



Universidad Austral de Chile

Facultad de Ciencias de la Ingeniería

Escuela de Electricidad y Electrónica

**REGISTRO Y CONTROL CONTINUO DEL pH
PARA LA APLICACIÓN EN EL ESTUDIO DE
LA CALCIFICACIÓN INVITRO DE UNA
BIOPRÓTESIS DE VÁLVULA CARDIACA**

Tesis para optar al título de
Ingeniero Electrónico

Profesor Patrocinante:
Sr. Jorge Morales Vilugrón
Ingeniero (E) en Electricidad

HELMUTH ALBERT STEUER TRAEGER

VALDIVIA 2005

Profesor Patrocinante:

JORGE MORALES VILUGRÓN

Profesores informantes:

PEDRO REY CLERICUS

JULIO ZARECHT ORTEGA

Fecha Examen de Titulación

Dedicatoria

*Dedico este trabajo de Tesis a mis padres, **Angela Traeger Schwarz** y **Helmuth Steuer Stehn**, por su inmenso amor, apoyo y comprensión. Agradezco el esfuerzo y la dedicación que me han brindado todos estos años, que hicieron posible lograr mis sueños y metas.*

*A mis hermanos, **Pamela Steuer Traeger**, **Carolina Steuer Traeger** y **Hans Steuer Traeger**, quienes me han apoyado siempre, dándome confianza y fuerza para seguir adelante.*

“Años de estudio y dedicación, culminan finalmente con el éxito de una carrera, escogida con muchas esperanzas, la cuál colmó plenamente las expectativas de una vida, esperando con muchas ansias que se hayan cumplido también, todas las de los hermosos seres que lo hicieron posible.” DITTO

Doy gracias a Dios por darme una familia tan maravillosa.

Agradecimientos

*Deseo agradecer muy sinceramente a mi tutor, **Don Jorge Morales Vilugrón**, Académico de la Facultad de Ciencias de la Ingeniería, Instituto de diseño y Métodos Industriales, quien me brindó toda la ayuda y experiencia en el desarrollo de este trabajo.*

*Agradezco también a mis profesores informantes, **Don Pedro Rey Clericus**, y **Don Julio Zarecht Ortega**, así como a todos mis profesores por parte de la Escuela de Electricidad y Electrónica y del Instituto de electrónica de la Universidad Austral de Chile. A todos ellos les doy las gracias por confiar en mí y por su gran entrega.*

*A **Martin Krings**, profesor de el Instituto Helmholtz de la Universidad Rheinischwestfälische Technische Hochschule Aachen, Alemania, quien me apoyo y motivó a desarrollar el tema para este trabajo de Tesis.*

Resumen

Al implantar bioprótesis de válvulas cardíacas, uno de los problemas que más se repiten es la calcificación del tejido de estas después de permanecer por un tiempo en el cuerpo humano. Es por esto que el departamento de Criobiología y Biomateriales de la Universidad alemana “Rheinischwestfälische Technische Hochschule Aachen” (RWTH) junto con la empresa Medtronix, pionera en la fabricación de válvulas proteicas, realizan hace algunos años estudios para determinar con precisión la causa de este fenómeno. El estudio consiste en someter 10 válvulas a un test de funcionamiento durante 8 semanas, equivalentes a 24 millones de latidos para incitar la producción de calcificación y poder así determinar que la causa. Estas válvulas están sumergidas todo el tiempo en un líquido con características muy similares a la sangre humana.

Los primeros experimentos se realizaron sin tomar en cuenta el grado de acidez del líquido, el cual debería permanecer con un pH constante de 7,4. En estos experimentos no se pudo determinar si la variación de pH que presentaba el líquido influyo en la calcificación de las válvulas una vez transcurridas las 8 semanas del test.

La presente tesis entrega una solución práctica a este problema, presentando un diseño que tiene por finalidad el medir y controlar el pH del líquido que se utiliza en el experimento, para poder así descartar la variación del pH en la calcificación de las válvulas.

Esta tesis entrega todos los detalles de la implementación del medidor-controlador de pH así como también del programa realizado en Visual Basic que es el encargado de leer y procesar los datos entregados por el medidor

El medidor – controlador puede medir y controlar el pH de cualquier líquido, pero esta diseñado para ser utilizado en el control del pH de el líquido en el que se sumergen las válvulas al momento de hacer el test.

El correcto funcionamiento del medidor – controlador de pH fue comprobado en un ambiente simulado y aunque el diseño cuenta con una interfaz para un medidor de pH convencional, en las demostraciones se utilizó un sensor de pH simulado.

Summary

One of the most repeated problems when implanting cardiac valves, is the calcification of the tissue when they remain for a long time in the human body. Therefore the Criobiology and Biomaterials Department of the German University of “Reinischwestfälische Technische Hochschule Aachen” (RWTH) together with the Metronic Interprise, pioneer in the manufacturing of the proteinic valves are carrying out during some years studies to determine with accuracy the cause of the phenomenon. The study lies in subjecting 10 valves to an operation test during 8 weeks, equal to 24 millions of heart beatings to start the production of calcification and be able to determine its cause. These valves are all the time submerged in a liquid with similar characteristics to the human blood characteristics.

The first experiments were carried out without considering the acid degree of the liquid which should stay with a constant pH of 7.4. In these experiments it was not able to determine if the variation of the pH that the liquid presented had influenced on the calcification of the valves after the 8 weeks.

The present thesis shows a practical solution to this problem, by introducing a design whose goal is to measure and control the pH of the liquid used in the experiment, and so be able to discard the variation of pH in the calcification of the valves.

This thesis shows the details of the introduction of the measurer-controller of the pH likewise also of the program carried out in Visual Basic in charge of reading and processing the data given by the measurer.

The measurer-controller can measure and control the pH of any liquid, but it is designed to be used in the pH control of the liquid in which the valves are submerged when carrying out the test.

The correct functioning of the pH measurer-controller was tested in a simulated environment and although the design has a device for a measurer of conventional pH, a simulated sensor of pH was used in this case.

Objetivos

1. Realizar un trabajo de tesis que entregue una solución practica al problema de la inestabilidad de pH en el estudio de calcificación de bioprótesis de válvulas cardiacas.
2. Explicar la anatomía y las funciones que cumplen las válvulas del corazón humano
3. Conocer sobre el estudio realizado por Helmholtz Institut, Alemania, para incitar la calcificación en las bioprótesis de válvulas cardiacas.
4. Dar a conocer el problema de inestabilidad de pH del líquido calcificante que presento el estudio, asi como la importancia de mantener un pH constante. Aclarando conceptos como pH y pH en la sangre.
5. Mostrar la etapa de medición continua de pH realizada en Alemania, conociendo así el electrodo de pH y el software utilizado.
6. Estudiar la posibilidad de diseñar un sistema que pueda mantener constante los niveles de pH durante el estudio.
7. Definir los materiales y el software que se utilizaran para el diseño. Explicando en detalle la utilización de cada uno de ellos.
8. Utilizar Visual Basic como software base para el control y manejo del diseño a construir.
9. Construir un medidor – controlador de pH capaz de solucionar el problema de inestabilidad de pH en el estudio realizado en Helmholtz Institut.
10. Desarrollar pruebas experimentales que permitan demostrar el buen funcionamiento del sistema.

Introducción

Las válvulas cardíacas protésicas son elementos artificiales concebidos para reemplazar una válvula cardíaca humana, que constan de un orificio a través del cual fluye la sangre y de un mecanismo ocluidor que cierra y abre el orificio. Existen 2 clases de válvulas cardíacas protésicas: las prótesis mecánicas constituidas por ocluidores rígidos en cuya fabricación no se incluye el uso de material biológico y las válvulas biológicas o tejidos valvulares finos, constituidas por valvas ocluidoras flexibles de origen animal o humano (bioprótesis)



Fig. 1. Prótesis de válvula cardíaca mecánica



Fig. 2. Prótesis de válvula cardíaca biológica

El problema de las bioprótesis es que después de un tiempo de ser implantadas (meses o años) en el ser humano, se produce una calcificación paulatina de estas, que comienza por las valvas de la válvula y luego se ramifica al resto de ella.

Las causas de este fenómeno, no se conocen con exactitud, solo se sabe que ocurre a la gran mayoría de las válvulas transplantadas y en algunos casos extremos se pueden determinar factores que incitan el comienzo de la calcificación, como el caso de pacientes con diabetes.

Es por esto que hace algunos años el departamento de Criobiología y Biomateriales dirigido por la Sra. Dr.-Ing. Birgit Glasmacher dependiente del Instituto “Helmholz Institut” de la Universidad Alemana “Rheinischwestfälische Technische Hochschule Aachen” (RWTH), realiza a petición de la empresa holandesa Medtronic, líder en la fabricación de bioprótesis de válvulas cardíacas, estudios para determinar el lugar exacto del comienzo de la calcificación, para poder así encontrar las posibles causas que generan este fenómeno.

Durante Julio del 2004 se realizó un estudio donde se midió la rapidez de calcificación de un nuevo diseño de válvulas. Para esto se colocaron 5 válvulas de diseño nuevo, y 5 válvulas

standard ocupadas por la empresa hasta el día de hoy, en cilindros plásticos adheridos a bombas que hacían circular una solución acuosa a través de las válvulas, simulando el paso de la sangre a través de estas. Estos cilindros están a su vez dentro de un recipiente mayor el cual es llenado con agua a 37°C y mantenida a esta temperatura con un calentador eléctrico resistente al agua. Esta maquina funcionó día y noche durante 1 semana, al séptimo día (correspondientes a 3 millones de pulsaciones cardiacas) se hicieron mediciones (con ayuda de radiografías y scanner) a cada una de las válvulas para determinar el comienzo de la calcificación. También se hace entonces una limpieza de los cilindros y mantención de la máquina. Eso se repitió durante 8 semanas (equivalentes a 24 millones de pulsaciones cardiacas). El estudio fue un éxito, ya que los resultados arrojaron que la válvula prototipo tiene menos tendencia a la calcificación que los diseños anteriores. Sin embargo, un punto problemático en el estudio fue la solución acuosa en la que se encontraban estas válvulas. La solución esta hecha de tal forma que sea lo más parecido a la sangre humana, con las mismas concentraciones de Calcio y Fosfato y por supuesto un pH de 7,4 todo el tiempo. Sin embargo al final de cada semana, se notó que el pH de la solución había descendido considerablemente, tomando valores que no son comparables a los del cuerpo humano. La inestabilidad del pH en la solución podría ser un factor importante en el proceso de calcificación de las válvulas en el experimento, entregando datos erróneos con respecto al tiempo que demoran las válvulas en calcificarse, haciendo que 8 semanas de estudio pierdan toda credibilidad.

El estudio finalizó sin poder superar este problema.

Esta tesis entrega una solución práctica al problema de inestabilidad de pH en el líquido donde se encuentran sumergidas las válvulas.

La primera etapa, realizada en Alemania, fue diseñar un sistema que midiera permanentemente los niveles de pH en la solución, para poder así saber con exactitud cuando ocurría el descenso del pH. Para esto se diseño un software utilizando Labview que tomaba datos a través de un sensor y los almacenaba en el disco duro de un computador para su posterior análisis. Estos análisis arrojaron que el pH descendía en las primeras horas del experimento. Este experimento se realizó bajo las mismas condiciones que el estudio mencionado anteriormente.

Como segunda etapa y tema principal de este trabajo, se diseñó un sistema que es capaz de medir y mantener constante los niveles de pH en la solución.

El diseño cuenta con una caja negra donde se encuentran los elementos de obtención de datos. Estos datos son adquiridos a través de un sensor de pH, luego son amplificados y llevados hacia un conversor análogo digital, posteriormente se envían los datos al computador a través del puerto paralelo.

Para el caso de mantención, puesta a punto y demostraciones de funcionamiento del sistema, el diseño cuenta también con un sensor simulado, que hace más fácil la obtención de datos.

Se confecciono un programa en Visual Basic capaz de leer los datos entregados por el sensor, graficarlos y guardarlos en el disco duro. Además el programa reconoce los niveles deseados de pH y esta siempre alerta en caso de que el pH aumente o disminuya, si esto ocurre, se accionan a través del puerto paralelo, 3 servo motores de forma independiente, los motores mueven jeringas que están conectadas al recipiente en donde se encuentra el líquido. Las jeringas contienen sustancias que hacen aumentar y disminuir los niveles de pH, así si el pH sube, se agregara la sustancia que hace disminuir el nivel de pH, haciendo que este se mantenga siempre dentro de los niveles deseados.



Fig. 4. Medidor – Controlador de pH, diseñado y construido en Noviembre del 2004

El programa confeccionado en Visual Basic, tiene un ambiente muy amigable lo que lo hace de muy fácil uso.

La presente tesis entrega información de carácter teórico y práctico sobre el desarrollo, construcción y puesta en marcha del medidor – controlador de pH

Metodología de trabajo

El desarrollo de esta tesis contempla las siguientes etapas:

1. Un análisis al estudio que realiza el departamento de Criobiología y Biomateriales de la Universidad alemana “Rheinischwestfälische Technische Hochschule Aachen” (RWTH) a las bioprótesis de válvulas cardiacas y así poder comprender la importancia de mantener un pH constante de 7,4 en el líquido donde se encuentran sumergidas las válvulas.
2. Un estudio de las posibles soluciones, eligiendo la más conveniente en términos de costo, funcionalidad y calidad
3. Elección de los materiales adecuados con los que se trabajara.
4. Revisión detallada de el uso del puerto paralelo de el computador
5. Diseño y construcción del medidor – controlador de pH
6. Realización de pruebas que acrediten el óptimo funcionamiento del diseño.
7. Plantear las conclusiones y resultados obtenidos después de la realización de este trabajo

Índice

DEDICATORIA	III
AGRADECIMIENTOS	IV
RESUMEN	V
SUMMARY	VI
OBJETIVOS	VII
INTRODUCCIÓN	VIII
METODOLOGÍA DE TRABAJO	XII
CAPÍTULO I. VISUALIZACIÓN DEL PROBLEMA	16
I.1. Válvulas del Corazón	16
I.1.1. ¿Cómo funcionan las válvulas del corazón?	17
I.2. Válvulas cardiacas protésicas	17
I.2.1. Prótesis Mecánicas	18
I.2.2. Válvulas Biológicas	19
I.2.3. Calcificación de las Válvulas Biológicas	22
I.2.3.1. Concepto de Calcificación	22
I.2.3.2. Calcificación de las Bioprótesis de válvulas cardiacas	22
I.2.4. Estudio realizado en Helmholtz Institut, Alemania	24
I.2.4.1. El Simulador	24
I.2.4.2. Líquido “Calcificante”	27
I.2.4.3. Puesta en marcha de estudio	29
I.2.4.4. Análisis de los resultados, visualización del problema	29

I.3. El Problema	32
I.3.1. Definición de pH	32
I.3.1.1. Tabla de valores de pH	33
I.3.2. pH en la Sangre	34
CAPITULO II. MEDICIÓN CONTINUA DEL PH	35
II.1. Principio de funcionamiento del Electrodo de pH	35
II.1.1. Descripción del Electrodo de pH	35
II.1.2. Funcionamiento de un Electrodo de pH	37
II.1.3. Adquisición de la señal	39
II.1.4. Problemas en la aplicación	39
II.1.5. Calibración de electrodos de pH	40
II.2. Medición continua de pH, etapa realizada en Helmholtz Institut	41
II.2.1. Elementos del sistema	41
II.2.2. Implementación del sistema de medición continuo de pH	42
II.2.3. Datos Obtenidos después de la medición continua	44
II.2.4. Conclusiones	45
CAPITULO III. DISEÑO E IMPLEMENTACIÓN DEL MEDIDOR – CONTROLADOR DE PH	46
III.1. Estructura Controladora	46
III.1.1. Diseño y Construcción	47
III.2. Medidor de pH	56
III.2.1 Etapa Amplificadora	57
III.2.2. Etapa Conversora	58
III.2.3. El circuito Impreso del Medidor de pH y presentación final	64
III.3. Interfaz utilizado	68

III.3.1. Puerto Paralelo_____	68
III.4. Programa Maestro_____	79
III.4.1 Visual Basic_____	79
III.4.2. Diseño del programa maestro_____	84
III.4.3. Funcionamiento del programa maestro_____	90
CAPITULO IV. PUESTA EN MARCHA Y PRUEBAS AL SISTEMA_____	92
IV.1. Puesta en marcha_____	92
IV.2. Pruebas al Sistema_____	94
CAPITULO V. CONCLUSIONES Y RESULTADOS_____	95
REFERENCIAS BIBLIOGRÁFICAS_____	97

Capítulo I. VISUALIZACIÓN DEL PROBLEMA

Para visualizar y comprender el problema que se presentará en esta tesis es necesario conocer los aspectos que están directamente relacionados con él. Es por esto que antes de exponer el problema, se hará una breve descripción del ambiente en donde se genera y los distintos elementos que interfieren en un estudio para incitar la calcificación de bioprótesis de válvulas cardíacas.

I.1. Válvulas del Corazón

El corazón consiste de cuatro cavidades, dos atrios (las cavidades superiores) y dos ventrículos (las cavidades inferiores). En cada una de las cavidades existe una válvula, que la sangre atraviesa antes de salir de esa cavidad. Las válvulas evitan que la sangre vuelva hacia atrás. Las válvulas son aletas o valvas que están localizadas en la salida de cada uno de los dos ventrículos (las cavidades inferiores del corazón). Actúan como compuertas de entrada en un lado del ventrículo y como compuertas de salida en el otro lado del ventrículo. Cada válvula tiene tres aletas, excepto la válvula mitral, que sólo tiene dos. Las cuatro válvulas del corazón son las siguientes:

- La válvula tricúspide - localizada entre el atrio derecho y el ventrículo derecho.
- La válvula pulmonar - localizada entre el ventrículo derecho y la arteria pulmonar.
- La válvula mitral - localizada entre el atrio izquierdo y el ventrículo izquierdo.
- La válvula aórtica - localizada entre el ventrículo izquierdo y la aorta.

1.1.1. ¿Cómo funcionan las válvulas del corazón?

Cuando el músculo cardíaco se contrae y se relaja, las válvulas se abren y se cierran, permitiendo, alternativamente, el flujo sanguíneo entre los ventrículos y los atrios. A continuación, se explica paso a paso cómo funcionan normalmente las válvulas del ventrículo izquierdo:

- Tras la contracción del ventrículo izquierdo, la válvula aórtica se cierra y la válvula mitral se abre, para permitir que la sangre pase desde el atrio izquierdo hasta el ventrículo izquierdo.
- Cuando se contrae el atrio izquierdo, pasa más sangre al ventrículo izquierdo.
- Cuando el ventrículo izquierdo se vuelve a contraer, la válvula mitral se cierra y la válvula aórtica se abre, para que la sangre fluya hacia la aorta.

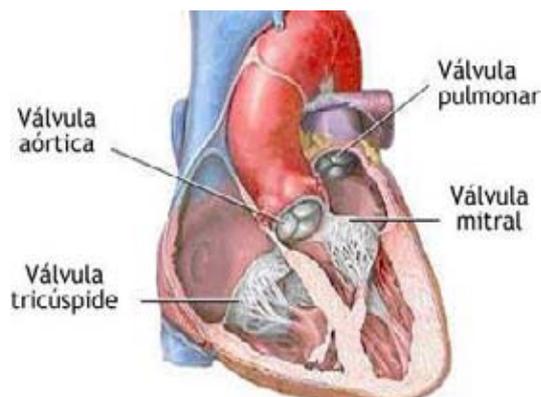


Fig. 4. Ubicación de las 4 válvulas en el corazón humano

I.2. Válvulas cardíacas protésicas

Definición

Las válvulas cardíacas protésicas son elementos artificiales concebidos para reemplazar una válvula cardíaca humana, que constan de un orificio a través del cual fluye la sangre y de un mecanismo ocluidor que cierra y abre el orificio. Existen 2 clases de válvulas cardíacas protésicas: las prótesis mecánicas constituidas por ocluidores rígidos en cuya fabricación no se incluye el uso de material biológico y las válvulas biológicas o tejidos valvulares finos, constituidas por valvas ocluidoras flexibles de origen animal o humano.

A su vez a algunas válvulas biológicas algunos autores la prefieren denominar *bioprótesis*, término utilizado para un tejido no viable de origen biológico tales como las válvulas porcinas de Hancock y la de Carpentier- Edwards, que se diferencian de la verdadera válvula biológica, la cual ha sido transplantada en las mismas condiciones en que se encontraba naturalmente.

1.2.1. Prótesis Mecánicas

La evolución de las prótesis mecánicas cardíacas supone un apasionante recorrido a lo largo del desarrollo y perfeccionamiento de un dispositivo a la vez sencillo y optimizado desde el punto de vista de la ingeniería y el diseño. Las prótesis mecánicas cardíacas en sus orígenes denominadas "artificiales"; de acuerdo a su estructura se clasifican en *jaula-bola*, *jaula-disco*, *disco lenticular simple*, y *disco lenticular bivalva*. Según la bibliografía la primera prótesis valvular documentada fue la válvula modelo *jaula-bola* desarrollada por Charles Hufnagel en el año 1947 (*Figura 3*), este tipo de prótesis fue colocada en la aorta torácica descendente de un paciente con insuficiencia aórtica, el día 11 de Septiembre de 1952. Si bien este tipo de válvula no era estrictamente cardíaca, la importancia histórica de la misma reside en que se empezó a emplear antes del desarrollo de la circulación extracorpórea, por lo que el procedimiento se realizó con el corazón latiendo y sin el apoyo del mencionado soporte. En lo que respecta a las prótesis estrictamente cardíacas, se desarrollaron a partir del inicio de la circulación extracorpórea, progreso que significó a la cirugía cardíaca la posibilidad de trabajar sobre el interior del corazón exangüe e inmóvil.

Dentro del mismo diseño, la prótesis mitral marca de fábrica Starr-Edwards, fue implantada por primera vez en 1960, y debe su nombre a M.L. Edwards y A. Starr, sus diseñadores, la válvula estaba constituida por una jaula de material prototipo de plástico y una bola oclusora de goma de silicona (silastic®)_mantenida en su posición por el arnés plástico que se sujetaba a un anillo (*Figura 4*). En esta estructura la bola se desplaza libre y pasivamente desde el anillo, en su posición de cierre, hasta el extremo de la jaula en su posición de apertura, permitiendo el pasaje de sangre a su alrededor y entre ella y la jaula y la pared aórtica o ventricular, de acuerdo con su posición aórtica o mitral⁽⁵⁾.



Fig. 5. Válvula de Hufnagel



Fig. 6. Starr-Edwards mitral, año 1960

1.2.2. Válvulas Biológicas

Al principio de la década de 1960 prácticamente en la misma época que se inicia el desarrollo de las prótesis mecánicas, surgió gran interés por desarrollar tejidos biológicos con la intención de obtener una válvula de características más “fisiológicas”, que fuera menos trombogénica y por ende no exigiera el uso imperioso de agentes anticoagulantes. Las primeras que se usaron fueron las válvulas homologas esterilizadas químicamente, la gran mayoría de estas válvulas presentaron disfunción valvular a los 3 años. Luego se utilizaron válvulas homologas frescas tratadas con antibióticos, o válvulas conservadas y tratadas con radiación, estas tuvieron mayor durabilidad, pero presentaron disfunción tardía debido a la disolución de las fibras colágenas de las valvas, interpretado esto como fenómeno de rechazo. El otro problema era de tipo logístico por la dificultad de obtener un número suficiente de las mismas. Para evitar todos estos problemas, a principios de 1965 se desarrollaron las válvulas heterológicas porcinas que pronto se usaron en humanos.

Inicialmente estas válvulas se esterilizaban con formalina, lo que provocaba una disolución de las fibras colágenas que a la larga se acompañaba de disfunción valvular, luego Carpentier y colaboradores desarrollaron un proceso de fijación y esterilización de las válvulas porcinas empleando una solución diluida de glutaraldehído el cual favorece la estabilización de las uniones entre las fibras colágenas, por lo que después del tratamiento las válvulas porcinas se vuelven un tejido colágeno prácticamente inerte con poca o ninguna propiedad antigénica, de mayor biocompatibilidad. El glutaraldehído se usa en una concentración que varía del 0,2 al

0,625 %, las válvulas así tratadas se montaban en un soporte semiflexible hecho de un anillo de estilete y con brazos flexibles hechos de polipropileno. Estas válvulas biológicas porcinas conocidas con el nombre de Hancock fueron las primeras en producirse a gran escala y emplearse en posición mitral, tricuspídea o aórtica.

Las ventajas más importantes de las Bioprótesis de válvulas cardíacas son las siguientes:

- El daño a la sangre es menor al provocado por prótesis mecánicas.
- No es necesario terapia de porvida con anticoagulantes.
- Su forma natural tiene por consecuencia una mejor relación con el flujo sanguíneo.

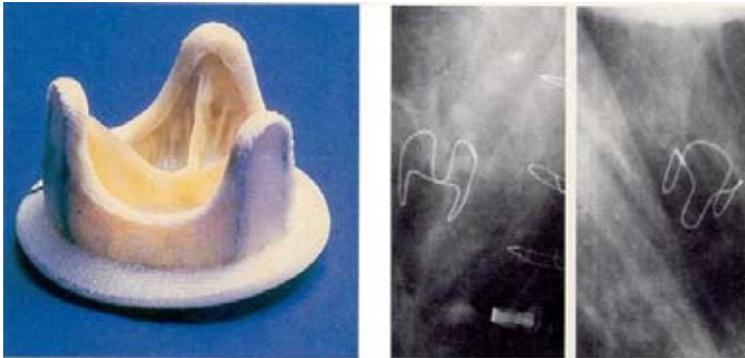


Fig. 7. izquierda, Bioprótesis Carpentier – Edwards (cerdo). Derecha, radiografía de la misma bioprótesis implantada



Fig. 8. Bioprótesis (cerdo) válvula Aorta tipo Stented, utilizada en estudio del 07.2004. Vista lateral y perfil.

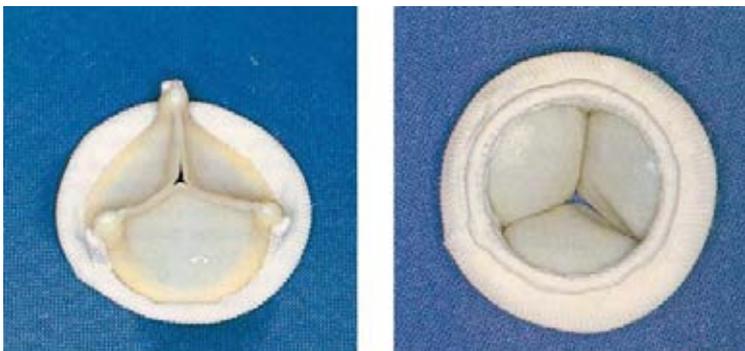


Fig. 9. Bioprótesis (vacuno) Ionescu – Shiley. Válvula Aorta. Vista lateral y de abajo.

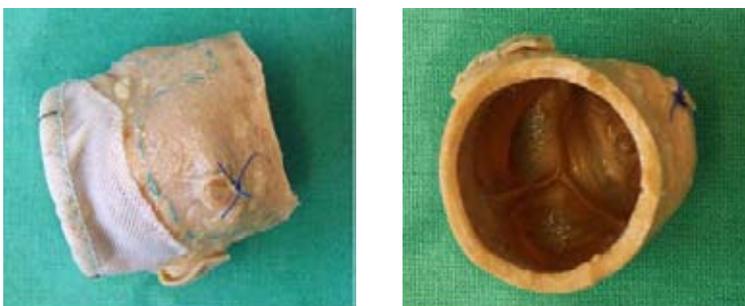


Fig. 10. Bioprótesis (cerdo) Válvula Aorta tipo Stentless (freestyle) utilizada en estudio del 07.2004. Vista lateral y perfil.

1.2.3. Calcificación de las Válvulas Biológicas

1.2.3.1. Concepto de Calcificación

La calcificación es el proceso por el cual se generan depósitos insolubles de calcio en los tejidos. Pueden detectarse por RX (se ven densos intensos), macroscópicamente son tejidos duros, blancos y crepitantes al seccionarse, al microscopio óptico puede detectarse porque se tiñen de azul oscuro con hematoxilina/eosina.

De forma fisiológica sólo están calcificados los huesos y los dientes. Sin embargo, patológicamente, pueden producirse calcificaciones fuera de estos tejidos, a lo que se le llama calcificación heterotópica. Se pueden distinguir dos tipos de calcificación heterotópica:

Distrófica: cuando se produce en tejidos anormales o degenerados. En estos aumenta el calcio intracelular que va a las mitocondrias y se inicia la calcificación. Puede verse en las arterias (arterioesclerosis de Mönckeberg), en las litiasis (renales, biliares), en microorganismos parasitarios muertos, en las cavernas de la tuberculosis y en algunas neoplasias.

Metastásica: es la que se produce en individuos con una hipercalcemia de base. Esta hipercalcemia está producida por hiperparatiroidismo, aumento de la vitamina D o destrucciones importantes de tejido óseo por metástasis óseas. Los órganos que se afectan son principalmente el riñón, el estómago, los pulmones y los vasos.

1.2.3.2. Calcificación de las Bioprótesis de válvulas cardiacas

El fenómeno de la calcificación, que aumenta la reducción del movimiento natural de las valvas de la válvula, se encuentra en el centro de los cambios histológicos para poder así guiar la disminución de sus efectos. Con frecuencia son los defectos de los tejidos por causa de la calcificación, agrietaciones o perforaciones de las valvas, los que conducen a un reemplazo de las válvulas.

Hay diversos factores que contribuyen al deterioro estructural de las válvulas protésicas. Los más importantes son: la degradación bioquímica y el daño mecánico del tejido conectivo de las válvulas bioprotésicas o biológicas. Estudios recientes sugieren que las metaloproteinasas de la matriz del tejido conectivo son causas importantes de esta degradación. Estas enzimas pueden

ser derivadas del plasma sanguíneo o de células inflamatorias. El desgaste mecánico de materiales biológicos (colágena y elastina) también se considera de gran importancia, debido a que las válvulas protésicas no poseen mecanismos sintéticos para el reemplazo de estos materiales. Por lo tanto, el desgaste producido por alrededor de 30 millones de ciclos de apertura y cierre valvular por año tiene efectos acumulativos, lo cual se manifiesta en forma de roturas lineales y/o perforaciones. Depósitos de calcio, colesterol y aun de amiloide, también se presentan en las válvulas bioprotésicas. Los depósitos de calcio son los más importantes y se desarrollan de manera especialmente rápida en niños y en adultos jóvenes. Las perforaciones y los depósitos de calcio, aislados o en combinación, son las causas más frecuentes del deterioro estructural de las válvulas bioprotésicas.

Las causas de la formación de depósitos de calcio en las válvulas bioprotésicas han sido investigadas en detalle en válvulas explantadas de pacientes y de animales experimentales. Los mecanismos de calcificación en ambos parecen ser similares.

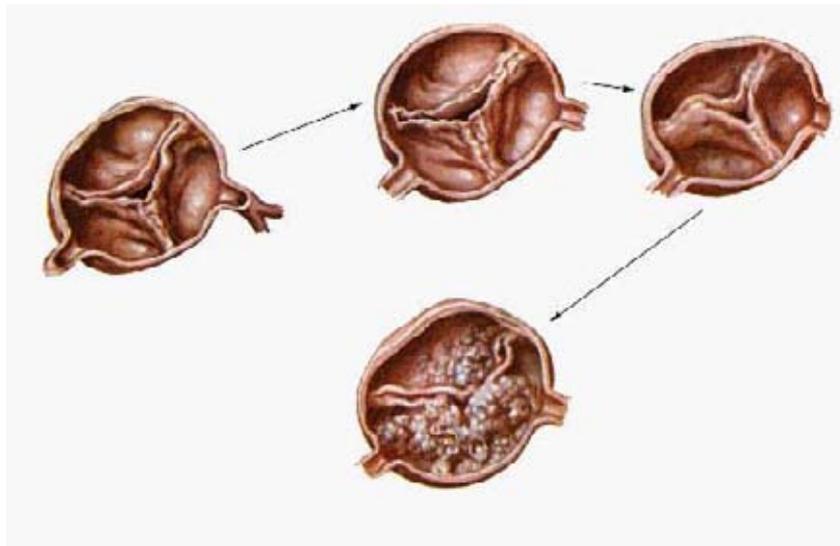


Fig. 11. Formación progresiva de depósitos de calcio en las valvas de una Bioprótesis enferma. Comienza con una leve inflamación de las valvas y luego se calcifican, dejándolas con poca movilidad, de esta manera la válvula no cierra adecuadamente

1.2.4. Estudio realizado en Helmholtz Institut, Alemania

En Julio del 2004 el departamento de Criobiología y Biomateriales de la Universidad alemana “Rheinischwestfälische Technische Hochschule Aachen” (RWTH) junto con la empresa Medtronic, empresa holandesa líder en la fabricación de bioprótesis, resolvieron realizar un estudio para determinar en que momento y donde comienza la calcificación en las bioprótesis de válvulas cardiacas. Para esto la empresa dono 10 válvulas para someterlas a prueba, 5 de ellas modelos Standard y 5 modelos nuevos todavía no implantados en seres humanos. La idea es someter a las 10 válvulas a un trabajo de bombeo, que simule el corazón humano, pero más rápido de lo normal para poder así obtener resultados visibles en solo un par de semanas. El objetivo es hacer que las válvulas se calcifiquen paulatinamente y poder cada cierto tiempo hacer análisis individuales a las válvulas y determinar cuando comienza la calcificación y en que lugar de la válvula. Con estos datos se pueden encontrar patrones que sirvan de ayuda para entender porque ocurre la calcificación.

1.2.4.1. El Simulador

El simulador es una maquina diseñada por el Dr. Ing. Martin Krings del departamento de Criobiología y Biomateriales de Helmholtz Institut, que contiene 10 compartimientos (Fig. 12.) donde son fijadas las válvulas mediante anillos de acero (Fig. 13.) que a su vez van atornillados al compartimiento. Los compartimientos están acoplados herméticamente sobre un disco de metal y a través de este se introducen émbolos (Fig. 12.) hacia los compartimientos. Los anillos se atornillan a estos émbolos, los que se mueven hacia arriba y hacia abajo gracias a un motor AC conectado a un disco metálico menor que produce movimientos ondulatorios. De esta forma los émbolos producen la fuerza necesaria para que el fluido sea bombeado a través de las válvulas. En normal funcionamiento, el motor girara a 5Hz, haciendo que las 10 válvulas trabajen al mismo tiempo La presión en el compartimiento es controlada extrayendo o introduciendo líquido con una jeringa a través de una manguera que va de la base al borde superior del compartimiento. Luego se conecta un osciloscopio al compartimiento para observar gráficamente la presión de estos y asi poder calibrar fácilmente. La manguera o bypass cumple la función de hacer circular el líquido a través de la válvula. Luego, los compartimientos son cubiertos por un recipiente

acrílico transparente y sumergidos en agua a una temperatura de 37°C (Fig. .) (Temperatura fisiológica del cuerpo humano) mantenida gracias a un termostato conectado a un calentador para acuarios.

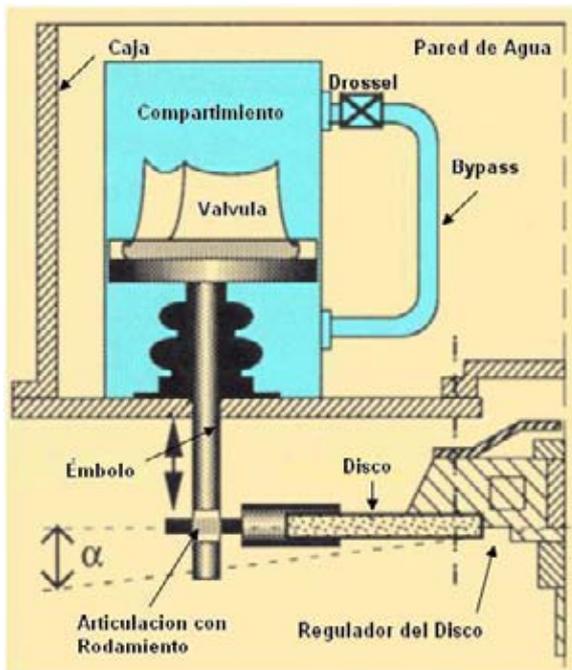


Fig. 12. Detalle de las piezas que forman el Simulador, siendo α el ángulo de movimiento del émbolo.



Fig. 13. Simulador junto a un estroboscopio utilizado para observar la apertura de las válvulas en movimiento. Se observan los contenedores, bypass, los émbolos y los discos metálicos



Fig. 14. se puede observar un anillo de acero inoxidable que es utilizado para fijar la válvula al émbolo.



Fig. 15. Anillo con válvula, listo para ser atornillado al émbolo dentro de el compartimiento



Fig. 16. Se puede observar el anillo con la válvula ajustada y fijado al émbolo dentro del compartimiento.

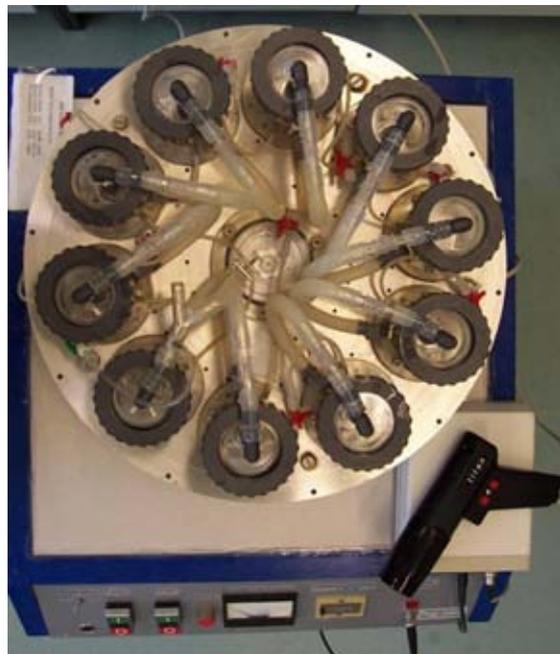


Fig. 17. Vista área del Simulador, se observan los 10 compartimientos y los bypass responsables de la circulación del líquido



Fig. 18. Simulador cubierto el recipiente acrílico transparente. Los compartimientos se encuentran sumergidos y a 37°C. El agua contiene antibacteriano para evitar malos olores.

1.2.4.2. Líquido “Calcificante”

Normalmente las bioprótesis bombean sangre, en este caso trabajar con sangre se vuelve muy complicado por la cantidad de infecciones que se pueden transmitir por una mala manipulación de esta. Por esta razón se decidió preparar un líquido que tenga las mismas características de la sangre, con respecto a Calcio y Fosfato. Para esto se utilizo principalmente agua destilada, solución de Barbital – Sodio al 0,1M, Fosfato y Calcio. Los detalles de la preparación son los siguientes. (Datos obtenidos gracias a Tesis de Hartmut Bernd Friedrich Kesper)

- El componente más abundante en la elaboración del fluido es agua destilada, la que se obtiene de agua común tratada por una destiladora. Para 2 l de líquido son necesarios 1,6 litros de agua destilada.

- El aditivo más importante del líquido es la solución a 0,1M de Barbital – Na. La que también esta compuesta principalmente por agua destilada. Un litro de esta solución contiene 20,6 gr. de Barbital – Na (en sales). Esta solución es suministrada por la farmacia del instituto de medicina de la universidad RWTH Aachen. Para 2 l de líquido, se requieren 0,4 litros de la solución.
- Una vez mezclado los 1.6 litros de agua destilada y los 0,4 litros de solución Barbital – Na, se amortigua con ácido Clorhídrico al 25%. Se debe obtener un pH de 7,4, este pH puede ser un poco menor, pero nunca mayor a 7,4 sino el líquido será alcalino y las válvulas estarán en un ambiente dañino para sus tejidos.
- Finalmente se le agrega al líquido (2 l) 8,2006 gr. de Cloruro de Potasio (KCl), 0,342 gr. de Fosfato de Potasio (KH_2PO_4) y 0.3328 gr. de Cloruro de Calcio ($CaCl_2$).
- Una muestra del líquido es analizada en los laboratorios de la facultad de Veterinaria de la RWTH Aachen. Son analizadas las concentraciones de Calcio (Ca) y Fosfato (PO_4). Dependiendo de estos resultados se agrega al líquido una cantidad dada por la Ec. 1. de Calcio diluido al 10% y Fosfato de Potasio hasta alcanzar las concentraciones deseadas.

A modo de ejemplo:

$$\begin{aligned} [Ca] &= 3,044 \text{ mmol/l ej. } [Ca] = 12,2 \text{ mg/dl} \\ [PO_4] &= 3,45 \text{ mmol/l ej. } [PO_4] = 32,76 \text{ mg/dl} \end{aligned}$$

$$V_{lös.} = \frac{C_1 - C_0}{C_{lös}} \cdot V_{BPL} \quad \text{Donde:} \quad \text{Ecuación 1.}$$

$V_{lös.}$: Volumen de la cantidad de Calcio diluido y Fosfato de Potasio a añadir

V_{BPL} : Volumen de la solución de Barbital en ml

C_0 : La Concentración de iones obtenida de Ca- PO_4 en mmol/l

C_1 : Concentración deseada en mmol/l

$C_{lös.}$: Concentración de la solución a la que se va a agregar el resultado en mmol/l

Para Fosfato de Potasio: 600 mmol/l

Para Calcio: 225 mmol/l

1.2.4.3. Puesta en marcha de estudio

Antes de la puesta en marcha se describen detalladamente las válvulas a estudiar, se toman fotos y se miden. Luego se debe limpiar minuciosamente los compartimientos. Cada válvula con su respectivo anillo es atornillada al émbolo dentro del compartimiento. Cada compartimiento es llenado con líquido Calcificante fresco y llevado a una presión de 100 mmHg. Después de esto se coloca el recipiente acrílico sobre el simulador y se rellena con agua a 37°C.

Una vez que el simulador se enciende se ajusta a 5Hz y se deja en funcionamiento durante 7 días. Al séptimo día, se detiene el simulador y se extraen las válvulas para su análisis. En esta etapa las válvulas habrán bombeado 3.000.000 de veces. Se prepara líquido Calcificante nuevo y se limpia el simulador. Este proceso se repite durante 8 semanas. Entonces se observa la formación paulatina de depósitos de calcio en las válvulas.

1.2.4.4. Análisis de los resultados, visualización del problema

El análisis semanal de las válvulas es el aspecto más importante del estudio. Cada semana las válvulas son retiradas de los compartimientos y se les toma radiografías de alta resolución, utilizando para esto la misma maquina utilizada para tomar mamografías, debido a la alta calidad de las imágenes que se obtienen, mejor a cualquier otra maquina de RX (Fig. 19.) La radiografía que se obtiene en este proceso muestra cualquier indicio de formación de calcio en las válvulas, y así se pueden comparar semana a semana observando el avance de los depósitos de calcio (Fig. 20.). Tratando las imágenes digitalmente se obtienen resultados precisos en cuanto al grado de calcificación de la válvula.

Otra técnica utilizada es la Tomografía Computarizada (Scanner). Cada válvula es scaneada, obteniendo una figura tridimensional muy detallada de esta. (Fig. 21.) Las imágenes se trabajan en un Software diseñado en el mismo instituto llamado DISOS (Fig.22.).



Fig. 19. Aparato para Mamografías (General Electric) utilizado par tomar radiografías a las válvulas bajo estudio. La gran resolución de esta maquina la hace ideal pare este tipo de tareas. E la foto se observan las válvulas en posición listas para ser radiografiadas.



Fig. 20. Esta imagen muestra una secuencia de radiografías tomadas a una válvula con 18 millones de bombeos. Se observa claramente que las valvas presentan calcificación. A la derecha se ve el área de las valvas que están afectadas por la calcificación.



Fig. 21. Scanner utilizado para obtener imágenes tridimensionales de las válvulas. El aparato se encuentra en las dependencias del Hospital “Klinikum” de la ciudad de Aachen, Alemania

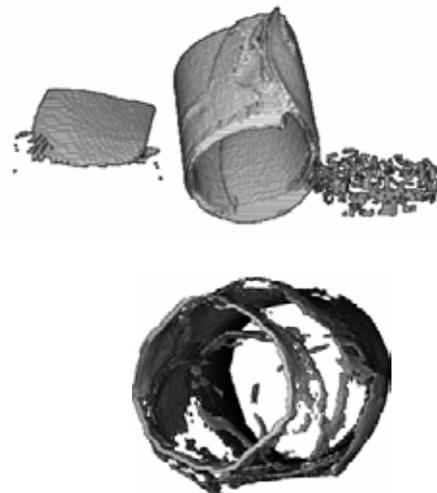
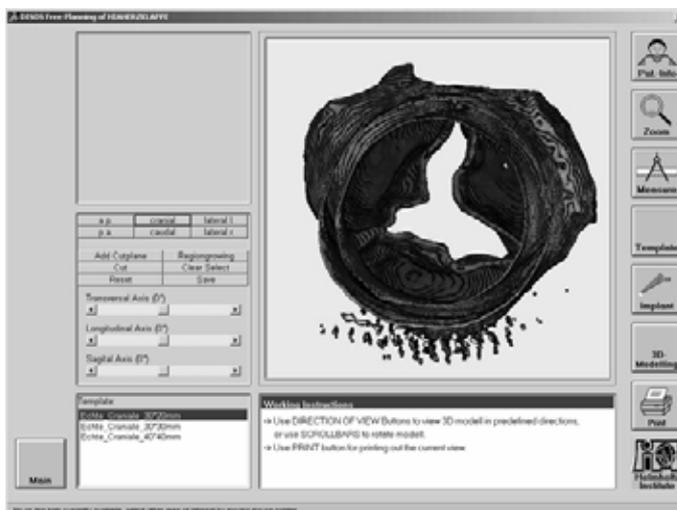


Fig. 22. A la izquierda una ventana del Software DISOS, utilizado para procesar las imágenes entregadas por el Scanner. Ajustando la intensidad de la imagen, se puede deducir si se trate de fragmentos de Calcio o solo de tejido. A la derecha, cortes tridimensionales de una de las válvulas scaneadas.

I.3. El Problema

Otro de los análisis semanales que debe realizarse durante el estudio, es el control del pH del líquido Calsificante. El que teóricamente debería mantener un pH de 7,4. Al analizar el líquido se encontró que el pH de este disminuyó drásticamente en cada uno de los 7 análisis realizados durante el estudio. La variación de pH podría ser un factor muy importante en la calcificación de las válvulas, sin embargo no se esperaba contar con un problema de esta naturaleza y el estudio finalizó sin poder superar este problema, pese a los intentos de preparar un líquido Calsificante más estable.

A continuación se definen algunos conceptos importantes para comprender la magnitud del problema y poder así desarrollar esta tesis.

I.3.1. Definición de pH

Definido en 1909, por el químico danés Sorensen como el *potencial hidrógeno* (pH) como el logaritmo negativo de la concentración molar (más exactamente de la actividad molar) de los iones hidrógeno. Esto es:

$$\text{pH} = -\log_{10} [\text{H}^+]$$

Desde entonces, el término pH ha sido universalmente utilizado por la facilidad de su uso, evitando así el manejo de cifras largas y complejas. Por ejemplo, una concentración de $[\text{H}^+] = 1 \times 10^{-7} \text{ M}$ (0,0000001) es simplemente un pH de 7 ya que: $\text{pH} = -\log[10^{-7}] = 7$

El pH típicamente va de 0 a 14, siendo los pH menores que 7 ácidos, y los mayores, básicos. El $\text{pH} = 7$ indica la neutralidad de la disolución. Se considera que p es un operador logarítmico sobre la concentración de una solución: $p = -\log(\dots)$

I.3.1.1. Tabla de valores de pH

Tipo de disolución	Valor aproximado de pH
Disolución de HCl 1 M	0
Jugo gástrico	1,5
Zumo de limón	2,5
Zumo de naranja	3
Vinagre	3
Vino	3,5
Zumo de tomate	4
Cerveza	4,5
Café	5
Agua de lluvia	5,6
Agua corriente	6
Leche	6,9
Agua pura	7
Sangre	7,4
Bicarbonato	8,2
Agua de mar	8,5
Leche de magnesia	10,5
Lejía	12
Disolución de NaOH 1 M	14

Tabla 1. Esta tabla muestra los distintos valores de pH para distintos tipos de disoluciones

1.3.2. pH en la Sangre

En el hombre, el control del pH sanguíneo es importante porque sus cambios producen a su vez cambios en el pH intracelular que pueden afectar profundamente el metabolismo. Así, el suero presenta un pH casi constante de 7.4, (7.35 – 7.45) ligeramente superior al que presenta el citosol intracelular. La sangre es fácilmente asequible, tanto para análisis como para suministrar eficazmente agentes alcalinizantes o acidificantes cuando es necesario alterar el pH, por estados de acidosis o alcalosis metabólica.

El intervalo compatible con la vida es solo de una unidad, aproximadamente de 6,8 a 7,8. Por ello, la sangre posee sistemas muy eficaces de regular el pH de tal forma que no varíe significativamente frente a una aparición masiva de ácidos o bases como consecuencia de desórdenes metabólicos.

Debido a que las bioprótesis de válvula cardíaca se encuentran sumergidas en una solución que simula a la sangre, es de extrema importancia mantener los niveles de pH constantes en el desarrollo del experimento, de esta forma, si una válvula se calcifica, se podrá descartar la variación de pH como factor determinante de su calcificación.

Capítulo II. MEDICIÓN CONTINUA DEL PH

Una vez identificado el problema de la inestabilidad del pH en el líquido Calsificante, y conociendo la importancia de solucionar este inconveniente, se decide hacer una medición continua del pH. Esto significa, medir el pH constantemente durante 2 periodos de de 7 días, para determinar en que momento ocurre la variación.

Este capítulo presenta el método llevado a cabo para la medición continua del pH, así como el equipo y el software utilizados para tal efecto

Aunque esta primera etapa fue realizada en Alemania es de gran importancia debido a que toda la información y experiencias se utilizaron en el desarrollo de este trabajo. Además, esta primera etapa sirvió de motivación para seguir trabajando y desarrollando el tema. Pero debido a que no es el tema principal de esta tesis se describirán solo brevemente los pasos que se siguieron para realizar esta etapa

II.1. Principio de funcionamiento del Electrodo de pH

II.1.1. Descripción del Electrodo de pH

El *electrodo de vidrio* actualmente constituye la pieza fundamental en la *medición electrométrica* del pH. Junto con el electrodo de calomel, se encuentran ampliamente difundidos y a la fecha no existe otro sistema para la medición electrométrica que tenga la misma versatilidad y precisión. El principio bajo el cual trabaja el electrodo de vidrio fue descubierto, en forma accidental por McInnes y Dole, cuando observaron que el vidrio que empleaban en sus investigaciones mostraba cierta sensibilidad a las variaciones de pH. Una vez hecho su descubrimiento, procedieron a investigar una composición más adecuada de vidrio, que es la base de los electrodos empleados hoy día.

La varilla de soporte del electrodo es de vidrio común (o plástico), no conductor de cargas eléctricas mientras que el bulbo sensible, el extremo sensible del electrodo, se construye con este vidrio de formulación especial, conocido como "vidrio sensible al pH" (en realidad, es vidrio polarizable). El vidrio de pH es conductor de cargas eléctricas porque tiene óxido de litio dentro

del cristal, además de óxido de sílice, de calcio y algunos otros. Según se puede observar en la Fig. 23. la estructura del vidrio es tal que permite el intercambio de iones litio por iones de hidrógeno en solución acuosa, de modo que se forma una capa (fina) hidratada. Se crea así un potencial (del orden milivolts) a través de la interfase creada entre el vidrio (en el "seno" del vidrio) y la solución acuosa. El voltaje creado hacia el interior del bulbo es constante porque se mantiene su pH constante (mediante una solución buffer de pH 7) de modo que la diferencia de potencial depende sólo del pH del medio externo. La incorporación de un alambre (usualmente de Ag/AgCl) permite conducir este potencial hasta un amplificador.

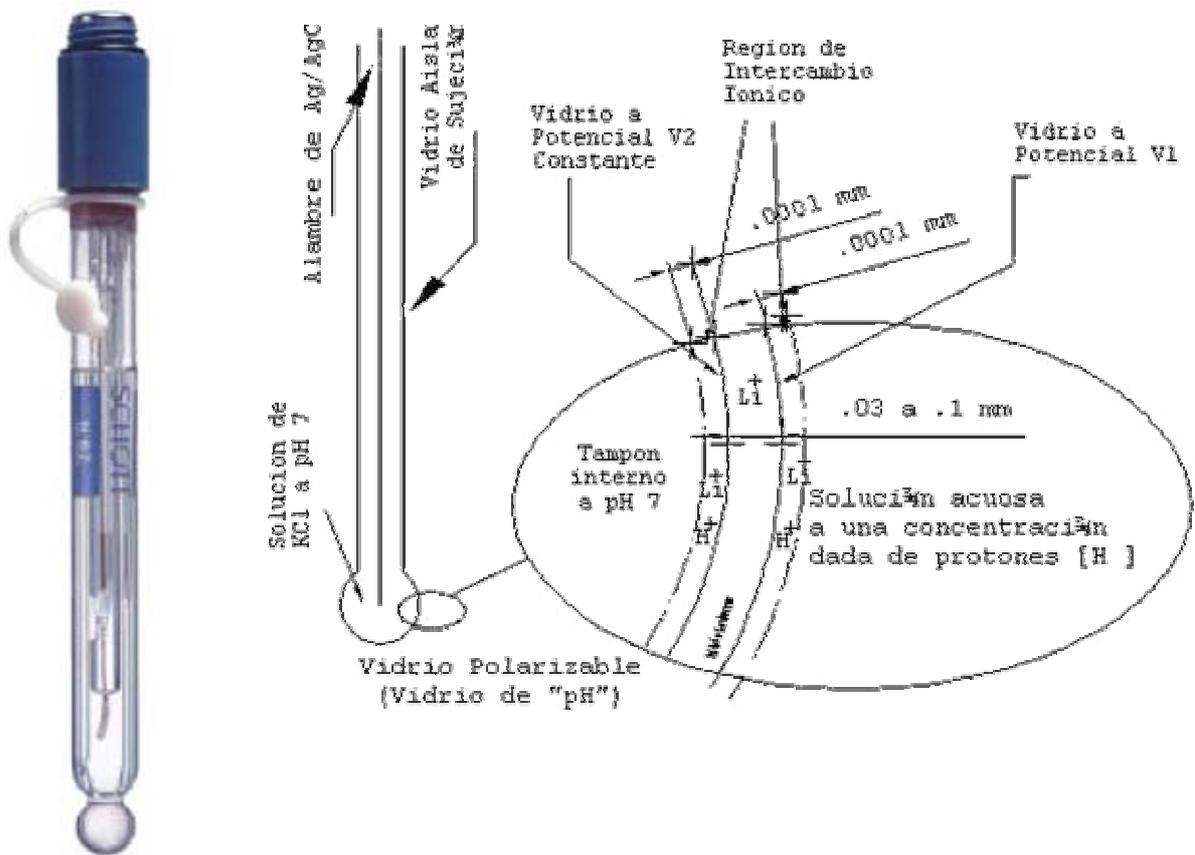


Fig. 23. Electrodo de vidrio. Vista general y detalle de la membrana intercambiadora de iones.

II.1.2. Funcionamiento de un Electrodo de pH

El método determina el pH midiendo el potencial generado (en milivolts) por un electrodo, este potencial se compara contra un electrodo de referencia, que genera un potencial constante e independiente del pH. El electrodo de referencia que se utiliza es el de calomel saturado con cloruro de potasio, el cual sirve como puente salino que permite el paso de los milivolts generados hacia al circuito de medición.

El sistema actual de medición de pH es, por excelencia, el electrodo de combinación. Su nombre deriva de la práctica inicial en que el electrodo sensor de H^+ estaba separado del electrodo de referencia; la combinación de ambos en una sola estructura llevó a su nombre actual. Sin embargo, la práctica industrial sigue utilizando electrodos de referencia y de pH separados, porque permite señales más confiables y procedimientos de mantención que, en ciertos casos, resultan más controlables y de menor costo.

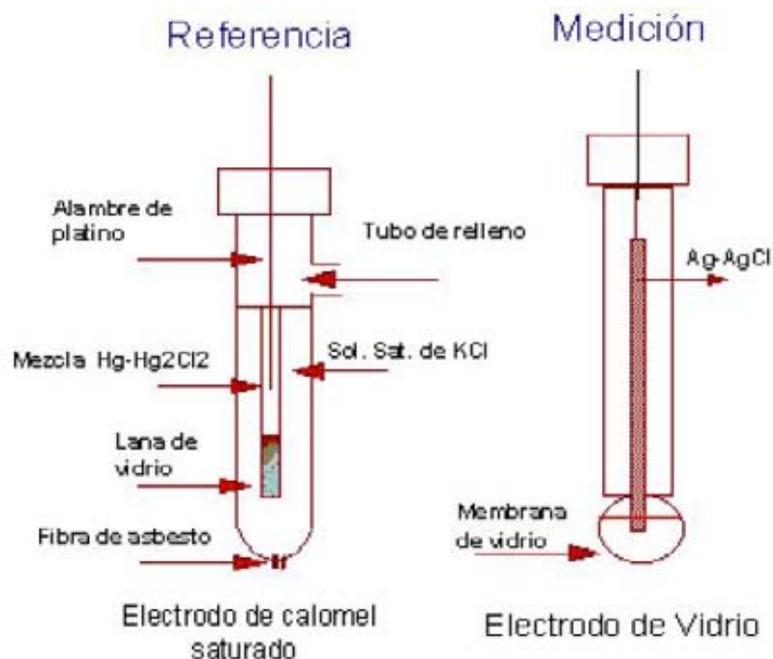


Fig. 24. Esquema de los dos electrodos usados para medir pH.

De cualquier forma, la diferencia de potencial será dada por la ecuación (2) de Nernst:

$$E_H = \frac{RT}{F} \ln \frac{[H^+]_C}{\sqrt{[H_2]_C}} - \frac{RT}{F} \ln \frac{[H^+]_M}{\sqrt{[H_2]_M}} \quad \text{Ecuación 2.}$$

Donde el subíndice C se refiere a la celda de concentración conocida mientras que el subíndice M a la muestra de pH desconocido. Los corchetes indican concentración molar. Si las actividades de H⁺ y de H₂ en la celda de composición conocida (es decir sub "C") fuesen unitarias, se estaría trabajando con el electrodo estándar de hidrógeno, así que el primer término de la ecuación se hace cero. Además, si la presión del hidrógeno gaseoso fuese 1 atmósfera, el denominador del término bajo logaritmo sería 1 y el potencial es solamente dependiente de la concentración de hidrógeno ionizado en la celda que contiene la muestra. Así:

$$E_H = -\frac{RT}{F} \ln [H^+]_{C=Estandar} = -0,0591$$

$$\text{i.e. } E_H(\text{a } 25^\circ\text{C}) = 0,0591 \cdot pH \quad \text{Ecuación 3.}$$

es decir:

$$pH = \frac{E_H}{0,0591} \text{ a } 25^\circ \quad \text{Ecuación 4.}$$

que es una expresión útil para medir la acidez. La utilización de logaritmos en lugar de molaridades permite obtener una ganancia (correlación entre estímulo y respuesta del sensor) de carácter lineal.

II.1.3. Adquisición de la señal

La Fig. 25 muestra el circuito genérico formado por los electrodos y el sistema adquirente.

Aún una corriente muy pequeña pasando a través de las altas resistencias de cada componente del circuito (especialmente el electrodo de la muestra), produciría caídas de voltaje substanciales en las resistencias, reduciendo seriamente el voltaje visto por el voltímetro. Para empeorar las cosas, el voltaje diferencial generado por el electrodo de la muestra es muy

pequeño, del orden de los milivolts. El sistema de adquisición que se utilice para esto deberá ser muy sensible y tener una resistencia de entrada extremadamente alta.

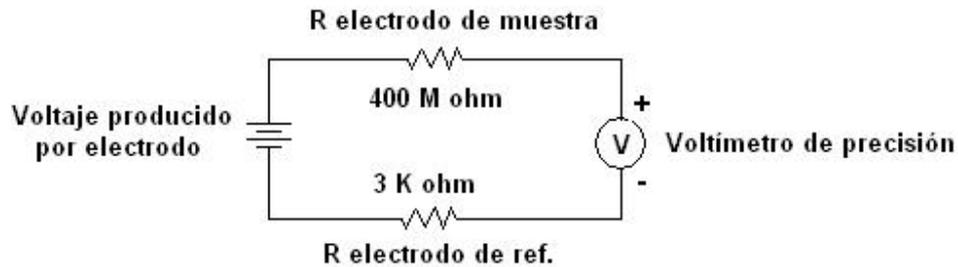


Fig. 25. Circuito formado por los electrodos, representados por sus resistencias aproximadas, y el sistema de adquisición.

II.1.4. Problemas en la aplicación

La temperatura debe ser considerada con cierto cuidado. La mayoría de los amplificadores para electrodos de pH tienen la posibilidad de corregir las desviaciones debidas a la temperatura, ya que la ecuación de Nernst es dependiente de T (a través del término RT/F). Sin embargo, un proceso a temperatura constante podría no requerir corrección en el electrodo y, más bien, ser calibrado con soluciones tampón a la temperatura de proceso; como puede ser difícil conseguir que las soluciones tampón (que están fuera del proceso) estén a la misma temperatura que el proceso suele ser preferible incorporar la corrección de temperatura como aditamento estándar. En tales casos, se debe especificar que el sistema sensor tenga un sensor de temperatura incorporado y que el amplificador incorpore la compensación del efecto de la temperatura sobre la medición.

La evaluación de la ecuación de Nernst a cualquier pH para soluciones acuosas, arroja un potencial de 59,2 mV por unidad de pH (a 25°C). Sin embargo, por características de fabricación, los electrodos presentan un "potencial de asimetría" que implica que no se obtienen 0 volts en pH 7,00 (a pH 7,00, $[H^+] = [OH^-]$ de modo que el potencial debería ser cero). Tampoco es el caso que un electrodo entregue la misma respuesta a lo largo de su vida; incluso tenues modificaciones de la calidad de la superficie de la membrana de vidrio hacen que la respuesta esté en torno a la teórica pero no exactamente. De allí que los electrodos de pH requieren de un amplificador con

ajuste de cero y ajuste de pendiente. En común con muchos otros instrumentos, los ajustes de cero y de pendiente permiten la "calibración" del instrumento.

II.1.5. Calibración de electrodos de pH

Los electrodos de pH, según se mencionó antes, entregan un potencial eléctrico que es perfectamente comprensible en términos teóricos. Aún así, se destacó que el potencial se ve afectado por imperfecciones del vidrio sensible (que se polariza o se ensucia) o por contaminación del puente salino, como factores principales; ambos problemas producen un pequeño potencial fijo (positivo o negativo) que se suma al potencial de hidrógeno que se desea medir. De allí que el amplificador (el peachímetro) debe incorporar una regulación del cero, que permita compensar el potencial que se pudiese generar en el electrodo en pH 7 (es decir, cuando $[H^+] = [OH^-]$). Para mediciones precisas es necesario, además, que el peachímetro incorpore un mecanismo de modificación de la ganancia.

Un peachímetro de alta calidad tiene, entonces, dos controles (que pueden ser perillas o sistemas automáticos) que permiten ajustar la lectura adecuada a pH 7 y a otro valor algunas unidades alejadas de 7 (típicamente pH 4 o 10). Otros instrumentos, de menor calidad, tienen sólo un mecanismo de ajuste de la lectura a pH 7.

El procedimiento de calibración consiste en enfrentar el electrodo a una solución a pH 7 y utilizar el mecanismo de ajuste de 7,00. Naturalmente, si no se dispone de compensación térmica automática, se debe operar a la temperatura de trabajo o se debe indicar al instrumento la temperatura de la solución. Se debe asegurar que el electrodo esté en equilibrio con la solución (tampón o *buffer*), recurriendo a lecturas espaciadas cada medio minuto (si tres lecturas espaciadas medio minuto coinciden, se dará por equilibrado el electrodo con la solución).

Utilizando el regulador de cero (suele ser una perilla marcada "buffer" o un botón similarmente rotulado) se debe llevar la lectura a 7,00 (o cualquiera que sea el valor de la solución tampón). Una vez ajustado el centro de la escala (en torno a 7,00), el electrodo se contacta con una solución a algún otro valor, superior o inferior (pH 4 o pH 10) según sea el rango esperado para las futuras mediciones. Cuando la lectura esté estable, se utiliza el regulador de ganancia (rotulado "*slope*" o algún término similar) para asegurar que la lectura coincida con

el pH de la solución. Si el peachímetro en uso no dispone de ajuste de ganancia, este segundo punto se utiliza para ratificar operación o para corregir manualmente las lecturas.

II.2. Medición continua de pH, etapa realizada en Helmholtz Institut

Esta etapa realizada en el departamento de Criobiología y Biomateriales de la Universidad alemana “Rheinischwestfälische Technische Hochschule Aachen” (RWTH), forma parte de la base de este trabajo de tesis, ya que a partir de esta inquietud se logra implementar un sistema completo capaz de medir y controlar el pH del líquido calcificante en forma simultánea.

Conociendo el problema de inestabilidad del pH en el líquido calcificante, se desea determinar en que momento de las 168 horas, equivalentes a 7 días de experimento, se produce la caída de pH, para poder determinar así los factores que hacen que esto ocurra.

El objetivo de la medición continua de pH, no es darle solución al problema, si no que acotarlo.

II.2.1. Elementos del sistema

La medición continua de pH se puede dividir en 3 bloques (Fig 26.). El primer bloque corresponde al sensor de pH, o electrodo, que en este caso corresponde a un electrodo combinado (II.1.) marca Shott. El segundo bloque se refiere a la interfaz Labview conectada a una tarjeta adquisidora de datos. Esta tarjeta, de la empresa National Instruments, se encarga de tomar las señales de voltaje entregadas por el sensor y convertirlas en señales digitales, las que son interpretadas por el tercer bloque, el software. Este software, llamado Labview, también de la empresa National Instruments trabaja en conjunto con la tarjeta adquisidora de datos, reconociéndola al momento de instalarla.

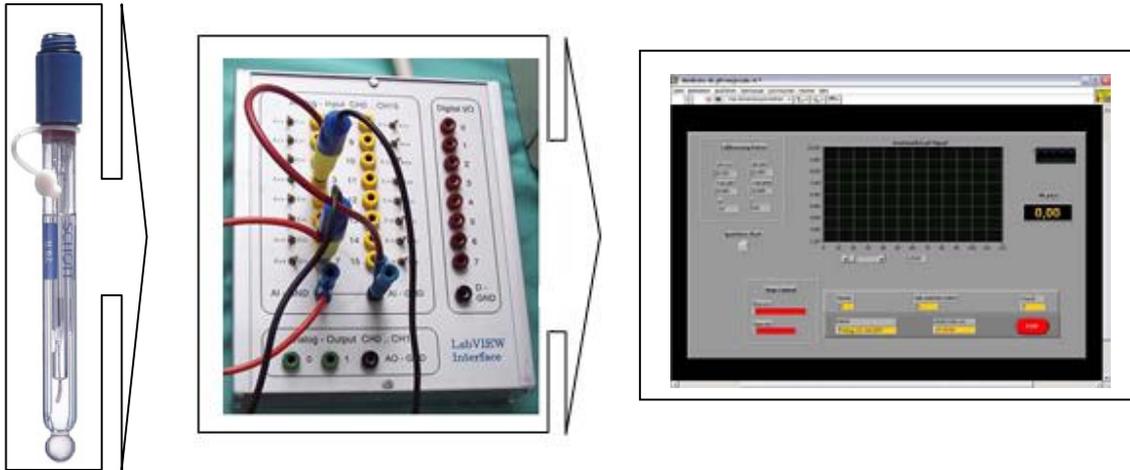


Fig. 26. Bloques principales del sistema de medición de pH continuo, a la izquierda el electrodo de pH, en el centro la interna para el software Labview, a la derecha una ventana de la aplicación del programa.

II.2.2. Implementación del sistema de medición continuo de pH

Debido a que los datos que arrojará esta experiencia son de gran importancia para los futuros estudios de válvulas cardiacas, se toma la decisión de realizar un nuevo estudio, utilizando nuevas válvulas y siguiendo todos los procedimientos utilizados en los estudios anteriores, poniendo especial cuidado en la preparación del líquido calcificante. La medición continua se hará durante 2 semanas

Para implementar el sistema, se debe conectar el sensor de pH a uno de los contenedores donde se encuentran las válvulas, utilizando para esto la manguera de circulación. A esta se le adhiere un bypass con un diámetro suficiente para que entre el sensor sin quedar ajustado. Como muestra la figura 27. De esta forma el sensor esta en contacto permanente con el líquido calcificante y por su posición no interfiere en la circulación de este.

El conector del sensor es luego conectado a la interfase Labview, que es la encargada de enviar los datos hacia la tarjeta adquisidora de datos. Estos datos son posteriormente interpretados por un programa diseñado en Labview (Fig. 28). Al interpretar los datos, se obtiene el valor de pH que corresponde al valor real de pH de el líquido calcificante del contenedor que se esta midiendo. El programa entregara un valor de pH cada 10 segundos, pudiendo así, graficar

los valores para lograr una interpretación visual inmediata de los resultados. Estos datos son también almacenados en el disco duro del computador durante los 7 días de medición. Esta enorme cantidad de información es analizada en detalle una vez terminado el estudio. La calibración del sensor se hace de la forma tradicional utilizando soluciones tampón de pH constante. Para ajustar el nivel, se manipula la ecuación de la recta de la señal del sensor a través del programa. Transcurridos los 7 días se comienza nuevamente de cero, realizando el mismo proceso pero esta vez en un compartimiento distinto, para asegurarse de que el fenómeno ocurre en todos los compartimientos.

Al comenzar la medición, el pH del líquido calcificante en los compartimientos, se encuentran con un pH de 7,4



Fig. 27. Izquierda, se puede observar el sensor de pH dentro del bypass conectado a la manguera de circulación de uno de los recipientes, de esta forma el sensor estará siempre en contacto con el líquido calcificante y no interfiere en la circulación de este.

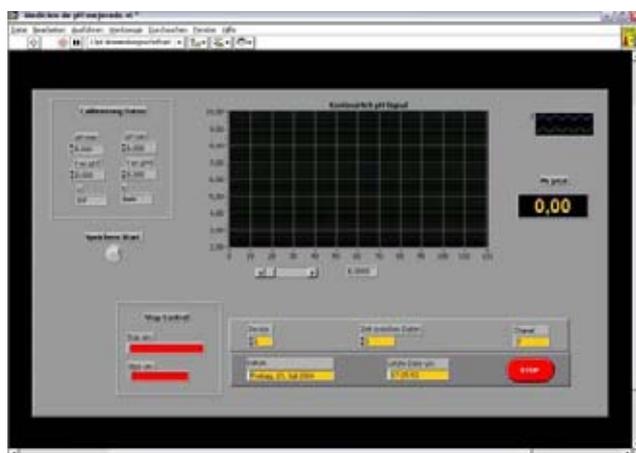


Fig. 28. Ventana de aplicación del programa diseñado en Labview para la medición continua del pH

II.2.3. Datos Obtenidos después de la medición continua

Después de 2 semanas de mediciones y obtención de datos, se pudo finalmente analizar toda la información recopilada. Primero fueron analizados los datos de la primera semana y luego los de la segunda, para poder así hacer una comparación y determinar si el comportamiento de la curva era similar. Cada semana contiene miles de datos los que se ingresan a Excel de Microsoft para obtener una grafica (Fig. 29.) donde se identifica con exactitud en que momento comienza a producirse la inestabilidad en el pH del líquido calcificante.

El análisis de los resultados arrojan que el pH desciende considerablemente en las primeras horas de la medición. Lo mismo ocurre con los datos de la segunda semana obtenidos de un compartimiento diferente al utilizado durante la primera semana de medición.

También es importante hacer mediciones en cada uno de los compartimientos y verificar si es que el pH a descendido hasta los mismos niveles que el compartimiento analizado. Esto se verifico y se demostró que el pH de todos los compartimientos presentaban un nivel de pH similar al del compartimiento sometido a medición

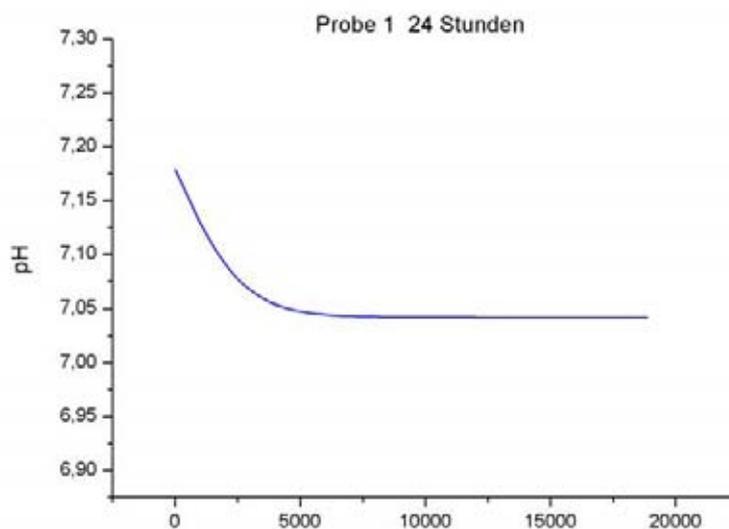


Fig. 29. Grafico obtenido al ingresar los datos a Excel después de una semana de medición en uno de los compartimientos, se observa que el nivel de pH en un principio de 7,4 desciende muy rápidamente en las primeras horas, para luego estabilizarse en 6,95

II.2.4. Conclusiones

Después de esta experiencia se pudo concluir que el descenso de pH no depende de los compartimientos ni de las válvulas que se encuentran en ellos como tampoco de la calidad del líquido calcificante preparado para el experimento, sino que simplemente de sus propiedades naturales.

El pH del líquido calcificante luego de las primeras horas de funcionamiento del simulador, es inaceptable para un estudio de calcificación de bioprótesis cardíacas, debido a que un pH tan bajo, alteraría considerablemente los resultados del estudio.

La conclusión más importante es que por el hecho de que el descenso de pH ocurre por un efecto natural del líquido calcificante y no de otros factores, el problema sería resuelto al poder manipular el líquido durante el estudio, es decir mientras el simulador está funcionando.

Esta última conclusión abre las puertas al tema principal de este trabajo de tesis, desarrollar un sistema que sea capaz de medir constantemente el pH y a la vez poder controlarlo.

Los siguientes capítulos muestran como se logró este desafío.



Fig. 30. Equipo de medición continuo de pH en funcionamiento práctico.

Capítulo III. DISEÑO E IMPLEMENTACIÓN DEL MEDIDOR – CONTROLADOR DE pH

Este capítulo entrega los detalles de diseño y construcción de un medidor – controlador de pH que da solución al problema de inestabilidad de pH en el líquido calcificante utilizado para los estudios de válvula cardiaca realizados en Helmholtz Institut.

El problema fue acotado al determinar que no existen factores externos que influyan en la inestabilidad del líquido, por lo que el diseño se enfoca a la manipulación directa del líquido calcificante.

El diseño y construcción del medidor – controlador de pH fue realizado en tres etapas, la primera consta de la estructura controladora que interactúa directamente con el líquido calcificante para poder estabilizarlo. La siguiente etapa es el medidor de pH, que mide los valores de pH del líquido en tiempo real. Y luego, la etapa de diseño del programa realizado en Visual Basic junto al estudio de la utilización del puerto paralelo del computador.

III.1. Estructura Controladora

El líquido calcificante debe ser manipulado directamente inyectando ciertas sustancias para hacer que el pH aumente o disminuya. Las sustancias utilizadas son hidróxido de sodio (NaOH), para hacer que el pH suba, y ácido clorhídrico (HCl) para que el pH baje. Estas sustancias están disueltas en agua a una concentración conocida dependiente de la velocidad de reacción de que se desee.

Debido a que se debe inyectar una sustancia líquida a otra, se pensó en la utilización de jeringas que realicen este proceso, el que debe ser automático y controlado. Con esta propuesta en mente comenzó la tarea de diseñar el sistema, poniendo especial cuidado en los materiales a escoger y la forma de automatizar las jeringas.

III.1.1. Diseño y Construcción

Se utilizaron 3 jeringas de 60ml, una para el hidróxido de sodio (NaOH), una para el ácido clorhídrico (HCl) y otra que succionara las cantidades inyectadas por las primeras dos jeringas, así se mantendrá una presión siempre constante dentro del contenedor. Las 3 jeringas se encuentran en posición vertical alineadas una al lado de la otra fijadas a una lamina acrílica de 50 x 30 cm. con fijadores plásticos para cañerías de ½ pulgada que fueron deformados con calor para obtener el diámetro adecuado para la jeringa (Fig.31.). La lámina acrílica se mantiene de pie gracias a un armazón removible del mismo material. Cada jeringa es conectada al contenedor por mangueras plásticas.

El mayor desafío fue darle movilidad automática y controlada a las jeringas, más bien a los émbolos de las jeringas, ya que las jeringas se mantienen fijas y son solo los émbolos los que se mueven.

Para esto se utilizaron 3 servo motores, debido a que estos son muy fáciles de controlar, necesitan poca energía para funcionar y sobre todo porque el ángulo de giro que se puede maniobrar es muy pequeño, asiendo que los movimientos sean muy precisos (III.1.1.1). Cada motor hace girar un hilo sin fin de 15 cm. de largo y de 5 mm. de diámetro, un extremo conectado al eje principal del servo motor (Fig. 32.) y el otro a un descanso formado por un rodamiento fijado a la superficie acrílica por medio de un perno. (Fig.33.)



Fig. 31. Soporte para tubería de ½ pulgada plástico deformado con calor para ajustarlo al diámetro de a jeringa. Montado en este caso sobre una superficie de pruebas.



Fig. 32. Hilo sin fin conectado al eje del servo motor. Este hilo es la pieza fundamental del sistema, ya que es el encargado del movimiento de los émbolos de las jeringas.



Fig. 33. Descanso donde se posiciona el hilo sin fin. Esta compuesto por un rodamiento de 8 mm. de diámetro externo, 3 mm. de diámetro interno y 4 mm. de ancho. Este rodamiento esta fijado a un perno que sirve de base y que atraviesa la lamina acrílica para ser ajustado.

A un tubo de cobre de 20 cm. de largo y $\frac{1}{2}$ pulgada de diámetro se le asocia una tuerca que, calza con el hilo sin fin, en un extremo (Fig.34.). En la superficie del tubo, se hace un sócalo de 6 mm de ancho y 10 cm. de largo, suficiente para que pueda deslizarse a través el perno que sujeta el descanso del sin fin (Fig.35 y 36.). La tuerca de un extremo se aperna al hilo sin fin haciendo pasar el descanso por el sócalo del tubo y luego se deja nuevamente el extremo del sin fin en el descanso, esta vez por el interior del tubo. Ahora cuando el motor gira, y se mantiene el extremo libre del tubo fijo, este se mueve a lo largo del hilo sin fin, produciendo un movimiento vertical controlado (Fig. 37 y 38.).



Fig. 34. Tuerca asociada al tubo de cobre por la cual gira el hilo sin fin. De esta forma se producirá el movimiento del tubo y por ende del embolo



Fig. 35. Los cortes en la superficie de los tubos se hicieron con una herramienta de precisión para obtener así un borde liso y suave que permita el buen deslizamiento del perno a través de el



Fig. 36. Tubos con el corte realizado, listos para ser pintados y armados



Fig.37. Tubo listo para ser armado, con el hilo sin fin en su interior y sócalo para moverse sobre el descanso



Fig. 38 Tubo completamente armado, con descanso en posición.

Para fijar el embolo de la jeringa al tubo de cobre y así producir el movimiento de este, se utilizo una copla de gasfiteria para unir cañerías de $\frac{1}{2}$ pulgada. Al extremo libre del tubo se le soldó una de las piezas de la copla. El embolo de la jeringa se hace pasar a través de la otra pieza de la copla dejando esta en el extremo exterior del embolo. De esta forma se atornillan ambas partes de la copla, dejando el embolo de la jeringa fijado al extremo del tubo (Fig. 39.) De esta forma todas las piezas que forman este sistema son totalmente removibles, lo que permite un rápido reemplazo de cualquiera de ellas.

A cada una de las salidas de las mangueras se les asocia una manguera plástica que lleva el líquido hasta el compartimiento.



Fig. 39. De esta forma se unen el embolo de la jeringa con el tubo de cobre. Esta pieza los une firmemente pero a la vez permite el rápido reemplazo de la jeringa en caso de ser necesario

Una vez que todas las piezas fueron fabricadas y probadas adecuadamente en una superficie de madera, se arman finalmente sobre la superficie acrílica para su presentación final



Fig. 40. Izquierda, diseño de pruebas terminado, funcionando en óptimas condiciones. Derecha, el controlador terminado, armado sobre la superficie acrílica.

A la última versión de la etapa controladora se le agregaron 2 sensores fin de carrera por cada jeringa. Uno está ubicado en el eje del motor, y detecta la cantidad de vueltas enviando un pulso cada vez que una de las puntas del eje toca el sensor. En total son cuatro puntas, por lo que por cada vuelta el sensor enviara 4 pulsos. De esta forma se pueden contar los pulsos y determinar cuantas vueltas a girado el motor. El control del motor de esta forma es indispensable para determinar la cantidad de líquido que se desea inyectar al contenedor, así por ejemplo, 20 vueltas de motor corresponden a 1 ml. de líquido. (Fig. 41.)

Otro sensor está ubicado de tal forma que detecta cuando la jeringa está vacía, esto ayuda para determinar cuando deben ser rellenadas y también para iniciar el proceso.(Fig. 42)

Los detalles de lectura de los sensores serán detallados en la sección III.3 de este capítulo.

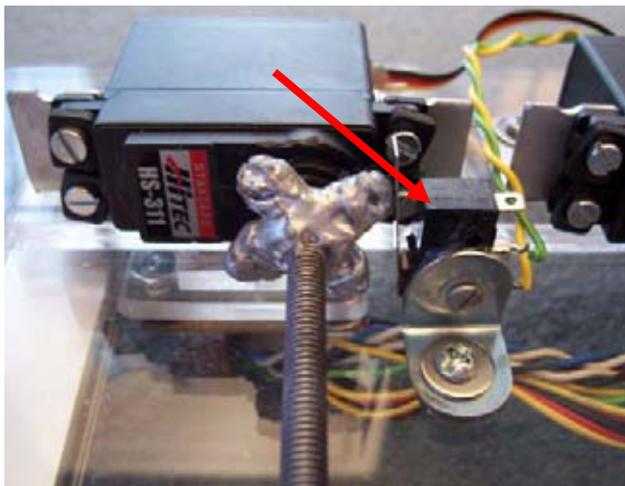


Fig. 41. Sensor fin de carrera ubicado en el eje del servomotor. Este sensor cuenta las vueltas que produce el motor

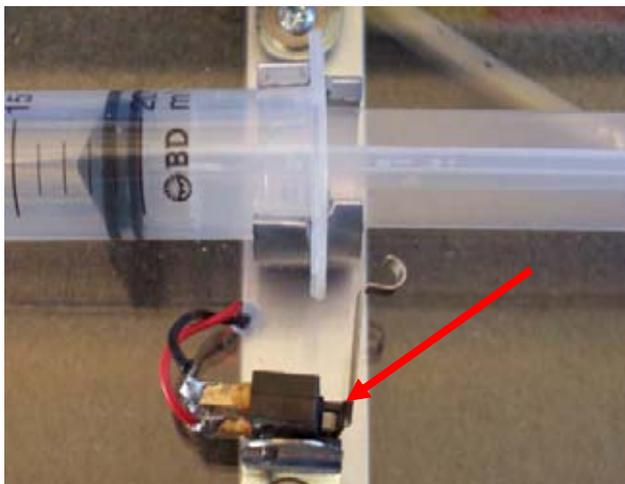


Fig. 42. Sensor fin de carrera ubicado en el extremo superior de la jeringa, de este modo el sensor detecta cuando el embolo está abajo, y por lo tanto la jeringa vacía.

Debido a que no es posible realizar el control de pH en las mismas condiciones dadas en Helmholtz Institut, se diseñó un contenedor que simula a los contenedores donde se encuentran las válvulas de corazón al momento de ser estudiadas. El contenedor cuenta con tres mangueras que son conectadas a las 3 jeringas de la etapa controladora, por donde circularan los líquidos que mantienen el pH estable.



Fig. 43. Contenedor diseñado para realizar la medición y control del pH del líquido que se encuentre en el interior de este.

III.1.1.1 Servo Motores

Descripción: El servo es un pequeño pero potente dispositivo que dispone en su interior de un pequeño motor con un reductor de velocidad y multiplicador de fuerza, también dispone de un pequeño circuito que gobierna el sistema. El recorrido del eje de salida es de 180° en la mayoría de ellos, pero puede ser fácilmente modificado para tener un recorrido libre de 360° y actuar así como un motor.

Funcionamiento: El control de posición lo efectúa el servo internamente mediante un potenciómetro que va conectado mecánicamente al eje de salida y controla un pwm (modulador de anchura de pulsos) interno para así compararlo con la entrada pwm externa del servo, mediante un sistema diferencial, y así modificar la posición del eje de salida hasta que los valores se igualen y el servo pare en la posición indicada, en esta posición el motor del servo deja de consumir corriente y tan solo circula una pequeña corriente hasta el circuito interno, si forzamos el servo (moviendo el eje de salida con la mano) en este momento el control diferencial interno lo detecta y envía la corriente necesaria al motor para corregir la posición.

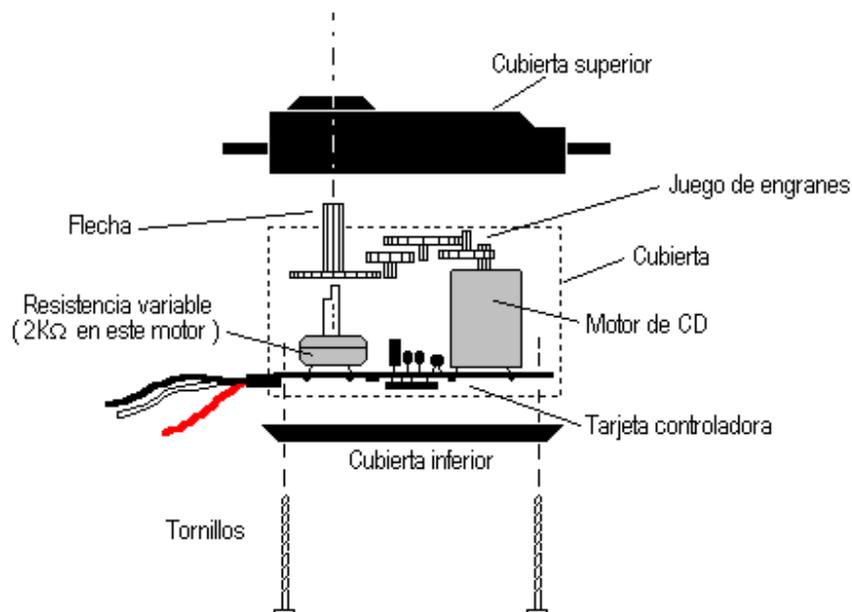


Fig.44. Esta figura muestra como están acomodadas cada una de las piezas del servomotor

Para controlar un servo se debe aplicar un pulso de duración y frecuencia específicos. Todos los servos disponen de tres cables dos para alimentación Vcc y Gnd y otro cable para aplicar el tren de pulsos de control que harán que el circuito de control diferencial interno ponga el servo en la posición indicada por la anchura del pulso.

En la siguiente tabla están indicados los valores de control y disposición de cables de varias marcas que comercializan servos.

Fabricante	Duración pulso (ms)			Hz	disposición de cables		
	min.	neutral.	máx..		+ batt	-batt	pwm.
Futaba	0.9	1.5	2.1	50	rojo	negro	blanco
Hitech	0.9	1.5	2.1	50	rojo	negro	amarillo
Graupner/Jr	0.8	1.5	2.2	50	rojo	marrón	naranja
Multiplex	1.05	1.6	2.15	40	rojo	negro	amarillo
Robbe	0.65	1.3	1.95	50	rojo	negro	blanco
Simprop	1.2	1.7	2.2	50	rojo	azul	negro

Tabla 2. Se destaca en rojo el modelo de motor utilizado para el controlador

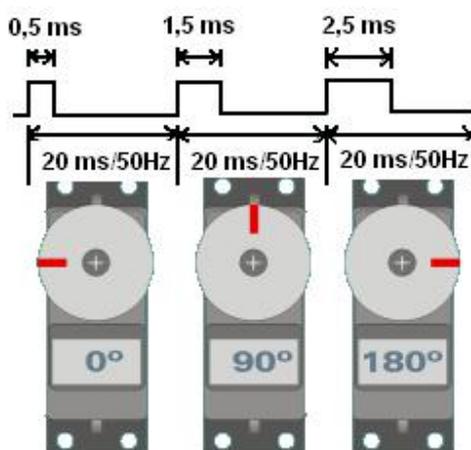


Fig. 45. Tren de pulsos para el control del servomotor

III.2. Medidor de pH

Esta etapa es la que contiene la electrónica necesaria para adquirir las señales eléctricas del sensor de pH, amplificarlas, convertirlas en señales digitales y enviarlas al computador a través del puerto paralelo para procesarlas.

El medidor es básicamente una caja negra compuesta por un generador de voltaje, reciclado de un computador, y un circuito impreso con una etapa amplificadora y una etapa convertora análogo/digital.

El siguiente esquema muestra lo que ocurre con la señal una vez que entra a la caja negra. La señal es amplificada y sumada por un factor variable para que esta siempre permanezca con niveles de voltaje positivos, luego pasa por un convertor análogo digital AD0804. Toda esta información es llevada al puerto paralelo del computador a través de un cable especialmente diseñado para tal efecto.

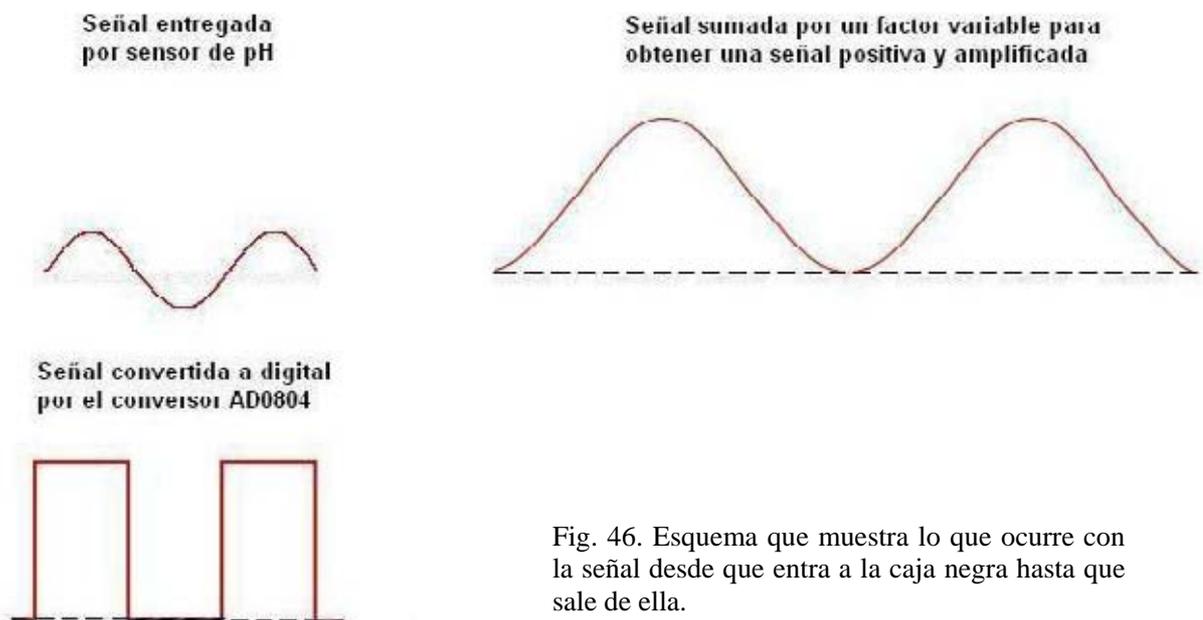


Fig. 46. Esquema que muestra lo que ocurre con la señal desde que entra a la caja negra hasta que sale de ella.

III.2.1 Etapa Amplificadora

El componente fundamental de esta etapa es el amplificador operacional dual LF353, elegido por su bajo costo y alta velocidad, además tiene un offset de voltaje de entrada muy bajo y una alta ganancia. Su temperatura de trabajo va desde los 0° a los 70° C

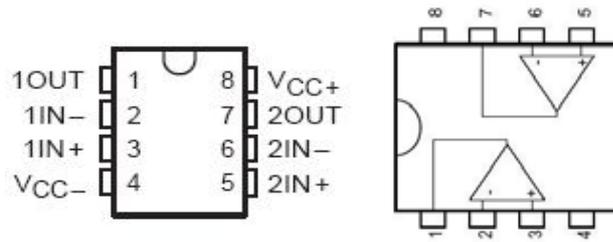


Fig. 47. Diagrama de pines del Amplificador Operacional LF353

Se diseñó un circuito amplificador para las señales entregadas por el sensor de pH. La señal que entra al primer amplificador es sumada por un factor que depende del potenciómetro n°1 de 1K ohm, luego la señal es amplificada según el potenciómetro n°2 para que permanezca en el rango de 0 a 5V, para luego enviarla a la etapa amplificadora. Los potenciómetros permitirán la calibración del sensor de pH.

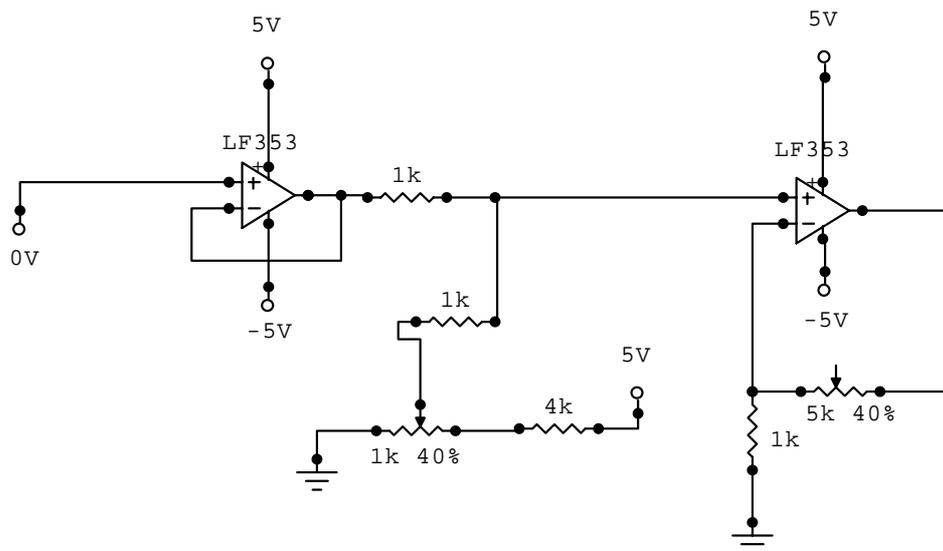


Fig. 48. Circuito amplificador diseñado en el programa CircuitMaker

III.2.2. Etapa Conversora

Esta etapa es la encargada de transformar las señales analógicas en señales digitales, para esto se utiliza un conversor Análogo/Digital de 8 bits ADC0804. El circuito contiene también un C.I. 74LS245 que sirve para proteger el puerto paralelo de computador frente a un corto circuito o una sobrecarga.

Los ADC son dispositivos básicamente analógicos, que son capaces de proporcionar una señal digital cuyo valor es directamente proporcional a la señal analógica que se encuentra a su entrada. Los parámetros más importantes que los caracterizan son:

Margen de entrada: tensiones mínima y máxima (a su entrada) que pueden convertir. La tensión mínima (o inferiores) a la entrada se convierte en un 0 digital a la salida, mientras que la tensión máxima (o superiores) se traduce en todo 1s a la salida. El conversor utilizado es de alimentación asimétrica (0-5V) y margen regulable por HW.

Resolución: de cuántos bits digitales se dispone a la salida. Cuántos más bits tenga un conversor, de más resolución será su medida. Valores típicos son 8, 12, 16, 20, etc.

Un conversor digital de n bits es un circuito electrónico que transforma una tensión analógica, comprendida en un cierto intervalo $[V_1, V_2]$ en una palabra digital de n bits. La forma en que el conversor A/D hace esta transformación es la siguiente: El intervalo $[V_1, V_2]$ se divide en 2^n subintervalos iguales de tamaño

$$\Delta V = \frac{(V_2 - V_1)}{2^n} \quad \text{Ecuación 5}$$

Cuando la tensión analógica toma un valor cualquiera (que estará comprendida en uno de los subintervalos, la palabra digital devuelta es la correspondiente al número decimal que indica el número de orden de dicho subintervalo. Los subintervalos se numeraran empezando con el número 0, y continuando con el número 1, 2, etc., hasta el número $2^n - 1$. Para comprender mejor el funcionamiento de un conversor A/D, se presenta el ejemplo de un conversor de cuatro bits:

Un A/D de cuatro bits con un rango de variación de la tensión analógica $[0, 5]$ voltios. Por lo tanto, el número de subintervalos en que se dividirá el intervalo $[0, 5]$ voltios, será $2^4 = 16$, y el número de palabras digitales que se tendrán también serán 16. El tamaño o anchura de cada subintervalo será $(5 - 0)/2^4 = 0.3125$ voltios. Con esto, cuando la tensión analógica esté comprendida en el intervalo $[0, 0.3125]$ voltios, (intervalo número 0), la palabra obtenida será

0000; cuando la tensión eléctrica esté en el intervalo $[0.3125, 0.625]$ voltios, (intervalo número 1) la palabra digital obtenida será 0001; cuando la tensión analógica esté en el intervalo $[0.625, 0.9375]$ voltios, (intervalo número 2) la palabra digital obtenida será 0010, y así sucesivamente. En la tabla siguiente se presenta la correspondencia entre la tensión analógica de entrada al conversor y la palabra digital devuelta por éste:

Tensión analógica (Va)	Número del intervalo (Nd)	Palabra digital (Pd)
0, 0.3125	0	0000
0.3125, 0.625	1	0001
0.625, 0.9375	2	0010
0.9375, 1.25	3	0011
1.25, 1.5625	4	0100
1.5625, 1.875	5	0101
1.875, 2.1875	6	0110
2.1875, 2.5	7	0111
2.5, 2.8125	8	1000
2.8125, 3.125	9	1001
3.125, 3.4375	10	1010
3.4375, 3.75	11	1011
3.75, 4.0625	12	1100
4.0625, 4.375	13	1101
4.375, 4.6875	14	1110
4.6875, 5	15	1111

Tabla 3. Correspondencia entre tensión analógica de entrada al conversor y la palabra digital obtenida

En este mismo ejemplo de un conversor A/D de cuatro bits, se obtendrá ahora la fórmula para calcular la tensión analógica que corresponde a una cierta palabra digital devuelta por el conversor: si se tiene una palabra digital Pd cuyo número decimal correspondiente (o número del intervalo correspondiente) sea Nd y el intervalo de variación de la tensión analógica es $[V_1, V_2]$, la tensión analógica Va que da lugar a la palabra digital Pd viene dada por la expresión

$$V_a = \frac{Nd(V_2 - V_1)}{2^4} \quad \text{Ecuación 6}$$

Con un conversor A/D no se puede obtener el verdadero valor de la tensión analógica que se conecta a éste. Esto es, el conversor A/D produce un error de medida. El error absoluto en la medida de la tensión analógica es igual precisamente al tamaño DV del subintervalo en que divide el conversor A/D al intervalo total de variación de la tensión analógica

El conversor utilizado es de 8 bits, y un intervalo de variación analógica de 0 a 5 voltios, el tamaño de los subintervalos de tensión analógica que corresponde a un bit es $5/2^8 = 0.0195$ voltios. Esto es, el valor mínimo de tensión analógica que se podrá medir usando un conversor de 8 bits será 19.5 milivoltios. Esto es más que suficiente para cumplir con los objetivos propuestos.

Tiempo de conversión: cuánto tiempo tarda en realizar una conversión desde el instante en que recibe la orden. Valores típicos pueden ser del orden de milisegundos, microsegundos o incluso de nanosegundos.

Precisión de la conversión: error máximo en número o décimas de bit que nos garantiza el fabricante. Según el precio, un fabricante puede vender diferentes conversores con el mismo número de bits, pero diferente precisión.

Interfaz digital: puede ser paralelo (el integrado tiene un terminal por cada bit de salida) o serie (el integrado es capaz de transmitir la salida de un modo síncrono con una señal de reloj externa, a través de un terminal serie de 1 solo bit). El conversor utilizado es de salida en paralelo.

III.2.2.1 Características del conversor ADC0804

Un convertidor analógico digital como el ADC0804 (el más barato de la familia del 0801, el 0802 y el 0803) codifica en 8 bits (salida en paralelo a través del bus **D0-D7**) con precisión de 1 bit, la señal analógica presente entre sus terminales de entrada **V_{in+}** y **V_{in-}**. Este tipo de convertidores de bajo costo basan su medición en aproximaciones sucesivas al valor digital a partir del valor analógico; su medición, por lo tanto, no es instantánea, y requieren que se les proporcione una señal de reloj para su funcionamiento (para el proceso de aproximaciones sucesivas al valor digital). En cada uno de los pasos o comparaciones del proceso de aproximación, el integrado calcula un nuevo bit del resultado digital, necesitando 8 pasos para alcanzar la conversión completa (el primer bit convertido es el más significativo; el último, el menos significativo).

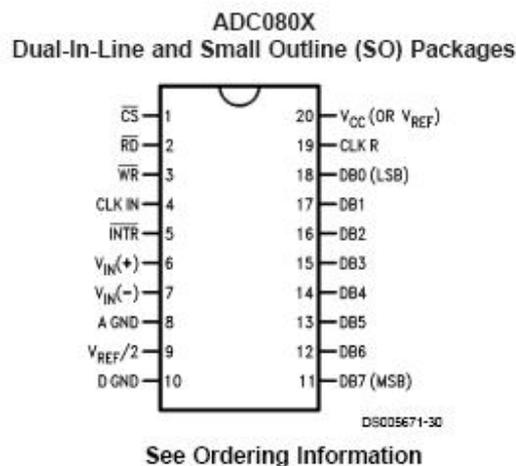


Fig. 49. Diagrama de pines del conversor analógico/digital ADC0804

Las instrucciones son:

CS (Chip Select) autoriza el funcionamiento del convertidor

WR (Write) Da la orden de inicio del conversor

RD (Read) Efectúa la lectura de los datos

INTR (Indicador fin conversión)

Con CS y WR con posición lógica 1 el convertidor A/D se bloquea y no actúa.

La conversión empieza con la llegada de un pulso 1 a la entrada de WR si la entrada de CS esta a 0. Durante la transición de 1 a 0 de la señal en la entrada del WR o del CS, se resetean el controlador interno, y el registro de datos y la salida del INTR se pone a 1. Después de que la conversión sea completa la patita INTR realiza una transición de 1 a 0, esto puede ser usado para interrumpir un microprocesador o señalar la posibilidad de un nuevo resultado para otra conversión Una operación de lectura del RD con CS a 0 limpia la INTR y autoriza los lacht de salida.

Los periodos entre transiciones de 0 a 1 o de 1 A 0 deben ir precedidos de unos periodos de tiempo en espera de 0,5 mS para permitir la adecuación de todos los circuitos internos del conversor A/D. Este tiempo puede ser menor aunque es cuestión de controlar las tablas de tiempos según el proceso que se este realizando

Para conseguir una conversión en continuo CS y RD deben de estar a 0 y la patita INTR conectada a la entrada de WR. Esta INTR/WR conexión fuerza a 0 la patita de WR y asegura la operación del circuito

Pin	Nombre	Función	Lógica
1	CS- Chip Select	Habilita el chip	1 / 0
2	RD- Salida autorizada	Lee la información	1 / 0
3	WR- Start conversion	Iniciar conversión	1 / 0
4	CLKIN	Entrada de reloj	
5	INTR	Indicador fin conversión	1 / 0
6	Vlts +	Señal positiva analógica	-0,3/16V
7	Vlts -	Señal negativa analógica	0
8	A GND	Tierra analógica	0
9	Vref/2	1/2 máximo del Pin 6	
10	D GND	Tierra digital	
11/18	DB7 a DB0	Salidas digitales	1 / 0
19	CLK R	Salidas reloj interno	
20	Vcc	Alimentación	hasta 6,5V

Tabla 4. Aclaración de cada pin del conversor análogo/digital ADC0804

La siguiente figura (Fig. 48.) muestra el circuito implementado para la etapa convertora, la entrada al sensor para pruebas de programación esta conectada a un potenciómetro que entrega el rango de 0 a 5V. En caso de conectar el sensor real, la señal entrara previamente a la etapa amplificadora y luego a la convertora en condiciones muy similares a la señal entregada por el sensor simulado.

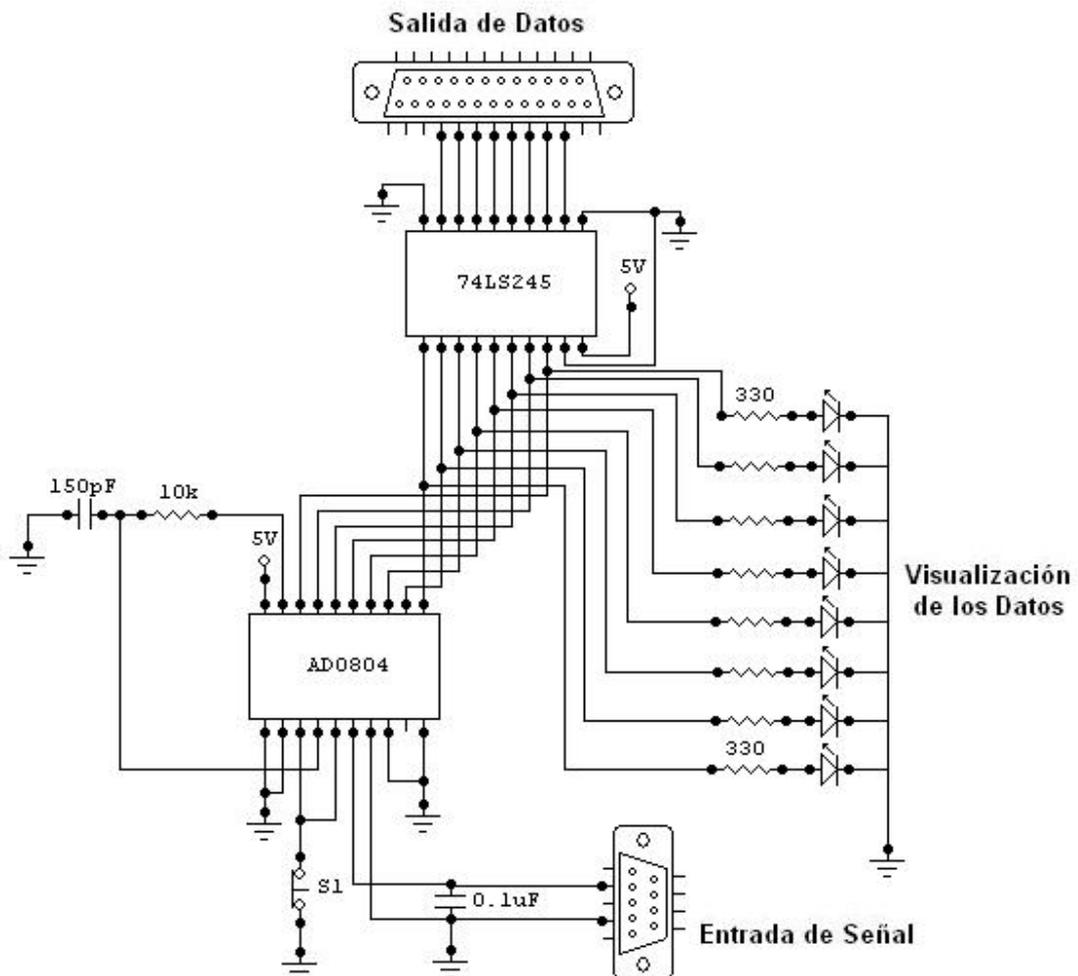


Fig. 50. Circuito implementado para la etapa convertora del medidor de pH. Circuito diseñado en CircuitMaker

Antes de salir, los datos pasan por un integrado 74LS245 para proteger el puerto paralelo del computador. La salida esta conectada a un terminal DB-25, para poder a través de un cable enviar los datos de la caja hacia el computador.

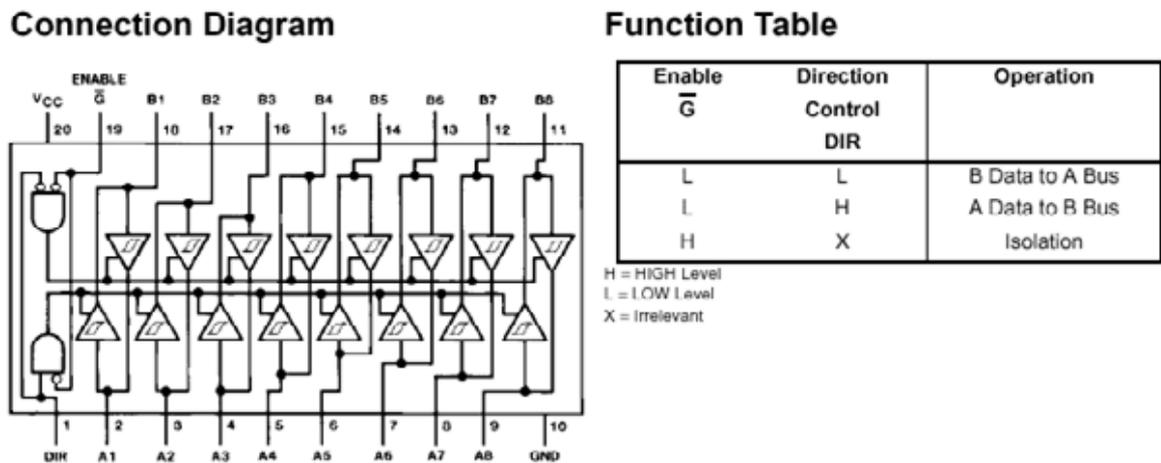


Fig. 51. Diagrama de pines del Integrado 74LS245

Como se ve en la figura, el pin DIR del chip define el sentido de transferencia de datos Dir= "0" el sentido es de B a A. El pin G (Enable) controla el estado de las salidas del bus. Si G= "1" las salidas pasan a estado de alta impedancia.

III.2.3. El circuito Impreso del Medidor de pH y presentación final

El circuito impreso del Medidor de pH se realizo en el programa ExpressPCB, programa dedicado a este tipo de aplicaciones. El diseño fue creado de tal forma que ocupara el menor espacio posible. Una vez hecho el diseño, este se imprimió en una hoja termo adherente especial, así cuando el circuito esta ya impreso en la hoja, basta solo con adherirla a la placa de cobre y aplicarle calor para que toda la tinta de la hoja quede fuertemente adherida a la placa de cobre. Esto se logra aplicando calor con una plancha eléctrica casera, la plancha proporciona la cantidad de calor justa para que la tinta se despegue de la hoja y se adhiera a la placa de cobre.

La placa de cobre con el circuito dibujado en ella, es luego sumergida en ácido (Percloruro Ferrico) donde después de unos minutos, todo el cobre que está a la vista es corroído por el ácido, dejando así solo las líneas del dibujo en la placa.

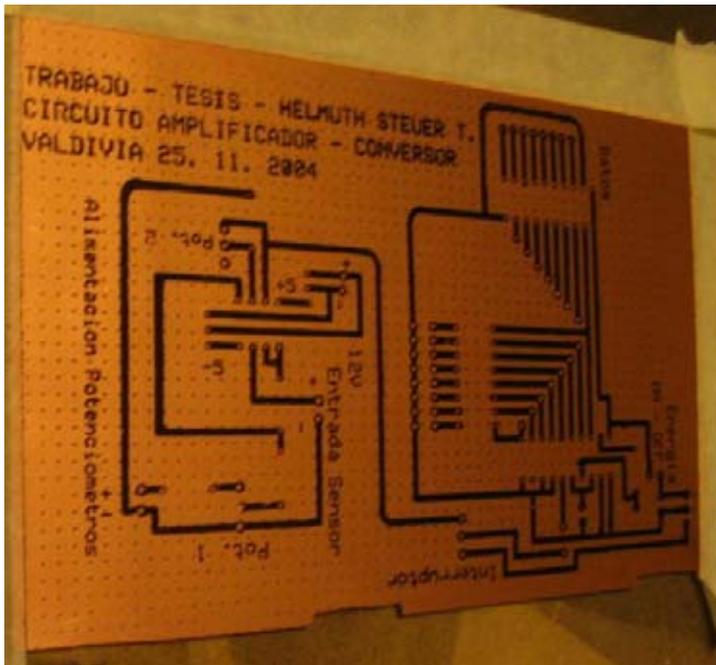


Fig. 52. Circuito Impreso del medidor de pH, comprende las 2 etapas, amplificadora y convertora.

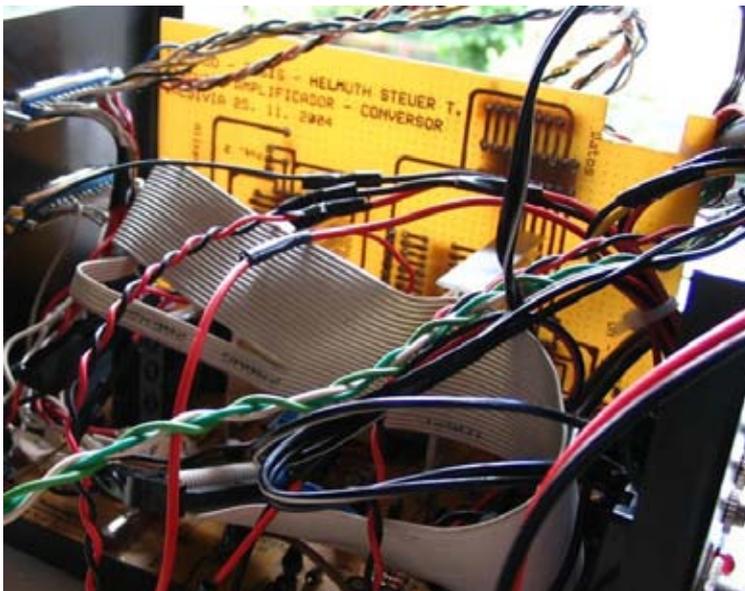


Fig. 53. Circuito Impreso del medidor de pH, dentro de la caja metálica junto a la fuente de poder.

La presentación final del medidor de pH es una caja metálica negra con interruptores de encendido, de elección de sensor y perillas de calibración. Cuenta también con un conector DB-25 macho para conexión directa con el puerto paralelo y un DB-25 hembra para la conexión de la etapa controladora, a través de este se energizan los servomotores. También cuenta con un puerto DB-9 para la conexión del sensor de simulación de pH y un conector tipo “B” especialmente diseñado para electrodos de pH reales.

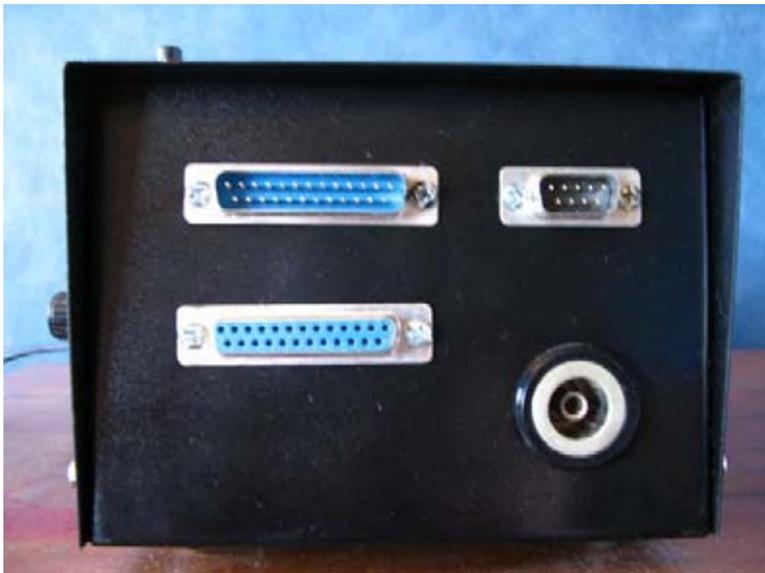


Fig. 54. Medidor de pH, se observan 2 conectores DB-25. El conector macho conecta al medidor con el computador y el hembra el medidor con el controlador. A la derecha un conector DB-9 que conecta el medidor con el sensor simulado. Por ultimo un conector tipo “B” que conecta al medidor con el sensor real.



Fig. 55. Medidor de pH, se observan el interruptor de encendido y dos interruptores más pequeños, el de la derecha es para la elección del sensor y el de la izquierda activa el conversor.



Fig. 56. Medidor de pH, se observan los Leds que indican la palabra digital interpretada por el conversor según la señal entrante. El pulsador es un reset del conversor, que es utilizado para reinicializarlo y comenzar las lecturas.



Fig. 57. Medidor de pH, la figura muestra las perillas de calibración. Son los potenciómetros conectados a la etapa amplificadora, uno afecta el factor de suma y el otro el factor de la ganancia.

III.3. Interfaz utilizado

Toda la información de control del sistema, lectura y almacenamiento de datos que fluye desde el programa hacia el medidor – controlador de pH y vice versa, se realiza a través del puerto paralelo del computador.

Antes de escribir el programa maestro se debe tener claro, que tareas realizará cada registro del puerto paralelo, más aun cuando se desea tener lectura de datos, control de motores, control de sensores y activación del bit bidireccional del puerto, todo a la vez. Para asignar las tareas debidamente fue necesario estudiar en detalle las características y funcionamiento del puerto paralelo y sus registros. De esta forma, al momento de escribir el programa se sabrá de antemano que función cumple cada pin del puerto, evitando así asignaciones indebidas.

Se presenta a continuación una breve descripción del puerto paralelo que permite comprender la asignación de tareas de cada registro.

III.3.1. Puerto Paralelo

Desde el punto de vista del software, el puerto paralelo son tres registros de 8 bits cada uno, ocupando tres direcciones de I/O consecutivas de la arquitectura x86.

Desde el punto de vista hardware, el puerto es un conector hembra DB25 con doce salidas latcheadas (que tienen memoria/buffer intermedio) y cinco entradas, con 8 líneas de masa. La función normal es transferir datos a una impresora a través de las 8 líneas de datos, usando las señales restantes como control de flujo.

III.3.1.1 Descripción del conector físico

La conexión del puerto paralelo al mundo exterior se realiza mediante un conector hembra **DB25**. Observando el conector de frente y con la parte que tiene mayor número de pines hacia arriba, se numera de derecha a izquierda y de arriba a abajo, del 1 al 13 (arriba) y del 14 al 25 (abajo).

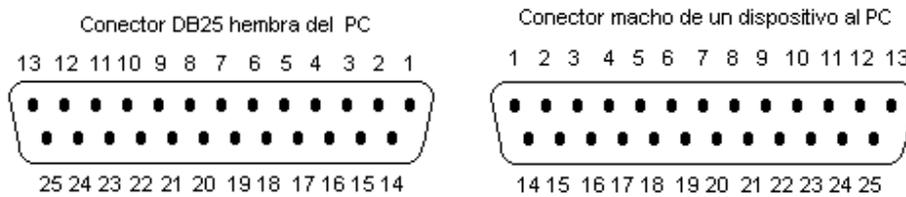


Fig. 58. Diagrama de pines del conector DB-25, izquierda, conector hembra, derecha, conector macho.

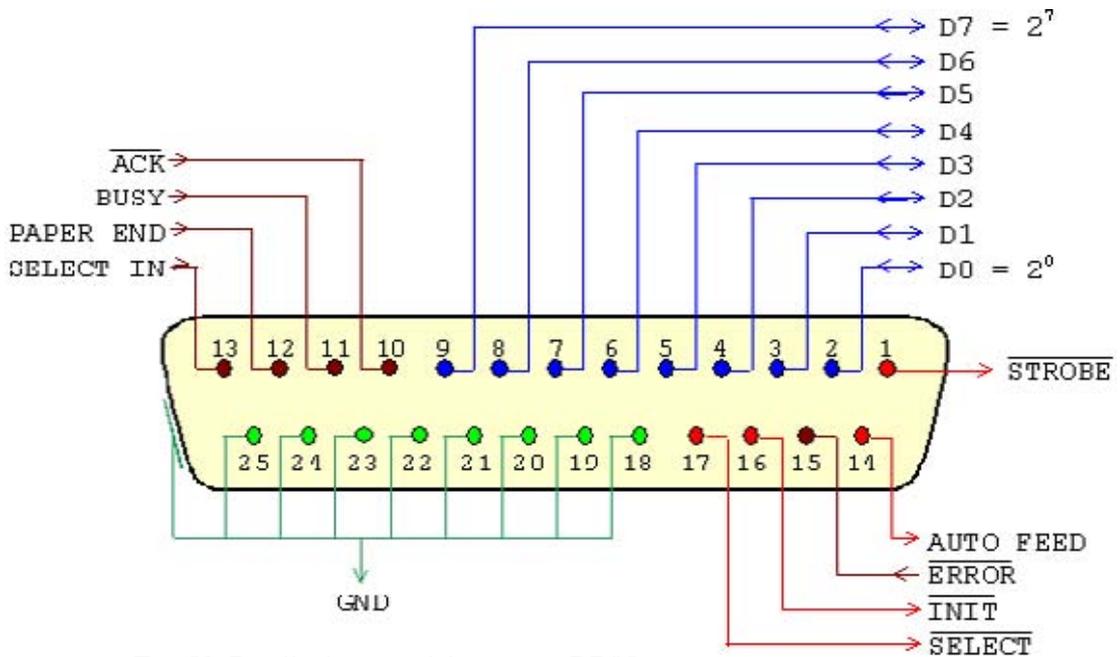


Fig. 59. Detalle de pines del conector DB25

Detalle:

- **8 líneas (pines)** son para salida de datos (bits de **DATOS**). Sus valores son únicamente modificables a través de software, y van del pin 2 (dato 0, D0) al pin 9 (dato 7, D7).
- **5 líneas** son de entrada de datos (bits de **ESTADO**), únicamente modificables a través del hardware externo. Estos pines son: 11, 10, 12, 13 y 15, del más al menos significativo.
- **4 líneas** son de control (bits de **CONTROL**), numerados del más significativo al menos: 17, 16, 14 y 1. Habitualmente son salidas, aunque se pueden utilizar también como entradas y, por tanto, se pueden modificar tanto por software como por hardware.
- las **líneas de la 18 a la 25** son la tierra.

En la siguiente tabla se detallan la nomenclatura y descripción de cada línea. La columna "Centronics pin" se refiere a las líneas del conector tipo Centronics usado en las impresoras. La columna E/S se refiere al dato visto desde el lado del PC.

DB25 pin	Centronics pin	Tipo (E/S)	Señal	Descripción
1	1	S	$\overline{\text{Strobe}}$	Si está bajo más de 0.5 μs , habilita a la impresora para que reciba los datos enviados.
2	2	S	D0	Bit 0 de datos, bit menos significativo (LSE)
3	3	S	D1	Bit 1 de datos
4	4	S	D2	Bit 2 de datos
5	5	S	D3	Bit 3 de datos
6	6	S	D4	Bit 4 de datos
7	7	S	D5	Bit 5 de datos
8	8	S	D6	Bit 6 de datos
9	9	S	D7	Bit 7 de datos, bit más significativo (MSB)
10	10	E	$\overline{\text{Ack}}$	Un pulso bajo de $\sim 1 \mu\text{s}$ indica que se han recibido datos en la impresora y que la misma está preparada para recibir más datos.
11	11	E	Busy	En alto indica que la impresora está ocupada.
12	12	E	PaperEnd	En alto indica que no hay papel.
13	13	E	SelectIn	En alto para impresora seleccionada.
14	14	S	AutoFeed	Si está bajo, el papel se mueve una línea tras la impresión.
15	32	E	$\overline{\text{Error}}$	En bajo indica error (no hay papel, está fuera de línea, error no det.).
16	31	S	$\overline{\text{Init}}$	Si se envía un pulso en bajo $> 50 \mu\text{s}$ la impresora se reinicia.
17	36	S	$\overline{\text{Select}}$	En bajo selecciona impresora (en gral. no se usa, ya que SelectIn se fija a alto).
18-25	19-30, 33		GND	Masa retorno del par trenzado.
18-25	16			Masa lógica
18-25	17			Masa chasis

Tabla 5. Descripción de cada línea del conector DB-25

El nombre de cada señal corresponde a la misión que cumple cada línea con relación a la impresora, el periférico para el que fue diseñado el puerto paralelo. Las señales activas a nivel bajo aparecen con la barra de negación (por ejemplo, Strobe). Cuando se indica **alto** o **bajo** se refiere a la tensión en el pin del conector. Alto equivale a $\sim 5\text{V}$ en TTL y bajo a $\sim 0\text{V}$ en TTL.

III.3.1.2. Acceso al puerto

El puerto paralelo se identifica por su dirección de E/S (entrada/salida, I/O) base y se reconoce en sistemas MS-DOS por el número LPT (lp en Unix/Linux). Cuando arranca la máquina, la BIOS (*Basic Input Output System*) chequea direcciones específicas de E/S en busca de puertos paralelos y construye una tabla de las direcciones halladas en la posición de memoria **40h:8h** (o **0h:0408h**).

Esta tabla contiene hasta tres palabras de 16 bits, cada palabra con el byte bajo primero seguido por el byte alto. Cada palabra es la **dirección de E/S base** del puerto paralelo (LPT_BASE). La primera corresponde a LPT1, la segunda a LPT2 y la tercera a LPT3.

Las direcciones base estándar para los puertos paralelos son:

03BCh

0378h

0278h

chequeadas en este orden.

III.3.1.3. Registros

El puerto paralelo estándar (SPP) consta de **tres registros de 8 bits** localizados en direcciones adyacentes del espacio de E/S del PC. Los registros se definen relativos a la dirección de E/S base (LPT_BASE) y son:

- LPT_BASE + 0: **registro de DATOS**
- LPT_BASE + 1: **registro de ESTADO**
- LPT_BASE + 2: **registro de CONTROL**

		REGISTROS			Nombre habitual
		DATOS	ESTADO	CONTROL	
DIRECCIÓN E/S	Puerto	378h	379h	37Ah	LPT1
	Puerto	278h	279h	27Ah	LPT2
	Puerto	3BCh	3BDh	3BEh	MDA con p. paralelo

Tabla 6. Direcciones de cada registro, en el caso del medidor controlador, se utilizaron las direcciones correspondientes a LPT1

Se hará referencia a cada bit de los registros como una inicial que identifica el registro seguido de un número que identifica el número de bit, siendo 0 el LSB (bit menos significativo) y 7 el MSB (bit más significativo). Por ejemplo, D0 es el bit 0 del reg. de datos, S7 es el bit 7 del reg. de estado y C2 es el bit 2 del reg. de control.

Se indican con una barra de negación los bits que utilizan **lógica negativa**. En **lógica positiva** un **1 lógico** equivale a **alto** (~5 V TTL) y un **0 lógico** a **bajo** (~0 V TTL). En **lógica negativa** 1 equivale a bajo (~0 V) y 0 equivale a alto (~5 V).

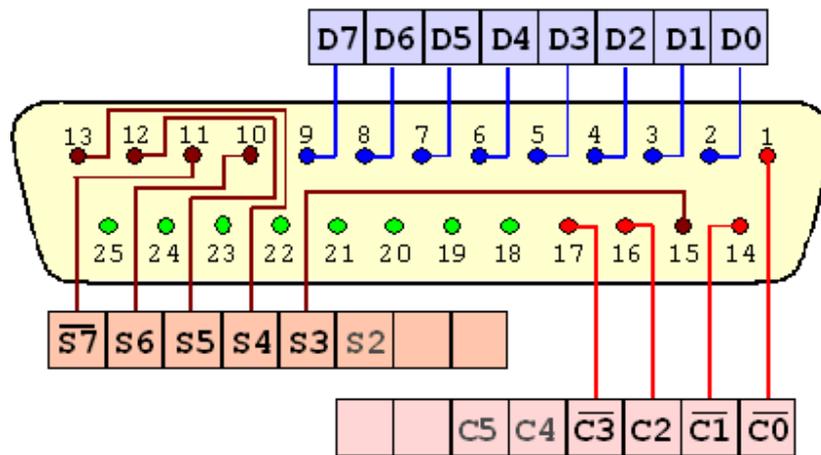


Fig. 60. Detalle de la ubicación de los registros en los pines del puerto paralelo

Es preciso **no confundir la lógica que sigue el puerto con la lógica que mantiene la impresora**. Por ejemplo, la impresora pone a alto Busy (pin 11) para indicar que está ocupada. Pero en realidad, al leer el registro de estado, Busy la interpretamos como 0 (puesto que el pin 11 se corresponde con S7). Es decir, es como si fuera activa en bajo (Busy).

III.3.1.3.1. Registro de datos (D)

El registro de datos se halla en LPT_BASE. Se puede leer y escribir. Escribir un dato en el registro causa que dicho dato aparezca en los pines 2 a 9 del conector del puerto. Al leer el registro, se lee el último dato escrito (NO lee el estado de los pines; para ello hay que usar un puerto bidireccional).

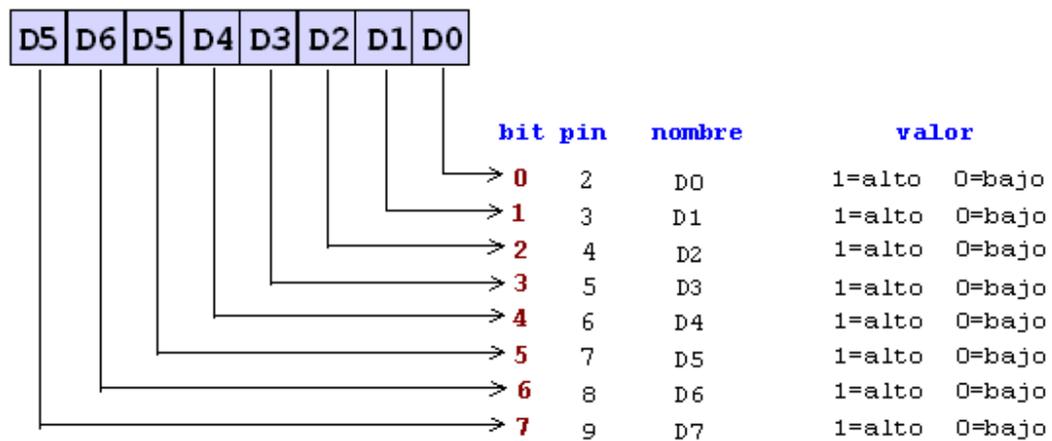


Fig.61. Detalle esquemático del registro de datos

El estándar es que las salidas sean LS TTL (*low schottky TTL*), aunque las hay que son de tipo OC (colector abierto). La corriente que pueden entregar (modo *source*) es de 2,6 mA máximo y pueden absorber (modo *sink*) un máximo de 24 mA. n el puerto original de IBM hay condensadores de 2,2 nF a masa. Las tensiones para el nivel bajo son entre 0 y 0,8V y el nivel alto entre 2,4V y 5V.

Este registro se utilizó para la lectura de datos, por lo que fue necesario activar el bit bidireccional de puerto para que quede configurado de esta forma. Este registro lee constantemente los valores entregados por el sensor de pH. A su vez, el programa leerá constantemente el registro de datos para obtener toda la información y poder procesarla.

III.3.1.3.2. Registro de estado (S)

El registro de estado está en LPT_BASE+1. Es de sólo lectura (las escrituras serán ignoradas). La lectura da el estado de los cinco pines de entrada al momento de la lectura. En la figura los nombres de los pines se dejaron en inglés porque es como generalmente se identifican.

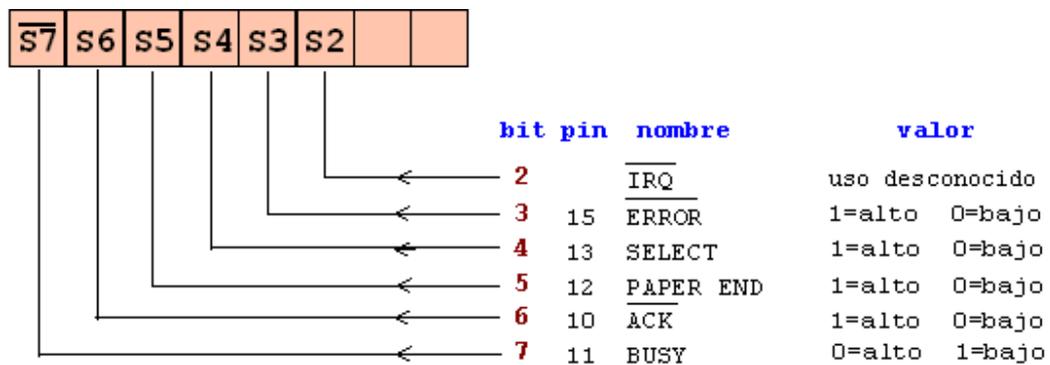


Fig. 62. Detalle esquemático del registro de estado

La línea Busy tiene, generalmente, una resistencia de *pull-up* interna. El estándar es que sean entradas tipo LS TTL.

Este registro se utilizó para la lectura de los sensores fin de carrera, los que se encuentran distribuidos en la etapa controladora dedicados a contar las vueltas de cada motor y detectar cuando las jeringas se encuentran vacías. Se utilizaron los pines 15, 13, 12 y 10 del puerto paralelo.

III.3.1.3.3. Registro de control (C)

El registro de control se encuentra en LPT_BASE+2. Es de lectura/escritura.

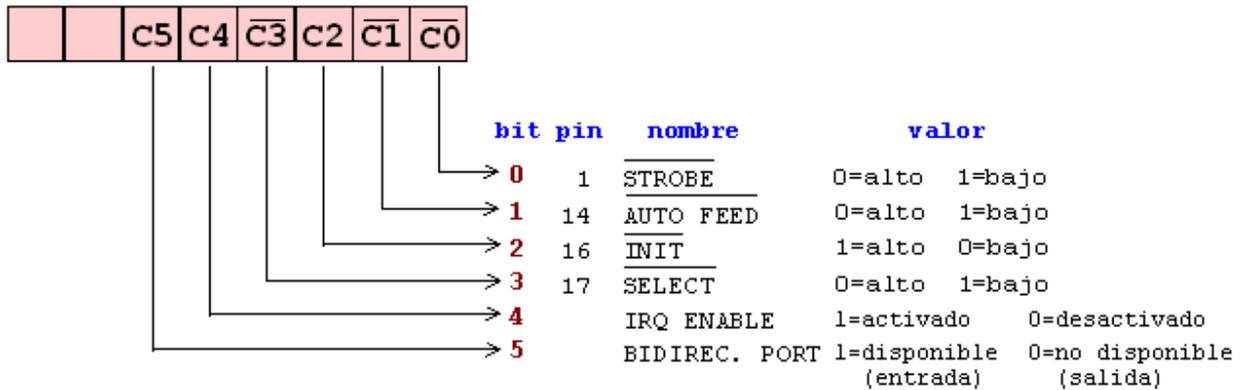


Fig. 63. Detalle esquemático del registro de control.

Los cuatro bits inferiores son salidas. La lectura devuelve lo último que se escribió a dichos bits. Son TTL a colector abierto con resistencias de *pull-up* de 4.7 kΩ, por lo que un dispositivo externo puede forzar el estado de los pines sin dañar el *driver*.

Este puerto se utilizó para controlar los 3 servo motores que mueven las jeringas. Se utilizaron los pines 1, 14 y 17 del puerto. En este registro, se debe activar el bit de bidireccional, dado por C5, poniendo especial cuidado al activarlo, para que no afecte al resto del registro

Bit de puerto bidireccional

El bit C5, está disponible sólo si se trata de un puerto bidireccional; en los puertos comunes no se utiliza, al igual que los bits C6 y C7. Si C5=1, el buffer de los datos de salida se pone en alta impedancia, "desconectando" dicho buffer de los pines 2 a 9 del conector del puerto (D0 a D7). Si se escribe al registro de datos, se escribe al buffer pero no a la salida. Esto permite que al leer el puerto, se lea el estado de las entradas y no lo que hay en buffer. Cuando C5=0 el puerto retorna al modo salida, su estado por defecto.

Para terminar con esta breve descripción, se muestran dos tablas, una que reúne las características hardware y software del puerto paralelo y la otra que resume las tareas asignadas a cada registro.

DB25 pin	Centronics pin	Registro bit		Tipo (E/S)	Activo	Señal	Descripción
1	1	$\overline{C0}$	Control 0	S	bajo	$\overline{\text{Strobe}}$	Si está bajo más de 0.5 μs , habilita a la impresora para que reciba los datos enviados.
2	2	D0	Dato 0	S	alto	D0	Bit 0 de datos, bit menos significativo (LSB)
3	3	D1	Dato 1	S	alto	D1	Bit 1 de datos
4	4	D2	Dato 2	S	alto	D2	Bit 2 de datos
5	5	D3	Dato 3	S	alto	D3	Bit 3 de datos
6	6	D4	Dato 4	S	alto	D4	Bit 4 de datos
7	7	D5	Dato 5	S	alto	D5	Bit 5 de datos
8	8	D6	Dato 6	S	alto	D6	Bit 6 de datos
9	9	D7	Dato 7	S	alto	D7	Bit 7 de datos, bit más significativo (MSB)
10	10	S6 IRQ	Estado 6	E	alto	$\overline{\text{Ack}}$	Un pulso bajo de $\sim 11 \mu\text{s}$ indica que se han recibido datos en la impresora y que la misma está preparada para recibir más datos.
11	11	$\overline{S7}$	Estado 7	E	bajo	Busy	En alto indica que la impresora está ocupada.
12	12	S5	Estado 5	E	alto	PaperEnd	En alto indica que no hay papel.
13	13	S4	Estado 4	E	alto	SelectIn	En alto para impresora seleccionada.
14	14	$\overline{C1}$	Control 1	S	bajo	$\overline{\text{AutoFeed}}$	Si está bajo, el papel se mueve una línea tras la impresión.
15	32	S3	Estado 3	E	alto	Error	En bajo indica error (no hay papel, está fuera de línea, error no det.).
16	31	C2	Control 2	S	alto	Init	Si se envía un pulso en bajo $> 50 \mu\text{s}$ la impresora se reinicia.
17	36	$\overline{C3}$	Control 3	S	bajo	$\overline{\text{Select}}$	En bajo selecciona impresora (en gral. no se usa, ya que SelectIn se fija a alto).
18-25	19-30, 33					GND	Masa retorno del par trenzado.
18-25	16						Masa lógica
18-25	17						Masa chasis

Tabla 7. Características hardware y software del puerto paralelo

DB25 pin	Registro bit	Tipo (E/S)	Activo	Descripción	
1	$\overline{C0}$	Control 0	S	bajo	Controla el Servomotor N°1.
2	D0	Dato 0	E	alto	Bit 0 de datos, bit menos significativo (LSE) , Todo el registro de datos esta encargado de la lectura constante de datos
3	D1	Dato 1	E	alto	Bit 1 de datos
4	D2	Dato 2	E	alto	Bit 2 de datos
5	D3	Dato 3	E	alto	Bit 3 de datos
6	D4	Dato 4	E	alto	Bit 4 de datos
7	D5	Dato 5	E	alto	Bit 5 de datos
8	D6	Dato 6	E	alto	Bit 6 de datos
9	D7	Dato 7	E	alto	Bit 7 de datos, bit más significativo (MSB)
10	S6 IRQ	Estado 6	E	alto	Controla el sensor de vaciado de jeringas
11	$\overline{S7}$	Estado 7	E	bajo	No se utiliza.
12	S5	Estado 5	E	alto	Control sensor contador de vueltas del motor 3.
13	S4	Estado 4	E	alto	Control sensor contador de vueltas del motor 2.
14	$\overline{C1}$	Control 1	S	bajo	Controla el Servomotor N°2.
15	S3	Estado 3	E	alto	Controla el sensor contador de vueltas del motor 1 .
16	C2	Control 2	S	alto	No se utiliza.
17	$\overline{C3}$	Control 3	S	bajo	Controla el Servomotor N°3.
18-25					Tierra

Tabla 8. Resumen de asignación de tareas para los registros del puerto paralelo

Con las tareas ya asignadas a cada registro del puerto paralelo, se comienza a trabajar en el diseño del programa maestro.

III.4. Programa Maestro

El programa Maestro fue creado en Visual Basic, diseñado para realizar la lectura de datos y control de todo el sistema de medición y control de pH, debido a esto el programa es considerado sin lugar a dudas la etapa mas importante de este proyecto. Visual Basic entrega una serie de herramientas que hacen del programa un ambiente amigable y de fácil uso para el usuario, características fundamentales al momento de elegir el software de programación.

Como es de esperarse, en esta etapa fue necesario estudiar el lenguaje de programación utilizado en Visual Basic antes de comenzar a programar. Gracias a tutoriales entregados por el profesor guía de este trabajo de tesis, Sr. Jorge Morales Vilugrón, mas un arduo trabajo en conjunto con él, se cumplieron los objetivos que buscaba el programa.

A continuación se presenta una pequeña descripción del programa Visual Basic utilizado para diseñar el programa maestro, así se conocerán las características y ventajas que hacen de Visual Basic el lenguaje ideal para trabajar en programas de aplicación.

III.4.1 Visual Basic

Visual Basic es un ambiente de programación para crear aplicaciones para miembros de la familia de sistemas operativos Windows (Windows95, Windows NT y siguientes). Provee un conjunto de herramientas para simplificar el desarrollo rápido de aplicaciones de computadoras.

La parte “Visual” se refiere a la interfaz gráfica que simplifica el trabajo de programar. En vez de escribir numerosas líneas de código para describir la apariencia y localización de los elementos de la interfaz, se utilizan objetos existentes y se colocan en pantalla.

La parte “Basic” se refiere al lenguaje de programación **BASIC** (**B**eginners’ **A**ll-purpose **S**ymbolic **I**nstruction **C**ode), un lenguaje de computadoras utilizado por programadores más que ningún otro en la historia de la computación.

III.4.1.1. Características Generales de Visual-Basic

Visual-Basic es una herramienta de diseño de aplicaciones para Windows, en la que estas se desarrollan en una gran parte a partir del diseño de una interfase gráfica. En una aplicación Visual - Basic, el programa está formado por una parte de código puro, y otras partes asociadas a los objetos que forman la interfase gráfica.

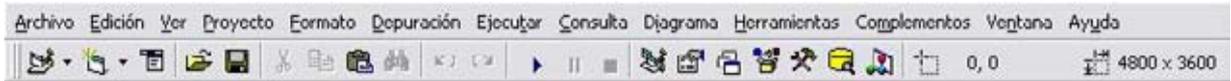
Es por tanto un término medio entre la programación tradicional, formada por una sucesión lineal de código estructurado, y la programación orientada a objetos. Combina ambas tendencias. Ya que no se puede decir que VB pertenezca por completo a uno de esos dos tipos de programación.

La creación de un programa bajo Visual Basic lleva los siguientes pasos:

- Creación de una interfase de usuario. Esta interfase será la principal vía de comunicación hombre máquina, tanto para salida de datos como para entrada. Será necesario partir de una ventana - Formulario - a la que se le irán añadiendo los controles necesarios.
- Definición de las propiedades de los controles - Objetos - que se hayan colocado en ese formulario. Estas propiedades determinarán la forma estática de los controles, es decir, como son los controles y para qué sirven.
- Generación del código asociado a los eventos que ocurran a estos objetos. A la respuesta a estos eventos (click, doble click, una tecla pulsada, etc.) se le llama Procedimiento, y deberá generarse de acuerdo a las necesidades del programa.
- Generación del código del programa. Un programa puede hacerse solamente con la programación de los distintos procedimientos que acompañan a cada objeto. Sin embargo, VB ofrece la posibilidad de establecer un código de programa separado de estos eventos. Este código puede introducirse en unos bloques llamados Módulos, en otros bloques llamados Funciones, y otros llamados Procedimientos. Estos Procedimientos no responden a un evento acaecido a un objeto, sino que responden a un evento producido durante la ejecución del programa.

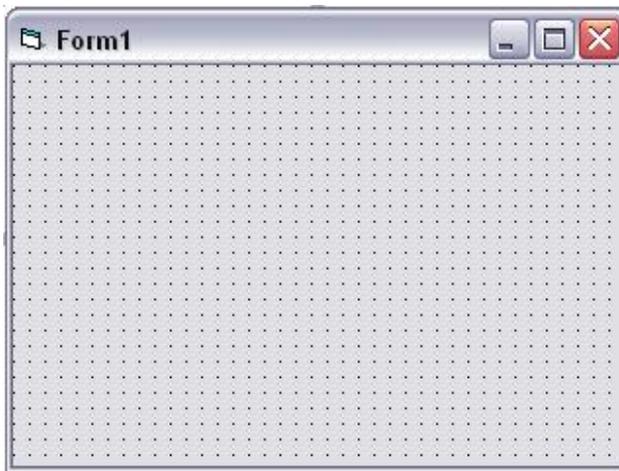
III.4.1.2. Elementos del entorno de desarrollo de Visual Basic

Barra de Herramientas:



Permite un acceso rápido a los comandos más utilizados.

Diseñador de formularios:



Es la ventana en la que se diseñará la interfaz de la aplicación, en ella se pueden agregar controles gráficos e imágenes. Cada formulario de una aplicación aparecerá en su propia ventana.

Cuadro de Herramientas:

En el cuadro de herramientas se puede encontrar un conjunto de herramientas que permiten insertar los objetos o controles en el formulario durante el tiempo de diseño, los objetos más comunes son botones (command), etiqueta (label), cuadros de imagen (Picture), imágenes (Image), etc...

Si se hace doble click con el ratón sobre alguno de ellos se insertará automáticamente en la ventana del formulario.



Ventana de Propiedades:

Los objetos tienen asociados unas propiedades que describen sus atributos, valores, comportamiento y apariencia del objeto.

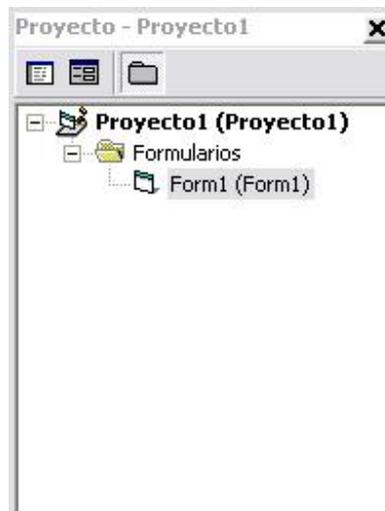
Las opciones de esta ventana son:

Lista desplegable de objetos: Donde se puede visualizar el nombre de los objetos de la aplicación.

Lista de propiedades del objeto seleccionado: Al seleccionar un objeto con la lista desplegable anteriormente mencionada aparecerán las propiedades del mismo (name, visible, appearance, borderstyle, etc...). En la lista de propiedades se pueden modificar las propiedades del objeto. Se puede visualizar de dos formas, por categoría o alfabéticamente.

**Ventana de Proyectos:**

Contiene la lista de los archivos que forman parte de la aplicación.



Los tipos de archivos que se pueden incluir en un proyecto son:

Archivo de Proyecto: Es el que realiza el seguimiento de todos los ficheros que forman parte de la aplicación. Se guarda en un fichero con la extensión .VBP

Archivo de Recursos: Aquí se guardan cadenas de texto, mapas de bits, y demás datos que

puedan modificarse sin tener que volver a modificar el código. Se guardan con una extensión .RES

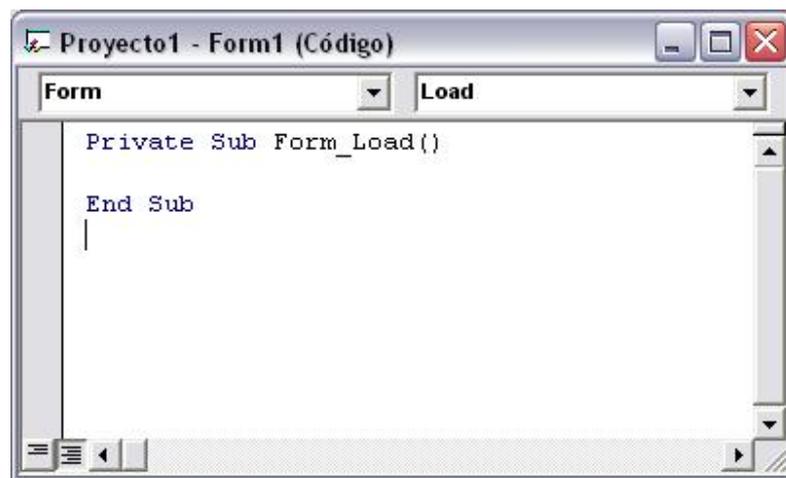
Módulo de Formulario: Contiene controles y código, sólo hay uno por formulario. Se guardan con extensión .FRM

Módulo de Clase: Son similares a los módulos de formulario. Se guardan con la extensión .CLS

Módulo Estándar: Sólo pueden contener código. Tienen una extensión .BAS

Controles ActiveX: Controles que se pueden añadir al cuadro de herramientas e incluirlos en un formulario.

Ventana Editor de Código:



En esta ventana es donde se incluye el código de la aplicación. Se creará una ventana de código para cada formulario o módulo de la aplicación.

Para tener acceso a la ventana de edición, la forma más sencilla es hacer doble click sobre el formulario o sobre el objeto al cual quiera incluir código.

III.4.2. Diseño del programa maestro

El diseño comienza creando un programa base, sobre el cual se construyen paulatinamente los distintos niveles que formaran el programa maestro. Para generar el programa base se deben individualizar todas las tareas que el programa maestro debe realizar y trabajar independientemente en cada una de ellas. Sobre esta base se crean las tareas específicas y las interconexiones necesarias para que el programa maestro funcione de la forma deseada.

Cada tarea esta representada por un formulario dentro del cual se encuentran las tareas específicas representadas por iconos. Un formulario principal permite acceder a la tarea que se desee. La interconexión de las tareas es la ultima etapa en la construcción del programa, y permite que las tareas se relacionen entre si para formar una nueva tarea. Así una tarea de lectura de datos se puede relacionar con otra de almacenamiento y crear una tarea capas de almacenar los datos leídos.

El programa para el medidor – controlador de pH desarrollado en este trabajo de Tesis cumple con el mismo esquema mencionado anteriormente. Para generar el programa base se individualizaron las siguientes tareas:

- Control de Motores: esta tarea esta dedicada al manejo controlado e independiente de los 3 servo motores que mueven los émbolos de las jeringas.
- Lectura de datos: esta tarea esta dedicada a la obtención de los datos del sensor de pH real y simulado, preocupándose especialmente de mantener el puerto en estado bidireccional.
- Almacenamiento de datos: esta tarea cumple la función de almacenar los datos que se obtienen de los sensores en el disco duro del computador para futuros análisis.

Sobre esta base se construyeron los siguientes niveles, correspondientes a las tareas específicas. Dentro del formulario de cada tarea se encuentran una serie de tareas específicas, las que se describen a continuación.

- Control de Motores: - Iniciar Timer
- Detener Timer
- Iniciar puerto

- Movimiento independiente de cada motor
- Salida de la aplicación
- Visualización del estado de los registros

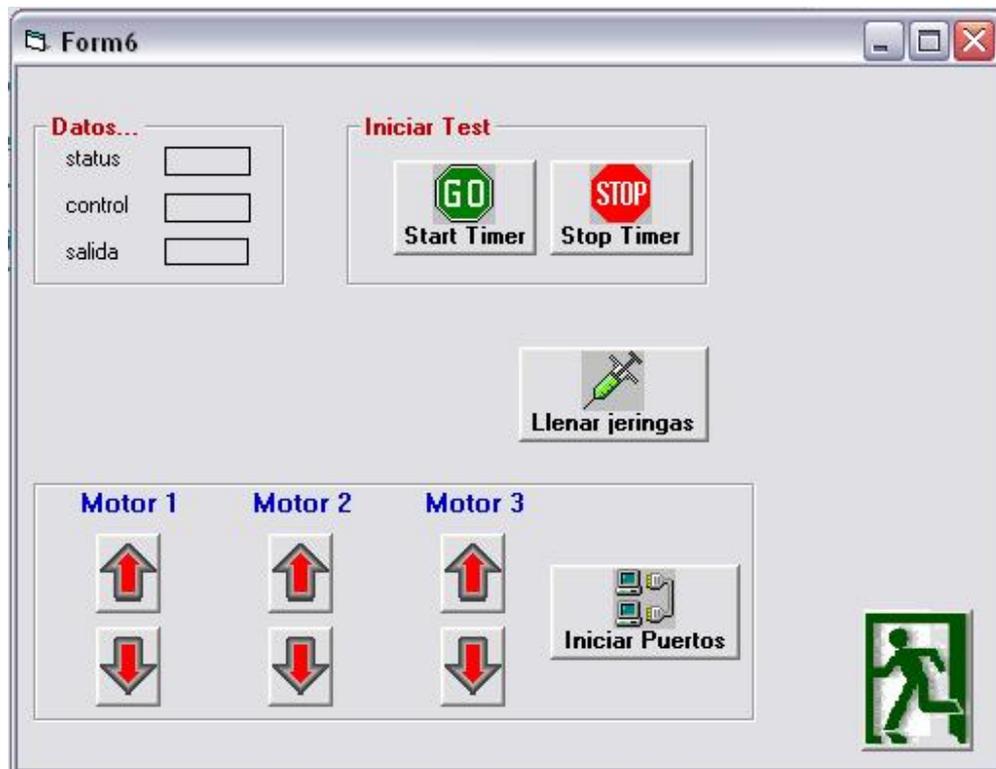


Fig. 70. Formulario de Control de motores. Cada icono representa una tarea específica dentro del programa.

- Lectura de datos:
- Graficar en modo calibración
 - Graficar en modo visualización
 - Iniciar puertos
 - Iniciar lecturas
 - Visualizar conversión de decimal a valor de pH
 - Velocidad de muestreo variable
 - Día y hora del experimento
 - Salir de la aplicación

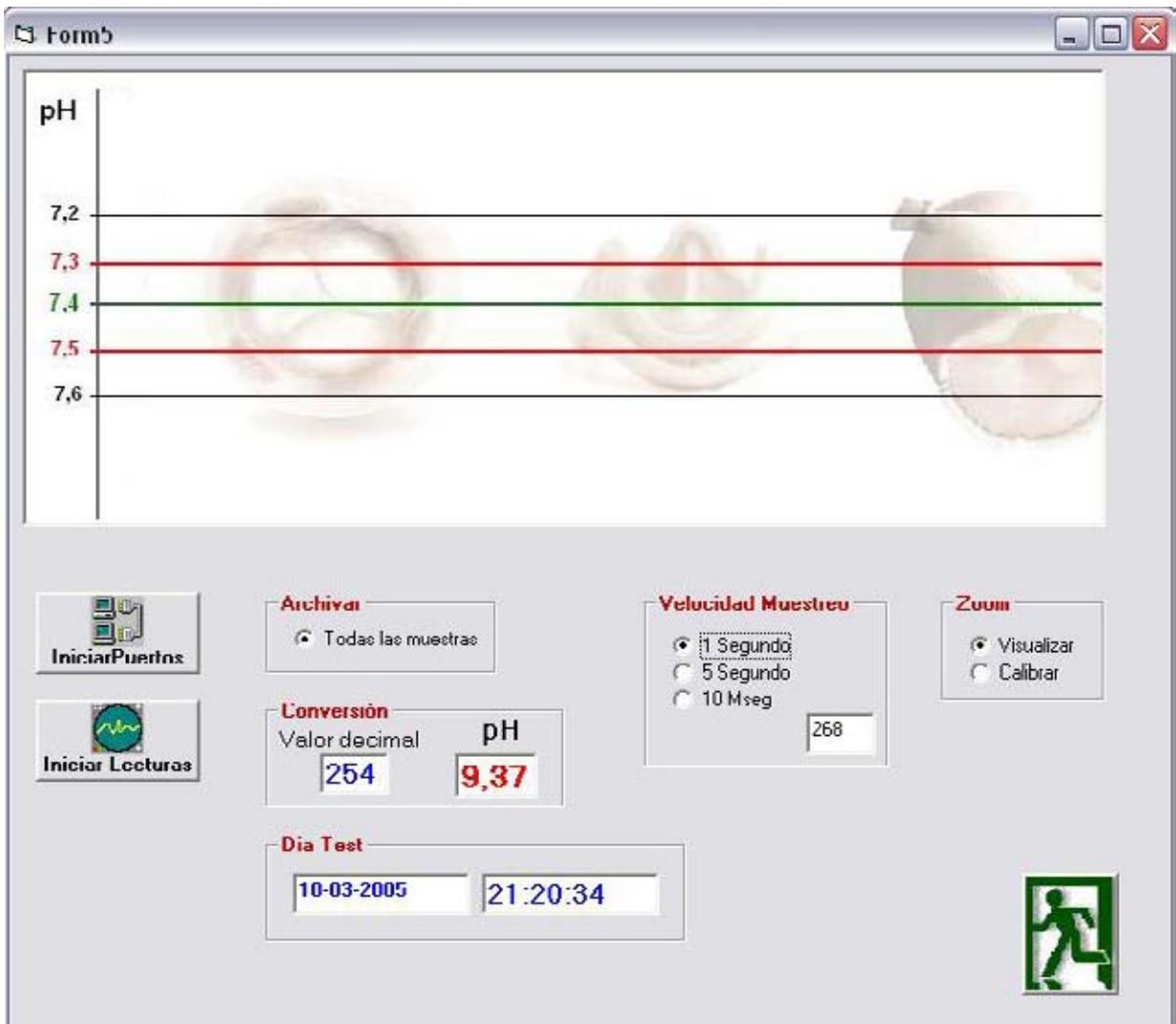


Fig. 71. Formulario correspondiente a la lectura de datos en modo visualizar. Las líneas rojas de el gráfico marcan el rango de tolerancia de pH que permite el sistema. Si la señal excede estos límites, se accionan los motores correspondientes para nivelar los niveles y dejarlos nuevamente en el rango de tolerancia.

- Almacenamiento de daos:
- Visualizar con zoom
 - Visualizar sin zoom
 - Iniciar lecturas
 - Elegir archivo a visualizar

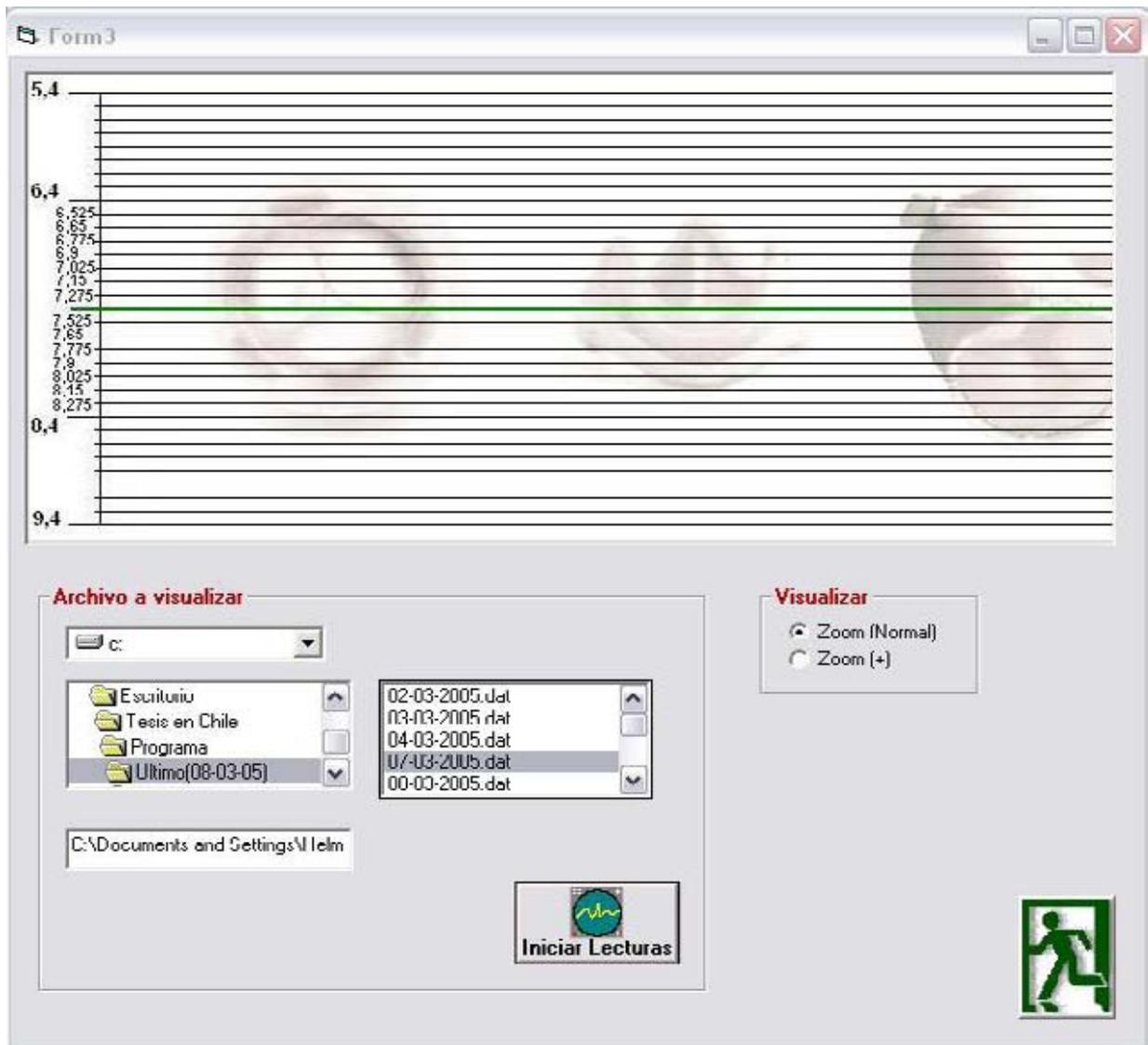


Fig.72. Formulario correspondiente al almacenamiento de datos. Este formulario tiene las tareas específicas necesarias para poder acceder a cualquier dato que se haya guardado para su visualización y análisis.

A continuación se deben interconectar todas las tareas de los formularios unas con otras, esta etapa se realiza solo a nivel de programación sin alterar la apariencia de los formularios. De esta forma se interconecta el formulario de lectura de datos con el de movimiento de motores para que en la práctica, cuando la señal salga del rango seguro de niveles de pH, se accionen los motores y se inyecten los líquidos al recipiente donde se encuentra la válvula. Estas interconexiones permiten también la visualización de los datos, la posibilidad de guardarlos en el disco duro, poder realizar la calibración del equipo, salir de cada aplicación en forma independiente y permitir al formulario principal conectarse con todas las tareas.

Finalmente se crea un ultimo formulario que dará la bienvenida al programa, será el punto de partida cada vez que el programa sea utilizado. Este se crea de tal forma que se pueda introducir al usuario al tema de una forma dinámica y sencilla.

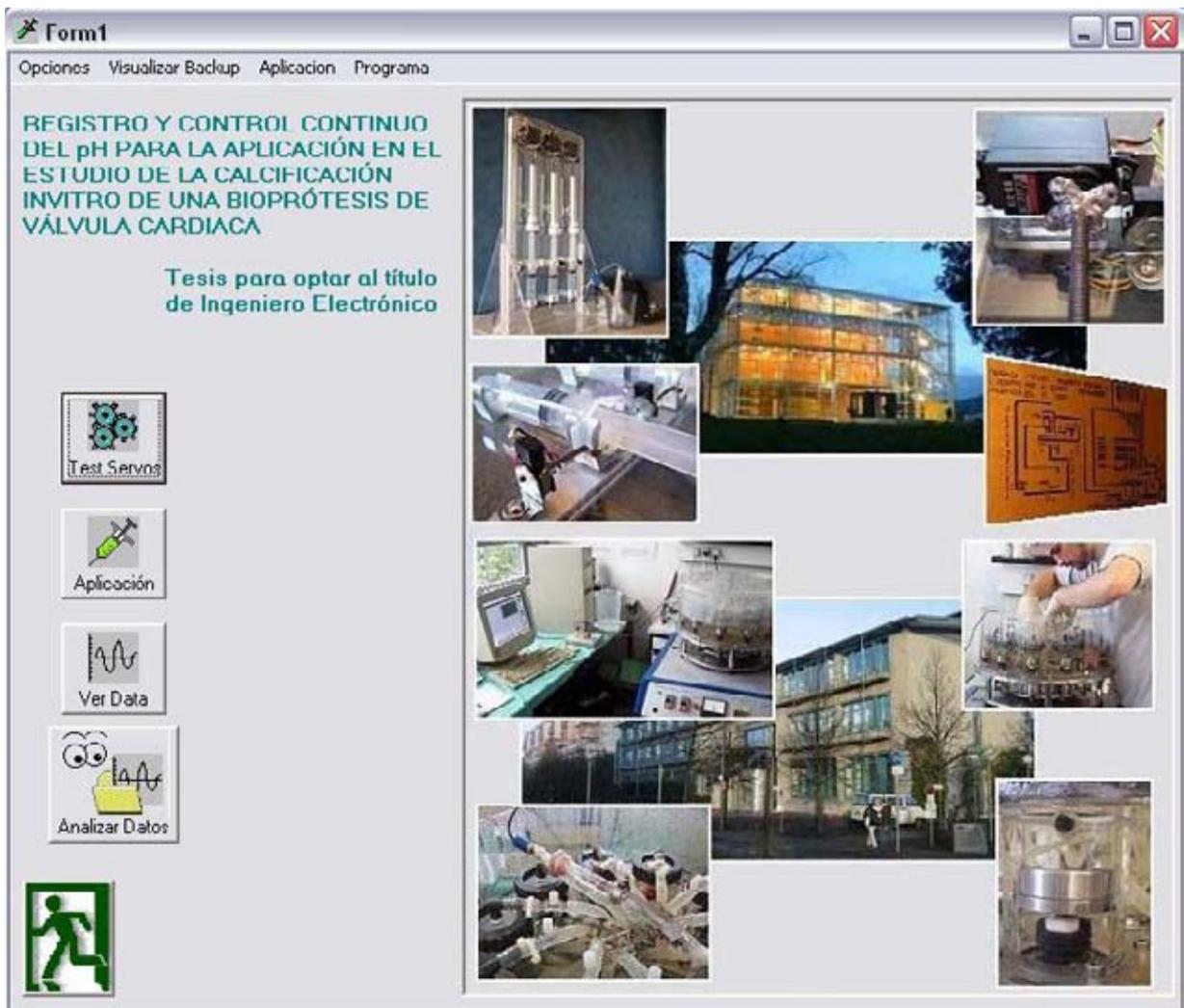


Fig. 73. Formulario inicial del programa maestro, este formulario da la bienvenida al programa presentando los iconos que conectan con las distintas tareas.

III.4.3. Funcionamiento del programa maestro

La función principal del programa es leer permanentemente los datos entregados por el sensor de pH que se encuentra sumergido en el líquido a controlar y compararlos con los parámetros de estabilidad que corresponde a valores de pH de entre 7,3 y 7,5. Si las lecturas indican que el valor de pH ha aumentado por sobre el rango de estabilidad, se activara la jeringa 1, inyectando al contenedor ácido clorhídrico (HCl) para que el pH baje y si las lecturas indican que el pH esta bajo los niveles de estabilidad, se activara la jeringa 2, inyectando hidróxido de sodio (NaOH) al contenedor, para hacer que el pH suba. La cantidad de líquido que inyecten las jeringas al contenedor, dependerá de cuantas veces se vuelva inestable el pH del líquido a controlar y de cuanto tarde el pH en ser controlado. La jeringa 3, succiona la cantidad de líquido que las jeringas 1 y 2 inyectan al contenedor, de esta forma se mantiene una presión constante durante todo el proceso de control. Esto significa que las jeringas 1 y 2 nunca se moverán al mismo tiempo, sin embargo, la jeringa 3 se moverá siempre en conjunto con la jeringa 1 o 2 para succionar lo que estas inyecten. El programa nunca deja de leer los datos entregados por el sensor, y cuando el valor de pH en el contenedor se estabiliza dentro del rango seguro (7,3 a 7,5) las jeringas dejan de funcionar y quedan a la espera de que se produzca una nueva inestabilidad en el pH.

El siguiente diagrama de bloques resume las tareas del programa.

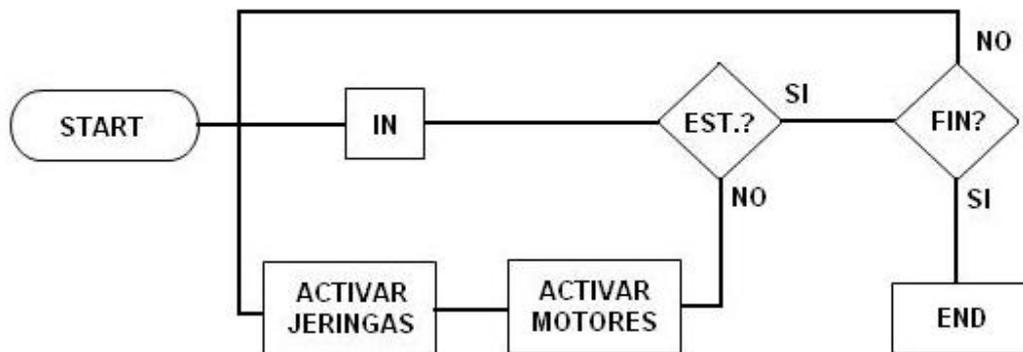


Fig. 74. Diagrama de flujo del programa maestro

Antes de ejecutar el programa se deben realizar los siguientes pasos, que permitirán un funcionamiento óptimo del sistema. Primero se debe alimentar eléctricamente la etapa de medición y luego conectar a ella la etapa controladora y el sensor de pH. Las 3 mangueras del recipiente deben conectarse a las jeringas de la etapa controladora. Terminados estos pasos, se ejecuta el programa y se elige la opción “Test servos”. Esta opción permite manejar cada jeringa en forma independiente, de esta forma, las jeringas son llenadas con los líquidos estabilizadores de pH y dejadas en la posición correcta para su funcionamiento. También se calibran los motores y se revisa que la cantidad de vueltas que gira el motor para producir un desplazamiento del embolo correspondiente a 1 ml sea el adecuado. Luego se sale de esta aplicación y se elige la opción “Ver Data”, esta opción permite calibrar el sensor de pH real con las soluciones tampones de pH fijo a través de un grafico, así al medir el pH de una solución tampón de pH 7 el programa deberá leer el mismo valor, de no ser así, el sensor se ajusta al valor pH 7 con las perillas de calibración del medidor. Terminada la calibración se elige la opción “Aplicación” y se da inicio al experimento.

El sistema esta creado para hacer medidas de pH cada 5 segundos por un periodo continuo de 7 días y guardar los datos en el disco duro para su posterior análisis. Cuando el pH sale del rango seguro las jeringas inyectan al recipiente sustancias estabilizadoras hasta lograr que el pH se estabilice.

Es importante destacar que las demostraciones se realizaran utilizando el sensor de pH simulado. El tiempo de las demostraciones será el necesario para mostrar el trabajo que realiza todo el sistema en conjunto.

Capítulo IV. PUESTA EN MARCHA Y PRUEBAS AL SISTEMA

Con la puesta en marcha del proyecto se observa por primera vez el funcionamiento de todas las etapas trabajando en conjunto. Esto hace posible la detección de fallas tanto mecánicas como de programación que pudiese tener el sistema medidor – controlador de pH.

Una vez corregidas las fallas que el sistema pudiese tener, se realizan una serie de pruebas que simularán el normal funcionamiento del medidor – controlador de pH. Se crean rutinas de calibración de motores y del sensor de pH, con las soluciones tampones adecuadas. Se estudia la capacidad del computador al momento de almacenar los datos y se analizan los tiempos de reacción de los motores y de los sensores de pH.

Terminadas las pruebas, se da por finalizada la implementación del sistema de registro y control continuo del pH para la aplicación en el estudio de la calcificación invitro de una bioprótesis de válvula cardíaca. Las demostraciones del funcionamiento del sistema se harán en un ambiente que simula las condiciones de la aplicación mencionada y se ocupará un sensor de pH simulado.

IV.1. Puesta en marcha

La puesta en marcha se realizó con éxito, y cumplió con todas las expectativas propuestas en el trabajo. Se observó el funcionamiento del sistema en pleno funcionamiento y se corrigieron las fallas detectadas. Se alinearon los émbolos de las jeringas y se lubricaron las piezas móviles de la etapa controladora.

El armazón acrílico diseñado para la etapa controladora tubo muy buenos resultados. El diseño entrega una superficie sólida y estable, fácil de montar y de buen aspecto.

El soporte del hilo sin fin tiende a moverse al accionarse los motores, provocando resistencia en el movimiento del embolo de la jeringa, aunque esto no influye en la cantidad de líquido que se inyecta, debido a que la distancia que se mueve el embolo depende de la cantidad de vueltas que gire el motor y no de un tiempo fijo de funcionamiento. Este inconveniente se

superó reajustando los soportes a la superficie acrílica con la ayuda de una tuerca en forma de mariposa, lo que facilita su desmontaje.

Las unión para cañerías de ½ pulgada, utilizada para unir el embolo al cilindro de cobre, es perfecta para evitar que la jeringa gire en su propio eje, debido a que uno de los lados de la unión, queda permanentemente en contacto con la superficie acrílica.

El llenado de las jeringas con sus respectivos líquidos no tuvo mayores inconvenientes, sin embargo de debe poner cuidado al sacar el aire dentro de las mangueras. Para lograrlo se abre lentamente la válvula de seguridad y se extrae lentamente el aire.

Las cantidades de hidróxido de sodio (NaOH) y de ácido clorhídrico (HCl) que se deseen inyectar son totalmente manejables, esto dependerá de cuan rápido se desea que el pH se estabilice. Para este caso, la cantidad es de 1 ml de solución por cada 5 segundos de medición hasta lograr la estabilización.

La lectura de datos fue constante y no presento problemas con ninguno de los dos sensores. La calibración del sensor real de pH se realizo exitosamente, a pesar de la sensibilidad de las perillas de calibración que están directamente conectadas con el amplificador del circuito. Esto obliga que el proceso de calibración se realice con cuidado y lentamente, poniendo especial atención a no mover las perillas una vez calibrado el sensor.

Dentro del software, al modificar el registro Status para poder leer los datos, se observo que tiene incidencia sobre el control de los motores. Esto se manifiesta con milimétricos desplazamientos del eje del motor. Si bien en un principio se pensó que podía alterar la inyección de líquido al compartimiento, esto se descarto por tratarse de movimientos que no alcanza a producir movimiento en el embolo de la jeringa.

Durante la puesta en marcha se pudieron corregir todas las fallas que se detectaron, dejando al sistema en óptimas condiciones para realizar las pruebas finales al sistema de control y medición continuo de pH.

IV.2. Pruebas al Sistema

Las pruebas al sistema comienzan con un chequeo general del sistema, verificando que las jeringas inyecten la cantidad de líquido deseado y que los movimientos sean uniformes. Para esto se realizan los ajustes necesarios a los timer del programa. Se chequea que los datos se almacenen correctamente en el disco duro y que la grafica que se genera coincida con la lectura de datos corresponda al valor de pH que se esta midiendo.

Utilizando soluciones tampones de pH 7 y 9, se comprobó el buen funcionamiento de el sensor real de pH, y de la etapa amplificadora del circuito de medición, encargada también de calibrar el sensor de pH, para que los valores en pantalla sean los correctos.

Sin duda la prueba más importante realizada al sistema completo, fue someter al medidor-controlador de pH a un test ininterrumpido por un plazo de 24 horas. Las mediciones se realizaron cada 5 segundos, lo que significa que el software almacenó 17.280 muestras en el disco duro, ocupando un espacio de 97 Kb. Estas muestras pueden ser analizadas dentro del mismo programa en forma grafica, lo que permite revisar en forma rápida el comportamiento del pH durante las 24 horas de medición. Si se desea se pueden utilizar otros software para el análisis de las muestras.

Esta prueba demostró el óptimo funcionamiento de Medidor – Controlador de pH implementado en esta tesis, y asegura excelentes resultados para la aplicación en el estudio de la calcificación invitro de una bioprótesis de válvula cardiaca.

Capítulo V. CONCLUSIONES Y RESULTADOS

La realización de este trabajo de tesis me permitió conocer las distintas áreas en las que la Ingeniería Electrónica esta presente. La posibilidad de haber estudiado durante un año en una universidad extranjera, despertó mi inquietud de conocer distintos campos en los que se aplica esta disciplina, llamando especialmente mi atención la aplicación de la electrónica en la medicina.

Agradecer la oportunidad de haber formado parte del equipo de profesionales que realizan estudios sobre la calcificación en bioprótesis de válvulas cardiacas en el Instituto Helmholtz, Alemania. La inestabilidad del pH en el líquido en el que se realizan las pruebas a las válvulas, resulto un factor molesto al momento de analizar los resultados del estudio.

La realización de mediciones continuas de pH para detectar el momento exacto en que éste perdía estabilidad, permite darle una solución concreta al problema de inestabilidad de pH durante los estudios a las válvulas. Las mediciones continua de pH realizada en Alemania demostró que el líquido en el que están sumergidas las válvulas, se vuelve inestable sin la intervención de factores externos, se determino que la mejor alternativa de control, era manipular directamente el líquido.

El Medidor – Controlador de pH implementado en este trabajo, presenta un diseño original y único, construido especialmente para darle solución al problema mencionado anteriormente.

Todas las piezas móviles del sistema, se pueden reemplazar fácilmente permitiendo superar dificultades mecánicas rápidamente.

La elección de los materiales adecuados es fundamental tanto para el funcionamiento del sistema como para una buena impresión visual al momento de presentar el producto al público. Para lograrlo para la controladora, se utilizo el método de prueba y error, que permitió dar con los materiales y métodos de construcción precisos en términos de costo, manejo, calidad y durabilidad. De esta forma, se logro un diseño totalmente modular, económico, portátil, de buena calidad y atractivo. Aunque el método de prueba y error encareció los costos, esta no se habría podido realizar sin antes haber experimentado con distintos diseños y materiales.

La etapa de medición sin embargo, se mantuvo siempre fiel a los diseños de los circuitos electrónicos creados tanto en simuladores virtuales como reales. El diseño tuvo varias correcciones en el papel antes de poder ser implementado. Los materiales para los circuitos y la presentación final, forman los gastos de esta etapa.

Si bien la etapa de programación no tuvo un costo monetario, el costo en tiempo supero con creces el utilizado en las etapas anteriores. Esto se debió a la preparación requerida antes de poder programar.

La dedicación entregada a la implementación de las 3 etapas que forman el Medidor – Controlador de pH me dieron la posibilidad de profundizar temas de gran interés, como son el funcionamiento de los sensores de pH, el uso de conversores A/D y amplificadores operacionales, el control de servomotores y la programación en Visual Basic.

La facilidad de manejo del software y del Medidor - Controlador de pH, permiten que cualquier usuario opere adecuadamente el sistema completo.

Los resultados obtenidos después de realizar las pruebas al sistema fueron los esperados, en cuanto a funcionalidad y eficacia.

Debido a que no es posible montar un estudio para la calcificación invitro de una bioprótesis de válvula cardiaca para realizar las pruebas necesarias al sistema, se implemento una situación que simula las condiciones reales del estudio, de esta forma se realizaron todas las pruebas que permitieron concluir que el Medidor – Controlador de pH implementado funciona adecuadamente según los objetivos planteados y logrando dejar el sistema completamente operativo y apto tanto para el uso en laboratorio como para uso académico.

El Medidor –Controlador de pH fue diseñado para su uso en una aplicación específica, sin embargo, con pequeñas modificaciones al programa maestro se pueden lograr distintas aplicaciones, pudiendo utilizar el sistema para la medición y control de pH de cualquier líquido en cualquier ambiente.

Como esta diseñado por etapas, cada una de estas puede ser pedagógicamente analizada y usada para verificar tanto la aplicación de programación de control de puertos paralelos como el diseño del hardware.

Finalmente, indicar las dificultades que representa el uso de todas las capacidades del puerto paralelo que al configurar para que operara la etapa de lectura, afectaba a la etapa de control de los motores y viceversa.

REFERENCIAS BIBLIOGRÁFICAS

Libros

- [1]. Chen W, Schoen Fj, Levy RJ: Mechanism of efficacy of 2-amino oleic acid for inhibition of calcification of glutaraldehyde-pretreated porcine bioprosthetic heart valves *Circulation*, 1994.
- [2]. Schoen Fj, Golomb G, Levy RJ: Calcification of bioprosthetic heart valves: a perspective on models. *J Heart Valve Dis*, 1992.
- [3]. Hilbert Sl, Ferrans Vj, Barrick MK: A comparison of porcine aortic valve fixation conditions using nondestructive polarized light microscopy. *Transactions Society for Biomaterials*, 1989.
- [4]. Michael Deiwick, MD, Birgit Glasmacher, PhD, Hideo A. Baba, MD, Norbert Roeder, MD, Helmut Reul, PhD, Gert von Bally and Hans H. Scheld, MD: In Vitro Testing of Bioprosthesis: Influence of Mechanical Stresses and Lipids on Calcification in *Annals of thoracic Surgery*, 1998.
- [5]. Ted C. Wang, Nicolaos B. Karayiannis: Detection of Microcalcification in Digital Mammograms Using Wavelets in *IEEE TRANSACTIONS ON MEDICAL IMAGING*, 1998.
- [6]. E. Cernadas, R. Zwigelaar, W. Veldkamp, T.C. Parr, S.M. Astley, C. J. Taylor, C.R.M. Boggis: Detection of mammographic microcalcifications using a statistical model at the University of Extremadura, Caceres, Spain, 1997.
- [7]. Birgit Glasmacher-Seiler: Zur Kalzifizierung von Polyurethan-Biowerkstoffen im kardiovaskulären System, 1991 Dissertation an der RWTH Aachen, Germany.
- [8]. Martínez Sánchez, Victoriano Angel: *Automatización Industrial Moderna*. México, Alfaomega/RA-MA, 2001.
- [9]. Roca Cusidó, Alfred: *Control de Procesos*. México, Alfaomega-Editocions UPC, 1999.
- [10]. Umez-Eronini, Eronini: *Dinámica de Sistemas y Control*. México, International Thomson Editores, 2001.
- [11]. Soto Soto, Mauricio Javier: *Estudio del efecto de los hidrometeoros en la propagación de ondas electromagnéticas aplicado a los enlaces satelitales*. Valdivia UACH, 2004.
- [12]. Ceballos, Fco. Javier. *Curso de programación de Visual Basic 6*. Edit. Alfaomega, México., 2000

- [13]. González Pérez, Alfons. Programación de bases de datos con Visual Basic. Edit. RAMA.
- [14]. Smith, Curtis y Michael Amundsen. Aprendiendo a programar Base de Datos con Visual Basic.

Sitios Web Visual Basic (tutoriales)

- [15]. http://guille.costasol.net/cursos_vb/guillermo_llanderas/gll_bases2.htm#CrearBD
- [16]. http://www.lafacu.com/apuntes/informatica/introduccion_visual_basic/default.htm
- [17]. <http://www.aprendevisualbasic.com/>
- [18]. http://www.geocities.com/Athens/Agora/2353/programa/algo_vba/vbasic.htm
- [19]. <http://www.lawebdelprogramador.com/diccionario/buscar.php?letra=s&cadena=API> [20].
<http://www.aig.uc3m.es/recursos/cursos/aprenda/vbasic60.pdf>.

Sitios Web Puerto Paralelo

- [21]. Control de artefactos a través del PC.
http://profesormolina2.webcindario.com/tecnologia/control_pc/artefactos.htm
- [22]. Control con el puerto paralelo del PC
http://www.cpr2valladolid.com/tecno/cyr_01/control/portada.htm
- [23]. Control de actuadores mediante el puerto paralelo
http://www.cpr2valladolid.com/tecno/cyr_01/control/practicas/p_3.htm
- [24]. Adquisición de datos.
http://www.ii.uam.es/~gdrivera/labetcii/curso0203/adc_4ch_pp.html

Sitios Web Sensores de pH

- [25]. Uso de Computadoras Digitales para la Instrumentación
http://cipres.cec.uchile.cl/~iq54a/apuntes/13_conversores/13_conversores.html
- [26]. Determinación de la conductividad eléctrica
<http://members.tripod.com/Arturobola/conducti.htm#Determinación>
- [27]. Como subir y bajar el pH.
<http://www.geocities.com/discosmx/Articulos/pH.htm>
- [28]. Instrumentos de procesos industriales.
http://tamarugo.cec.uchile.cl/~cabierta/libros/l_herrera/iq54a/instru.htm
- [29]. Calibración del sensor de pH
<http://infoleg.mecon.gov.ar/txtnorma/dto202-2003-32.htm>
- [30]. Electrodo de pH.
<http://www.terra.es/personal/acarva/electrodos%20de%20ph.htm>
- [31]. Medtronix.
<http://www.medtronix.de>
- [32]. Hanna Instruments
<http://www.hannainstruments.com>

Sitios Web Servomotores

- [33]. Control de servomotores.
<http://mundobot.com/tecnica/svi2c/spsvi2c.htm>
- [34]. Mecánica del servomotor.
<http://www.x-robotics.com/motorizacion.htm>