



Universidad de San Carlos de Guatemala  
Facultad de Ingeniería  
Escuela de Ingeniería Mecánica Eléctrica

**ESTUDIO SISTEMÁTICO DE INSTRUMENTO AUTOMATIZADO DE ANÁLISIS QUÍMICO  
CLÍNICO BASADO EN SISTEMA SIEMENS DIMENSION RXL MAX**

**Erick Alexander Chipix Barreno**

Asesorado por el Ing. Romeo Adolfo Ruiz del Valle

Guatemala, enero de 2013



UNIVERSIDAD DE SAN CARLOS DE GUATEMALA



FACULTAD DE INGENIERÍA

**ESTUDIO SISTEMÁTICO DE INSTRUMENTO AUTOMATIZADO DE ANÁLISIS QUÍMICO  
CLÍNICO BASADO EN SISTEMA SIEMENS DIMENSION RXL MAX**

TRABAJO DE GRADUACIÓN

PRESENTADO A LA JUNTA DIRECTIVA DE LA  
FACULTAD DE INGENIERÍA  
POR

**ERICK ALEXANDER CHIPIX BARRENO**

ASESORADO POR EL ING. ROMEO ADOLFO RUIZ DEL VALLE

AL CONFERÍRSELE EL TÍTULO DE

**INGENIERO ELECTRÓNICO**

GUATEMALA, ENERO DE 2013



UNIVERSIDAD DE SAN CARLOS DE GUATEMALA  
FACULTAD DE INGENIERÍA



**NÓMINA DE JUNTA DIRECTIVA**

DECANO	Ing. Murphy Olympto Paiz Recinos
VOCAL I	Ing. Alfredo Enrique Beber Aceituno
VOCAL II	Ing. Pedro Antonio Aguilar Polanco
VOCAL III	Inga. Elvia Miriam Ruballos Samayoa
VOCAL IV	Br. Juan Carlos Molina Jiménez
VOCAL V	Br. Mario Maldonado Muralles
SECRETARIO	Ing. Hugo Humberto Rivera Pérez

**TRIBUNAL QUE PRACTICÓ EL EXAMEN GENERAL PRIVADO**

DECANO	Ing. Murphy Olympto Paiz Recinos
EXAMINADOR	Ing. Julio Rolando Barrios Archila
EXAMINADOR	Ing. José Gabriel de León Linares
EXAMINADOR	Ing. José Aníbal Silva de los Ángeles
SECRETARIA	Inga. Marcia Ivónne Véliz Vargas

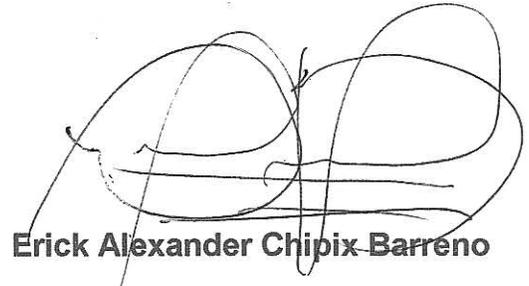


## **HONORABLE TRIBUNAL EXAMINADOR**

En cumplimiento con los preceptos que establece la ley de la Universidad de San Carlos de Guatemala, presento a su consideración mi trabajo de graduación titulado:

**ESTUDIO SISTEMÁTICO DE INSTRUMENTO AUTOMATIZADO DE ANÁLISIS QUÍMICO  
CLÍNICO BASADO EN SISTEMA SIEMENS DIMENSION RXL MAX**

Tema que me fuera asignado por la Dirección de la Escuela de Ingeniería Mecánica Eléctrica, con fecha junio de 2009.



**Erick Alexander Chipix Barreno**



Guatemala, 28 Junio de 2011

Ingeniero  
Carlos Eduardo Guzmán Salazar  
Coordinador del Área de Electrónica  
Escuela de Ingeniería Mecánica Eléctrica  
Facultad de Ingeniería, USAC.

Estimado Ingeniero Guzmán

Por este medio informo que he revisado el trabajo de Graduación titulado:  
**Estudio Sistemático de Instrumento Automatizado de Análisis Químico  
Clínico Basado en Sistema Siemens Dimension RXL Max**, elaborado por  
el estudiante Erick Alexander Chipix Barreno.

El mencionado trabajo llena los requisitos para dar mi aprobación, e  
indicarles que el autor y mi persona somos responsables por el contenido y  
conclusiones de la misma.

Atentamente,



**Romeo A. Ruiz D.**  
**Ingeniero Electricista**  
**Colegiado 6516.**

Ing. Romeo Adolfo Ruiz del Valle  
Colegiado 6516  
ASESOR





Ref. EIME 22. 2012  
Guatemala, 21 de MAYO 2012.

FACULTAD DE INGENIERIA

Señor Director  
Ing. Guillermo Antonio Puente Romero  
Escuela de Ingeniería Mecánica Eléctrica  
Facultad de Ingeniería, USAC.

Señor Director:

Me permito dar aprobación al trabajo de Graduación titulado:  
**ESTUDIO SISTEMÁTICO DE INSTRUMENTO AUTOMATIZADO  
DE ANÁLISIS QUÍMICO CLÍNICO BASADO EN SISTEMA  
SIEMENS DIMENSION RXL MAX,** del estudiante Erick  
Alexander Chipix Barreno, que cumple con los requisitos establecidos  
para tal fin.

Sin otro particular, aprovecho la oportunidad para saludarle.

Atentamente,  
ID Y ENSEÑADA A TODOS

Ing. Carlos Eduardo Guzmán Salazar  
Coordinador de Electrónica

CEGS/sro







REF. EIME 27. 2012.

**El Director de la Escuela de Ingeniería Mecánica Eléctrica, después de conocer el dictamen del Asesor, con el Visto Bueno del Coordinador de Área, al trabajo de Graduación del estudiante; ERICK ALEXANDER CHIPIX BARRENO titulado: “ESTUDIO SISTEMÁTICO DE INSTRUMENTO AUTOMATIZADO DE ANÁLISIS QUÍMICO CLÍNICO BASADO EN SISTEMA SIEMENS DIMENSIÓN RXL MAX”, procede a la autorización del mismo.**

  
**Ing. Guillermo Antonio Puente Romero**



**GUATEMALA, 23 DE MAYO 2012.**

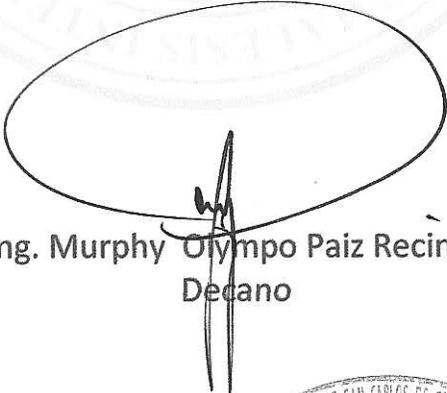




DTG. 032 .2013

El Decano de la Facultad de Ingeniería de la Universidad de San Carlos de Guatemala, luego de conocer la aprobación por parte del Director de la Escuela de Ingeniería Mecánica Eléctrica, al Trabajo de Graduación titulado: **ESTUDIO SISTEMÁTICO DE INSTRUMENTO AUTOMATIZADO DE ANÁLISIS QUÍMICO CLÍNICO BASADO EN SISTEMA SIEMENS DIMENSIÓN RXL MAX**, presentado por el estudiante universitario: **Erick Alexander Chipix Barreno**, autoriza la impresión del mismo.

IMPRÍMASE:



Ing. Murphy Olympo Paiz Recinos  
Decano

Guatemala, 29 de enero de 2013

/gdech





## **ACTO QUE DEDICO A:**

<b>Mis padres internos</b>	Por brindarme la oportunidad de vivir y darme la sabiduría para concluir el presente trabajo.
<b>Mis padres</b>	Ya que gracias a su esfuerzo y sacrificio tuve la oportunidad de estudiar y concluir esta carrera.
<b>La Facultad de Ingeniería</b>	Por todos los conocimientos y experiencias adquiridos durante mi vida universitaria.
<b>Mi asesor</b>	Por todos los consejos y ayuda prestados en la elaboración de este trabajo.
<b>Mis amigos y compañeros de la Facultad de Ingeniería</b>	Por su apoyo y colaboración incondicional.



## **AGRADECIMIENTOS A:**

<b>Mis padres internos</b>	Por permitirme estar en el camino.
<b>Mis padres</b>	Por ser reflejo de mi padre celestial y de mi madre divina.
<b>Mis hermanos</b>	Vanessa, Paola, Armando y Emmanuel, por ser ángeles que cuidan y animan a seguir en el camino.
<b>Mi familia</b>	Norma Ruiz y Estuardo Gonzales por formar parte de mi vida.
<b>Mis amigos</b>	Flor Escobar y Javier Espinoza por ser como hermanos.
<b>CIAG</b>	Por permitirme caminar junto a ustedes.
<b>Mi asesor</b>	Ing. Romeo Ruiz por ser un ejemplo a seguir de una vida profesional exitosa.
<b>Mis compañeros de labores</b>	Por enseñarme con su ejemplo la perseverancia, dedicación y profesionalismo.



## ÍNDICE GENERAL

ÍNDICE DE ILUSTRACIONES.....	VII
GLOSARIO .....	XI
RESUMEN.....	XIII
OBJETIVOS.....	XV
INTRODUCCIÓN .....	XVII
1. PROCESO GENERAL DE ANÁLISIS BIOQUÍMICO .....	1
1.1. Patología clínica .....	1
1.2. Química clínica .....	2
1.2.1. Exámenes químico clínicos más comunes .....	2
1.3. Bioquímica.....	5
1.3.1. Reacciones bioquímicas.....	5
1.4. Ejemplo del proceso completo de análisis bioquímico .....	6
1.4.1. Determinación de glucosa .....	6
1.4.2. Patología clínica .....	7
1.4.3. Química clínica .....	8
1.4.4. Método fotométrico de análisis de glucosa.....	9
1.4.5. Principios del procedimiento .....	9
2. SISTEMA FOTOMÉTRICO .....	13
2.1. Espectroscopia .....	13
2.1.1. Transmitancia y absorbancia.....	17
2.1.2. Ley de Beer-Lambert.....	18
2.2. Instrumentación básica para la medición de absorbancia de la luz visible y ultravioleta .....	19



	3.1.4.2.2.	Sensores capacitivos....	51
	3.1.5.	Elementos finales .....	53
	3.1.6.	Sistema de control .....	53
3.2.		Sistema de muestreo en instrumento automatizado de análisis bioquímico .....	55
	3.2.1.	Muestreador fotométrico .....	56
	3.2.2.	Estructura mecánica .....	57
	3.2.3.	Transmisiones .....	58
	3.2.4.	Sistema de accionamiento.....	58
	3.2.5.	Sistema sensorial ( <i>encoders</i> ) .....	59
	3.2.6.	Elementos finales .....	60
	3.2.7.	Sistema de control .....	60
	3.2.7.1.	Teoría de control.....	61
	3.2.7.2.	Control de motor .....	62
	3.2.7.3.	Microcontrolador .....	64
	3.2.7.4.	Controlador <i>stepper</i> .....	64
	3.2.7.5.	Unidad de motores .....	65
	3.2.7.6.	Corriente de corte .....	65
	3.2.7.7.	Retroalimentación de posición.....	66
4.		SISTEMAS ULTRASÓNICOS DE MEZCLA.....	67
	4.1.	Sistema de control .....	67
5.		SISTEMA DE CONTROL DE TEMPERATURA .....	73
	5.1.	Efecto de la temperatura sobre reacciones colorimétricas .....	73
	5.1.1.	Reacciones de punto final.....	73
	5.1.2.	Reacciones cinéticas .....	74
	5.1.3.	Reacciones a dos puntos .....	75
	5.2.	Sistema de control de temperatura.....	76

5.2.1.	Control térmico de muestras .....	77
5.2.2.	Control de temperatura en carcasa .....	77
5.2.3.	Control de cubetas .....	78
5.2.4.	Sistema de enfriamiento de reactivos .....	79
5.3.	Sistema de monitoreo y calibración .....	81
5.3.1.	Interfaz de monitoreo y temperatura .....	81
5.3.2.	Monitoreo del sistema de control de refrigeración...	82
5.3.3.	Calibración de temperatura de reactivos y muestras.....	82
5.3.4.	Intervalo de adquisición de señales térmicas .....	82
6.	SISTEMA DE CONTROL DE NEUMÁTICO E HIDRÁULICO .....	85
6.1.	Sistema neumático de fabricación de cubetas .....	85
6.1.1.	Composición de cubeta .....	85
6.1.1.1.	Cámara de volumen .....	86
6.1.1.2.	Garganta .....	86
6.1.1.3.	Área óptica .....	86
6.1.1.4.	Abertura ensanchada .....	87
6.1.2.	Funcionamiento de fabricación de cubetas .....	88
6.1.2.1.	Unidad cabrestante .....	88
6.1.2.2.	Control térmico de fabricación de cubetas.....	90
6.1.2.3.	Carrusel de cubetas .....	90
6.1.2.4.	Solenoide sellador en U .....	90
6.1.2.5.	Solenoide formador de cubetas.....	90
6.1.2.6.	<i>HeatTorch</i> .....	91
6.1.2.7.	Termopar.....	91
6.1.2.8.	Sellador térmico en U .....	92
6.1.2.9.	Compresor de aire.....	92

	6.1.2.10.	Interruptor de presión .....	93
	6.1.2.11.	Válvula de aire .....	93
6.2.		Sistema hidráulico .....	93
	6.2.1.	Sistema de bombas .....	94
	6.2.2.	Sistema electrónico de control hidráulico .....	96
	6.2.3.	Bomba de desechos .....	97
	6.2.4.	Bomba de vacío.....	98
7.		SISTEMA DE SOFTWARE MANEJO E INTERFAZ.....	101
	7.1.	Operación .....	102
	7.2.	Secuencia de inicialización.....	103
		CONCLUSIONES .....	105
		RECOMENDACIONES .....	107
		BIBLIOGRAFÍA.....	109



## ÍNDICE DE ILUSTRACIONES

### FIGURAS

1.	Distribución de sistema .....	11
2.	Espectros de absorción para varias sustancias .....	14
3.	Estados energéticos de una molécula .....	15
4.	Región visible de espectro electromagnético .....	16
5.	Comportamiento de radiación incidente .....	17
6.	Instrumentación para medición de absorbancia .....	20
7.	Secuencia de medición de fotómetro .....	21
8.	Gráfica de proceso de fotómetro .....	22
9.	Estructura mecánica de fotómetro .....	23
10.	Componentes de fotómetro automatizado .....	24
11.	Esquemas de circuitos de módulo de detección .....	25
12.	Comportamiento de luz en lente de condensación .....	27
13.	Rueda de filtros .....	28
14.	Gráfica tiempo de vida de fuente de luz .....	29
15.	Diagrama de fotómetro.....	30
16.	Sistema de medición de absorbancia .....	31
17.	Modo de operación de fuente de luz .....	32
18.	Rueda de filtros y sensor óptico .....	35
19.	Movimiento de estructura de fotómetro .....	36
20.	Pantalla de diagnóstico fotométrico .....	38
21.	(a) Configuración cartesiana (b) Configuración cilíndrica .....	41
22.	Distintos tipos de articulaciones en sistemas robóticos .....	42

23.	(a) Esquema de motor paso a paso (b) Esquema de funcionamiento de motores paso a paso .....	47
24.	Estructura interna de un codificador óptico ( <i>encoder</i> ) incremental .....	49
25.	Estructura de sensor capacitivo .....	52
26.	Control del movimiento de un brazo articulado .....	54
27.	Sistema de control con retroalimentación .....	55
28.	Condiciones de prueba para muestreador fotométrico .....	56
29.	Estructura mecánica de sistema automatizado .....	57
30.	Estructura de movimiento .....	58
31.	Motor y <i>encoder</i> .....	59
32.	Cánula de aspiración .....	60
33.	Esquema de control de muestreador .....	61
34.	Esquema de circuito de control de motor .....	63
35.	Transductor ultrasónico .....	68
36.	Elementos del control ultrasónico .....	69
37.	Diagrama de conexión del circuito ultrasónico .....	70
38.	Pantalla de diagnóstico de sistema ultrasónico .....	71
39.	Comportamiento de absorbancia en reacciones de punto final .....	73
40.	Comportamiento de absorbancia en reacciones cinéticas .....	74
41.	Comportamiento de absorbancia en reacciones dos puntos .....	75
42.	Esquema de control de temperatura .....	78
43.	Módulo de refrigeración de reactivos .....	80
44.	Pantalla de monitoreo y calibración de temperatura .....	83
45.	Cubeta de reacción .....	86
46.	Área óptica de lectura .....	87
47.	Área para dispensar .....	87
48.	Gráfica de tiempos de fabricación de cubetas reacción .....	88
49.	Imagen de calentador de aire, <i>HeatTorch</i> .....	91
50.	Sello de cubetas de reacción .....	92

51.	Imagen de indicadores de presión y vacío .....	93
52.	Módulos de bombas de muestra y reactivo .....	95
53.	Diagrama de conexión de sistema hidráulico .....	96
54.	Esquema de sistema de control hidráulico .....	97
55.	Diagrama de conexiones eléctricas de control de desechos.....	98
56.	Diagrama de conexión de sistema desechos.....	99
57.	Diagrama de comunicación computador/tarjetas de control.....	101

## **TABLAS**

I.	Tipos de enzimas y síntomas.....	3
II.	Lípidos y órganos afectados .....	4
III.	Substancias metabólicas y síntomas .....	4
IV.	Técnica para determinación de glucosa.....	10
V.	Condiciones de prueba de glucosa .....	10
VI.	Longitud de onda versus radiación visible .....	16
VII.	Sistemas de transmisión .....	43
VIII.	Condiciones de prueba .....	67



## GLOSARIO

<b>Abonado</b>	Persona natural o jurídica usuaria, bajo contrato, de una red pública de telecomunicaciones, a la cual tiene derecho a acceder para establecer sus comunicaciones.
<b>Absorción</b>	Pérdida de la intensidad de una radiación al atravesar la materia.
<b>Amperio</b>	En el Sistema Internacional, es la unidad de intensidad de la corriente eléctrica.
<b>Amplificador</b>	Aparato o conjunto de ellos, mediante el cual, utilizando energía externa, se aumenta la amplitud o intensidad de un fenómeno físico.
<b>Bit</b>	Es la unidad de datos más pequeña que puede procesar un ordenador. Sólo puede tomar los valores de cero o uno.
<b>Cromóforo</b>	Se dice del agrupamiento químico causante de la coloración de una sustancia.
<b>In vitro</b>	Producido en el laboratorio por métodos experimentales.



## RESUMEN

Para realizar diagnósticos clínicos los médicos utilizan técnicas de análisis bioquímicos, es decir, el estudio químico de los componentes de la sangre, por ejemplo suero, plasma, sangre completa y también orina. Debido a la cantidad de análisis y al proceso, se requiere optimizar tanto tiempo como recursos, manteniendo la exactitud y precisión de los resultados, esta optimización se obtiene mediante sistemas automatizados que realizan las tareas de análisis de forma adecuada.

En el presente trabajo de investigación se realizará un estudio sistemático, es decir, un estudio ordenado y por etapas basado en un sistema automatizado de química clínica de la familia Siemens, mostrando la tecnología utilizada para la solución de cada etapa de dicho proceso, así como el proceso mismo y la aplicación de conceptos tales como sistemas de control, transductores, robótica, etc.

El motivo del estudio de forma sistemática es, que en cada una de estas etapas se involucran diferentes conceptos y principios de la ingeniería electrónica, los cuales ayudan al desarrollo de cada proceso de las ciencias químicas con el fin de proporcionar un resultado de diagnóstico para el área de la medicina.

El estudio desarrolla un capítulo completo al análisis bioquímico para la comprensión general de términos relacionados con la química y la medicina, además en cada capítulo se realiza una breve descripción de los requerimientos relacionados con el proceso, así como la instrumentación utilizada y la teoría

de control que gobierna cada proceso individual, con esto se realiza un estudio integral tomando en cuenta el área química, la medicina y la ingeniería electrónica.

## **OBJETIVOS**

### **General**

Dar a conocer la gran gama de aplicaciones de los fundamentos de la ingeniería electrónica, como opciones para la solución de problemas del área de automatización de procesos en diversas ciencias.

### **Específicos**

1. Describir de manera general el proceso de análisis bioquímico aplicado en el diagnóstico clínico.
2. Conocer los principios físicos utilizados en el análisis bioquímico.
3. Estudiar los elementos que interviene en la medición del fenómeno físico; instrumentación.
4. Analizar la secuencia del proceso operativo del análisis bioquímico.
5. Estudiar la estructura de control de cada proceso.
6. Estudiar la aplicación mediante el instrumento de análisis propuesto.



## INTRODUCCIÓN

En la actualidad se observa como diferentes industrias de fabricación están haciendo uso de sistemas automatizados para maximizar la producción de los procesos que realizan. Esta misma tendencia empieza a verse reflejada en establecimientos de diagnóstico tales como: hospitales y laboratorios; en las cuales el objetivo primordial es realizar un diagnóstico clínico mediante alguna medición. En esta tendencia se observa una oportunidad de desarrollo de sistemas de medición automatizados con aplicaciones clínicas.

Para desarrollar aplicaciones de automatización, es necesario conocer el proceso de análisis, desde los principios de la ciencia involucrados, así como cada uno de los pasos que forman el proceso; con base a este conocimiento se toman las decisiones de diseño a implementar; tecnología de instrumentación y estrategia de control.

Mediante el estudio sistemático sobre un instrumento automatizado de diagnóstico químico clínico, se observará la relación entre los procesos y el diseño de automatización; los conceptos generales de la medicina clínica y su relación con la bioquímica como herramienta de análisis y que a su vez está ligada con la instrumentación para el desarrollo de las mediciones necesarias.

Para integrar conceptos de medicina y bioquímica a la ingeniería se hace referencia a los temas tratados a lo largo de la carrera tales como: sensores, instrumentación con aplicaciones a medidas fotométricas, robótica, microprocesadores, protocolos de comunicación y teoría de control; al vincular

estas ciencias, se abre una nueva rama de desarrollo para la ingeniería electrónica.

..

# 1. PROCESO GENERAL DE ANÁLISIS BIOQUÍMICO

## 1.1. Patología clínica

La patología clínica ocupa un importante lugar en el proceso lógico que el médico utiliza en el estudio de los enfermos, para llegar a un diagnóstico, vigilar su seguimiento y participar en el control del tratamiento, mediante la observación de la producción de las hormonas y enzimas generadas por los procesos bioquímicos del cuerpo.

La patología se puede definir como la ciencia que se ocupa de las consecuencias estructurales y/o funcionales de los estímulos nocivos en las células, tejidos, órganos y finalmente las consecuencias en el organismo.

La patología se auxilia de numerosas especialidades:

- Química clínica: en donde los trastornos metabólicos de la enfermedad se investiga por el examen de diversos compuestos normales y anormales en la sangre, orina, etc.
- Citología e histología
- Microbiología
- Hematología
- Genética clínica

## **1.2. Química clínica**

La química clínica utiliza procesos químicos para medir los niveles de los componentes químicos en la sangre. Las muestras más comúnmente utilizadas en la química clínica son la sangre y la orina.

La sangre puede ser examinada en su totalidad, como plasma (el líquido que queda al remover los glóbulos rojos y blancos), o como líquido seroso (suero, un líquido claro que se separa de la sangre al coagularse ésta).

Existen muchos exámenes diferentes para analizar casi todos los tipos de componentes químicos presentes en la sangre o en la orina. Los componentes pueden incluir la glucosa en la sangre, los electrolitos, las enzimas, las hormonas, los lípidos (grasas), las proteínas y otras sustancias metabólicas.

### **1.2.1. Exámenes químico clínicos más comunes**

La siguiente es una descripción de algunos de los exámenes químicos clínicos más comunes (utilizados con las muestras de sangre y orina), que incluye algunos de sus usos e indicaciones:

- La glucosa en la sangre o azúcar de la sangre, estos niveles indican cómo el cuerpo controla la glucosa. Medir los niveles de glucosa en ayunas puede ayudar a diagnosticar la diabetes o la hipoglucemia (nivel bajo de azúcar en la sangre).

- Los electrolitos pueden incluir el sodio, potasio, cloruro, bicarbonato, calcio, fósforo y magnesio. Medir los electrolitos puede indicar específicamente ciertos trastornos metabólicos y de los riñones.
- Las enzimas son liberadas dentro de la sangre por los órganos que están lesionados o enfermos. Los tipos de enzimas que se liberan pueden indicar cuál es el órgano afectado:

Tabla I. **Tipos de enzimas y síntomas**

<b>Enzimas</b>	<b>Órganos afectados</b>
Kinasa creatina	Puede indicar daño en el sistema cardiovascular debido a un ataque al corazón u otros problemas.
Aminotransferasa alanina (su siglas en inglés son AAT y SGOT), aspartato o aminotransferasa (sus siglas en inglés son AST y SGPT)	Pueden indicar trastornos del hígado o de los huesos.
Amilasa y lipasa	Pueden indicar inflamación o cáncer del páncreas.

Fuente: elaboración propia.

- Los lípidos son sustancias grasas como los triglicéridos (grasas del cuerpo), los fosfolípidos (parte de las membranas de las células) y los esteroides (como el colesterol). Los lípidos pueden ayudar a indicar la cardiopatía coronaria y la enfermedad del hígado:

**Tabla II. Lípidos y órganos afectados**

<b>Lípidos</b>	<b>Órganos afectados</b>
Colesterol	Puede indicar cardiopatía coronaria.
Lipoproteínas de alta densidad (el colesterol bueno, su sigla en inglés es HDL).  Lipoproteínas de baja densidad (colesterol malo, su sigla en inglés es LDL).	Puede calcular el riesgo de cardiopatía coronaria.
Triglicéridos	Junto con los niveles del colesterol, este lípido puede ayudar a indicar el riesgo de cardiopatía coronaria.

Fuente: elaboración propia.

- Otras sustancias metabólicas pueden medirse para evaluar la función de un órgano, como se describe en la tabla III.

**Tabla III. Sustancias metabólicas y síntomas**

<b>Producto Metabólico</b>	<b>Órganos afectados</b>
Úrea sanguínea (nitrógeno ureico sanguíneo, su sigla en inglés es BUN).	Función del riñón.
ácido úrico	Puede indicar la presencia de gota, enfermedad del riñón y otras lesiones de los tejidos.

Fuente: elaboración propia.

### **1.3. Bioquímica**

Es la ciencia que estudia los componentes químicos de los seres vivos, especialmente las proteínas, carbohidratos, lípidos y ácidos nucleicos, además de otras pequeñas moléculas presentes en las células. La bioquímica se basa en el concepto de que todo ser vivo contiene carbono y en general las moléculas biológicas están compuestas principalmente de carbono, hidrógeno, oxígeno, nitrógeno, fósforo y azufre. Es la ciencia que estudia la base de la vida: las moléculas que componen las células y los tejidos, que catalizan las reacciones químicas de la digestión, la fotosíntesis y la inmunidad, entre otras.

#### **1.3.1. Reacciones bioquímicas**

Una reacción bioquímica o cambio bioquímico, es todo proceso químico en el cual componentes de las células contenidas en alguna sustancia de carácter biológico y otra sustancia (llamada reactivo), por efecto de un factor energético, se transforman en otras sustancias llamadas productos. Esas sustancias pueden ser elementos o compuestos.

Las reacciones bioquímicas ocurren constantemente en la naturaleza y también pueden reproducirse en el laboratorio de forma controlada. Ello ha permitido estudiar cómo y por qué se producen, y extraer provecho de ellas.

Durante la reacción química, lo que sucede es una reorganización de los átomos que forman las sustancias y los reactivos para dar lugar a los productos, sin que, en realidad, aparezca o desaparezca nada.

Algunos hechos pueden servir como indicativos de un cambio químico; la aparición repentina de sustancias sólidas (precipitados); el desprendimiento de gases; el aumento o disminución brusca de temperatura y los cambios de color, son, quizás, los más destacados.

#### **1.4. Ejemplo del proceso completo de análisis bioquímico**

La importancia de conocer todos los principios de un análisis que se desea automatizar radica en implementar la mejor solución, la cual llevará a generar la menor cantidad de posibles errores; proporcionando un resultado de medición con una incertidumbre baja, todo esto con el fin de diagnosticar de una forma eficaz la enfermedad que padece una persona.

A continuación se analiza un ejemplo tratando todo el proceso que se realiza desde el análisis bioquímico, hasta llegar a los parámetros patológico; todo con el propósito de llegar a comprender en cada uno de los pasos de dicho proceso y como la electrónica es un elemento importante para unir cada una de las etapas y para realizar la automatización completa, tomando en cuenta como requerimientos de diseño los principios de cada una de las etapas estudiadas hasta el momento.

##### **1.4.1. Determinación de glucosa**

El análisis de la glucosa sobre todo se realiza para estudiar la posible presencia de una diabetes mellitus o sacarina. Como es una enfermedad muy compleja y con grandes repercusiones de salud, es un análisis muy discriminativo y útil que se realiza de forma bastante rutinaria.

### **1.4.2. Patología clínica**

Existen 2 posibles tipos de resultados que indican el estado de salud de un paciente, resultados normales y anormales también llamados resultados patológicos. En el primer caso, los resultados indican niveles de estudios de laboratorio normales, es decir, valores dentro de un rango aceptable para descartar posibles trastornos del organismo.

En el segundo caso, los resultados patológicos indican que existen posibles trastornos en el metabolismo, el cual se refleja en sustancias que producen los órganos afectados para la regeneración de los mismos.

Para el caso de este ejemplo dentro de los resultados anormales/patológicos se tienen los 2 posibles resultados: valores por encima de los normales llamados hiperglucemia, y valores por debajo a los normales considerados como hipoglucemia.

Diagnósticos posibles en valores anormales de glucemia aumentada (hiperglucemia) en:

- Diabetes mellitus
- Enfermedades renales
- Feocromocitoma
- Hipertiroidismo
- Glucagonoma
- Pancreatitis aguda
- Síndrome de Cushing
- Tumores de páncreas
- Otras situaciones (estrés, sueros, embarazo, medicamentos)

Puede aparecer la glucemia disminuida (hipoglucemia) en:

- Dietas excesivas
- Enfermedades hepáticas
- Enfermedad de Addison
- Exceso de insulina en diabéticos
- Hipopituitarismo
- Hipotiroidismo
- Insulinoma

#### **1.4.3. Química clínica**

Mide la cantidad (concentración) de glucosa presente en la sangre. La glucosa es un azúcar que es utilizado por los tejidos como forma de energía al combinarlo con el oxígeno de la respiración. Cuando se come el azúcar, en la sangre se eleva, lo que se consume desaparece de la sangre, para ello hay una hormona reguladora que es la insulina producida por el páncreas (islotos pancreáticos). Esta hormona hace que la glucosa de la sangre entre en los tejidos y sea utilizada en forma de glucógeno, aminoácidos, y ácidos grasos. Cuando la glucosa en sangre está muy baja, en condiciones normales por el ayuno, se secreta otra hormona llamada glucagón que hace lo contrario y mantiene los niveles de glucosa en sangre.

- Glucosa
- Glucemia
- Glucosa en sangre
- Azúcar en sangre

El tejido más sensible a los cambios de la glucemia es el cerebro, en concentraciones muy bajas o muy altas aparecen síntomas de confusión mental e inconsciencia.

#### **1.4.4. Método fotométrico de análisis de glucosa**

El método GLUC utilizado en el sistema químico clínico Dimension® RxLMax®, es una prueba de diagnóstico *in vitro* para la determinación cuantitativa de glucosa en suero, plasma, orina y fluido cerebroespinal humanos.

El método de glucosa (GLUC), es una adaptación del método de hexoquinasa-glucosa-6-fosfato de hidrogenasa, presentado como un método general para laboratorios clínicos por Kunst.

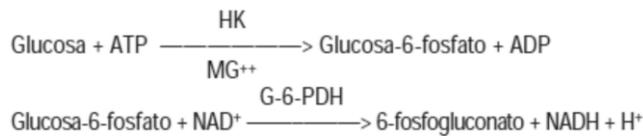
El método de hexoquinasa es el método de referencia generalmente aceptado para la medición de la glucosa. Las mediciones de glucosa sirven para diagnosticar y tratar trastornos del metabolismo de los hidratos de carbono, como la diabetes mellitus, la hipoglucemia neonatal y la insulinoma.

#### **1.4.5. Principios del procedimiento**

La hexoquinasa (HK) cataliza la fosforilación de la glucosa en presencia de adenosina-5'-trifosfato (ATP) y magnesio para formar glucosa-6-fosfato (G-6-P) y adenosina difosfato (ADP). A continuación, la glucosa-6-fosfato dehidrogenasa (G-6-PDH) oxida la G-6-P en presencia de nicotinamida adenina dinucleótido (NAD) para producir 6- fosfogluconato y NADH. Un mol de NAD se reduce a un mol de NADH por cada mol de glucosa presente. La absorbancia

debida a NADH (y, por lo tanto, la concentración de glucosa) se determina mediante una técnica de punto final bicromática (340 y 383 nanómetros).

Tabla IV. **Técnica para determinación de glucosa**



**Reactivos**

Pocillos <sup>a</sup>	Forma	Ingredientes	Concentracion	Origen
1-6	Líquido	HK	15 U/mL	Levadura
		G-6-PDH	30 U/mL	Levadura
		NAD	8 mmol/L	
		ATP	15 mmol/L	
		MG <sup>++</sup>	7.4 mmol/L	
		Estabilizador		
		Tampón		

a. Los pocillos están numerados consecutivamente desde el extremo ancho del cartucho.

Fuente: *Dade Behring Inc. Insert and application Sheets, GLU. p. 2*

Tabla V. **Condiciones de prueba de glucosa**

Condiciones de la prueba	
Volumen de la muestra	3 µL
Volumen de Reactivo 1	56 µL
Volumen de diluyente	321 µL
Temperatura de la prueba	37°C
Longitudes de onda	340 y 383 nm
Tipo de medición	punto final bicromático
Unidades	mg/dL [mmol/L]

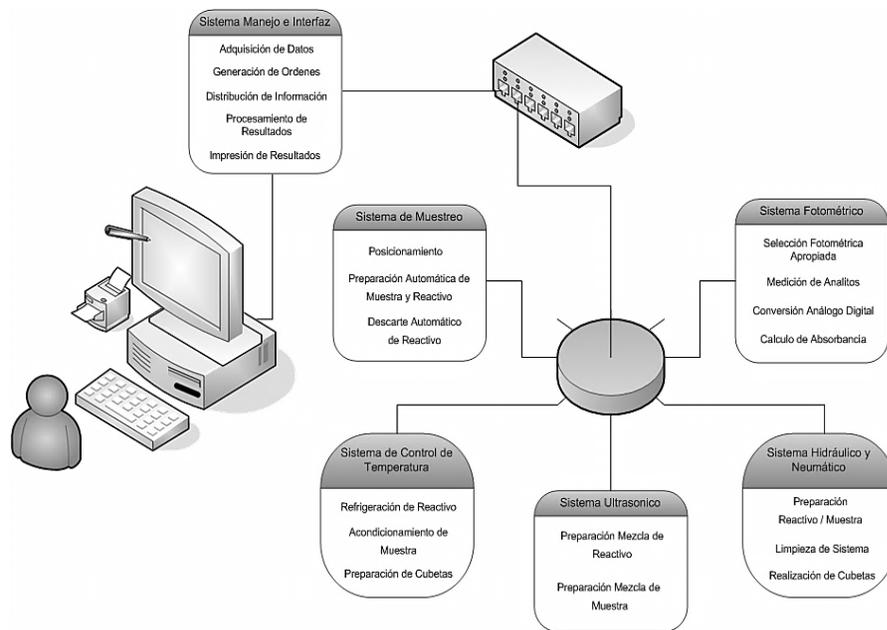
Fuente: *Dade Behring Inc. Insert and application Sheets, GLU. p. 2*

El sistema Dimension® RxLMax® de química clínica, es un instrumento automatizado de acceso aleatorio, controlado por microprocesador que cuenta

con la capacidad de realizar la medición de una gran variedad de analitos, incluyendo enzimas activas en fluidos corporales.

Debido a que integra todas las etapas del análisis químico clínico de forma automatizada, requiere que en cada uno de los procesos se gobierne mediante sistemas de control automáticos con valores y límites establecidos, para realizar un diagnóstico adecuado, en la figura 1 se visualiza en forma general como está distribuido en los diferentes procesos y como se unen los mismos.

Figura 1. **Distribución de sistema**



Fuente: *Dade Behring Inc. Insert and application Sheets, GLU. p. 15.*



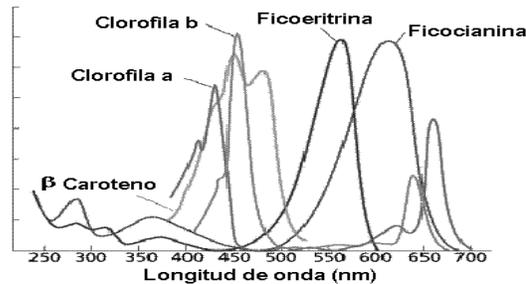
## **2. SISTEMA FOTOMÉTRICO**

### **2.1. Espectroscopia**

La espectroscopia, es el estudio de la interacción entre la radiación electromagnética y la materia, con aplicaciones en química, física y astronomía, entre otras disciplinas científicas. El análisis espectral en el cual se basa, permite detectar la absorción o emisión de radiación electromagnética a ciertas longitudes de onda, y relacionar éstas con los niveles de energía implicados en una transición cuántica.

El estudio a nivel bioquímico de cualquier biomolécula requiere la utilización de técnicas analíticas que permitan su determinación cualitativa y cuantitativa, así como su caracterización físico-química y biológica. Uno de los métodos más sencillos, accesibles, útiles y utilizados es la espectroscopía. Se pueden identificar y cuantificar biomoléculas en solución y en muestras biológicas, con el empleo de reactivos específicos que reaccionan con el compuesto a analizar y forman un producto coloreado que permite detectarlo en muestras complejas. En la figura 2 se observa la absorción de diferentes sustancias en el mismo rango 250- 700 nanómetros.

Figura 2. **Espectros de absorción para varias sustancias**



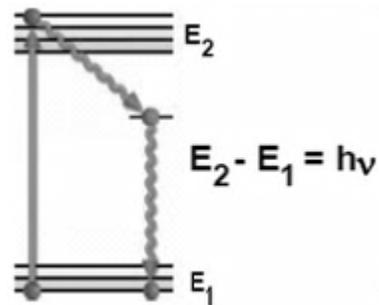
Fuente: GUEDEA, Guadalupe. Espectrofotometría. [www.ilustrados.com](http://www.ilustrados.com). Consulta: 15 de agosto de 2012.

El fundamento de la espectroscopía se debe a la capacidad de las moléculas para absorber radiaciones, entre ellas las radiaciones dentro del espectro UV-visible. Las longitudes de onda de las radiaciones que una molécula puede absorber y la eficiencia con la que se absorben, dependen de la estructura atómica y de las condiciones del medio (temperatura, fuerza iónica, constante dieléctrica), por lo que dicha técnica constituye un valioso instrumento para la determinación y caracterización de biomoléculas.

Las moléculas pueden absorber energía luminosa y almacenarla en forma de energía interna. Esto permite poner en funcionamiento ciclos vitales como la fotosíntesis en plantas y bacterias. Cuando la luz (considerada como energía) es absorbida por una molécula, se origina un salto desde un estado energético basal o fundamental  $E_1$ , a un estado de mayor energía (estado excitado),  $E_2$ . Y sólo se absorberá la energía que permita el salto al estado excitado. Cada molécula tiene una serie de estados excitados (o bandas) que la distingue del resto de moléculas.

Como consecuencia, la absorción que a distintas longitudes de onda presenta una molécula esto es, su espectro de absorción constituye una señal de identidad de la misma. Por último, la molécula en forma excitada libera la energía absorbida hasta el estado energético fundamental.

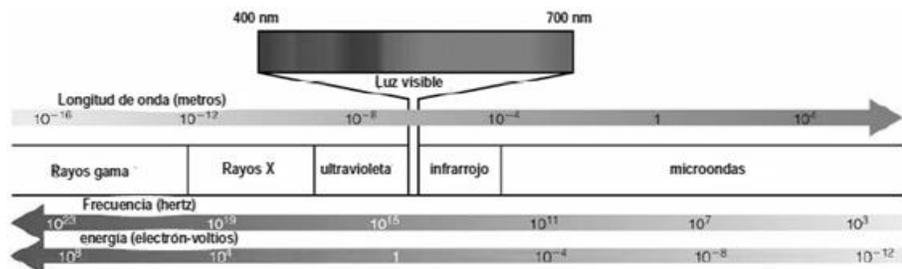
Figura 3. **Estados energéticos de una molécula**



Fuente: GUEDEA, Guadalupe. Espectrofotometría. [www.ilustrados.com](http://www.ilustrados.com). Consulta: 15 de agosto de 2012.

En espectroscopia el término luz no sólo se aplica a la forma visible de radiación electromagnética, sino también a las formas UV e IR, que son invisibles. En espectrofotometría de absorbancia se utilizan las regiones del ultravioleta (UV cercano, de 195-400 nanómetros) y el visible (400-780 nanómetros).

Figura 4. **Región visible de espectro electromagnético**



Fuente: GUEDEA, Guadalupe. Espectrofotometría. www.ilustrados.com. Consulta: 15 de agosto de 2012.

En la figura 4 se observa la región visible en la cual se aprecia el color visible de una solución y que corresponde a las longitudes de onda de luz que transmite, no que absorbe. El color que absorbe es el complementario del color que transmite.

Por tanto, para realizar mediciones de absorción, es necesario utilizar la longitud de onda en la que absorbe luz la solución coloreada como se presenta en la tabla VI. La fuente de radiación visible suele ser una lámpara de tungsteno y no proporciona suficiente energía por debajo de 320 nanómetros.

Tabla VI. **Longitud de onda versus radiación visible**

longitud de onda aproximada	color de luz que se absorbe	color de luz que se refleja o ve
390 - 435	Violeta	Amarillo verdoso
435 - 490	Azul	Amarillo
490 - 580	Verde	Rojo
580 - 595	Amarillo	Azul
595 - 650	Naranja	Azul verdoso
650 - 780	Rojo	Verde azulado

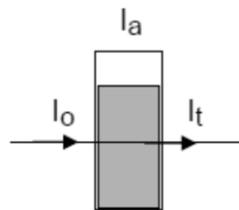
Fuente: GUEDEA, Guadalupe. Espectrofotometría. www.ilustrados.com. Consulta: 15 de agosto de 2012.

### 2.1.1. Transmitancia y absorbancia

Cuando un rayo de luz de una determinada longitud de onda de intensidad  $I_0$  incide perpendicularmente sobre una disolución de un compuesto químico que absorbe luz o cromóforo, el compuesto absorberá una parte de la radiación incidente ( $I_a$ ) y dejará pasar el resto ( $I_t$ ), de forma que se cumple:

$$I_0 = I_a + I_t$$

Figura 5. Comportamiento de radiación incidente



Fuente: GUEDEA, Guadalupe. Espectrofotometría. [www.ilustrados.com](http://www.ilustrados.com). Consulta: 15 de agosto de 2012.

La transmitancia (T) de una sustancia en solución es la relación entre la cantidad de luz transmitida que llega al detector una vez que ha atravesado la muestra  $I_t$ , y la cantidad de luz que incidió sobre ella  $I_0$ , y se representa normalmente en tanto por ciento:

$$\% T = \frac{I_t}{I_0} * 100$$

La transmitancia da una medida física de la relación de intensidad incidente y transmitida al pasar por la muestra. La relación entre el porcentaje de transmitancia y la concentración no es lineal, pero asume una relación logarítmica inversa.

La absorbancia (A), es un concepto más relacionado con la muestra, puesto que indica la cantidad de luz absorbida por la misma, y se define como el logaritmo de 1/T, en consecuencia:

$$A = \log \frac{1}{T} = -\log T = -\log \frac{I_t}{I_o}$$

Cuando la intensidad incidente y transmitida son iguales ( $I_o = I_t$ ), la transmitancia es del 100 por ciento e indica que la muestra no absorbe a una determinada longitud de onda, y entonces A vale  $\log 1 = 0$ . La cantidad de luz absorbida dependerá de la distancia que atraviesa la luz a través de la solución del cromóforo y de la concentración de éste.

### 2.1.2. Ley de Beer-Lambert

Los experimentos de Bouguer (1698–1758) y Lambert (1728–1777) mostraron que la absorbancia depende del espesor de la capa absorbente de la cubeta usada. La relación entre la absorbancia y la concentración de un cromóforo en una solución, fue descubierta por Beer (1825–1863). La combinación de estas 2 leyes naturales, conduce a la derivación de la ley de Lambert-Beer, que puede ser descrita en la forma de la siguiente ecuación:

$$A = \log \frac{I}{I_o} = \epsilon * c * d$$

$$A = \epsilon_{\lambda} * C * D$$

$\epsilon_{\lambda}$  = Absortividad molar, en l/mol \* cm

D = Longitud de paso en la cubeta, en cm

C = Concentración del analito, en mol/l

La absorbancia de una solución es directamente proporcional a su concentración a mayor número de moléculas mayor interacción de la luz con ellas; también depende de la distancia que recorre la luz por la solución a igual concentración, cuanto mayor distancia recorre la luz por la muestra más moléculas se encontrará; y por último, depende de  $\epsilon$ , una constante de proporcionalidad denominada coeficiente de extinción, que es específica de cada cromóforo.

La ley de Lambert-Beer se cumple para soluciones diluidas; para valores de  $c$  altos,  $\epsilon$  varía con la concentración, debido a fenómenos de dispersión de la luz, agregación de moléculas, cambios del medio, etc.

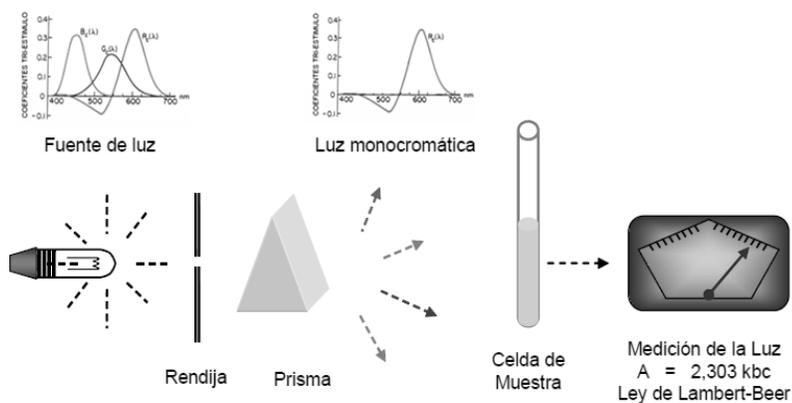
## **2.2. Instrumentación básica para la medición de absorbancia de la luz visible y ultravioleta**

Para determinar la absorbancia de energía de las moléculas, es necesario tomar en cuenta los elementos que intervienen en el fenómeno físico de la radiación, con el objetivo de cuantificar la absorción de una solución, es decir la instrumentación.

- Fuente de energía óptica radiante: lámpara de tungsteno.
- Selector de radiación de una determinada longitud de onda: filtros ópticos, prismas, redes de difracción.
- Un compartimento para realizar la medición de la muestra: cubetas de cuarzo, plástico transparente o sílice fundido.

- Un detector de luz y un amplificador convertidor de las señales luminosas en señales eléctricas.
- Sistema de lectura de datos.

Figura 6. **Instrumentación para medición de absorbancia**

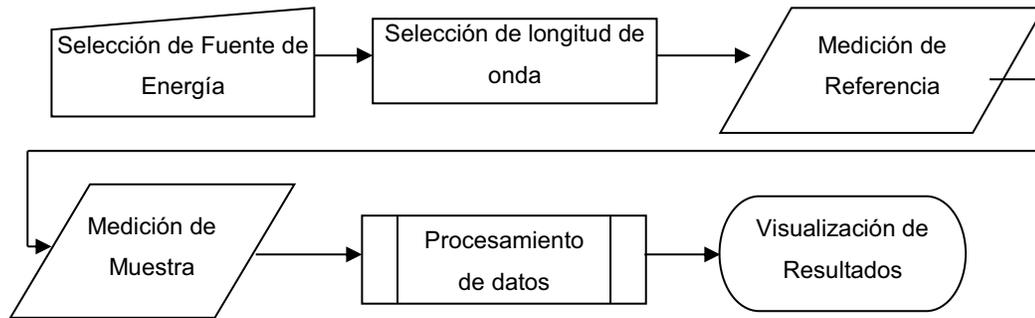


Fuente: GUEDEA, Guadalupe. Espectrofotometría. [www.ilustrados.com](http://www.ilustrados.com). Consulta: 15 de agosto de 2012.

Para realizar la automatización de la medición de un fotómetro se debe considerar la secuencia de los elementos que comprenden dicho proceso. Desde el punto de vista operativo, el primer paso es seleccionar la fuente de luz y longitud de onda a la que se va a realizar la medida.

Se mide primero la absorbancia del disolvente (conocido como blanco) y al que se le asigna el valor de cero mediante el ajuste del mando, de forma que la intensidad incidente y transmitida sean iguales ( $I_o = I_t$ ), y por tanto la absorbancia es cero. A continuación se pone en la cubeta la muestra y se lee la absorbancia de ésta.

Figura 7. **Secuencia de medición de fotómetro**



Fuente: elaboración propia.

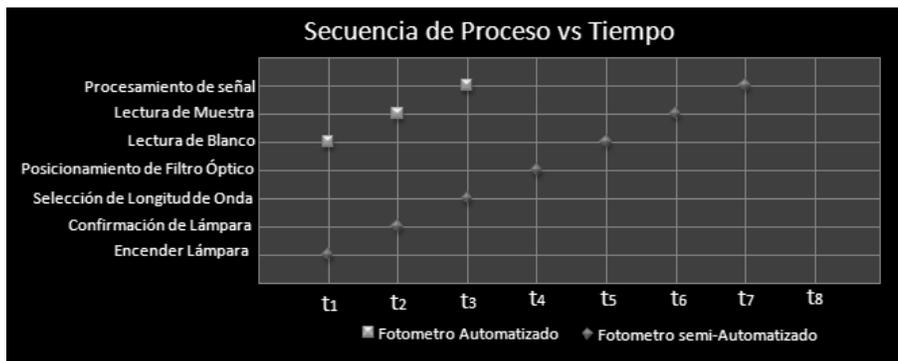
En un sistema fotométrico semi-automatizado se requiere la confirmación de cada una de las etapas del proceso que se desarrolla, lo cual da un resultado mayor en tiempo de análisis por muestra.

Cuando se requiere de una automatización completa de un proceso, es necesario recortar las confirmaciones las cuales ocasionan un retraso en el análisis y desarrollar un sistema que maneje estas confirmaciones de manera automática y exacta, obteniendo así un tiempo de análisis corto y con resultados confiables, esto se logra mediante la adquisición y procesamiento de datos de una manera eficiente.

En el diagrama a bloques de la figura 7 se puede observar que en cada uno de los pasos se requiere un tiempo de confirmación que en los sistemas semi-automatizados vienen dados por la decisión del operador del instrumento, luego de la espera de la confirmación prosigue el tiempo de ejecución de la instrucción, el cual involucra el procesamiento y la ejecución física mecánica.

En el sistema Dimension® RxLMax® de Siemens, se anula el tiempo de confirmación y el tiempo de ejecución física mecánica, los cuales se desarrollan continuamente y se realiza la adquisición de datos constantemente para luego analizar por medio de procesamiento de datos, lo que conduce a la optimización de estos 3 pasos óptimos; en la figura 8 se observa la diferencia de tiempo empleado para dos tipos de fotómetros.

Figura 8. **Gráfica de proceso de fotómetro**



Fuente: elaboración propia. (Captura de pantalla).

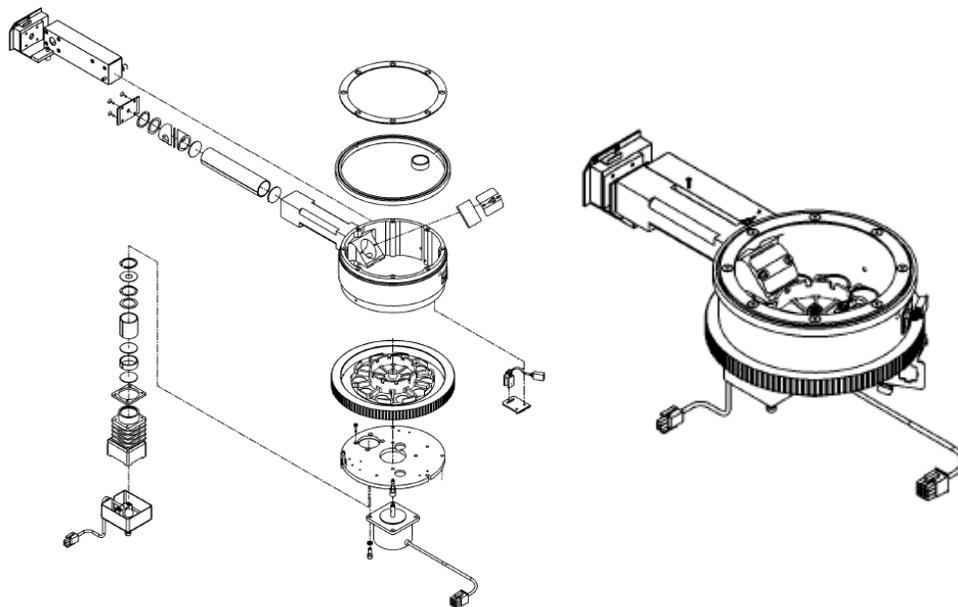
### 2.2.1. Sistema de medición

El sistema de medición del instrumento Dimension® RxLMax®, consta de 2 partes generales, una parte física que es la que contiene cada uno de los elementos necesarios para la medición y una parte de control, que es la encargada de coordinar y dirigir las acciones de cada parte física de manera automática.

### 2.2.2. Estructura física

La estructura física móvil con capacidad de realizar un desplazamiento angular en ambos sentidos CW *ClockWise* y CCW *CounterClockWise*. Se traslada alrededor de una estructura también móvil que se desplaza en un solo sentido y que contiene las cubetas de reacción, en donde se preparan tanto las mezclas de las muestras y reactivos como el acondicionamiento térmico para realizar la medición fotométrica conforme al método de análisis requerido.

Figura 9. Estructura mecánica de fotómetro



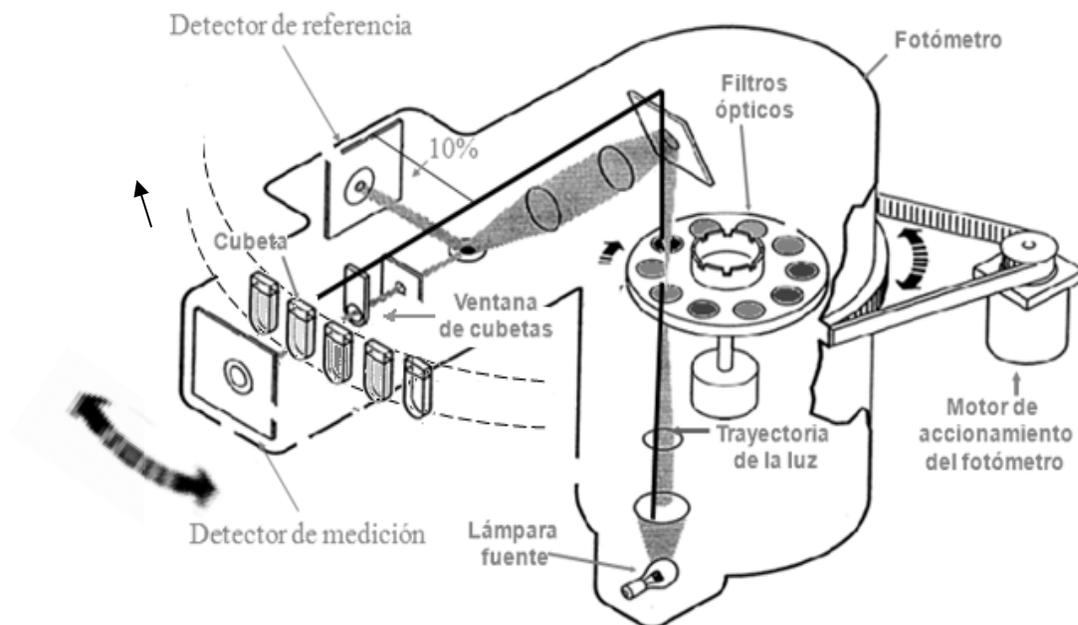
Fuente: Dade Behring Inc. Dimension® XL/RxL Assay Photometer. p. 11

El fotómetro se construye alrededor de una pieza, todos los elementos ópticos y electrónicos se sujetan a la pieza o a otras partes unidas a la misma.

Las partes físicas que componen el fotómetro son:

- Lámpara
- Lentes de condensación
- Rueda de filtros ópticos
- Detector de referencia
- Detector de medición

Figura 10. Componentes de fotómetro automatizado



Fuente: VANDERSLICE, Charles. *Measuring System, Dimension Service Training*. p. 15.

### 2.2.3. Módulo de detección

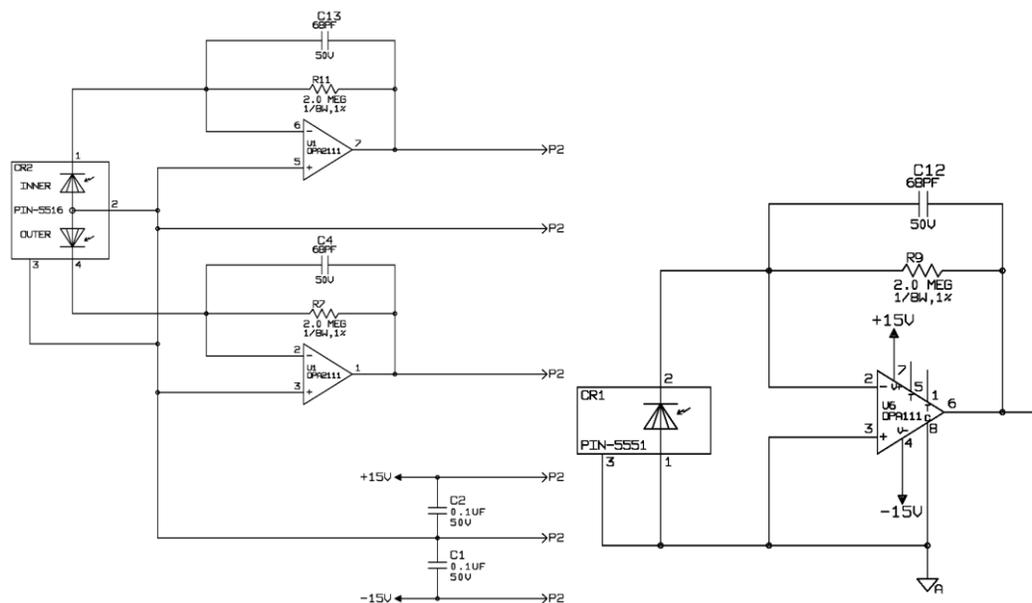
El módulo de detección contiene un fotodiodo que es el encargado de la conversión de la intensidad del haz de luz en corriente eléctrica. Existe un fotodiodo para cada detector referencia y medición. El detector de medición de la muestra, el detector de referencia, tres amplificadores de corriente a voltaje, 2

convertidores de voltaje a frecuencia se encuentran en la tarjeta de fotodiodo la cual está ubicada en el mismo fotómetro.

La tarjeta del fotodiodo genera 2 señales (referencia y medición) en la forma de un tren de pulsos con un rango de frecuencia nominal de 10 – 150 kHz. Cada una de las señales la representa la corriente, la cual es proporcional a la intensidad de luz de cada fotodiodo con un desplazamiento de 10 kHz aproximadamente.

En el caso de la medición de la señal de la muestra, el fotodiodo consiste en 2 anillos concéntricos (interior y exterior). El fotodiodo exterior puede ser sumado con el fotodiodo interior para producir una señal combinada.

Figura 11. Esquemas de circuitos de módulo de detección



Fuente: Dade Behring Inc. *Schematic Diagram Photodiode BD XL*. p. 12.

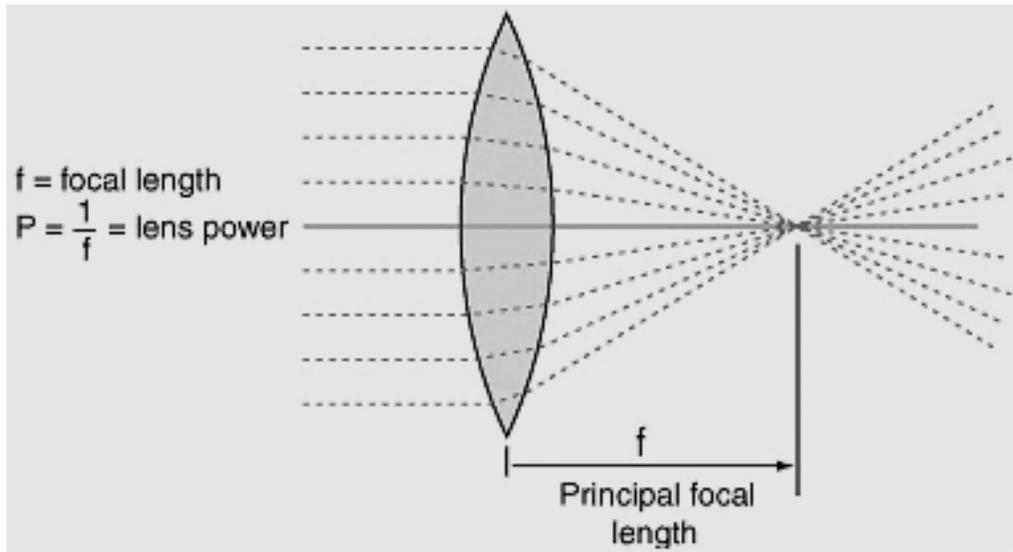
En la figura 11 se muestra el esquema de la tarjeta del fotodiodo, la cual genera 2 señales (referencia y medición) en la forma de un tren de pulsos con un rango de frecuencia nominal de 10 – 150 kilo Hertz. Cada una de las señales la representa la corriente, la cual es proporcional a la intensidad de luz de cada fotodiodo, con un desplazamiento de 10 kilo Hertz aproximadamente.

En el caso de la medición de la señal de la muestra, el fotodiodo consiste en 2 anillos concéntricos (interior y exterior). El fotodiodo exterior puede ser sumado con el fotodiodo interior para producir una señal combinada.

#### **2.2.4. Lentes de condensación**

La función de los lentes de condensación, es concentrar el haz de luz hacia un punto específico y conservar una trayectoria definida y constante. El primer lente colecta aproximadamente 83 por ciento de la luz proveniente del filamento de la lámpara, concentra la energía en un haz de luz y refleja hacia el filtro óptico la mitad de la energía colectada, es decir, un 41,6 por ciento de la energía proveniente de la lámpara. La luz se reduce en un haz de 41 por ciento el área de la lámpara para concentrar la energía a través del área efectiva del filtro óptico y para evitar interferencias de señales ópticas provenientes del contorno del filtro. Luego de pasar por el filtro óptico se realiza una magnificación de 2X.

Figura 12. **Comportamiento de luz en lente de condensación**



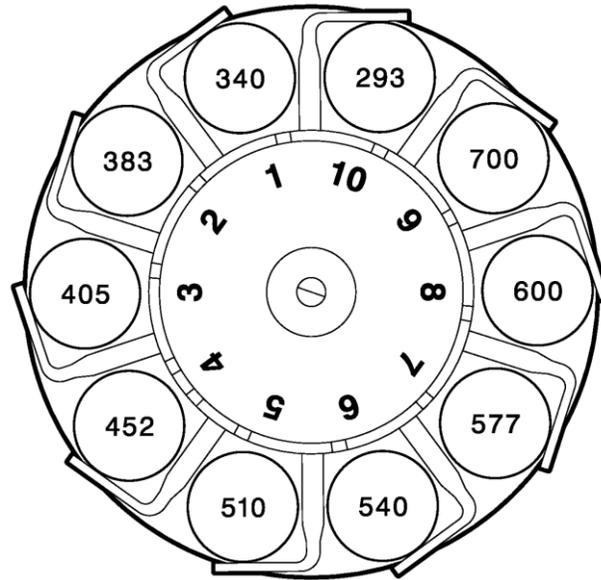
Fuente: Dade Behring Inc. Dimension® XL/RxL Service. p. 2.

### 2.2.5. **Rueda de filtros ópticos**

La función principal del fotómetro, es proveer de energía óptica adecuada según el análisis que se está realizando, esto lo realiza por medio de la selección de la longitud de onda que se establece en el método. Las diferentes longitudes de onda se consiguen por medio de filtros ópticos, los cuales están situados en una rueda que los sostiene mientras ellos giran dentro y fuera del haz de luz.

La rueda de filtros es una estructura movable montada sobre un motor paso a paso de 1,8 grados hace girar la rueda de filtros a una velocidad media de 150 revoluciones por minuto controlado por el sistema electrónico fotométrico.

Figura 13. Rueda de filtros

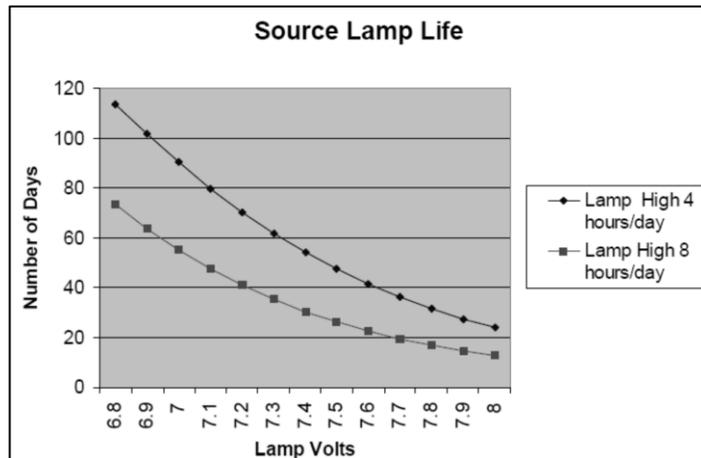


Fuente: Dade Behring Inc. Dimension® XL/RxL Filter Wheel Photometer. p. 25.

### 2.2.6. Fuente de energía óptica

Es una lámpara halógena de tungsteno. Opera con una corriente de 6,5 amperios (6,8 voltios) esta provee una medición de absorbancia de referencia cero mayor de 1 microamperio en cualquier longitud de onda. Para prolongar la vida de la lámpara de halógeno durante la inactividad el sistema de control reduce la corriente a 5,4 amperios (5,7 voltios). Por estimar la vida de la lámpara se asume que el instrumento opera 8 horas por día y se mantiene inactivo el resto del día.

Figura 14. **Gráfica tiempo de vida de fuente de luz**



Fuente: DadeBehring Inc. Dimension® XL/RxL Service Manual. p. 16

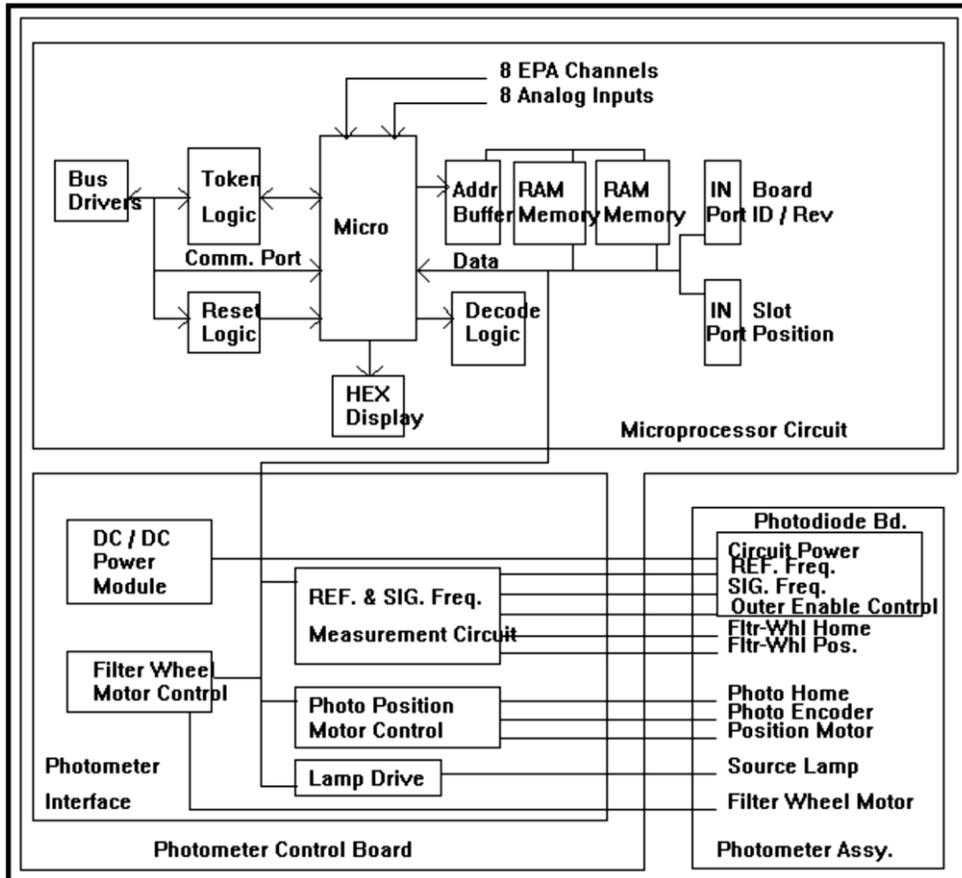
### 2.3. Estructura de control

La estructura de control, es la encargada de dar indicaciones a las diferentes partes mecánicas para realizar cada uno de los movimientos y acciones. Existe también la etapa de procesamiento de datos, la cual es la encargada de obtener datos, analizarlos, transformarlos en información adecuada y transmitirlos al sistema de control de software para finalizar el proceso general.

El sistema electrónico fotométrico de control automático se divide y enumera a continuación, y se ilustra en la figura 16.

- Medición de la absorbancia
- Control de fuente de energía óptica
- Control de rueda de filtros
- Control de posición del fotómetro

Figura 15. Diagrama de fotómetro



Fuente: DadeBehring Inc. Dimension® XL/RxL Service Manual. p. 28.

### 2.3.1. Medición de absorbancia

El sistema electrónico de medición de absorbancia, se origina luego que la tarjeta de fotodiode compuesta por dos detectores, amplificadores de corriente a voltaje y convertidores de voltaje a frecuencia realizan la tarea de convertir la intensidad del haz de luz en un tren de pulsos con frecuencia variable como se representa en la figura 15.

Figura 16. **Sistema de medición de absorbancia**



Fuente: Dade Behring Inc. Dimension® XL/RxL Service Manual. p. 28

Las señales de referencia y de medición que provienen de la tarjeta del fotodiodo son medidos por el microprocesador. La absorbancia es calculada mediante la Ley de Beer-Lambert usando la siguiente ecuación:

$$A = \log \left( \frac{F_m - F_{mos}}{F_r - F_{ros}} \right)$$

Donde:

$F_m$  = frecuencia de la señal de medición

$F_{mos}$  = *offset* de la señal de medición (medición sin luz)

$F_r$  = frecuencia de la señal de referencia

$F_{ros}$  = frecuencia *offset* de la señal de referencia (medición sin luz)

No existe amplificador logarítmico, la división y la función logarítmica se realiza en el programa del microprocesador. El rango de frecuencia validas, es de 8 500 a 120 000 Hertz.

El microprocesador mide las señales simultáneamente y en sincronización con el sensor de inicio de la rueda de filtro y las señales de posición a una resolución de una parte en 56 000 (aproximadamente 16 *bits*). El pulso de

posición inicia la medición de la frecuencia durante 14 microsegundos. Un pulso en la señal de inicio indica la posición del filtro de 293 nanómetros el cual permite al microprocesador asociar los 10 pulsos de posiciones con los 10 filtros.

### 2.3.2. Control de fuente de energía óptica

El circuito de control de la lámpara, realiza la función de indicar el modo de operación, monitorear y realizar un *test* periódicamente. Existen 3 modos de operación de la fuente de energía óptica *LOW/HIGH/OFF*. La configuración de los modos de operación se realiza por medio de un circuito de control que utiliza un regulador de corriente de tipo interruptor.

Figura 17. **Modo de operación de fuente de luz**

<b>Modo de operación</b>	<b>Corriente de lámpara (amperios)</b>
LOW	5,5 +/- 0,2 A
HIGH	6,5 +/- 0,2 A
OFF	<0,2 A

Fuente: Dade Behring Inc. *Dimension® XL/RxL Service Manual*. p. 25.

El nivel de operación LOW, es habilitado por una señal proveniente del sistema de control de software cuando el instrumento está en inactividad (*standby*), en este modo de operación la corriente de la lámpara es reducida a 5,4 amperios y 5,7 voltios con el fin de prolongar la vida de la lámpara.

El nivel de operación *high*, es utilizado cuando el instrumento está realizando el análisis de un método y es activado luego de recibir la orden de correr método (*run*) desde el software de manejo. El ciclo de fabricación de cubeta que tiene 7,2 segundos de duración permite que la lámpara estabilice el nivel energía necesaria para realizar la medición fotométrica. Opera con una corriente de 6,5 amperios (6,8 voltios).

El modo de operación *off*, es utilizado únicamente para realizar la calibración de la corriente oscura de los fotodiodos que cuantifica la señal de desplazamiento (*offset*), la cual es considerada para el cálculo de la absorbancia. Esta operación establece la absorbancia cero, en dicho ajuste es necesario eliminar la fuente de luz para determinar el porcentaje de señal de interferencia externa a la lámpara halógena. El rango valido para la señal de *offset* es 8 500 a 11 000 Hertz y se realiza para ambos detectores.

El circuito de control de la lámpara permite monitorear la corriente de operación por medio del microprocesador, además el voltaje de la lámpara puede ser también monitoreado en conjunto con la corriente para realizar un diagnóstico, si existe alguna falla. Si el voltaje de la lámpara es mayor a 22 voltios la lámpara se encuentra en circuito.

Tanto el *test* de corriente y de voltaje se realiza en un intervalo de frecuencia de 1 Hertz. La lectura del *test* se despliega en un campo en la pantalla de control y diagnóstico en el software de manejo.

### **2.3.3. Control de rueda de filtros ópticos**

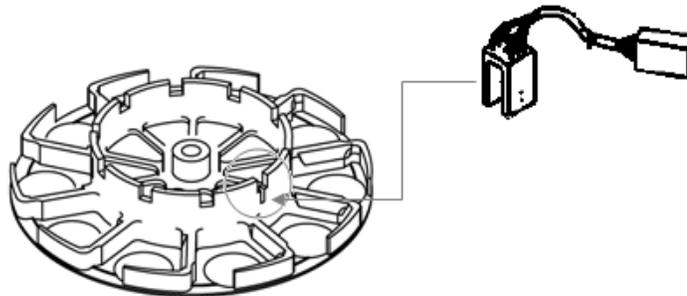
El sistema electrónico de la rueda de filtros, es la encargada realizar el control sobre la velocidad de giro, sincronización y posición de la estructura que sostiene cada uno de los filtros ópticos de diferente longitud de onda.

El movimiento circular de la rueda de filtros se consigue por medio de un motor paso a paso de 1,8 grados, que permite girar a una velocidad media de 150 revoluciones por minuto. La velocidad se monitorea por medio de un sensor dual ubicado en la posición número 1.

Este sensor dual, es una estructura con un doble sensor del tipo óptico emisor-detector, el sensor inferior permite detectar la posición de inicio que sirve para medir la velocidad de centrifugación por medio del tiempo que dura una revolución, es decir, el tiempo en que transcurre luego del cambio de estado en este sensor. El microprocesador comprueba el tiempo del pulso del sensor de filtros para garantizar que la rueda de filtros no ha perdido sincronización.

El sensor superior permite conocer la posición del filtro en el que se encuentra realizando la medición, las lecturas de los filtros comienzan una vez que se ha detectado la posición del filtro individual en lugar de después de que se haya detectado el sensor de inicio. El microprocesador realiza un seguimiento de cada filtro frente a la posición de inicio del sensor. En la figura 18 se ilustra la rueda de filtros ópticos y el sensor de inicio (*home*) para la detección.

Figura 18. **Rueda de filtros y sensor óptico**



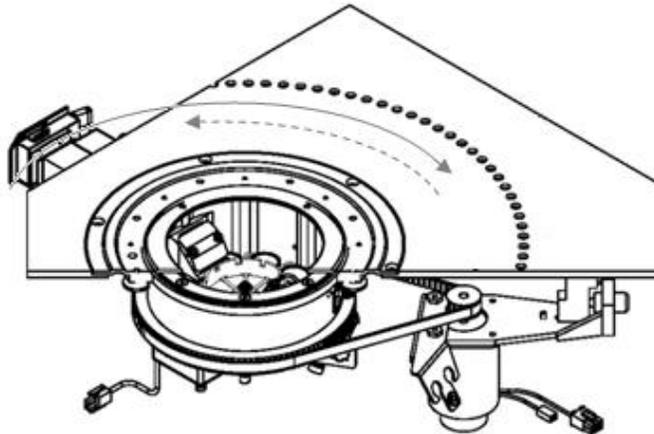
Fuente: Dade Behring Inc. Dimension® XL/RxL Filter Wheel Photometer. p. 46.

Como será evidente, velocidad de rotación se limita a 150 revoluciones por minuto, debido a la interrelación entre el tamaño del haz, tiempo de conversión analógico/digital (A/D) y la velocidad de rotación. La tarjeta de control del fotómetro integra la señal de 14 milisegundos a raíz de un retraso de 5,75 milisegundos después del flanco de subida del pulso posición. El retraso permite centrar el tiempo de integración en medio de la superficie útil del filtro.

#### **2.3.4. Control de posición del fotómetro**

El fotómetro, es una estructura de una sola pieza sobre la cual se unen todos los elementos ópticos y electrónicos necesarios para la medición fotométrica. Esta estructura tiene la capacidad de realizar un desplazamiento angular en ambos sentidos *CW ClockWise* y *CCW CounterClockWise*.

Figura 19. **Movimiento de estructura de fotómetro**



Fuente: DadeBehring Inc. Dimension® XL/RxL Service Manual. p. 7

El fotómetro se traslada de una cubeta a otra por medio de un motor paso a paso, el cual está acoplado con un engranaje dentado de 14 dientes, este engranaje se une por medio de una banda de caucho a otro engranaje dentado de 112 dientes acoplado a la estructura que sostiene el fotómetro. Esta unión produce una relación 8:1, la cual proporciona la resolución de los pasos dinamométricos y angulares necesaria para la precisión del método.

400 pasos completan una revolución del motor paso a paso, un paso en el motor representa 0,01767 pulgadas de movimiento en el anillo que transporta las cubetas de medición.

Cuando el instrumento se encuentra inactivo (*standby*) el sistema electrónico de control de posicionamiento coloca el fotómetro en reposo en la posición 11 antes de la dispensación de la muestra. La indicación que se

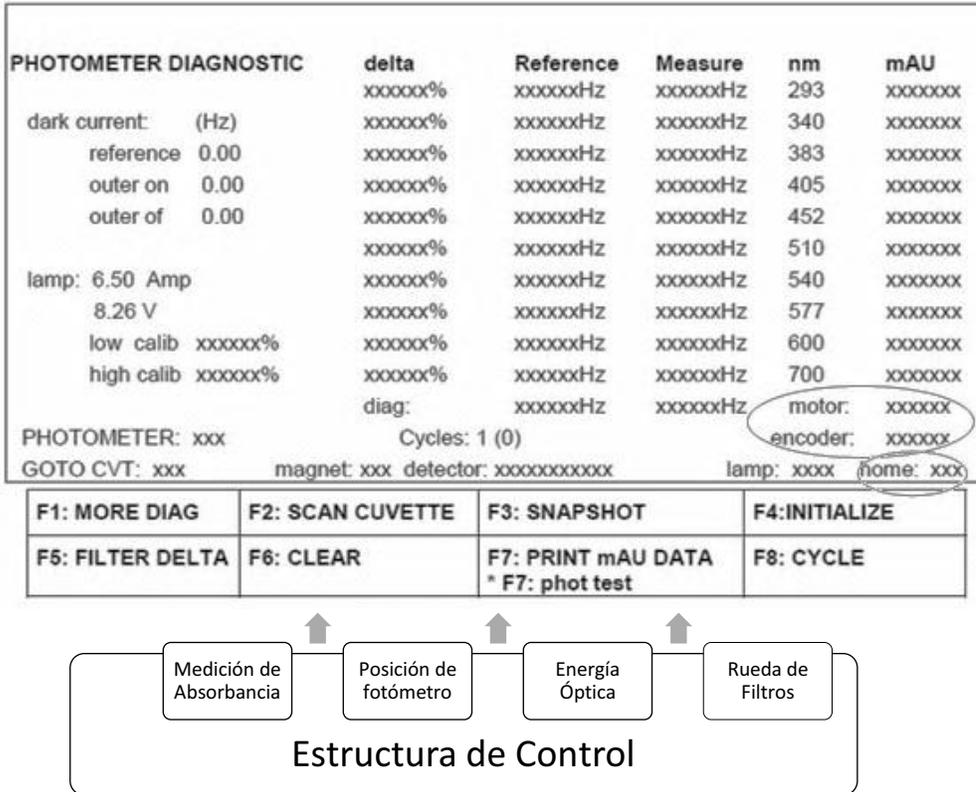
encuentra en esta ubicación se realiza por medio de la interrupción de un sensor óptico instalado en la placa base.

La verificación de la posición del fotómetro se realiza por medio de un elemento Encoder, que es el encargado de enviar al sistema la ubicación física del fotómetro.

Motor: XXYY= indica la posición del motor del brazo fotométrico  
XX = cubeta en la que se ubica el fotómetro = -11 a 63  
YY = posición en la que se ubica el fotómetro dentro de la cubeta = -15 a +15; 32 pasos por cubeta  
Encoder: XXYY= indica el valor del Encoder del brazo fotométrico el cual es actualizado a razón de 1 Hz  
Home: ON/OFF= indica el estado de sensor de inicio (*Home sensor*)

Toda la información de las acciones realizadas por el microprocesador de 16 bits, se transmite a través de una señal con interfaz RS 422/Token. La cual es procesada por el software de manejo que es el encargado de seleccionar los datos necesarios para el desarrollo del método, así como también desechar los datos no procesados provenientes de mediciones de los detectores de referencia y muestra, en la figura 19 se encuentra la información manejada por el *software* provenientes del sistema de mediciones físicas.

Figura 20. Pantalla de diagnóstico fotométrico



Fuente: Dade Behring Inc. Dimension® XL/RxL Service Manual. p. 17

### **3. SISTEMA ROBÓTICO DE POSICIONAMIENTO Y MUESTREO**

Durante un análisis bioquímico el manejo de material biológico implica un gran riesgo para el personal encargado de la preparación de las muestras, el posible contagio de cualquier enfermedad por medio del contacto accidental o por una mala manipulación del material proporcionado por un paciente, hace tener la necesidad de delegar esta tarea a un mecanismo programado que reproduzca la manipulación y operaciones realizadas por seres humanos.

El robot ha llegado a ser una de las herramientas más completas desarrollada por el hombre, la real academia de la lengua española lo ha definido como una máquina o ingenio electrónico programable, capaz de manipular objetos y realizar operaciones antes reservadas sólo a las personas. Una de las principales funciones de los robots radica en reproducir capacidades de los organismos vivos con aplicaciones de exploración, transporte y en los últimos años como asistencia médica.

En este capítulo se estudiara la aplicación de los sistemas robóticos enfocado a la automatización de los procesos bioquímicos con fines de diagnóstico clínico.

#### **3.1. Sistemas robóticos**

Todos los robots, son sistemas, es decir, constan de componentes que forman un todo. El sistema robótico se puede analizar de lo general a lo particular utilizando el análisis sistemático.

Los robots tienen las siguientes unidades funcionales principales:

- Estructura mecánica
- Transmisiones
- Sistema de accionamiento (actuadores)
- Sistema sensorial (sensores)
- Elementos terminales
- Sistema de control (controlador)

### **3.1.1. Morfología**

Un sistema robótico está típicamente formado por una serie de elementos unidos mediante articulaciones que permiten un movimiento relativo entre cada dos eslabones consecutivos. Este movimiento es producido por los actuadores. El último elemento se denomina elemento terminal. El movimiento necesario para trasladarse de la posición inicial hacia el objetivo final define la morfología del robot.

#### **3.1.1.1. Tipos de configuraciones morfológicas**

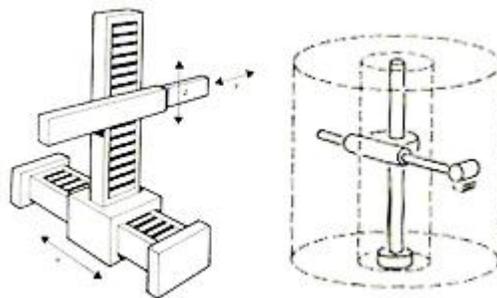
La estructura del manipulador y la relación entre sus elementos, proporcionan una configuración mecánica, que da origen al establecimiento de los parámetros que hay que conocer para definir la posición y orientación del elemento terminal.

Fundamentalmente, existen 4 estructuras clásicas en los manipuladores, que se relacionan con los correspondientes modelos de coordenadas en el espacio y que se citan a continuación: cartesianas, cilíndricas, esféricas, angulares.

Cartesiana: esta configuración se usa bien cuando un espacio de trabajo es grande y debe cubrirse. Posee 3 movimientos lineales, es decir, tiene 3 grados de libertad, los cuales corresponden a los movimientos localizados en los ejes X, Y y Z.

Cilíndrica: el robot tiene un movimiento de rotación sobre una base, una articulación prismática para la altura, y una prismática para el radio. Este robot ajusta bien a los espacios de trabajo redondos. Puede realizar dos movimientos lineales y uno rotacional, o sea, que presenta tres grados de libertad.

Figura 21. (a) Configuración cartesiana (b) Configuración cilíndrica



Fuente: [http://cfievalladolid2.net/tecnoc/cyr\\_01/robotica/sistema/morfologia.htm](http://cfievalladolid2.net/tecnoc/cyr_01/robotica/sistema/morfologia.htm). Consulta 15 de enero de 2012.

### 3.1.2. Estructura mecánica

La estructura metálica, es la parte física que permitirá realizar los movimientos necesarios y definidos por la morfología de diseño. El diseño físico del sistema robótico conlleva a definir la mejor forma estructural del movimiento, tanto en material, velocidades y fuerza.

Para realizar dicho diseño se necesita conocer los movimientos requeridos para realizar la tarea por la cual se desarrollará el sistema robótico, es decir, el número de variables que se necesitan para definir la posición final de un sistema, este concepto se define por los grados de libertad.

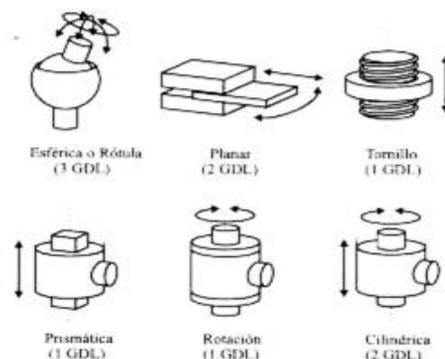
### 3.1.2.1. Grados de libertad

Cada uno de los movimientos independientes que puede realizar cada articulación con respecto a la anterior. El número de GDL del robot viene dado por la suma de los GDL de las articulaciones que lo componen. Los grados de libertad equivalen al número de parámetros independientes que fijan la situación del elemento terminal.

El movimiento de la articulación puede ser:

- De desplazamiento
- De giro
- Combinación de ambos

Figura 22. Distintos tipos de articulaciones en sistemas robóticos



Fuente: [http://cfievalladolid2.net/tecno/cyr\\_01/robotica.htm](http://cfievalladolid2.net/tecno/cyr_01/robotica.htm). Consulta: 15 de enero de 2012.

### 3.1.2.2. Transmisiones

Las transmisiones, son los elementos encargados de transmitir el movimiento desde los actuadores hasta las articulaciones. Se incluirán junto con las transmisiones a los reductores, encargados de adaptar el par y la velocidad de la salida del actuador a los valores adecuados para el movimiento de los elementos del robot. Es de esperar que un buen sistema de transmisión cumpla con una serie de características básicas:

- Debe tener un tamaño y peso reducido
- Se ha de evitar que presente juegos u holguras considerables
- Se deben buscar transmisiones con gran rendimiento

Aunque no existe un sistema de transmisión específico para los robots, sí existen algunos usados con mayor frecuencia, y que se mencionan en la tabla siguiente. La clasificación se ha realizado sobre la base del tipo de movimiento posible en la entrada y la salida: lineal o circular.

Tabla VII. **Sistemas de transmisión**

<b>Sistemas de transmisión para robots</b>			
<b>Entrada-Salida</b>	<b>Denominación</b>	<b>Ventajas</b>	<b>Inconvenientes</b>
Circular-Circular	Engranaje Correa dentada Cadena Paralelogramo Cable	Pares altos Distancia grande Distancia grande	Holguras Ruido Giro limitado Deformabilidad
Circular-Lineal	Tornillo sin fin Cremallera	Poca holgura Holgura media	Rozamiento Rozamiento
Lineal-Circular	Paralelogramo articulado Cremallera	Holgura media	Control difícil Rozamiento

Fuente: [http://cfievalladolid2.net/tecno/cyr\\_01/robotica.htm](http://cfievalladolid2.net/tecno/cyr_01/robotica.htm). Consulta: 15 de enero de 2012.

En esta tabla también quedan reflejadas algunas ventajas e inconvenientes propios de algunos sistemas de transmisión. Entre ellas cabe destacar la holgura o juego. Es muy importante que el sistema de transmisión a utilizar no afecte al movimiento que transmite, ya sea por el rozamiento inherente a su funcionamiento o por las holguras que su desgaste pueda introducir. También hay que tener en cuenta que el sistema de transmisión sea capaz de soportar un funcionamiento continuo a un par elevado y, de ser posible, entre grandes distancias.

### **3.1.3. Sistema de accionamiento**

Los actuadores tienen como misión, generar el movimiento de los elementos del robot según las órdenes dadas por la unidad de control. Se clasifican en tres grandes grupos, según la energía que utilizan:

- Neumáticos
- Hidráulicos
- Eléctricos

Los actuadores neumáticos, utilizan el aire comprimido como fuente de energía y son muy indicados en el control de movimientos rápidos, pero de precisión limitada. Los motores hidráulicos, son recomendables en los manipuladores que tienen una gran capacidad de carga, junto a una precisa regulación de velocidad. Los motores eléctricos, son los más utilizados, por su fácil y preciso control, así como por otras propiedades ventajosas que establece su funcionamiento, como consecuencia del empleo de la energía eléctrica.

Cada uno de estos sistemas presenta características diferentes, siendo preciso evaluarlas a la hora de seleccionar el tipo de actuador más conveniente. Las características a considerar son, entre otras:

- Potencia
- Peso y volumen
- Precisión
- Velocidad
- Mantenimiento
- Coste

### **3.1.3.1. Actuadores eléctricos**

Las características de control, sencillez y precisión de los accionamientos eléctricos han hecho que sean los más usados en los sistemas robóticos actuales. Dentro de los actuadores eléctricos pueden distinguirse 3 tipos diferentes:

- Motores de corriente continua (DC). Servomotores
- Motores paso a paso
- Motores de corriente alterna (AC)

#### **3.1.3.1.1. Motores paso a paso**

Los motores paso a paso, generalmente no han sido considerados dentro de los accionamientos industriales, debido principalmente a que los pares para los que estaban disponibles eran muy pequeños y los pasos entre posiciones consecutivas eran grandes. En los últimos años se han mejorado notablemente sus características técnicas, especialmente en lo relativo a su control, lo que ha

permitido fabricar motores paso a paso capaces de desarrollar pares suficientes en pequeños pasos para su uso como accionamientos industriales.

Existen 2 tipos de motores paso a paso:

- De imanes permanentes
- De reluctancia variable
- Híbridos

Imanes permanentes: el rotor, que posee una polarización magnética constante, gira para orientar sus polos de acuerdo al campo magnético creado por las fases del estator.

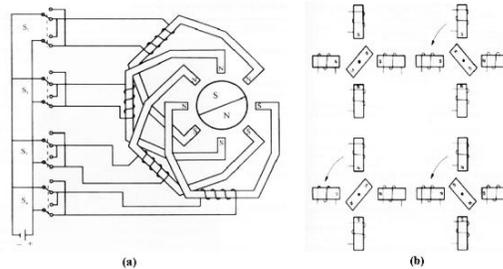
Reluctancia variable: el rotor está formado por un material ferromagnético que tiende a orientarse de modo que facilite el camino de las líneas de fuerza del campo magnético generado por las bobinas de estator.

Los híbridos combinan el modo de funcionamiento de los 2 tipos anteriores.

Para simplificar el control de estos motores existen circuitos especializados que a partir de 3 señales (tren de pulsos, sentido de giro e inhibición) generan, a través de una etapa lógica, las secuencias de pulsos que un circuito de conmutación distribuye a cada fase.

A continuación se muestran las configuraciones bipolar y unipolar respectivamente:

Figura 23. **(a) Esquema de motor paso a paso (b) Esquema de funcionamiento de motores paso a paso**



Fuente: [http://cfievalladolid2.net/tecno/cyr\\_01/robotica.htm](http://cfievalladolid2.net/tecno/cyr_01/robotica.htm). Consulta: 15 de enero de 2012.

Su principal ventaja con respecto a los servomotores tradicionales, es su capacidad para asegurar un posicionamiento simple y exacto. Pueden girar además de forma continua, con velocidad variable, como motores síncronos, ser sincronizados entre sí, obedecer a secuencias complejas de funcionamiento, etc. Se trata al mismo tiempo de motores muy ligeros, fiables, y fáciles de controlar, pues al ser cada estado de excitación del estator estable, el control se realiza en bucle abierto, sin la necesidad de sensores de realimentación.

Entre los inconvenientes se puede citar que su funcionamiento a bajas velocidades no es suave, y que existe el peligro de pérdida de una posición por trabajar en bucle abierto. Tienden a sobrecalentarse trabajando a velocidades elevadas y presentan un límite en el tamaño que pueden alcanzar.

Su potencia nominal es baja y su precisión (mínimo ángulo girado) llega típicamente hasta 1,8 grados. Se emplean para el posicionado de ejes que no precisan grandes potencias o para sistemas robóticos pequeños.

### **3.1.4. Sistema sensorial**

Para conseguir que un robot realice su tarea con la adecuada precisión, velocidad e inteligencia, será preciso que tenga conocimiento tanto de su propio estado como del estado de su entorno. La información relacionada con su estado (fundamentalmente la posición de sus articulaciones) la consigue con los denominados sensores internos, mientras que la que se refiere al estado de su entorno, se adquiere con los sensores externos

#### **3.1.4.1. Sensores internos**

El objetivo de los sensores internos, es obtener datos acerca del estado del sistema robótico, entre los datos que se desean conocer acerca del estado del robot, esta la posición en la que se encuentra, la velocidad con la cual está trabajando y la presencia en un determinado punto fijo.

##### **3.1.4.1.1. Sensores de posición**

Para el control de posición angular se emplean fundamentalmente los denominados *encoders* ya que indican la posición en la que se encuentra un elemento del sistema robótico.

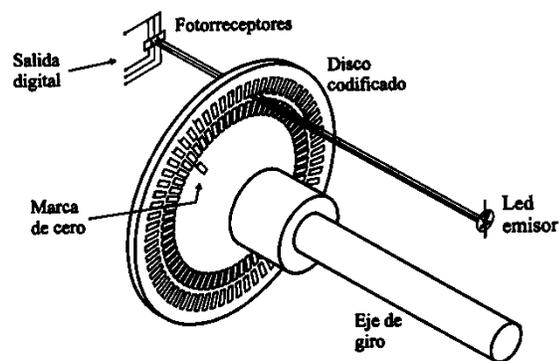
- *Encoders*

Los codificadores ópticos o encoders incrementales constan, en su forma más simple, de un disco transparente con una serie de marcas opacas colocadas radialmente y equidistantes entre sí, de un sistema de iluminación en el que la luz, es colimada de forma adecuada, y de un elemento fotoreceptor. El eje cuya posición se quiere medir va acoplado al disco transparente. Con esta

disposición, a medida que el eje gire se irán generando pulsos en el receptor cada vez que la luz atraviese cada marca, y llevando una cuenta de estos pulsos es posible conocer la posición del eje.

La detección del cambio de giro consiste en disponer de otra franja de marcas, desplazada de la anterior de manera que el tren de pulsos que con ella se genere esté desplazado 90 grados eléctricos con respecto al generado por la primera franja, de esta manera, se indica cuál es el sentido de giro. Es necesario además disponer de una marca de referencia sobre el disco que indique que se ha dado una vuelta completa.

Figura 24. **Estructura interna de un codificador óptico (*Encoder*) incremental**



Fuente: [http://cfievalladolid2.net/tecno/cyr\\_01/robotica/sistema/sensores.htm#posicion](http://cfievalladolid2.net/tecno/cyr_01/robotica/sistema/sensores.htm#posicion). Consulta 15 de enero de 2012.

Normalmente los sensores de posición, se acoplan al eje del motor. Considerando que en la mayor parte de los casos entre el eje del motor y el de la articulación se sitúa un reductor de relación  $N$ , cada movimiento de la articulación se verá multiplicado por  $N$  al ser medido por el sensor. Éste aumentara así su resolución, multiplicándola por  $N$ .

El funcionamiento básico de los codificadores o *encoders* absolutos es similar al de los incrementales. Se tiene una fuente de luz con las lentes de adaptación correspondientes, un disco graduado y unos fotorreceptores. En este caso, el disco transparente se divide en un número determinado de sectores (potencia de 2), codificándose cada uno de ellos según un código binario cíclico (normalmente código de Gray) que queda representado por zonas transparentes y opacas dispuestas radialmente.

No es necesario ahora ningún contador o electrónica adicional para detectar el sentido del giro, pues cada posición (sector) es codificado de forma absoluta. Su resolución es fija, y vendrá dada por el número de anillos que posea el disco graduado. Las resoluciones habituales van desde 28 a 219 bits (desde 256 a 524 288 posiciones distintas).

- Sensores de presencia

Este tipo de sensor, es capaz de detectar la presencia de un objeto dentro de un radio de acción determinado. Esta detección puede hacerse con o sin contacto con el objeto. En el segundo caso se utilizan diferentes principios físicos para detectar la presencia, dando lugar a los diferentes tipos de sensores. En el caso de detección con contacto, se trata siempre de un interruptor, normalmente abierto o normalmente cerrado según interese, actuando mecánicamente a través de un vástago u otro dispositivo.

Los detectores de presencia se utilizan en robótica principalmente como auxiliares de los detectores de posición, para indicar los límites de las articulaciones y permitir localizar la posición de referencia de cero de éstos en el caso de que sean incrementales.

### **3.1.4.2. Sensores externos**

La detección externa, se utiliza para el guiado del robot, así como para la manipulación e identificación de objetos. Los sensores de estado externo pueden clasificarse también como sensores de:

- Contacto y no contacto

Como su nombre lo indica, la primera clase de sensores responde al contacto físico, tal como el tacto, deslizamiento y torsión. Los sensores de no contacto se basan en la respuesta de un detector a las variaciones en la radiación electromagnética o acústica.

La detección de proximidad y el tacto están asociados con fases terminales de agarre del objeto

#### **3.1.4.2.1. Detección de proximidad**

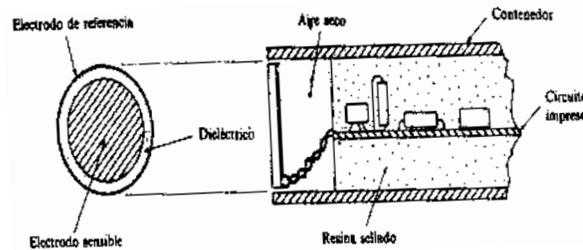
Los sensores de proximidad suelen tener una salida binaria que indica la presencia de un objeto dentro de un intervalo de distancia especificado. En condiciones normales, los sensores de proximidad se utilizan en robótica para un trabajo en campo cercano en relación a agarrar o evitar un objeto.

#### **3.1.4.2.2. Sensores capacitivos**

Los sensores capacitivos, son potencialmente capaces (con diversos grados de sensibilidad) de detectar todos los materiales sólidos y líquidos. Como su nombre indica, estos sensores están basados en la detección de un

cambio en la capacidad inducido por una superficie que se lleva cerca del elemento sensor.

Figura 25. **Estructura de sensor capacitivo**



Fuente: [http://cfievalladolid2.net/tecno/cyr\\_01/robotica/sistema/sensores.htm#posicion](http://cfievalladolid2.net/tecno/cyr_01/robotica/sistema/sensores.htm#posicion). Consulta 15 de enero de 2012.

El elemento sensor, es un condensador constituido por un electrodo sensible y un electrodo de referencia. Estos electrodos pueden ser, por ejemplo, un disco y un anillo metálicos separados por un material dieléctrico. Una cavidad de aire seco se suele colocar detrás del elemento capacitivo para proporcionar aislamiento. El resto del sensor está constituido por circuitos electrónicos que pueden incluirse como una parte integral de la unidad, en cuyo caso suelen estar embebidos en una resina para proporcionar soporte mecánico y sellado.

Hay varios métodos electrónicos para detectar la proximidad basados en cambios de la capacidad. Uno de los más simples incluye el condensador como parte de un circuito oscilador, diseñado de modo que la oscilación se inicie solamente cuando la capacidad del sensor sea superior a un valor umbral preestablecido. La iniciación de la oscilación se traduce luego en una tensión de

salida, que indica la presencia de un objeto. Este método proporciona una salida binaria, cuya sensibilidad de disparo dependerá del valor umbral

### **3.1.5. Elementos finales**

El elemento final representa la herramienta especial que permite al robot de uso general realizar una aplicación particular, y debe diseñarse específicamente para dicha aplicación. Los elementos finales más utilizados se pueden dividir en pinzas y herramientas.

Las pinzas que se utilizan para tomar un objeto, normalmente la pieza de trabajo, y sujetarlo durante el ciclo de trabajo del robot. Hay una diversidad de métodos de sujeción que pueden utilizarse, además de los métodos mecánicos obvios de agarre de la pieza entre 2 ó más dedos.

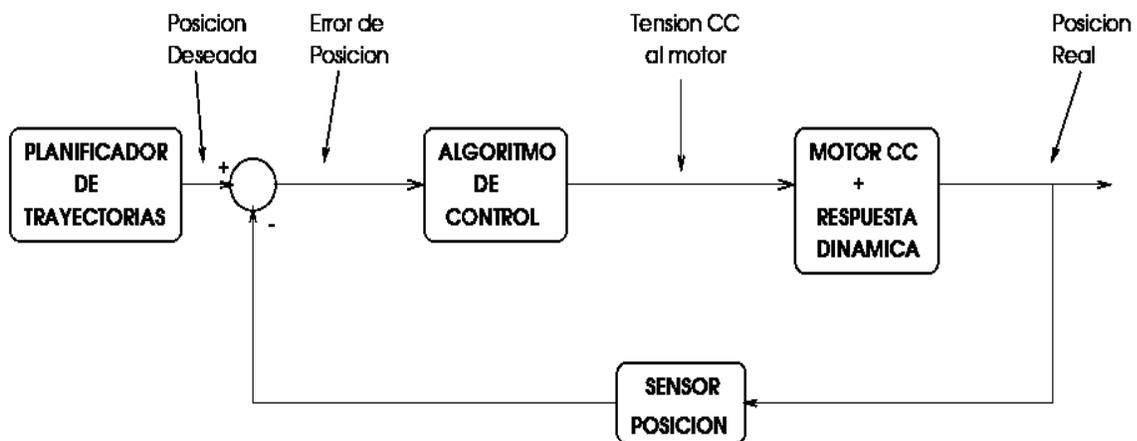
Una herramienta se utiliza como actuador final en aplicaciones en donde se exija al robot realizar alguna operación sobre la pieza de trabajo. Estas aplicaciones incluyen la soldadura por puntos, la soldadura por arco, la pintura por pulverización y las operaciones de taladro. En cada caso, la herramienta particular está unida a la muñeca del robot para realizar la operación.

### **3.1.6. Sistema de control**

El controlador o sistema de control, es el que regula cada uno de los movimientos del manipulador, las acciones, cálculos y procesado de la información. Una clasificación del sistema de control es la que distingue entre control en bucle abierto y control en bucle cerrado.

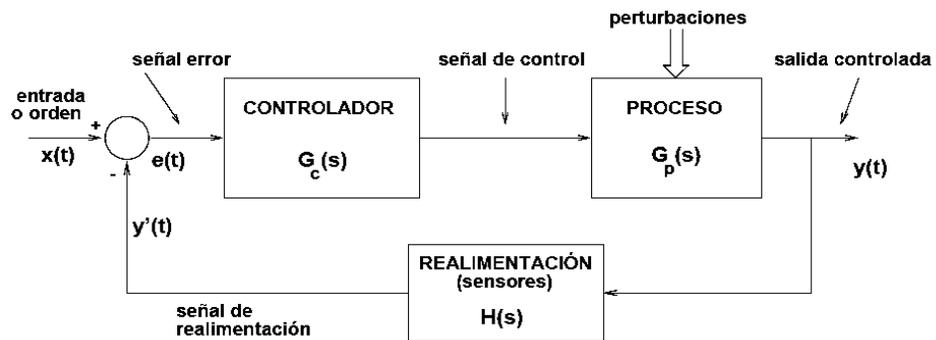
El control en bucle abierto da lugar a muchos errores, y aunque es más simple y económico que el control en bucle cerrado, no se admite en aplicaciones industriales, en las que la exactitud es una cualidad imprescindible. La inmensa mayoría de los robots que hoy día se utilizan con fines industriales se controlan mediante un proceso en bucle cerrado, es decir, mediante un bucle de realimentación. Este control se lleva a cabo con el uso de un sensor de la posición real del elemento terminal del manipulador. La información recibida desde el sensor se compara con el valor inicial deseado y se actúa en función del error obtenido de forma tal que la posición real del brazo coincida con la que se había establecido inicialmente.

Figura 26. **Control del movimiento de un brazo articulado**



Fuente: análisis y diseño de control para robots. p. 2

Figura 27. Sistema de control con retroalimentación



Fuente: análisis y diseño de control para robots. p. 2

Función de transferencia de sistema de lazo cerrado:

$$y(s) = G_c(s) G_p(s) E(s) = G_c(s) G_p(s) [(s) - H(s) Y(s)]$$

$$M(s) = \frac{Y(s)}{X(s)} = \frac{G_c(s) G_p(s)}{1 + G_c(s) G_p(s) H(s)}$$

### 3.2. Sistema de muestreo en instrumento automatizado de análisis bioquímico

En un instrumento automatizado de análisis bioquímico, una etapa esencial es el manejo de las muestras, la correcta preparación según el método previamente determinado será el factor determinante para tener la confiabilidad del resultado.

El proceso de la preparación de la muestra consiste de 2 etapas principales, la preparación de la muestra del paciente y la preparación del reactivo, el cual ocasionará una reacción química en la muestra para luego ser

leída e interpretar su resultado. Existen varios factores que se manejan en la etapa de preparación de la muestra y del reactivo, volumen adecuado según el método, si fuera necesaria la dilución, y por último la mezcla de muestra con reactivo.

El instrumento sobre el cual se estudiará la aplicación de las etapas que conforman un análisis bioquímico, es el Sistema Dimension RxL Max, el cual posee 4 estructuras robóticas para desarrollar el proceso de preparación de la muestra.

- Muestreador fotométrico
- Brazo de muestra IMT
- Brazo de reactivo 1/Brazo de reactivo 2

### 3.2.1. Muestreador fotométrico

El sistema de muestreo fotométrico, es el encargado de manipular la muestra proporcionada por el paciente (suero, sangre u orina); el objetivo primordial es trasladar el volumen necesario y en las condiciones necesarias según el método.

Figura 28. **Condiciones de prueba para muestreador fotométrico**

Condiciones de la prueba	
Volumen de la muestra	3 µL
Volumen de Reactivo 1	56 µL
Volumen de diluyente	321 µL
Temperatura de la prueba	37°C
Longitudes de onda	340 y 383 nm
Tipo de medición	punto final bicromático
Unidades	mg/dL [mmol/L]

Fuente: Dade Behring Inc. Insert and application Sheets, GLU. p. 29

El sistema de muestreo fotométrico, es un sistema robótico, el cual tiene como objetivo el reproducir la acción humana del manejo de sustancias con riegos biológico. Dichas acciones pueden variar según el método, pero en general consta de:

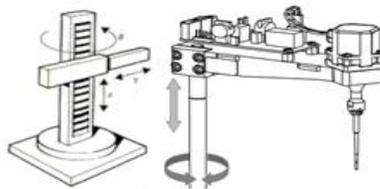
- Ubicación de muestra
- Aspirar volumen
- Trasladar
- Dispensar volumen
- Diluir (si es necesario)
- Mezclar

Las acciones de ubicación y traslado de la muestra se realizan por medio de un sistema robótico, el cual se describirá a continuación por medio del análisis sistemático.

### 3.2.2. Estructura mecánica

La estructura que permite realizar los movimientos necesarios de traslación de la muestra, está diseñada con una morfología cilíndrica.

Figura 29. **Estructura mecánica de sistema automatizado**



Fuente: Dade Behring Inc. Dimension® XL/RxL Filter Wheel Photometer. p. 25.

La combinación de un movimiento rotacional y un movimiento desplazamiento en el eje z forma una configuración de articulación cilíndrica, la cual posee 2 grados de libertad.

### **3.2.3. Transmisiones**

Debido al movimiento de las articulaciones, los elementos de transmisión, son una combinación de movimiento circular y lineal, por lo cual se ha diseñado para el movimiento circular transmisiones con engranaje y correa dentada, y para el movimiento lineal sobre el eje z, transmisión con tornillo sin fin.

Figura 30. **Estructura de movimiento**

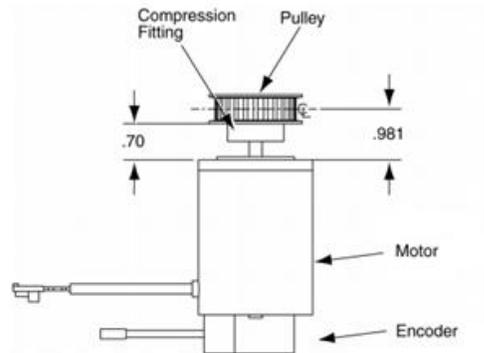


Fuente: Dade Behring Inc. Dimension® XL/RxL Filter Wheel Photometer. p. 32.

### **3.2.4. Sistema de accionamiento**

El actuador utilizado para generar el movimiento, es del tipo eléctrico, debido a sus características de control y precisión. El motor utilizado es un motor paso a paso de 1,8 grados.

Figura 31. **Motor y encoder**



Fuente: Dimension®.Photometer Drive Motor Encoder. p. 81.

### 3.2.5. Sistema sensorial (*encoders*)

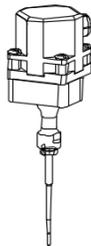
Cada microcontrolador tiene la habilidad de monitorear a un encoder de 2 canales en cuadratura. Las señales son filtradas por un circuito RC con constante de tiempo  $10 \mu\text{s}$  antes de entrar a un circuito *Schmitt Trigger* de flancos altos. Esta señal es luego enviada al microcontrolador en donde los 2 canales son usados para proveer la información de la dirección mediante la comparación de fase de las 2 señales. La cuenta real se lleva a cabo en el microcontrolador mediante el cambio de estado que se produce en ambos canales de forma acumulativa.

Para realizar el movimiento y para tener el conocimiento de la posición en la que se encuentra la estructura metálica del sistema robótico el diseño, utiliza sensores internos de posición del tipo *Encoder* absoluto. Estos tipos de sensores de posición envían una señal para indicar la posición del sistema sobre el cual van sujetos.

### **3.2.6. Elementos finales**

Debido a que la aplicación para la cual fue diseñada el sistema robótico, es del tipo clínico, el elemento final debe manejar fluidos biológicos, por esta razón posee una cánula, la cual permite manipular volúmenes de fluidos en conjunto con el sistema de control y el sistema hidráulico el cual se estudiara posteriormente.

Figura 32. **Cánula de aspiración**



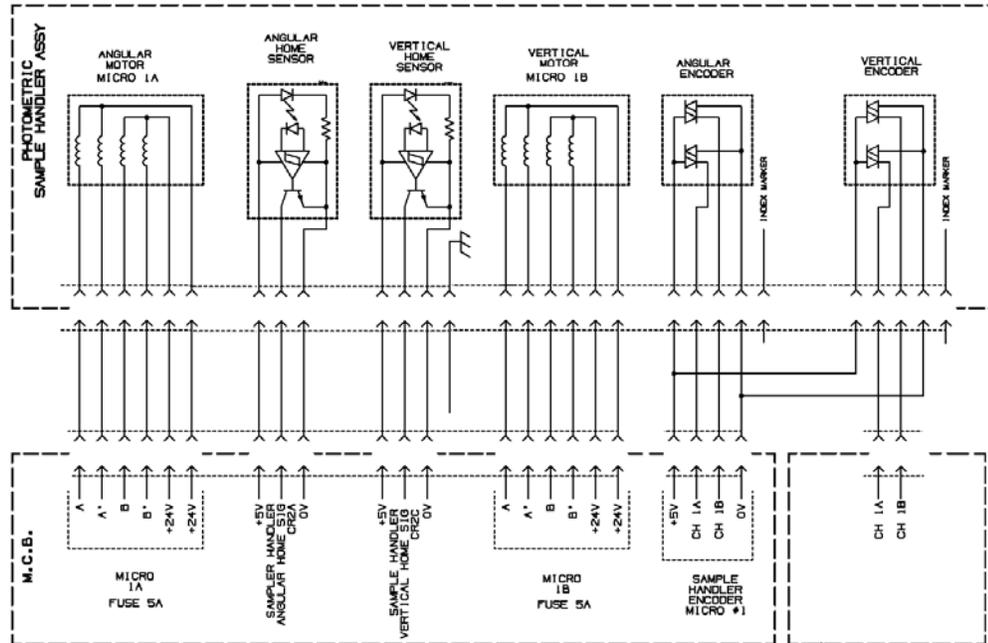
Fuente: Dimension®.Photometer Drive Motor Encoder. p. 81.

### **3.2.7. Sistema de control**

El controlador o sistema de control, se encarga de regular cada uno de los movimientos del muestreador, tanto acciones, cálculos y procesado de la información. El procesamiento de información se realiza por medio de microcontroladores.

Todos los circuitos de control de posicionamiento se encuentran en las tarjetas de control de motores, las cuales manejan la corriente de motor, generan relojes de pasos del motor para movimientos, procesa información desde el inicio, procesa información de los codificadores de posición y los sensores de posición.

Figura 33. Esquema de control de muestreador



Fuente: Dade Behring Inc. Dimension® XL/RxL System Schematic. p. 23

La tarjeta de control de motores tiene la capacidad de controlar 8 motores simultáneamente con una razón máxima de 5 000 pasos por segundo.

### 3.2.7.1. Teoría de control

El sistema de control de motores contiene 2 microcontroladores de 16 bit, Intel 87C196KR. El microcontrolador se comunica con el ordenador vía serial RS-422 utilizando una señal de red del tipo *Token Ring*. La corriente de fase de cada motor es programada en el software hasta 3 amperios. 2 entradas de *encoders* ópticos están disponibles en la tarjeta controladora para un monitoreo exacto de la posición del eje del motor.

### 3.2.7.2. Control de motor

El microcontrolador recibe instrucciones desde el ordenador principal como: dirección, distancia, nivel de potencia y velocidad. Las señales generadas por el microcontrolador son usadas directamente por el controlador de motor y asociadas a los componentes para producir la potencia y la señal de fase adecuada para el movimiento deseado.

Los elementos básicos de la unidad de motor sepe incluyen:

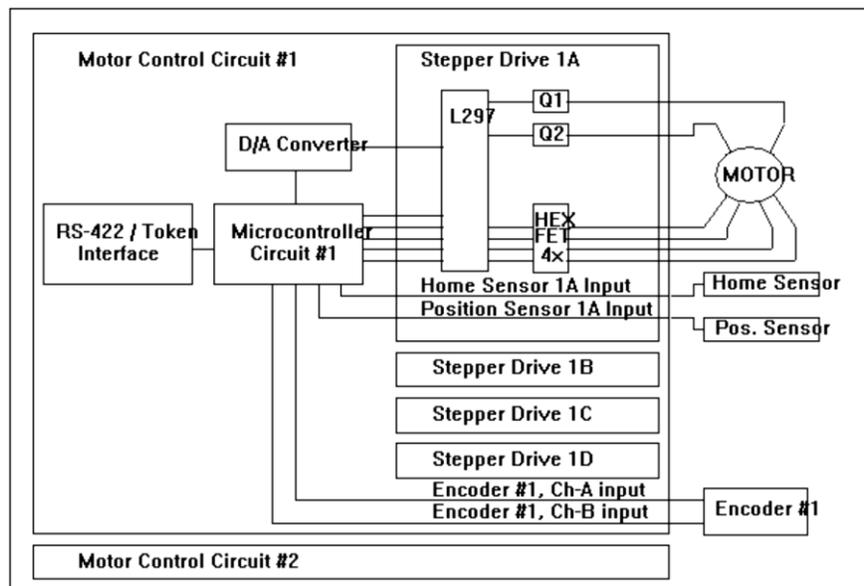
- Convertidores digitales/análogos (DAC)
- Controlador de motor stepper
- Una unidad Quad HEXFET
- Unidad interface
- Circuito FET de alta potencia

Los pulsos de pasos del microcontrolador, son recibidos por el controlador de motores el cual genera señales de fase (A, B, C y D) a la unidad de *HEXFET*, el cual provee los voltajes de compuerta apropiados. Cada uno de los 4 *HEXFET* es capaz de llegar arriba de 8,7 amperios para cada bobina del motor. En operación normal no se excederá los 3 amperios (corriente instantánea) y será considerablemente menor cuando el valor RMS de la forma de onda es tomada en cuenta. Con el fin de mantener baja la disipación en el circuito *HEXFET*, es necesario la oscilación de estados, es decir, encendido y apagado. Para conseguir esto, es necesario una rápida carga o descarga de alta corriente en la compuerta capacitiva de cada *HEXFET*.

El control de corriente para el motor, es desarrollado por un circuito dual PWM dentro del mismo controlador de motor. La potencia hacia las bobinas del motor se maneja por medio de dos transistores *FETs* de potencia y retorno a través de dos sensores resistivos los cuales producen un voltaje de medida para cada bobina.

Para iniciar un ciclo, el controlador de motor activa y limita la señal de reloj para ambos transistores *FET*, cuando la corriente en la bobinas alcanza un valor pico programado, los sensores de voltaje igualan al voltaje de referencia. Un pequeño filtro con constante de tiempo  $RC=2\mu s$  forma parte de los sensores de voltaje, para evitar el ruido debido a la señal de apagado. Adicionalmente el sensor de voltaje, es monitoreado por el microcontrolador para propósitos de diagnóstico.

Figura 34. **Esquema de circuito de control de motor**



Fuente: Dade Behring Inc. Dimension® XL/RxL Service Manual. p. 22.

### **3.2.7.3. Microcontrolador**

El centro de mando de la unidad de control está conformado por 2 microcontroladores los cuales desempeñan las siguientes funciones:

- Comunicación desde y hacia el ordenador (RS-422).
- Procesamiento de las instrucciones del ordenador.
- Configuración de la fase de control.
- Control de la corriente de motor.
- Generación de señales de reloj para los movimientos de los motores *stepper*.
- Procesamiento de información de señal de inicio y posición provenientes de los sensores.
- Procesamiento de información de señal de *Encoders*.
- Monitoreo de corriente de motor.

### **3.2.7.4. Controlador *stepper***

La secuencia de fase del motor, el control de movimiento, y la corriente de control, está provista por un controlador *sepe*, el cual tiene las siguientes funciones:

- Generación de fase de motor
- Corriente de chopping
- Manejo de dirección de giro (CW/CCW) y los tipos de paso (medio/alto)

#### **3.2.7.5. Unidad de motores**

La corriente de fase del motor, es conmutado a través de una unidad *HEXFET* unipolar. Las compuertas de los *FETs*, son manejados por un circuito de 15 voltios para asegurar la correcta conducción de los canales que forman el *FET*. La corriente a través de la fase es detectada mediante sensores resistivos, y retroalimentados al controlador *stepper* por la corriente de corte. Diodos Zener están conectados a las unidades unipolares para limitar el incremento de voltaje durante la conmutación.

#### **3.2.7.6. Corriente de corte**

La referencia de voltaje para el controlador de corriente de corte, es dada por el microcontrolador a través de 2 convertidores digitales a analógicos (DACs). Estos convertidores digitales a analógicos están ligados a las líneas de dirección desde el microcontrolador y son seleccionadas individualmente. La corriente a través de las bobinas de fase del motor es monitoreada por sensores resistivos. Los voltajes a través de estos sensores resistivos son comparados con el voltaje de referencia dados por el convertidor digital-análogo. Cuando el voltaje medido es igual al valor de referencia, las fases son deshabilitada mediante el corte de los transistores Q1 y Q2 hasta la reactivación por el corte del reloj.

### **3.2.7.7. Retroalimentación de posición**

El motor puede ser manejado en base a las transiciones de los sensores los cuales son monitoreados luego de cada paso. Señales de *encoders* ópticos proveen la retroalimentación hacia el microcontrolador para una posición exacta. Los microcontroladores permiten por medio del hardware una interface directa con los *encoders* de dos canales.

## 4. SISTEMAS ULTRASÓNICOS DE MEZCLA

El sistema ultrasónico, es una etapa esencial en la preparación de la muestra y del reactivo, una vez aspirado y dispensado el volumen programado se procede a realizar la mezcla para formar una solución homogénea para luego ser leída por la etapa fotométrica.

Tabla VIII. Condiciones de prueba

Volumen de la muestra	3 $\mu$ L
Volumen de Reactivo 1	56 $\mu$ L
Volumen de diluyente	321 $\mu$ L
Temperatura de la prueba	37°C
Longitudes de onda	340 y 383 nm
Tipo de medición	punto final bicromático
Unidades	mg/dL [mmol/L]

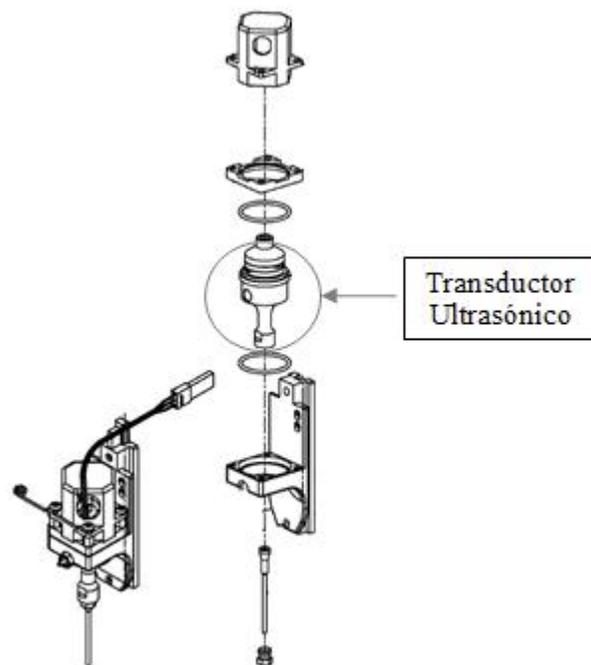
Fuente: Dade Behring Inc. Insert and application Sheets, GLU. p. 2

### 4.1. Sistema de control

El transductor ultrasónico, consiste de un cristal piezoeléctrico acoplado a un embudo mecánico, juntos forman un circuito resonante con un alto factor de selectividad Q y con una frecuencia determinada fija. Un oscilador externo, no es conveniente para el manejo de circuitos resonantes con un factor de selectividad Q alto, debido a que existe una alta probabilidad que el factor de selectividad decaiga, ya sea en la carga reactiva del transductor o en el cambio de frecuencia de oscilación en el circuito resonante. El circuito utiliza la

frecuencia resonante del transductor como una retroalimentación, y sintoniza el circuito del transductor a esta frecuencia.

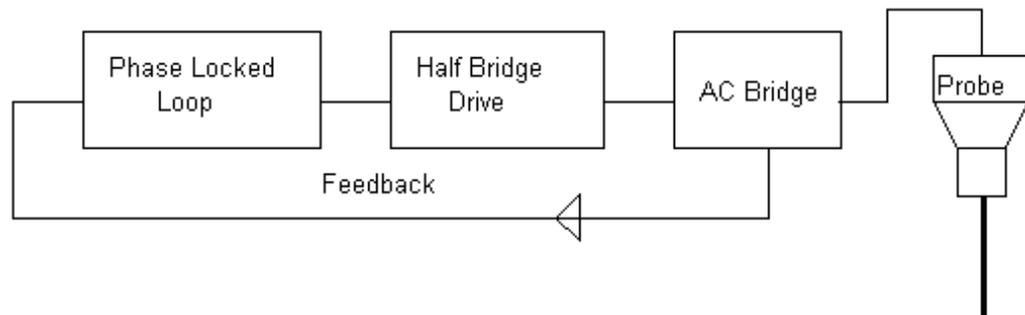
Figura 35. **Transductor ultrasónico**



Fuente: Dade Behring Inc. Assy transducer reagent probe .p. 43.

El transductor, es conectado en una de las ramas de un puente capacitivo AC, el cual es un transformador acoplado a un circuito rectificador de media onda. El amplificador de voltaje permite al transductor operar a un voltaje relativamente alto, usando una fuente de alimentación baja. La señal de retroalimentación derivada del puente tiene la misma frecuencia y está en fase con la frecuencia resonante de movimiento del transductor.

Figura 36. Elementos del control ultrasónico



Fuente: DadeBehring Inc. Dimension® XL/RxL Service Manual. p. 31.

En el inicio, el oscilador controlado por voltaje (VCO), dentro del lazo de seguimiento de fase (PLL), alcanza al *preset* mínimo de frecuencia. Esta señal es alimentada al circuito que excita el transductor al movimiento. La retroalimentación proveniente del movimiento alimenta la señal del PLL. El VCO rastrea la señal de retroalimentación y a su vez maneja el transductor.

Dos potenciómetros y un capacitor establecen la frecuencia mínima y máxima del VCO (ancho de banda), junto con el desplazamiento de frecuencia. Ya que las variaciones en el PLL pueden causar variaciones en frecuencia del 20 por ciento, los potenciómetros son ajustados a un ancho de banda de 4 kilohertzio, el cual es centrado sobre la frecuencia de resonancia del transductor para ser capturado por el PLL.

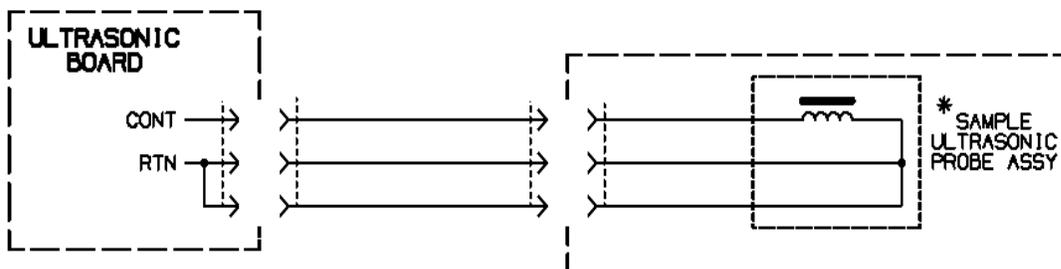
Una unidad programable de selección de voltaje permite la selección de diferentes amplitudes de vibración en el transductor (por lo tanto niveles de potencia) desde bajos niveles de mezcla hasta altos niveles de mezcla para la hidratación de reactivos. La unidad de voltaje, es derivada desde la fuente principal de +24 VDC, y luego procesada a través de un regulador lineal

SG350AT para suministrar los diferentes voltajes al transductor. La selección se realiza por medio del software y el control a través de un interruptor análogo DG444, el cual selecciona el arreglo de resistencias apropiada en el circuito regulador SG350AT.

Alternativamente, puede ser controlado por modulación por ancho de pulso PWM modificando la duración del ciclo. Esto se logra en línea por medio del software. Una señal de falla ocurre cuando el circuito no consigue bloquear la frecuencia de resonancia del transductor. Una señal de fallo, activa un circuito el cual apaga el *drive* a través de un *flip-flop* D. Esto evita que el transductor opere en una condición de sobre corriente.

Existe una tarjeta auxiliar, la cual provee la comunicación el software de interfaz, esta comunicación permite habilitar, seleccionar el nivel de potencia, y el bloqueo de señal para el *drive* ultrasónico. Cada *drive* ultrasónico está conectado a un convertidor analógico/digital del microcontrolador situado en la tarjeta auxiliar, esto con el fin de monitorear el voltaje a través del transductor.

Figura 37. Diagrama de conexión del circuito ultrasónico



Fuente: DadeBehring Inc. Dimension® XL/RxL System Schematic. p. 21.

Figura 38. Pantalla de diagnóstico de sistema ultrasónico



Fuente: elaboración propia. (captura de pantalla).



## 5. SISTEMA DE CONTROL DE TEMPERATURA

### 5.1. Efecto de la temperatura sobre reacciones colorimétricas

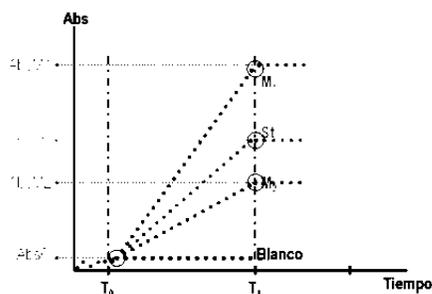
Según la ley de Beer-Lambert concentración de una sustancia, es directamente proporcional a la cantidad de energía radiante absorbida o inversamente proporcional al logaritmo de la energía radiante transmitida.

Los diferentes tipos de reacciones colorimétricas evalúan la absorbancia o cambio de energía en función a una medida de referencia y su cambio de magnitud respecto del tiempo.

#### 5.1.1. Reacciones de punto final

Se establecen relaciones entre las absorbancias de las muestras y la absorbancia del estándar, al mismo punto (final) en el tiempo (5 ó 10 minutos.)

Figura 39. **Comportamiento de absorbancia en reacciones de punto final**



Fuente: Merck. Entrenamiento química básica. p. 24.

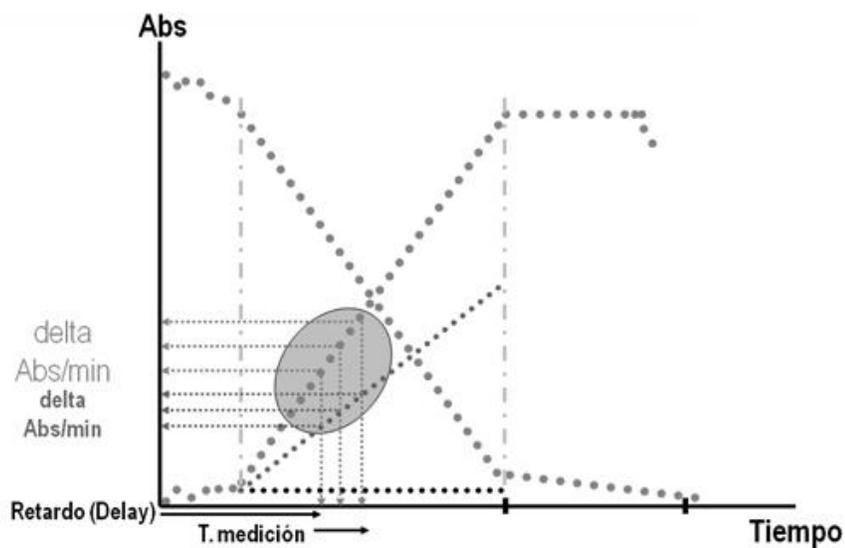
Ejemplos:

- Glucosa
- Colesterol, triglicéridos
- Ácido úrico
- Proteína total, albúmina
- Bilirrubinas
- Calcio, fósforo, Mg

### 5.1.2. Reacciones cinéticas

En las reacciones cinéticas, se compara el cambio de la absorbancia por unidad de tiempo (velocidad) en las muestras, para una cantidad fija de sustrato en el reactivo (Factor Fijo). Por ejemplo: ALAT, ASAT, LDH, etc.

Figura 40. **Comportamiento de absorbancia en reacciones cinéticas**

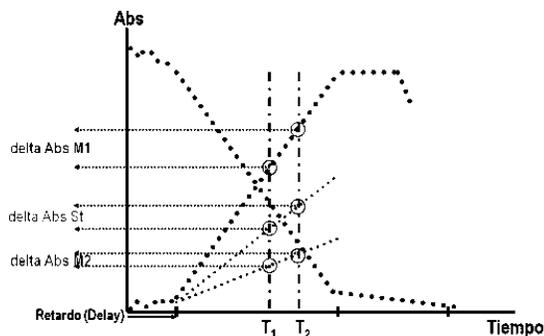


Fuente: Merck. Entrenamiento química básica. p. 27.

### 5.1.3. Reacciones a dos puntos

En las reacciones a 2 puntos, se compara la diferencia de absorbancia entre 2 puntos fijos en el tiempo (fixed time). Por ejemplo: creatinina, urea (BUN).

Figura 41. Comportamiento de absorbancia en reacciones dos puntos



Fuente: Merck. Entrenamiento Química Básica. p. 71.

Todo cuerpo, a cualquier temperatura que no sea el cero absoluto, irradia energía según un amplio campo de longitud de onda. En cada una de las reacciones colorimétricas descritas anteriormente la absorbancia (medida fotométrica) se encuentra en función del tiempo. La velocidad de la mayoría de reacciones es muy sensible a la temperatura, observándose experimentalmente que dicha velocidad aumenta con la temperatura. Esta dependencia se ve ligada a la constante de velocidad.

Las constantes cinéticas aumentan al incrementarse la temperatura. Dicho aumento, según Arrhenius se describe a continuación:

$$k = K_0 e^{-E/RT}$$

Donde:

$K =$  es la rapidez específica que depende de la temperatura

$K_0 =$  Es el factor de frecuencia

$E =$  es la energía de activación

La velocidad de reacción puede expresarse mediante ecuaciones diferenciales simples. Las aplicaciones en ingeniería de estas ecuaciones, permiten la interpolación y extrapolación de datos cinéticos medidas bajo una variedad de condiciones de temperatura, y concentraciones. Las reacciones que ocurren en soluciones deben seguir una secuencia de etapas. Estas son: 1. Difusión de los reactivos para ponerse en contacto, 2. Reacción de los reactivos entre sí, 3. Difusión de los productos para separarse una vez que se han formado.

## **5.2. Sistema de control de temperatura**

El Sistema Dimension RxL Max, incluye un manejo de temperatura automático e inteligente, el cual se basa en especificaciones de los métodos que realiza y los rangos necesarios para realizar los análisis.

### Especificaciones de temperatura

- Sistema de reactivos 2°C – 8°C
- Sistema de cubetas 36,8°C – 37,2°C

Estas especificaciones, son primordiales para cumplir con los requerimientos de los métodos a realizar.

### **5.2.1. Control térmico de muestras**

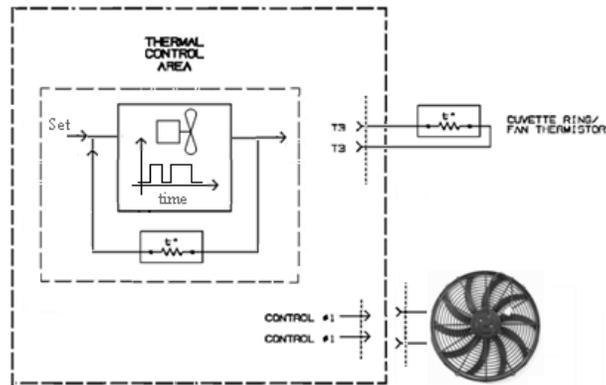
Para mantener constante y para asegurar la reproducibilidad y repetibilidad de los análisis el Sistema Dimension RxL Max, está diseñado con un sistema de control de temperatura que está compuesto por 3 sistemas de control térmicos:

### **5.2.2. Control de temperatura en carcasa**

El sistema térmico de muestras o cubetas puede ser representado por un sistema de control de temperatura grueso, que consiste del control de temperatura dentro de la cubierta externa por medio de la circulación interna del aire. La temperatura de este sistema es controlada por un termistor montado en la placa base y un ventilador dentro del gabinete. El ventilador, es activado o desactivado por el microprocesador. La mayor parte del tiempo que ventilador esta encendido es controlado por los límites predefinidos en el programa del microprocesador, los cuales no son disponibles al usuario.

- La entrada del termistor de la placa base del microprocesador controla el ventilador de entrada de aire de la parte posterior de la cámara térmica.
- El tiempo varía (sin velocidad).

Figura 42. **Esquema de control de temperatura**



Fuente: Dimension®.Photometer Drive Motor Encoder. p. 81.

### 5.2.3. **Control de cubetas**

El control fino del sistema de temperatura de muestras, es controlado por la circulación de aire dentro del compartimiento. Este es monitoreado y controlado por una señal de ancho de pulso modulado (PWM) que derivada del microprocesador.

La temperatura dentro del compartimiento de cubetas es además modificada por el algoritmo de un programa monitoreando la placa base.

- Termistor (monitor) de baño de aire interno.
- Termistor (control) de baño de aire interno.
- También, recibe entrada del termistor de la placa base.
- El calentador forma parte del embudo.

- Reducción del flujo de aire dentro de la cámara térmica. (jaula de ardilla de un único nivel).
- El control térmico de calentamiento y enfriamiento está controlado por microprocesador mediante la placa de circuito impreso de cubetas.
- Controla las resistencias de sensor con límites de corriente altos y bajos para indicar si: con control o fuera de control.

Control de la rueda de cubetas:

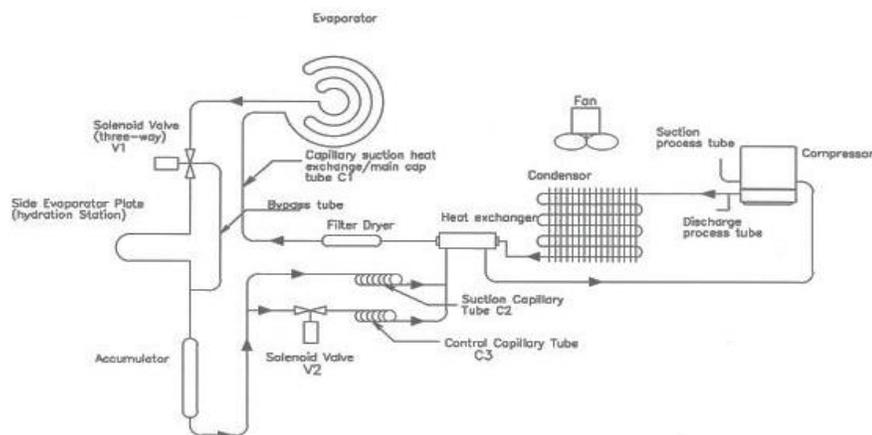
- El termistor está conectado a la cámara térmica mediante una ranura que actúa como elemento sensor en contacto con la rueda de cubetas controlada por un microprocesador.
- El ventilador funciona con el termistor de rueda de cubetas para mantener la temperatura del área de cubetas sin sobrecalentamiento debido al tiempo del ciclo.
- La temperatura de la cámara térmica afecta a las reacciones y a los tiempos de reacción.

#### **5.2.4. Sistema de enfriamiento de reactivos**

El sistema de enfriamiento de reactivos, es un sistema mecánico que no utiliza clorofluorocarbono. Para extender la vida de los reactivos Flex™, un sistema mecánico de refrigeración mantiene frío el carrusel de cartuchos de reactivos. El sistema de enfriamiento consiste de un compresor que utiliza un

refrigerante distinto al CFC, un condensador, un tubo capilar, un evaporador, una válvula de control solenoide para tubo capilar, y un tubo capilar de succión.

Figura 43. **Módulo de refrigeración de reactivos**



Fuente: Thermal System, Dimension Service Training. p.18.

Durante la operación normal, el compresor es energizado permanentemente por 2 razones principales. La razón primordial es mantener la lubricación del compresor. La segunda razón es reducir y controlar el comportamiento inherente de histéresis en el lazo de control.

Un termistor, es ubicado sobre el evaporador, y en su señal de salida alimenta a la entrada del microprocesador. Una línea de control local del microprocesador controla la válvula solenoide. Cuando la temperatura de la bandeja de evaporación excede el límite superior de temperatura, la válvula solenoide es activada, permitiendo que la bandeja de evaporación se enfríe. La acción es inversa si se alcanza el límite inferior de temperatura. Los límites del lazo de control son 2,5 grados centígrados y 0,5 grados centígrados. Los límites

de control manejados por el software pueden ser cambiados por el operador por medio del teclado de la computadora.

### **5.3. Sistema de monitoreo y calibración**

Las temperaturas de cubetas de muestras, los cartuchos de reactivos y los *status* de control son monitoreados cada 2 segundos. El valor es almacenado en un *buffer* de 100 posiciones y se tienen 200 segundos de históricos de temperatura. Estos datos son usados para desplegar el icono de la alarma apropiada, los cuales podrían indicar que el sistema está fuera del *setpoint* programado. Si existiera un problema en sistema de control de temperatura, el procesamiento de muestras se detendrá.

#### **5.3.1. Interfaz de monitoreo y temperatura**

La pantalla de monitoreo de temperatura reporta por medio de una indicación el estado de los parámetros críticos del control de temperatura, cuando todos los parámetros de control están correctos, permite realizar la calibración. Las temperaturas de calibración, también son desplegadas en esta pantalla. Cuando estas temperaturas son desplegadas sin indicación de *status* correcto se despliegan y se reportan en tiempo real. Si tiene la indicación de *status* correcto no se despliega ni se reporta valores en tiempo real, las temperaturas que se reportan son los valores de las mediciones donde los parámetros estaban dentro los rangos.

*Status* de termistores:

*Ok*: los valores de resistencia del termistor están dentro del rango normal.

*Open*: indica un valor muy alto de la resistencia del termistor.

*Short:* indica un valor muy bajo de la resistencia del termistor.

*Error:* indica un error de funcionamiento de temperatura en el circuito de conversión Análogo/Digital y el dato no está disponible para el programa de control.

### **5.3.2. Monitoreo del sistema de control de refrigeración**

Los problemas con el lazo de control pueden ser mal interpretados con una falla en el compresor. Antes de reemplazar el compresor, los componentes del lazo de control deben ser verificados como *ok*. El componente principal a verificar es el termistor por medio del cambio de temperatura del medio.

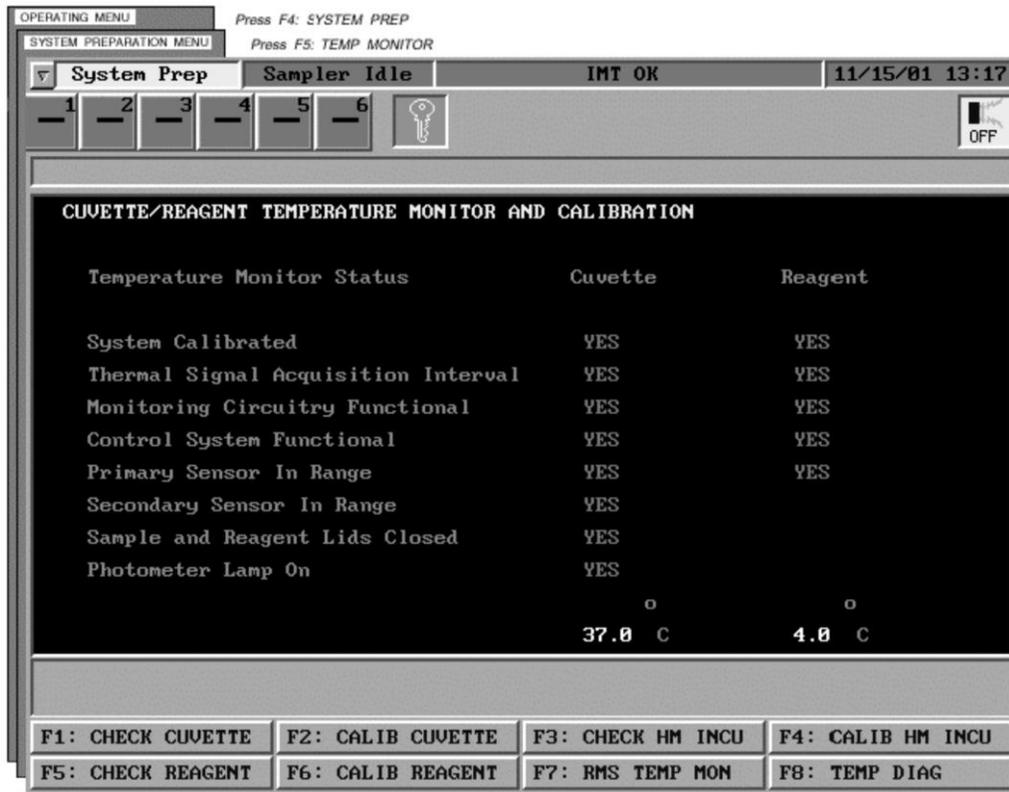
### **5.3.3. Calibración de temperatura de reactivos y muestras**

El sistema de control del instrumento permite los *setpoint* de los controles de temperatura sean calibrados vía software, y no manejando el hardware. Los *setpoint* del control de temperatura son determinados automáticamente al mismo tiempo que se monitorea la calibración.

### **5.3.4. Intervalo de adquisición de señales térmicas**

Tanto en las cubetas de muestras como en los cartuchos de reactivos, se intenta indicar cuando el sistema de temperatura se encuentre el equilibrio en la cubeta de muestra o en carrusel de reactivos. Un valor de tiempo es desplegado para indicar cuantos minutos toma la temperatura en llegar al punto de equilibrio.

Figura 44. Pantalla de monitoreo y calibración de temperatura



Fuente: elaboración propia. (Captura de pantalla).



## **6. SISTEMA DE CONTROL DE NEUMÁTICO E HIDRÁULICO**

### **6.1. Sistema neumático de fabricación de cubetas**

El sistema de fabricación de cubetas, es uno de los sistemas más importantes del instrumento de análisis de química clínica, debido a que es un diseño único presentado en el Sistema Dimension RxL Max de Siemens.

La importancia en el proceso de análisis de la correcta manufactura de las cubetas de medición, es que en estos recipientes se lleva a cabo toda la preparación, transporte, acondicionamiento y lectura fotométrica del análisis.

La fabricación de cubetas utiliza el principio de deformación de material plástico por medio de aire caliente. Se toma un material plástico y por medio de un molde se le da forma con aire caliente a presión, luego se une otro material plástico para realizar el sello que da la forma del recipiente que contiene la muestra y el reactivo mezclado.

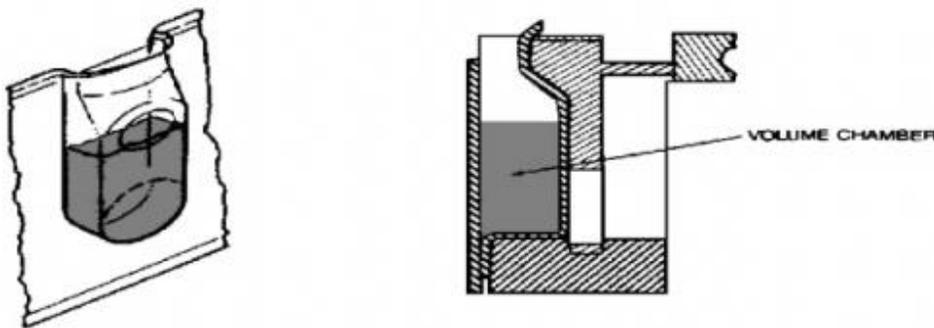
#### **6.1.1. Composición de cubeta**

La composición de la cubeta, también es una parte esencial del análisis de química clínica. A continuación se menciona una breve descripción de las partes que la forman.

### 6.1.1.1. Cámara de volumen

Cada cubeta posee una capacidad en el interior de 600 micro litros con un volumen máximo durante el procesamiento de 500 micro litros.

Figura 45. **Cubeta de reacción**



Cuvette manufacturing, Dimension Service Training. p. 23.

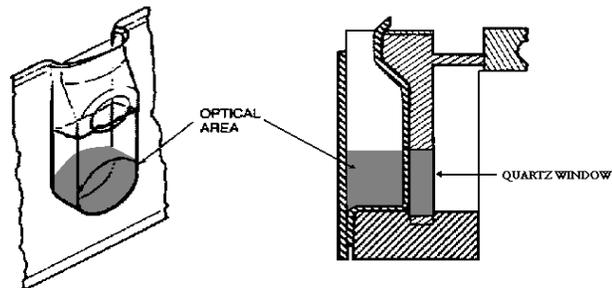
### 6.1.1.2. Garganta

Esta es una parte fundamental de la cubeta, área situada encima de la cámara de volumen donde el émbolo de formación pinza el aire que sale de la cavidad de formación.

### 6.1.1.3. Área óptica

Porción de la cubeta que se utiliza para la transmisión de luz, película interior en posición plana en relación con la ventana de cuarzo.

Figura 46. **Área óptica de lectura**

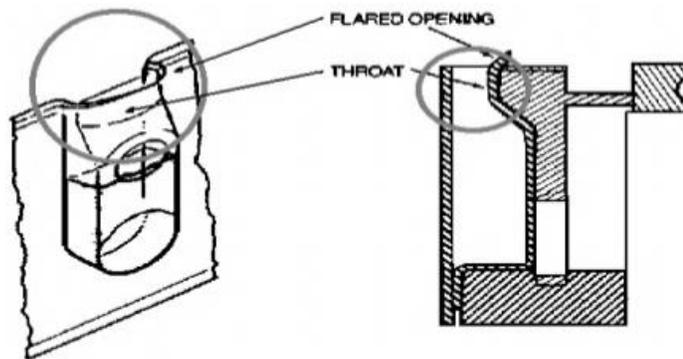


Cuvette manufacturing, Dimension Service Training. p. 24.

#### 6.1.1.4. **Abertura ensanchada**

Añade rigidez estructural a la garganta y también sirve como abertura con forma de embudo para dispensar el fluido en la cubeta.

Figura 47. **Área para dispensar**



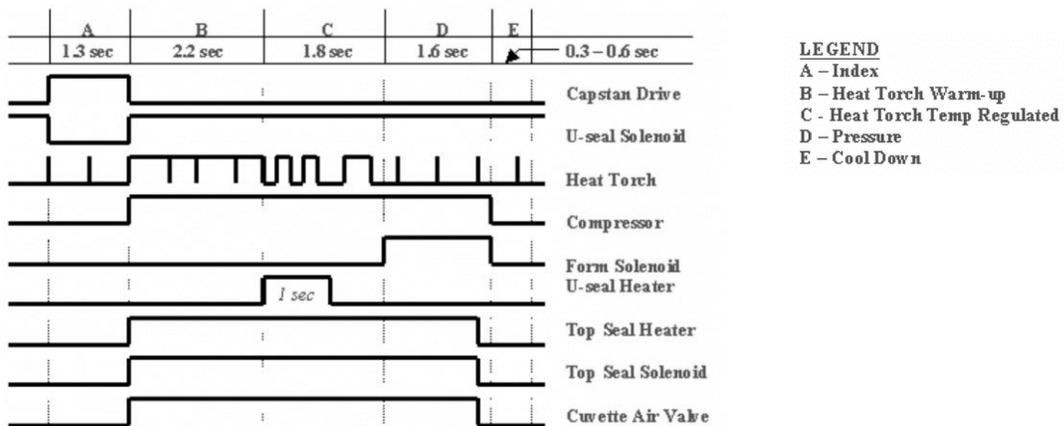
Fuente: Cuvette manufacturing, Dimension Service Training. p.25.

## 6.1.2. Funcionamiento de fabricación de cubetas

Para realizar la correcta fabricación de una serie de cubetas, existe una serie de pasos ejecutados por elementos mecánicos, los cuales son controlados por el microprocesador basado en tiempos. El proceso de fabricación de cubetas, es supervisado por el mismo sistema del instrumento mediante una evaluación fotométrica luego de iniciar un ciclo de manufactura.

El ciclo basado en tiempos para realizar una cubeta, conlleva una serie de movimientos mecánicos el cual tiene una duración de 7,2 segundos por cubeta.

Figura 48. **Gráfica de tiempos de fabricación de cubetas reacción**



Fuente: DadeBehring Inc. Dimension® XL/RxL Service Manual. p. 56

### 6.1.2.1. Unidad cabrestante

Al principio del ciclo de índice (1,3 segundos), el sensor de la rueda de cubetas está en la trayectoria de la luz (a través de la ventana de cuarzo) lo que provoca que la salida sea baja.

El motor de la unidad del cabrestante está activado, el sensor de la rueda de cubetas está bloqueado por una sección sólida de la rueda de cubetas y la salida del sensor de la rueda de cubetas es alta. El motor de la unidad del cabrestante se detiene una vez que se detecta la segunda transición del sensor de la rueda de cubetas. Encendido durante aproximadamente el 70 por ciento del tiempo de activación. El tiempo varía entre un máximo de 4,2 segundos en la primera cubeta hasta 3,4 segundos en la cuarta y sucesivas.

El termopar de la temperatura del aire está unido al microprocesador que controla la temperatura del formador de cubetas.

Resistencia a la medición de las bobinas de 7,7 a 8,6 ohmios. Una resistencia mayor puede provocar que la película sea muy fina y que se adhiera a las ventanas.

Se enciende al final del índice y se apaga 1,0 segundos después de que se encienda el solenoide de fabricación de cubetas. El sellador en U está encendido durante 1,0 segundos. (valor fijo)

Un conmutador serie transfiere corriente al sellador en U sólo cuando el contacto con las guías de la película permite al interruptor cerrarse. El sentido de la corriente se vuelve a la tarjeta de circuito

El propósito del sellador superior es completar el habitáculo de la cubeta. Se aplica un sellador al área de la garganta para evitar derrames en la tira de la cubeta utilizada. Es más fácil sellar la cubeta después de haberla extraído de la rueda de cubetas.

#### **6.1.2.2. Control térmico de fabricación de cubetas**

Debido al exceso de calor que se añade al anillo de cubetas en el tiempo de fabricación de cubetas necesario remover el calor por medio de un sistema de control de temperatura que utiliza el aire del ambiente para realizar un balance térmico. El sistema de control utiliza un termistor, el cual está localizado cerca del sellador en U. Con el fin de mantener la temperatura constante en anillo de cubetas el microprocesador controla los tiempos de operación del ventilador. Esta acción mejora la reproducibilidad de la temperatura de la cubeta de muestra y general la temperatura en el anillo de cubeta.

#### **6.1.2.3. Carrusel de cubetas**

Una fuerza motriz para el carrusel de cubetas, es proporcionada por un motor paso a paso con un engranaje de reducción de 150:1 (*stepper motor*), un sensor óptico detecta el final del anillo y lo detiene.

#### **6.1.2.4. Solenoide sellador en U**

Cuando el solenoide, es activado funciona como un freno de retención para el anillo de cubeta, así como el calentador encargado de realizar el sello. El tiempo para realizar esta serie de acciones es de 5,9 segundos.

#### **6.1.2.5. Solenoide formador de cubetas**

El solenoide que realiza la formación de la cubeta, es activado después de un período de 2,2 segundos, el cual requiere la regulación de temperatura. Luego es desactivado después de 1,7 segundos.

#### 6.1.2.6. *HeatTorch*

Es un elemento que realiza la función de elevar la temperatura del aire que lo atraviesa para después dar la forma deseada al material plástico que compone la cubeta fotométrica. Es un cilindro resistivo por el cual pasa el aire a determinada presión. Para mantener el *HeatTorch* caliente y eliminar el sobrecalentamiento se activa por medio de un pulso en una unidad de tiempo preestablecida. Durante la fabricación del ciclo de cubetas, este es encendido aproximado el 70 por ciento del tiempo. El *HeatTorch* es activado solo cuando el *switch* de presión detecta que existe presión presente. El microprocesador controla la temperatura del *HeatTorch* por medio de un termopar.

Figura 49. **Imagen de calentador de aire, *HeatTorch***



Fuente: Dimension®.Photometer Drive Motor Encoder. p. 81.

#### 6.1.2.7. **Termopar**

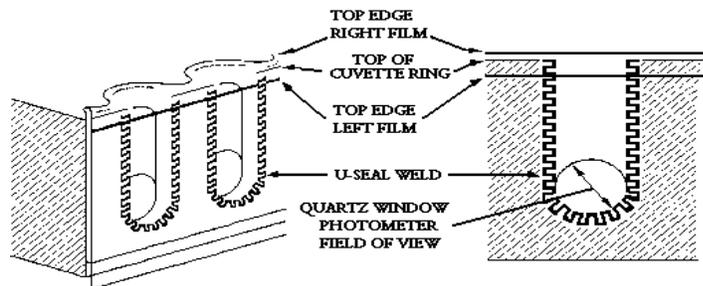
El termopar instalado en el *HeatTorch*, realiza la medición de temperatura de la corriente del aire caliente que se utiliza en el proceso de fabricación de cubetas. El sistema de control requiere un calentamiento de 100 grados centígrados en 1 segundo, en 1,5 segundos 180 grados centígrados y en 2,2 segundos 245 grados centígrados. Si las temperaturas no son alcanzadas en este tiempo el *HeatTorch* será desactivado. La temperatura del aire es

controlada por un microprocesador, el cual monitorea la temperatura del aire, realiza una modulación de ancho de pulso de la entrada de energía al *HeatTorch* para mantener la temperatura del aire.

#### 6.1.2.8. Sellador térmico en U

El sellador térmico en U, es el elemento que realiza la unión de los materiales plásticos, los cuales realizan la forma de recipiente volumétrico de la cubeta. Este sello se realiza por medio de una resistencia la cual eleva su temperatura por medio del cambio de corriente que pasa a través del elemento resistivo. Esta acción es realizada en 1 segundo de duración.

Figura 50. Sello de cubetas de reacción



Fuente: Cuvette manufacturing, Dimension Service Training. p. 26.

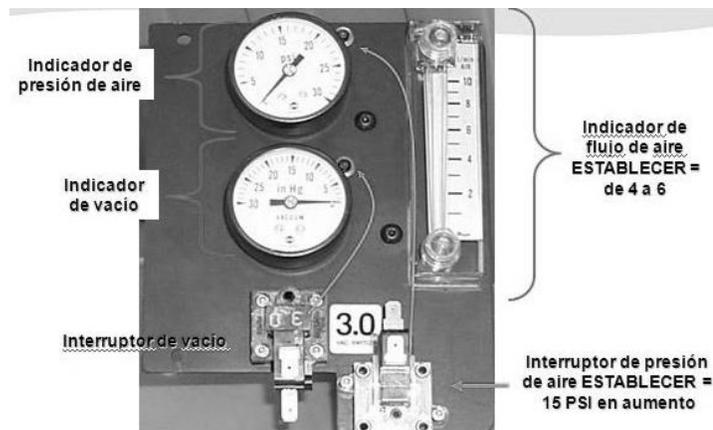
#### 6.1.2.9. Compresor de aire

Para debilitar el material plástico para luego darle forma, se utiliza aire caliente a presión. El compresor de aire es el encargado de mantener el aire a una presión adecuada y fija mayor de 15 libras por pulgada.

### 6.1.2.10. Interruptor de presión

Es utilizado como elemento de control para establecer el correcto funcionamiento y asegurar la calidad de la fabricación de la cubeta.

Figura 51. Imagen de indicadores de presión y vacío



Fuente: Cuvette manufacturing, Dimension Service Training. p. 29.

### 6.1.2.11. Válvula de aire

La válvula de aire, elimina el suministro del aire proveniente del compresor al final del ciclo de fabricación de cubeta. Al cortar la corriente de aire se mejora la calidad de fabricación de cada cubeta debido a que disminuye la posibilidad de mal formación por exceso en el tiempo de aire caliente a presión.

## 6.2. Sistema hidráulico

Debido a la importancia de los análisis realizados por el sistema de química clínica Dimension® RxLMax®, este requiere una fuente externa de

abastecimiento de agua con grado de Laboratorio Clínico. El sistema que provee el agua desionizada debe ser conectada en la parte trasera del instrumento. El flujo máximo de consumo de agua así como el flujo de desecho es 0,85 galones por hora (3,2 litro por hora).

El instrumento tiene la capacidad de realizar 2 tipos de diluciones automáticas; diluciones automáticas en orina para las pruebas de CREA, BUN, PHOS, etc. Y una autodilución programada por el usuario para muestras de orina y suero/plasma. Para realizar dichas diluciones, es necesario un sistema hidráulico que proporcione agua desionizada con una precisión y exactitud adecuada para no influir los análisis en proceso.

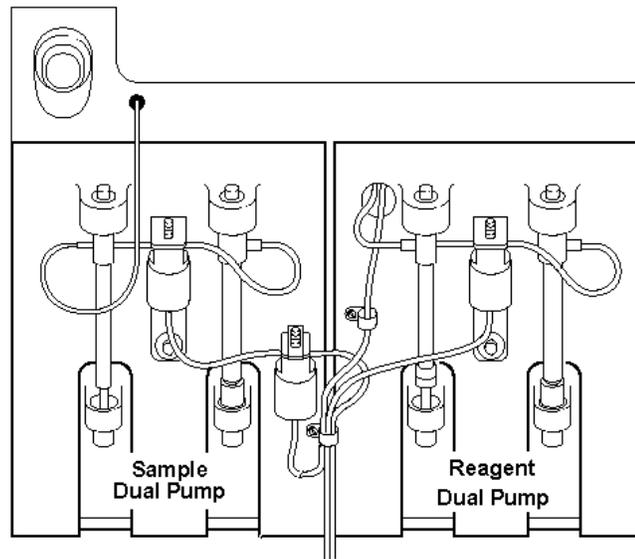
El sistema Dimension® RxL Max®, posee 2 opciones para abastecer de agua al sistema, de manera externa y de manera independiente. Mediante una fuente externa de agua se proporciona agua al instrumento, este tipo de fuente externa es un sistema de filtración. El tipo de suministro de agua independiente requiere reemplazar el contenedor de agua desionizada una vez que este llega un nivel de límite inferior.

### **6.2.1. Sistema de bombas**

Para realizar el trabajo de llevar del contenedor hasta cada uno de los dispositivos que se encargan de dispensar agua el sistema Dimension® RxL Max utiliza tres módulos duales de bombas.

- Módulo de Muestra
- Módulo de Reactivo 1 (R1)
- Módulo de Reactivo 2 (R2)

Figura 52. **Módulos de bombas de muestra y reactivo**

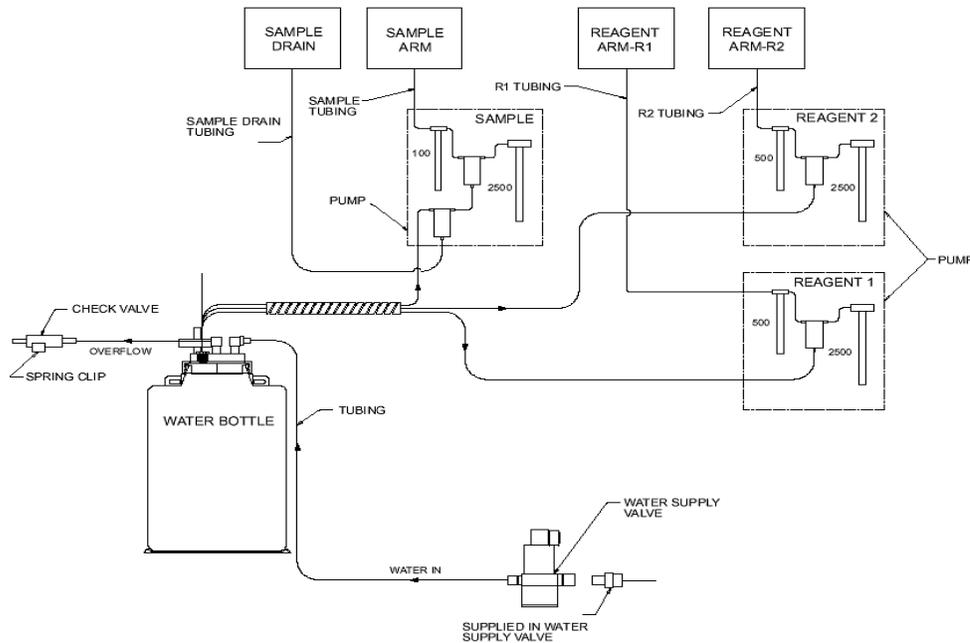


Fuente: DadeBehring Inc. Dimension® XL/RxL p. 31.

Cada uno de los módulos duales de bombeo, utiliza para dispensar el volumen requerido un cambio de altura en un cilindro de radio constante, esto genera desalojar un diferencial de volumen en un circuito hidráulico purgado con agua. El cálculo para dispensar un volumen requerido se realiza con la cantidad de pasos necesarios que debe girar el motor paso a paso por el cambio que representa dicho cambio en altura.

El módulo de muestra de bomba dual contiene una jeringa de 100 micro litros, que actúa como el elemento cilíndrico con radio constante, esta jeringa se encarga de dispensar agua desionizada para realizar la dilución y preparación de la muestra. La segunda jeringa instalada en este módulo es de 2 500-micro litros, se utiliza para realizar la limpieza del sistema de hidráulico.

Figura 53. Diagrama de conexión de sistema hidráulico



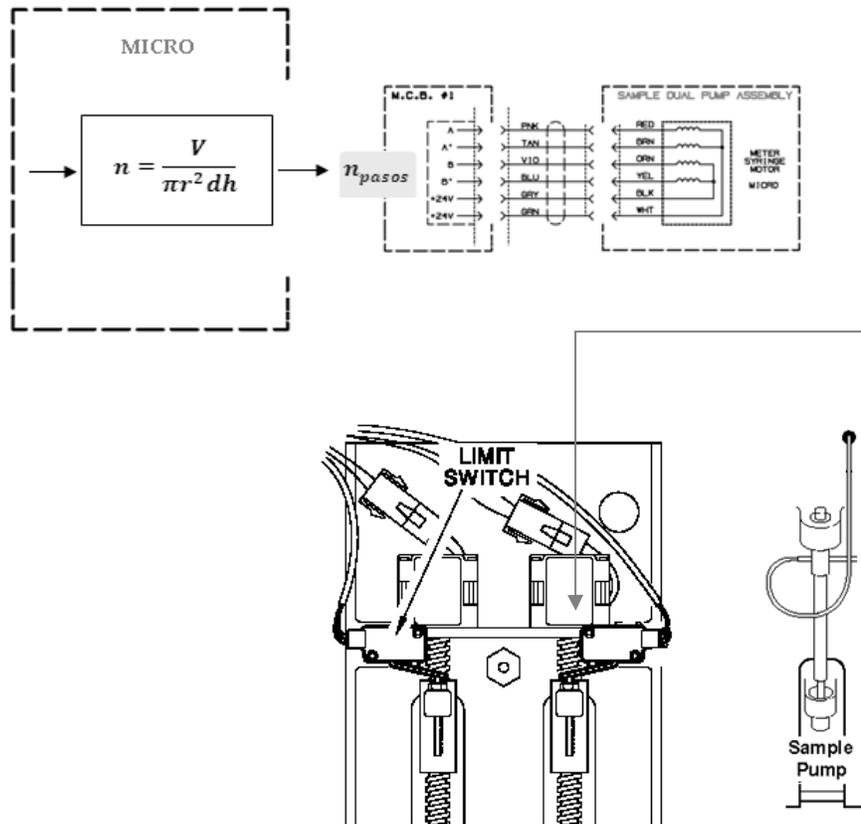
Fuente: DadeBehring Inc. Dimension® XL/RxL Service Manual. p. 19.

### 6.2.2. Sistema electrónico de control hidráulico

El sistema de control hidráulico actúa en base al volumen de agua requerido por el método. El bombeo del líquido se realiza por medio del desplazamiento vertical un eje concéntrico con un cilindro de radio constante, esta acción la realiza un motor paso a paso controlado por microprocesador, es un sistema de lazo abierto, debido a que no tiene sensor que indique que volumen se está dispensando. Existe una señal de *limitswitch*, la cual indica el límite superior de desplazamiento.

Figura 54. Esquema de sistema de control hidráulico

Condiciones de la prueba	
Volumen de la muestra	3 µL
Volumen de Reactivo 1	56 µL
Volumen de diluyente	321 µL
Temperatura de la prueba	37°C
Longitudes de onda	340 y 383 nm
Tipo de medición	punto final bicromático
Unidades	mg/dL [mmol/L]



Fuente: Dimension®.Photometer Drive Motor Encoder. p. 81.

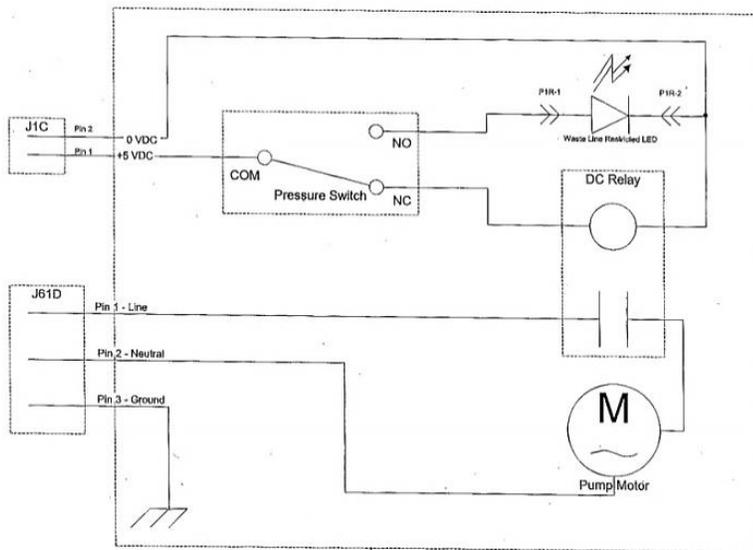
### 6.2.3. Bomba de desechos

Quando el software detecta que el recipiente de desechos líquidos está lleno, este activa la bomba de descarte, durante el ciclo de bombeo, el sistema de vacío es activado y el proceso de muestreo continúa. La máxima descarga

de altura para la bomba es de 11,5 pies. Mientras la bomba es capaz de desechar 500 mililitros por minuto, la cantidad de fluido bombeado depende del uso del instrumento. La presión máxima en la descarga de la bomba es 5 libras por pulgada cuadrada.

Un *switch* de presión, es instalado en el circuito de presión, el cual detecta una obstrucción en la línea de desechos y realiza la acción de deshabilitar la alimentación del compresor.

Figura 55. **Diagrama de conexiones eléctricas de control de desechos**



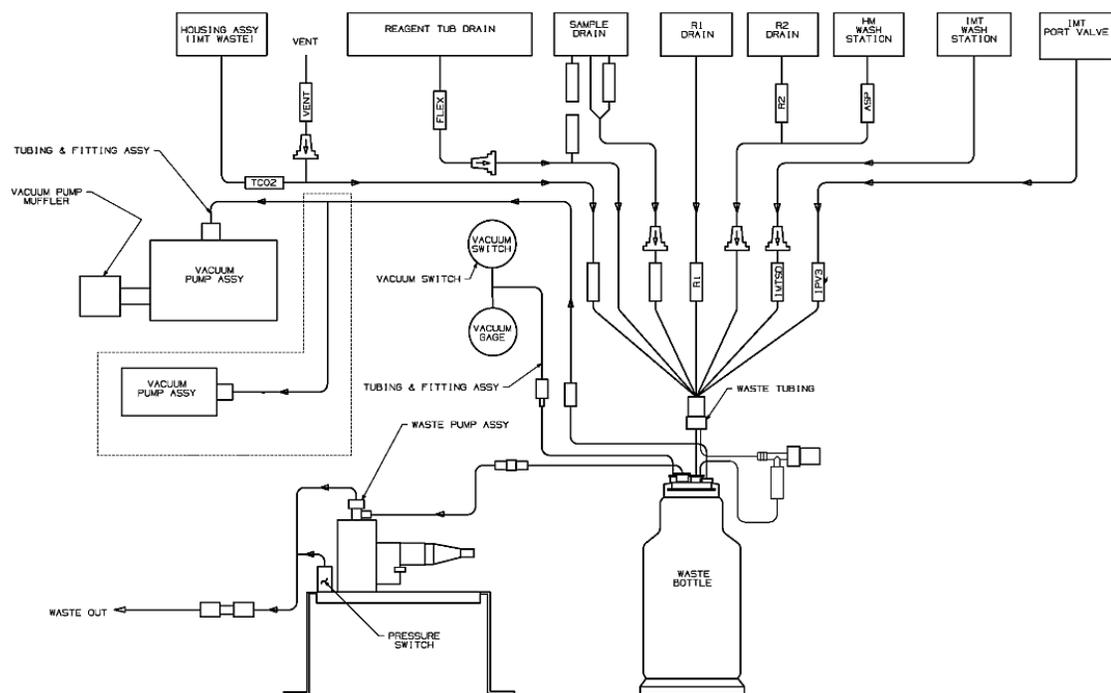
Fuente: Cuvette manufacturing, Dimension Service Training. p. 26.

#### 6.2.4. Bomba de vacío

La bomba de vacío, es capaz de proveer cerca de 11 pulgadas de mercurio (inHg) en el recipiente de desechos con la configuración mostrada en la figura 54.

Por medio del sistema de manejo de software el sistema de vacío puede ser configurado en diferentes situaciones; permanentemente mientras el sistema está procesando muestras, cuando es necesario un diagnóstico o un mantenimiento. Puede ser configurado para trabajar con el sistema de refrigeración cuando existe un exceso de condensación. El control de la bomba de vacío se realiza por medio de un relay mediante el sistema de manejo de software.

Figura 56. Diagrama de conexión de sistema desechos



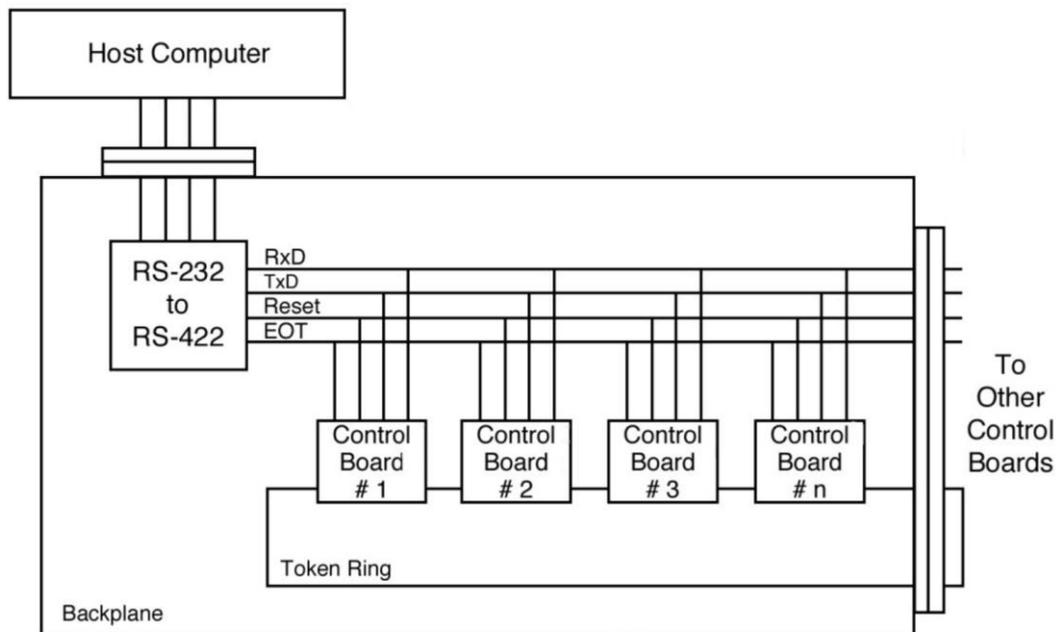
Fuente: DadeBehring Inc. Dimension® XL/RxL Service Manual. p. 14.



## 7. SISTEMA DE SOFTWARE MANEJO E INTERFAZ

El sistema de manejo por software, consiste de una computadora central en constante comunicación con las tarjetas de control para desarrollar las funciones necesarias para operar las estructuras mecánicas.

Figura 57. Diagrama de comunicación computador/tarjetas de control



Fuente: DadeBehring Inc. Dimension® XL/RxL Service Manual. p. 12.

La comunicación dentro del instrumento utiliza una red serial full dúplex que permite el flujo de información entre el computador principal y la tarjeta de control seleccionada. Aunque la velocidad de comunicación de la red serial es considerablemente más lenta que la de una interface paralela es una ventaja

para los requerimientos del ancho de banda. La interface RS-232, no permite compartir información con múltiples dispositivos en una línea de transmisión común. Una alternativa es la interface RS-422, es por eso que el hardware realiza una conversión de RS-232 a RS-422 utilizando un simple traslado de nivel que convierte la señal de  $\pm 12$  voltios a una señal de 5 voltios, manejada desde una línea diferencial con salidas tri-estados.

Una parte crucial del sistema de comunicación es la operación del *Token Ring*. El *Token*, es un pulso lógico que circula permanentemente a través de cada tarjeta de control y debe ser detectado por cualquier control con el propósito de verificar la comunicación con la computadora principal. La comunicación es desarrollada a través de las líneas de transmisión (TxD) y recepción (RxD). Todos los controles escuchan simultáneamente al computador, pero solo uno puede hablar a la vez. Una vez que la comunicación es completada, el control regresa el token al circuito cerrado.

### **7.1. Operación**

La tarjeta de control auxiliar, es un circuito de múltiples capas, todas las actividades son desarrolladas por un microcontrolador INTEL 87C196KR, el cual recibe las ordenes del computador principal a través de un circuito *token* RS-422.

La computadora envía las órdenes al microprocesador local de cada tarjeta de control para iniciar las acciones necesarias en el proceso de fabricación de cubetas. Una vez se recibe la información del computador el microprocesador iniciará y monitoreará la fabricación de cubetas. Luego de recibir las instrucciones los procesos que requieren respuestas de la computadora principal en menos de 0,1 segundos serán controlados por el

microprocesador (control de *HeatTorch*, Control de pasos de motor *stepper*, control de temperatura de aire de cubetas). Los procesos que no requieren este tipo de respuesta serán controlados por la computadora.

Un proceso bajo control de la computadora se realiza por una operación de *bits*, mientras que un proceso bajo control de microprocesador realiza por una señal de modulación de ancho pulso. El control con microprocesador comunicará la información de retroalimentación hacia la computadora.

## **7.2. Secuencia de inicialización**

Los eventos que ocurren cuando el instrumento, es inicializado luego de apagarlo o cargar un nuevo software son los siguientes:

- PC inicializa todas las tarjetas de circuitos, luego realiza una verificación de existencia de errores.
- Enciende LED rojos que indican 5 y  $\pm 15$ v.
- La tarjeta de control de motores cambia de 0 a D lo que indica la descarga de software, luego de aproximadamente 1 minuto, la indicación cambia de D a 1 lo que indica que se han realizado la verificación de software.
- Luego de realizar la actualización de *hardware* procede a inicializar el software de manejo e interfaz.



## CONCLUSIONES

1. Por medio del estudio sistemático es posible comprender las diferentes etapas, que forman un proceso, observando su relación con las variables que tienen influencia.
2. El estudio general de las reacciones bioquímicas permiten conocer la forma correcta de medir y controlar los cambios mediante un diseño de automatización adecuado.
3. Mediante la Ley de Beer-Lambert se puede medir la absorbancia de una muestra biológica, para poder realizar esta medición se realizó el estudio de diseño de un fotómetro automatizado.
4. El sistema robótico de muestreo, es el encargado de manipular tanto muestras biológicas como reactivos químicos con el fin de realizar la preparación de una manera segura y eficiente.
5. Una frecuencia en el rango ultrasónico permite realizar una mezcla de la muestra y reactivo sin producir burbujas, esta mezcla se lleva a cabo mediante transductor ultrasónico en combinación con un lazo de control del tipo PLL.
6. La velocidad de reacción de una muestra es directamente proporcional al aumento de la temperatura, por lo cual el control de temperatura en el proceso es un factor determinante para cumplir los requerimientos de los métodos. La medición de la temperatura se realiza por medio de un

elemento termistor y el control utiliza una señal PWM para manejar el flujo de aire que proporciona un ventilador.

7. Los elementos para la medición de temperatura son del tipo termistor y el control de aire mediante un programa de microprocesador que mediante un PWM controla el aire.
8. La fabricación de cubetas utiliza el principio de deformación de material plástico por medio de aire caliente, para lo cual un sistema neumático es utilizado para generar la presión de aire mayor a 5 psi y controlado por microprocesador con base a tiempos programados.
9. El sistema hidráulico proporciona abastecimiento de agua con grado clínico para realizar diluciones y limpiezas. El control de volumen dispensado se realiza a través de microprocesador en lazo abierto teniendo como actuador un motor paso a paso.
10. El manejo de la información del estado de los procesos y resultados se centraliza en una computadora la cual es el HMI (Human Machine Interface) con el usuario y operador. Cada uno de los procesos pueden ser monitoreados, manejados y diagnosticados desde esta interfaz.

## RECOMENDACIONES

1. Estudiar las diferentes ramas de las ciencias, y las tendencias en tecnología que van adoptando para conocer nuevos campos de aplicación de la ingeniería electrónica.
2. Elegir correctamente la forma de estudiar un proceso para observar las variables más influyentes que puedan ayudar a desarrollar algún diseño de automatización.
3. Seleccionar la tecnología más adecuada de medición para formar parte de la instrumentación del proceso.
4. Integrar tanto diseño mecánico como diseño de automatización para realizar un mejor control del proceso.



## BIBLIOGRAFÍA

1. BARNEY, Josh. *Sistema de salud* [en línea] <<http://www.healthsystem.virginia.edu/toplevel/home/home.cfm>> [Consulta: 15 de enero de 2012].
2. LÓPEZ, Antonio. *Robótica industrial* [en línea] <[http://www.slidefinder.net/r/robótica\\_industrial\\_politécnica\\_universidad\\_sevilla/7998998](http://www.slidefinder.net/r/robótica_industrial_politécnica_universidad_sevilla/7998998)> [Consulta: 15 de enero de 2012].
3. MERCK. *Manual of Medical Information*. 10a. ed. Germany: Merck, 2008.
4. OWEN, Tony. *Fundamentals of Modern UV-visible Spectroscopy*. Germany: Agilent Technologies, 2000. 140 p.
5. PÉREZ, José. *Servomotor* [en línea] <[http://cfievalladolid2.net/tecnologia/cyr\\_01/robotica/sistema.htm](http://cfievalladolid2.net/tecnologia/cyr_01/robotica/sistema.htm)> [Consulta: 15 de enero de 2012].
6. RODRÍGUEZ, Miguel. *Glucosa en sangre* [en línea] <[http://www.tuotromedico.com/temas/glucosa\\_en\\_sangre.htm#2](http://www.tuotromedico.com/temas/glucosa_en_sangre.htm#2)> [Consulta: 15 de enero de 2012].
7. RUBINSON, Kenneth A.; RUBINSON, Judith F. *Análisis Instrumental*. España: Pearson Educación, 2001. 250 p.

8. Siemens Medical Solutions Diagnostics. *Manual de Formación Básica de Servicio para Latinoamérica*. México: Siemens, 2008. 125 p.
9. \_\_\_\_\_. *Service Manual Clinical Chemistry System Dimension*. Estados Unidos: Siemens, 2008. 150 p.
10. STROBEL, Howard A. *Instrumentación Química*. Estados Unidos: Addison Wesley, 1982. 300 p.