconecte los claves de puente. Conecte los cables de los electrodos en sus correspondientes conectores del Rack.

7. Espere 5 minutos y luego presione CALIBRATE. Después de la primera calibración, vuelva a presionar CALIBRATE.
8. Observe los resultados obtenidos.

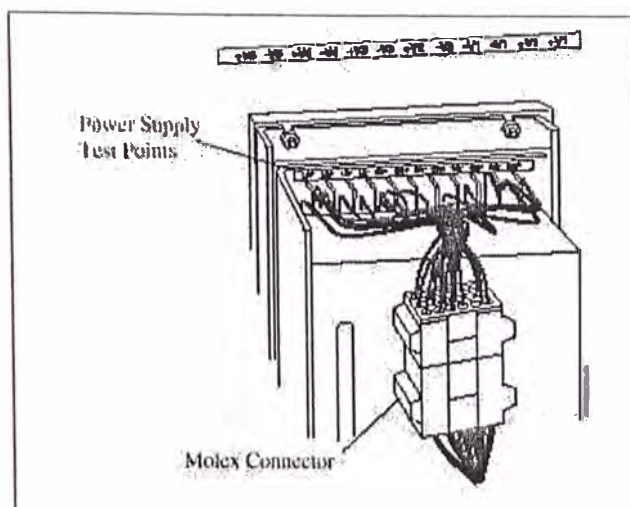


Figura VIII-9 Módulo de fuente.

### 8.10 Reemplazo de la fuente de poder

La fuente de poder del analizador debe ser retirada desde la parte superior. La tapa pequeña que se encuentra en la parte trasera y la pata izquierda del analizador deben ser retiradas. Para retirar la fuente de poder proceda como sigue:

1. Retire los dos tornillos en la parte posterior y superior de la fuente de poder.
2. Retire los dos tornillos que sostienen el interruptor de la fuente.
3. Desajuste todos los tornillos que conectan el cableado a la fuente de poder como se muestra en la figura.
4. Jale la fuente de poder hacia arriba del analizador. (Figura VIII-10)

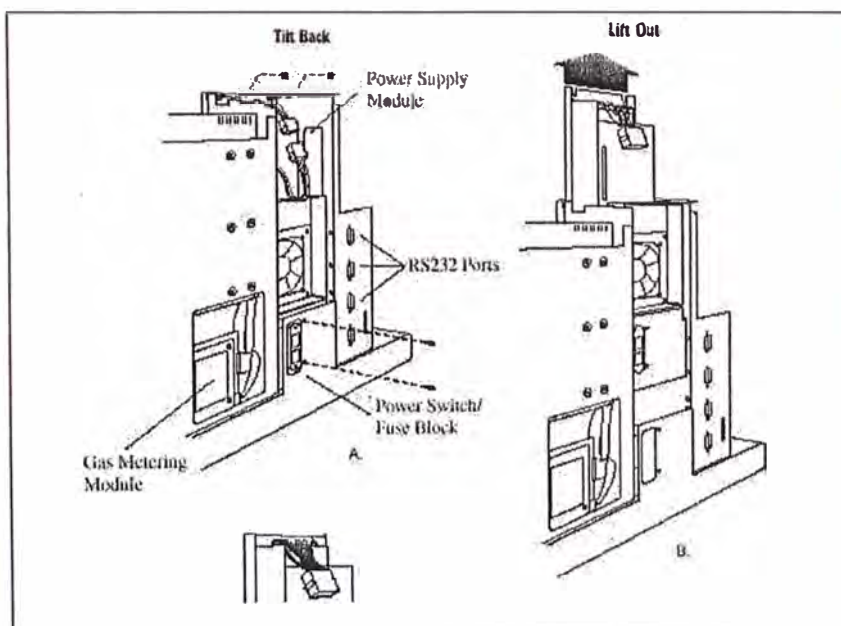


Figura VIII-10 Removiendo la fuente de poder.

## CONCLUSIONES

En la actualidad la ingeniería biomédica está posicionándose en el campo de la ingeniería electrónica, esta nueva especialidad ha tomado fuerza con el shock de inversiones promovido por el estado, a pesar de tener más de diez años trabajando con estos equipos aun en e Perú sigue siendo insipiente los conocimientos en esta área.

El Stat Profile Ultra es un equipo encargado de analizar gases sanguíneos, como electrolitos, iMg, iCa, Glucosa, Lactato, SO<sub>2</sub>% y Hematocrito; estos equipos son sometidos a controles diarios los cuales nos ayudan a verificar que el equipo está operando dentro de los parámetros indicados. Su operación depende totalmente de la calibración de dos puntos la cual se puede llevar a cabo manualmente u automáticamente; si el equipo no está calibrado podemos asegurar que alguno de sus componentes está fallando o que se ha cristalizado o se ha formado un coagulo de alguna muestra pasada. Para ello tendremos que limpiar el equipo con deproteinizante o agua destilada.

Pretendo colaborar en acortar la brecha que nos separa de las grandes potencias, es por ello que he dedicado un tiempo para las futuras generaciones, y a la vez debo manifestar que sólo he cogido una parte de la ingeniería biomédica, pues está no sólo comprende los equipos analizadores de gases arteriales, sino, engloban otras disciplinas en el campo de la medicina, pues para ello surgió esta rama para dar soluciones a los casos médicos, así tenemos electrocardiógrafos, ecógrafos y sin duda una larga lista de equipos médicos en los cuales la electrónica ha asentado toda su teoría y su compromiso de ayuda a la humanidad.

Este es el inicio de una largar travesía, casi interminable, de la tecnología de los equipos médicos. Es asombroso ver como estos equipos van avanzando, es por ello que debemos estar capacitados para poder incorporarnos en la modernidad de estos equipos.

## BIBLIOGRAFIA

1. Fluidos & Electrolitos - Deborah Becker, MD
2. Referente Manual Stat Profile Ultra M – Nova Biomedical
3. Clinical Diagnostics by Laboratory Methods – Todd Sanford
4. Clinical Diagnostics Technololy – AACC Publication from John A. Lott, PhD
5. Technical Manual Onmi – AVL Diagnostics
6. Troubleshooting Procedures pHox Series Anayzers – Nova Biomedical
7. The New Milestone on Electrolyte Testing Technology – Daniel C. Niejadlik PhD