

INSTITUTO TECNOLÓGICO Y DE ESTUDIOS
SUPERIORES DE MONTERREY

CAMPUS MONTERREY

DIVISION DE INGENIERIA Y ARQUITECTURA
PROGRAMA DE GRADUADOS EN INGENIERIA



TECNOLOGICO
DE MONTERREY

CONTROL DE PRESION ARTERIAL MEDIANTE
NITROPRUSIATO DE SODIO EMPLEANDO
LOGICA DIFUSA

TESIS

PRESENTADA COMO REQUISITO PARA OBTENER
EL GRADO ACADÉMICO DE:

MAESTRO EN CIENCIAS
ESPECIALIDAD EN AUTOMATIZACION
(INGENIERIA DE CONTROL)

POR:
RODOLFO MARIO SEPULVEDA LOPEZ

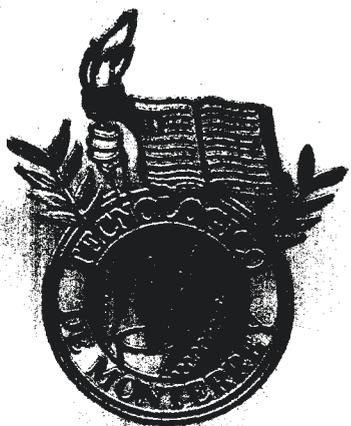
MONTERREY, N. L.

MAYO DE 2004

**INSTITUTO TECNOLÓGICO Y DE ESTUDIOS
SUPERIORES DE MONTERREY**

CAMPUS MONTERREY

**DIVISION DE INGENIERIA Y ARQUITECTURA
PROGRAMA DE GRADUADOS EN INGENIERIA**



**TECNOLOGICO
DE MONTERREY**

**CONTROL DE PRESION ARTERIAL MEDIANTE
NITROPRUSIATO DE SODIO EMPLEANDO
LOGICA DIFUSA**

TESIS

**PRESENTADA COMO REQUISITO PARA OBTENER
EL GRADO ACADÉMICO DE:**

**MAESTRO EN CIENCIAS
ESPECIALIDAD EN AUTOMATIZACION
(INGENIERIA DE CONTROL)**

**POR:
RODOLFO MARIO SEPULVEDA LOPEZ**

MONTERREY, N. L.

MAYO DE 2004

A mi padre, a mi madre,

Nancy, Angeles y Elvira (Q.E.P.D).

Agradecimientos

Al Dr. Antonio Favela Contreras, por su apoyo e interés en este trabajo de tesis.

Al M.C. Oscar Miranda Domínguez, por sus contribuciones y comentarios.

Al Dr. José de Jesús Rodríguez, por su apoyo y disponibilidad brindada a los estudiantes de la maestría de automatización.

Al Ing. Enrique Arjona y Profesora María de la Luz Ayala por sus observaciones, consejos y cariño brindado.

ÍNDICE

Lista de Figuras	iv
Lista de Tablas	v
Resumen	vi
Capítulo I. Introducción	1
1.1 Introducción	2
1.2 Definición del Problema	3
1.3 Objetivos	4
1.3.1 Objetivo General	4
1.3.2 Objetivos Particulares	4
1.4 Alcances	4
1.5 Descripción del Escrito	6
Capítulo II. Presión Arterial y su Control	7
2.1 Análisis del Sistema Cardiovascular	8
2.1.1 Presión Arterial	8
2.1.2 Mecanismos de Control Vascular	10
2.2 Hipertensión Arterial	12
2.2.1 Hipertensión Postoperatoria	13
2.2.2 Manejo de la Hipertensión Postoperatoria	14
2.3 Sistemas de Infusión de Fármacos	16
2.4 Topología de Control de la Presión Arterial	17

Capítulo III. Antecedentes del Diseño del Control Automático de la Hipertensión Arterial	20
3.1 Antecedentes	21
3.2 Identificación del Modelo Cardiovascular	22
3.2.1 Requisitos del modelo	24
3.2.2 Modelo no lineal	25
3.2.3 Modelo lineal	27
3.2.4 Modelo Discreto	28
3.3 Investigaciones Realizadas en el Control de la Presión Arterial	29
3.3.1 Control PID	30
3.3.2 Control Óptimo	32
3.3.3 Control Adaptable con Estructura PI	33
3.3.4 Control Adaptable con Modelo de Referencia	37
Capítulo IV. Lógica Difusa	42
4.1 Introducción	43
4.2 Lógica Difusa	44
4.2.1 Fundamentos de Lógica difusa	44
4.2.2 Operaciones Básicas de Lógica Difusa	47
4.3 Control Difuso	48
4.3.1 Estructura Básica de un Controlador Difuso	50
4.3.2 Beneficios del Control Difuso	52
4.4 Controladores PI Difusos	53

Capítulo V. Diseño y Desempeño del Controlador Difuso	57
5.1 Controlador Difuso para la Regulación de la Infusión de SNP	58
5.2 Componentes del Controlador	59
5.2.1 Entradas al Controlador Difuso	59
5.2.2 Algoritmo de Fusificación	59
5.2.3 Reglas Lingüísticas	61
5.2.4 Lógica Difusa	62
5.2.5 Defusificación	63
5.2.6 Normalización de la Salida	64
5.3 Descripción Analítica del Controlador Difuso	64
5.3.1 Ejemplo	66
5.3.2 Representación del difuso como un PI no lineal	68
5.4 Simulación del controlador	70
5.4.1 Selección de parámetros del controlador para simulación	69
5.4.2 Escenarios de simulación	71
5.4.3 Desempeño del control difuso en las diferentes escenarios ..	72
5.4.4 Desempeño del controlador en condiciones extremas	75
5.4.5 Desempeño ante perturbaciones	76
5.5 Estudio Comparativo	77
Capítulo VI. Conclusiones y Perspectivas	79
6.1 Conclusiones	80
6.2 Perspectivas	81
Anexos.	82
Bibliografía	103

LISTA DE FIGURAS

2.1 Lectura de la presión arterial sistólica y diastólica9

2.2 Topología típica de un sistema de control para la infusión de fármacos18

3.1 Respuesta del modelo del sistema vascular ante una entrada escalón28

3.2 Curva de respuesta en baja sensibilidad del controlador adaptable35

3.3 Curva de respuesta en sensibilidad nominal del controlador adaptable36

3.4 Curva de respuesta en sensibilidad alta del controlador adaptable36

3.5 Diagrama a bloques de un sistema MRAC38

3.6 Diagrama a bloques del controlador MRAC empleando un compensador
antealimentado40

3.7 Respuesta del controlador MRAC40

3.8 Respuesta de la infusión en lazo cerrado con sistema MRAC41

4.1 Conjuntos difusos de la variable “*velocidad*”46

4.2 Componentes de un controlador difuso50

4.3 Controlador PI difuso incremental53

4.4 Respuesta típica de un sistema PI difuso controlado54

4.5 Funciones de pertenencia56

5.1 Diagrama de bloques del controlador difuso58

5.2 Funciones de membresía de las entradas $e(t)$ y $r(t)$ 60

5.3 Conjuntos difusos de la variable $SNP(t)$ 62

5.4 Combinaciones posibles de las entradas $e(t)$ y $r(t)$ 65

5.5 Comportamiento de la infusión de SNP71

5.6 Respuesta de la presión arterial media en los diferentes escenarios73

5.7 Respuesta de la infusión de SNP en los diferentes escenarios74

5.8 Respuesta en la presión arterial con máxima dosis de SNP75

5.9 Máxima dosis de SNP75

5.10 Respuesta en la presión arterial ante una infusión simultanea de dopamina76

5.11 Respuesta en la infusión de SNP ante una infusión simultanea de dopamina ...76

5.12 Comparación de errores en los diferentes escenarios77

LISTA DE TABLAS

3.1 Rango de valores para los parámetros del modelo discreto	29
4.1 Situaciones de las variables $e(t)$ y $de(t)$	54
4.2 Diagrama de estados $e(t)$ y $de(t)$	55
4.3 Reglas de control PI difuso	55
5.1 Ecuaciones correspondientes a cada combinación de entrada	65
5.2 Escenarios de simulación	72
5.3 Tabla comparativa	77

RESUMEN

Posterior a una intervención quirúrgica de corazón abierto, el paciente es trasladado a una sala de cuidados intensivos para supervisar el comportamiento de sus variables fisiológicas. Algunos pacientes padecen presión arterial alta después de la cirugía. La hipertensión arterial debe ser tratada a tiempo a fin de evitar complicaciones severas. La infusión intravenosa de fármacos es un método muy utilizado para disminuir la presión arterial. Uno de estos fármacos comúnmente administrados es el nitroprusiato de sodio (SNP). El SNP es un potente vasodilatador de acción rápida, que relaja los músculos venosos permitiendo la reducción de la presión arterial media (MAP) en cuestión de minutos. Debido a que la acción del SNP es muy rápida y poderosa, la infusión es continuamente supervisada por médicos y enfermeras de la sala de cuidados intensivos y generalmente es controlada de forma manual. Cuando la supervisión y el control manual son inapropiados ocurren grandes fluctuaciones de la presión arterial media, poniendo en riesgo la vida del paciente.

A mediados de los años setenta, fue desarrollado el primer sistema automático de infusión de SNP para el control de la presión arterial (MAP). El controlador presentaba una acción proporcional e integral, es decir, una estructura PI. Las ganancias de estos dos parámetros eran ajustadas mediante una tabla de decisión. Con el paso del tiempo se han desarrollado diversos controladores de infusión, entre otros, el control adaptable, control PID, control difuso y control basado en redes neuronales. Un número elevado de estos trabajos han sido comprobados mediante simulaciones computacionales, pruebas en animales y algunos menos en pacientes.

La utilización de un sistema de control automático de infusión para disminuir la presión arterial puede presentar excelentes resultados clínicos. Aún y cuando un sistema automático debe ser supervisado regularmente para evitar inconvenientes, éste permite al personal médico y de enfermería disponer de mayor tiempo y facilidades para enfocarse en otros aspectos importantes de la salud del paciente.

El presente trabajo de investigación propone una solución al problema del control de la hipertensión arterial mediante la infusión de nitroprusiato de sodio como agente vasodilatador. La presión arterial es una variable fisiológica compleja, multivariable y no lineal de los seres vivos. Los resultados de la lógica difusa en sistemas con estas características han sido satisfactorios. Es por ello que se propone la utilización de lógica difusa como estrategia principal en el diseño del controlador. Una de las grandes ventajas de los sistemas difusos es que permiten utilizar la experiencia del personal médico para calcular los parámetros óptimos del controlador, utilizando esta característica se diseñan cada uno de sus elementos resultando así un controlador difuso sencillo pero que agrupa todos los requisitos indispensables para la tarea de regulación de la infusión de nitroprusiato de sodio.

El controlador difuso fue sometido a pruebas mediante simulación computacional y a un análisis comparativo con trabajos previos. Al estudiar los resultados obtenidos se observan mejoras en el desempeño de regulación de la presión arterial. El controlador logra estabilizar la presión arterial en el valor y tiempo deseado en alta y media sensibilidad al fármaco. En el extremo de alta sensibilidad se logra minimizar el sobreimpulso en un 10% aproximadamente con respecto algoritmos de control como PID, MRAC y control óptimo. La infusión presenta comportamientos pasmados en el extremo de baja sensibilidad, evitando la

intoxicación por sobre-dosis, logrando disminuir la presión arterial dentro de los márgenes de seguridad establecidos. Comparando el controlador difuso con otros algoritmos de control reportados en la literatura, se observa que el error promedio puede ser reducido hasta un 15%, lo cual es un resultado muy alentador.

Capítulo I

Introducción

En este capítulo se presenta la definición del problema, descripción del escrito, los objetivos de este trabajo y sus alcances.

1.1 INTRODUCCIÓN

La cirugía cardíaca, al igual que otras áreas de la práctica médica, ha sufrido un importante desarrollo en las dos últimas décadas, especialmente en aspectos como la protección miocárdica, la cirugía de revascularización coronaria, el trasplante cardíaco y las técnicas de asistencia mecánica circulatoria. La mayor complejidad y agresividad de las intervenciones incide directamente sobre el tratamiento postoperatorio, que requiere una completa monitorización de múltiples parámetros fisiológicos en la Unidad de Cuidados Intensivos y un manejo muy dinámico de las medidas de soporte hemodinámico y respiratorio conforme cambia la situación clínica del paciente. Diferenciar entre el manejo farmacológico y no farmacológico del postoperatorio de cirugía cardíaca resulta una división artificial, ya que, especialmente cuando se trata de soporte circulatorio, los distintos tipos de medidas terapéuticas van necesariamente ligados.

La hipertensión arterial es un padecimiento común en los pacientes que han sido sometidos a una operación cardíaca. Esto es particularmente evidente en cirugías a corazón abierto. En cuidados postoperatorios, es de vital importancia mantener estable la presión arterial, lo cual se logra mediante la infusión de fármacos. La infusión intravenosa de fármacos es un método muy utilizado para disminuir la presión arterial. Uno de estos fármacos comúnmente administrados es el nitroprusiato de sodio (SNP). El SNP es un potente vasodilatador de acción rápida, que relaja los músculos venosos, permitiendo la reducción de la presión arterial media (MAP) en cuestión de minutos. El avance de la ingeniería biomédica ha permitido el diseño de controladores automáticos que mediante la infusión de fármacos mantienen estable esta variable fisiológica.

Al diseñar controladores de variables fisiológicas se debe tener especial cuidado en las recomendaciones que proporcionan los especialistas médicos ya que el SNP es metabolizado en cianuro por el organismo, por lo que la dosis máxima no debe exceder 10 μg por Kg de peso del paciente por minuto.

Estudios previos han demostrado que la implementación de controladores en lazo cerrado, reguladores de infusión de SNP pueden resultar sumamente efectivos [Zhu, Krishnan 2000]. Entre las principales estrategias de control implementadas se encuentra el control adaptable con modelo de referencia, control difuso, control PID y control óptimo.

En este trabajo de tesis se presenta una propuesta de control automático regulador de la presión arterial mediante la infusión de nitroprusiato de sodio. Este controlador está basado en

lógica difusa, ya que es una estrategia de control que ha presentado excelentes resultados en diversos sistemas. Al final del presente trabajo se presenta un análisis comparativo entre la estrategia de control difusa propuesta y trabajos previos.

1.2 DEFINICIÓN DEL PROBLEMA

Aunque en la actualidad el médico cuenta con más recursos, mayor número de procedimientos y mejores facilidades, dispone de menos tiempo y atiende a más enfermos. El médico se enfrenta a enfermedades en transformación que reclaman estudios y el compromiso de un mejor servicio. La práctica de la biomedicina tiene mucho que superar, y ante los problemática de los sistemas cardiovasculares tenemos un gran reto a enfrentar.

Desde 1993 se ha hecho notar que la mortalidad cardiovascular no es un fenómeno exclusivo de las naciones industrializadas. En los países de economía estable alcanza hasta el 37.1%, mientras que en los de economía en crecimiento significa 62.9%. Entre las diez principales causas de mortalidad en México, las enfermedades del corazón ocupan el primer lugar en la mortalidad general (68 040 defunciones con tasa de 71.8/100 mil habitantes). [Chávez, 1999]

Una de las principales enfermedades cardiovasculares es la hipertensión arterial sistémica, la cual eleva las cifras de presión sistólica, diastólica y media en el circuito mayor. Se considera que hay hipertensión en el individuo adulto joven si las cifras sistólicas y diastólicas exceden 150 y 100 mmHg respectivamente [Espino, 1972]. La hipertensión afecta a casi 60 millones de personas en los Estados Unidos y es un problema médico común. En nuestro país las cifras también son alarmantes, uno de cada 10 pacientes que son operados resulta ser hipertenso lo cual traduce un grado de hipertensión mórbida en el postoperatorio.

Los tratamientos más utilizados para combatir la hipertensión arterial es la infusión de fármacos vasodilatadores o vasoconstrictores. Tradicionalmente el aporte de fármacos, tanto líquidos como gases, ha sido empíricamente regulado por clínicos, basados en los efectos fisiológicos conocidos y la eficacia o toxicidad observada. Normalmente se requiere que un especialista en salud proporcione la retroalimentación. Por ejemplo, si la presión de un paciente postoperatorio se va a estabilizar a un nivel predeterminado, la velocidad de flujo del medicamento escogido para alcanzar esta presión sanguínea debe ser calculado por el especialista. Cuando la presión deseada es alcanzada, la velocidad de infusión para mantener la

dosis es ajustada por el médico o enfermera. En cada caso, el personal tiene que realizar una acción que cambia la velocidad de infusión.

Los sistemas de control de lazo cerrado son un nuevo concepto tecnológico que promete mejorar la práctica de la medicina crítica, aunque debe ponerse énfasis en la necesidad de mejorar los sensores y los algoritmos de control.

1.3 OBJETIVOS

1.3.1 Objetivo General

El objetivo general de este trabajo de tesis es el diseño de un controlador que regule la presión arterial mediante la infusión de nitroprusiato de sodio empleando lógica difusa.

1.3.2 Objetivos Particulares

- Estudiar el desempeño de los controladores de presión arterial realizados en investigaciones previas y realizar un estudio comparativo entre las diversas estrategias de control implementadas en la regulación de la presión arterial.
- Diseñar un controlador de infusión de nitroprusiato de sodio basado en lógica difusa.
- Simular el comportamiento dinámico del controlador difuso.
- Comparar los resultados obtenidos en simulación con trabajos previos.

1.4 ALCANCES

Cuando se desea diseñar un controlador para aplicaciones médicas, es necesario seguir la siguiente metodología:

1.-Análisis del modelo

- Búsqueda del modelo
- Análisis de modelos lineales
- Análisis de modelos no lineales
- Determinar cual es el mejor modelo a utilizar

2.- Desarrollo del algoritmo de control

- Estudio y selección de la estrategia de control
- Análisis y evaluación de la estrategia de control (simulación)
- Diseño del controlador

3.- Evaluación del controlador.

- Simulación del controlador
- Comparación con resultados reportados en la literatura
- Propuesta de mejora de los parámetros del controlador difuso en base a los resultados obtenidos
- Simulación con los últimos ajustes

4.- Implementación del controlador

- Incorporación de dispositivos externos en el sistema de infusión
- Calibración de sensores y actuadores
- Programación del controlador

5.- Pruebas

- Pruebas en animales
- Pruebas en Humanos

En este trabajo de tesis se estudian los puntos uno, dos y tres. Teniéndose como alcance la evaluación del controlador basado en lógica difusa mediante simulación computacional. De esta manera se propone una solución al problema de hipertensión postoperatoria mediante un algoritmo de control que permita ser implementado en investigaciones posteriores, observar su desempeño en animales y por último en seres humanos.

1.5 DESCRIPCIÓN DEL ESCRITO

El presente trabajo de investigación se divide en cinco capítulos. En este primer capítulo se proporciona una introducción general del tema de tesis, señalando sus objetivos, definiendo la problemática y alcances.

Con el auxilio de la literatura médica en el capítulo II se presenta una breve descripción de la fisiología vascular, la hipertensión como patología de interés en este trabajo, su tratamiento y los principios básicos de su control. Para atender una enfermedad se requiere conocer su origen, las circunstancias que la originan, su evolución, etc. de tal forma que se pueda brindar un tratamiento adecuado y oportuno para su erradicación o reducción a fin de que no proliferen sus secuelas. La evolución en el estudio de la fisiología ha permitido conocer con gran detalle el funcionamiento de cada órgano y sistema biológico en los seres vivos. Al mismo tiempo que se conoce el cuerpo, es posible identificar y atacar las enfermedades que se presentan en él. Así, este capítulo presenta una visión general del paciente sometido a cirugía cardíaca y aquellos aspectos terapéuticos que son peculiares del postoperatorio.

En el capítulo III se estudian los diferentes modelos matemáticos que definen el comportamiento del sistema cardiovascular ante la infusión de SNP, señalando sus ventajas y desventajas, seleccionando el más adecuado para este trabajo. Además se muestra la evolución del control automático de la presión arterial, las estrategias de control más sobresalientes y los resultados de las últimas investigaciones realizadas.

En el capítulo IV se analiza el significado de la lógica difusa, su fundamento básico, su historia, y empleo práctico en el área del control automático. En este capítulo no pretende estudiar de manera detallada la estrategia de control difuso, pero sí proporcionar las bases que permitan comprender de mejor manera el diseño del controlador difuso que se propone.

En el capítulo V se presenta el diseño del controlador difuso propuesto en este trabajo de tesis, mostrando las etapas que lo conforman y las herramientas de lógica difusa utilizadas en su diseño. Se analiza el funcionamiento desde un punto de vista analítico y se evalúa el desempeño sometiendo al controlador a diferentes escenarios de simulación computacional. La simulación nos permite realizar un estudio comparativo con investigaciones previas.

Finalmente en el capítulo VI se establecen las conclusiones de la investigación y sus perspectivas, destacando las ventajas y desventajas encontradas en el controlador propuesto.

Capítulo II

Hipertensión Arterial y su Control

En este capítulo se describe el sistema cardiovascular, la hipertensión arterial postoperatoria y sus mecanismos de control.

2.1 ANÁLISIS DEL SISTEMA CARDIOVASCULAR

Debido a que no todas las células del cuerpo humano están suficientemente cerca del ambiente para intercambiar fácilmente su masa (nutrientes, oxígeno, bióxido de carbono, productos del desecho del metabolismo), y energía (incluyendo calor), el sistema fisiológico está dotado con una red principal organizada para tener disponible miles de millones de accesos para el transporte a y desde una vecindad diferencial (del orden de 10 micras o menos) de cada célula cualesquiera que necesiten para sostenerse. Esta red organizada es denominada el sistema cardiovascular, la cual incluye una estación de bombeo, el corazón; un fluido de trabajo la sangre; una configuración compleja de canales para la distribución y colección del fluido, vasos sanguíneos; y un comportamiento sofisticado para el control intrínseco (inherente) y extrínseco (autónomo y endocrino). El corazón bombea la sangre de su interior al resto del cuerpo por los vasos sanguíneos. Estos vasos que llevan sangre fresca al resto del cuerpo se llaman arterias. [Bronzino, 1999]

La integridad estructural y la función de las células de todo el organismo dependen de la entrega de oxígeno y otros sustratos para el metabolismo. De tal manera, el objetivo final de la circulación sanguínea es la perfusión de los tejidos. Guyton y sus colegas identificaron 400 fenómenos fisiológicos básicos y sus interrelaciones, que describen la función y el control circulatorio, donde el sistema de control circulatorio parece estar preparado para asegurar una adecuada entrega de oxígeno a las células. La presión arterial es un determinante principal de la perfusión de los órganos y está determinada por el volumen minuto cardiaco (VMC) y la impedancia al flujo que es debida en gran parte, a la resistencia vascular total o neta.

El VMC esta determinado principalmente por factores periféricos. Uno de ellos es la resistencia vascular periférica (RVP). El VMC aumentará y se mantendrá elevado con un importante descenso de la resistencia periférica total.

2.1.1 Presión Arterial

La contracción cardiaca que engendra una fuerza se traduce entre otros hechos, en presión arterial. La presión arterial es la fuerza que la sangre ejerce sobre las paredes arteriales y la medición de la misma, proporciona información valiosa a los clínicos para los casos de pacientes con patologías cardiovasculares.

La presión arterial está determinada por el volumen de sangre que el corazón expulsa por minuto (gasto cardiaco-CO) y por la resistencia que los vasos presentan al flujo de la sangre (R), lo que se puede representar en la fórmula:

$$P = CO \times R \quad (2.1)$$

Esta resistencia de los vasos es fundamentalmente el resultado del estado normal de moderada contracción o tono de las arteriolas. La ecuación 2.1 ya simplificada, expresa la ley de Poiseuille que dice que el volumen de sangre que pasa por un sistema de tubos en la unidad de tiempo es inversamente proporcional a la diferencia de presiones entre el principio y el fin del sistema de tubos, y el cuadrado del área de sección de los mismos es inversamente proporcional a la longitud del sistema y a la viscosidad del líquido circulante.

Por lo tanto la presión arterial se altera si se modifica el gasto cardiaco expresado en volumen / minuto o si se modifican las resistencias. Las resistencias periféricas se modifican fundamentalmente por el área de los vasos, sobre todo de las arteriolas, sujetas a influencias nerviosas o humorales [Espino, 1972].

Se usan dos números para describir la presión arterial. El número mayor se llama “presión sistólica” y mide la presión cuando el corazón bombea la sangre (fase de contracción). Una presión sistólica normal y sana es menor de 140 mmHg. El segundo número es menor que la presión sistólica y mide la presión cuando el corazón reposa (fase de relleno). Se conoce como “presión diastólica”. Una presión diastólica normal y sana es de 85 mmHg o menos.

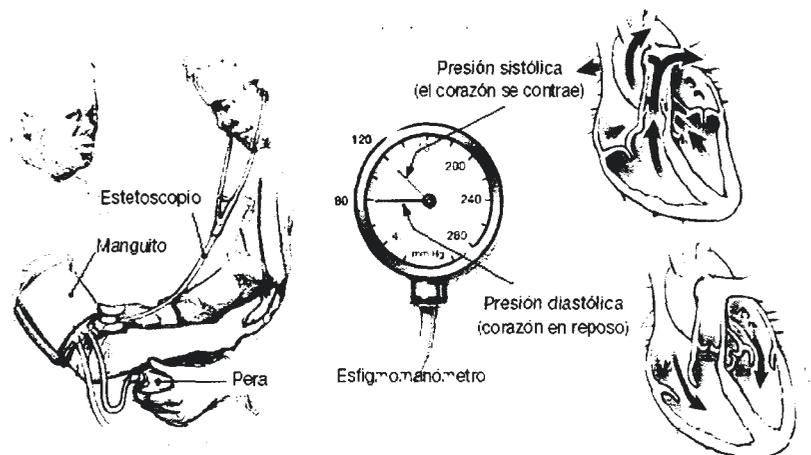


Figura 2.1 - Lectura de la presión arterial sistólica y diastólica [X-Plain, 2003].

Si una persona tiene una presión arterial de 125/70 mmHg, esto se lee: “ciento veinticinco sobre setenta”. Esto significa que esta persona tiene una presión sistólica de 125 mmHg y una presión diastólica de 70 mmHg [X-Plain, 2003].

2.1.2 Mecanismos de Control Vascular

Existen diversos mecanismos que influyen en la presión arterial a continuación se describen brevemente cada uno de ellos:

- **Control Local.** En muchos órganos y tejidos, sobre todo los que tienen una capacidad muy alta y variable de actividad metabólica, el flujo sanguíneo está controlado predominantemente por factores locales y regulados en proporción a las necesidades metabólicas del órgano. Entre estos se encuentra la carencia de oxígeno, metabolitos, hiperemia reactiva. Por ejemplo los riñones controlan el volumen de agua circulante y la cantidad de sal que contiene el cuerpo. Estos dos hechos tienen efectos directos en la presión arterial. Cuanta más sal en el cuerpo, más agua se retiene en la circulación, y más puede aumentar la presión arterial, lo cual a su vez puede aumentar la tendencia de las arterias a hacerse más estrechas.
- **Control Nervioso.** El sistema nervioso simpático periférico tiene una importante influencia sobre la resistencia arterial, el tono de los vasos de capacitancia venosos, y la capacidad de bombeo del corazón a un nivel dado de presión venosa.
- **Regulación Humoral.** La misma es regulada por sustancias como hormonas, iones etc., de los líquidos corporales. Entre los más importantes están: Aldosterona: secretada por la corteza suprarrenal, esta ayuda regulando la cantidad de sal y agua en el líquido extracelular, con lo cual ayuda a regular también el volumen de sangre. Siempre que disminuye el volumen del líquido extracelular, el volumen sanguíneo, la concentración sódica en líquidos corporales, o el gasto cardíaco, automáticamente aumenta la intensidad de secreción de aldosterona. La aldosterona a su vez actúa sobre el riñón provocando aumento de la reabsorción de sodio; entre los efectos secundarios están, un aumento de la resorción de iones de cloruro y agua con lo cual se incrementa el volumen de líquido extracelular y el volumen sanguíneo. Noradrenalina y adrenalina: secretadas por las médulas suprarrenales cuando el sistema nervioso simpático es estimulado. Estas dos hormonas, circulan por todos los líquidos corporales y actúan sobre todos los vasos. La noradrenalina tiene efecto vasoconstrictor en casi todas las redes vasculares, la adrenalina tiene efectos similares en algunos pero no en todos, por ejemplo provoca vasodilatación del músculo

cardíaco y esquelético. Angiotensina: es una hormona formada en la sangre en respuesta a la acción de la renina, origina una intensa vasoconstricción de las arteriolas, pero tiene muy poco efecto sobre las venas [Artigas, 2002].

- Control de la volemia (volumen de la sangre). Un componente importante del sistema de control cardiovascular es el sistema renal-líquido corporal para la regulación de la volemia. Este mecanismo de control actúa por retroalimentación negativa y se adapta para mantener la presión arterial normal. La excreción urinaria de agua y electrolitos está relacionada con la presión arterial. Cuando aumenta la presión de perfusión arterial aumenta la excreción urinaria, y cuando la presión arterial disminuye se reduce la excreción urinaria. El volumen sanguíneo es determinado por el balance de líquido corporal el cual, a su vez está relacionado con una suma de las velocidades de ingesta, pérdida extrarrenal y excreción urinaria de sodio y agua. La retroalimentación en este circuito de control se establece por el hecho de que el volumen sanguíneo es un determinante importante de la presión arterial, la cual influye sobre la excreción de orina, completando de esta manera el circuito.
- Control del volumen minuto cardíaco. Es el volumen de sangre expulsado por el ventrículo derecho o el izquierdo por minuto. Es el resultado del producto del número de latidos por minuto (frecuencia cardíaca) y el volumen término medio expulsado con cada latido (volumen sistólico). En un adulto normal en reposo una frecuencia cardíaca de 70 latidos por minuto y un volumen sistólico de 70 ml/latido dará un volumen minuto cardíaco normal de 5,000 ml por minuto, aproximadamente. La frecuencia cardíaca puede llevar a cambios en el volumen minuto cardíaco a cualquier presión venosa. Un efecto inotrópico positivo sobre las aurículas lleva al descenso de la presión venosa a cualquier velocidad de retorno venoso, por que las aurículas se hallan interpuestas entre las venas centrales y sus respectivos ventrículos y actúan como bomba impelente. La función de bomba impelente de las aurículas influye sobre el volumen minuto cardíaco, no sólo expulsando más o menos sangre hacia los ventrículos con cada contracción auricular, sino también regulando la presión auricular media en relación con cualquier volumen diastólico final ventricular y favoreciendo o impidiendo de tal manera el retorno venoso al corazón.

Por otra parte el aparato cardiovascular puede ser afectado por diferentes enfermedades que pueden alterar en gran medida la presión arterial del paciente, como la insuficiencia ventricular izquierda y la insuficiencia ventricular derecha.

2.2 HIPERTENSIÓN ARTERIAL

Tensión Alta o Hipertensión (HTA) es un término que se refiere al hecho de que la sangre viaja por las arterias a una presión mayor que la deseable para la salud. La mayoría de los afectados no tienen síntomas. Eso no quiere decir que no sea peligrosa. La presión arterial alta es un problema que afecta seriamente la salud. Puede dañar el corazón, los riñones y los ojos. También puede causar un ataque (derrame) cerebral, un ataque al corazón, insuficiencia renal y la muerte. Gran parte de las muertes que se producen cada año son consecuencia directa de la hipertensión arterial o de sus complicaciones.

La presión arterial varía todo el tiempo. Es común que varíe entre 10 y 20 unidades cuando se mide a diferentes tiempos y aún en pocos minutos. Por ejemplo, ejercicio o estrés emocional pueden elevar la presión arterial. Esto permite que más sangre se bombee a todo el cuerpo para ayudarlo a adaptarse al aumento de actividad o al estrés. El cuerpo puede tolerar bien estos aumentos temporales de presión arterial. Debido a estas variaciones, los médicos no pueden diagnosticar a una persona como hipertensa a no ser que las medidas de presión sean altas consistentemente. Una presión arterial tomada al paciente en reposo y sentado, al menos en dos días diferentes, superior a 140 milímetros de mercurio en la sistólica o superior a 90 milímetros de mercurio en la diastólica, se considera hipertensión arterial.

La hipertensión es una afección, no una enfermedad. Pero tiene varios efectos graves:

- Efectos adaptativos
- Hipertrofia ventricular izquierda
- Engrosamiento del músculo arterial liso
- Deterioro de la función ventricular izquierda
- Aceleración de la aterosclerosis con sus secuelas
- Hemorragia (por ejemplo, en el cerebro, la aorta y los ojos) debido a la ruptura de los vasos sanguíneos
- Encefalopatía hipertensiva (cefaleas, vómitos, convulsiones, parálisis).

2.2.1 Hipertensión Postoperatoria

La hipertensión arterial es una manifestación frecuente en el postoperatorio de cirugías cardiovasculares descrito por algunos autores como una de las fases "fisiológicas" en la restauración de la estabilidad hemodinámica postoperatoria. Generalmente se asocia a taquicardia, ambas debida a la descarga adrenérgica que sigue a la resolución del efecto anestésico, así como a factores intra y postoperatorios (catecolaminas endógenas, aumento de la reactividad vascular, etc.). Obviamente el grupo de pacientes previamente hipertensos será especialmente susceptible a este fenómeno.

Si bien es imprescindible mantener una presión arterial media adecuada para la perfusión de los órganos, especialmente el miocardio, la hipertensión arterial incrementa el riesgo de morbilidad por lo que debe ser evaluada y tratada enérgicamente. Hay grupos de patología que particularmente tienden a desarrollar hipertensión arterial severa y donde su control debe ser aun más preciso. Es el caso de las correcciones quirúrgicas de coartación aórtica, la disección aórtica y la sustitución valvular por estenosis aórtica. En estos casos, suele existir una importante hipertrofia ventricular izquierda que, junto a unas resistencias vasculares elevadas, conduce al desarrollo de hipertensión arterial severa. La hipertensión arterial puede comprometer las suturas vasculares, especialmente las realizadas en la aorta, y disminuye el flujo diastólico coronario por el aumento de la postcarga. [Fernández, 2001]

El tipo de cirugía influye firmemente en la incidencia de esta complicación, si bien está comprobado que cualquier tipo de cirugía puede tener riesgos sobre todo en pacientes con antecedentes de cardiopatía, existen una serie de cirugías que incrementan en mucho este riesgo, como son estas que aquí se muestran y que son producto de varias observaciones de Zelter y colaboradores:

- el 57% en pacientes que se someten a resección de un aneurisma de la aorta abdominal
- en el 29% de los enfermos que se someten a cirugía de vascular periférico, cuidado con las endarterectomías femorales o colocaciones de By-pass aorto femoral
- hasta un 80% de los pacientes que se someten a endarterectomías carotideas, quizá por la zona de manipulación de barorreceptores con gran incremento de catecolaminas que hacen que la presión se eleve en forma dramática.

La hipertensión postoperatoria suele ser un fenómeno común y benigno que en muchas de las ocasiones se resuelve de manera espontánea y no se acompaña de morbilidad importante, puede iniciarse en 10 a 20 minutos posteriores al término de la cirugía y su duración promedio es de dos horas. Sin embargo puede tornarse grave cuando la propia hipertensión se prolonga a tres horas o más o bien cuando se presenta después de cirugías vasculares o neurológicas, pero muy grave cuando la hipertensión postoperatoria se presenta en pacientes cardiopatas.

El término urgencia hipertensiva es utilizado por algunos autores para referirse a situaciones clínicas en las cuales el control de la presión arterial debe conseguirse en pocas horas. Los mismos autores reservan el término emergencias hipertensivas para aquellas elevaciones de la presión arterial que requieren reducción específica en el plazo de una hora para evitar morbilidad severa o muerte.

La hipertensión postoperatoria es definida arbitrariamente como presión arterial sistólica de 190 mmHg y/o presión arterial diastólica de 100 mmHg en 2 lecturas consecutivas luego de la cirugía. Es muy importante tener en cuenta que diferentes investigadores usan estos términos para representar diferentes grados de hipertensión [Varon, 2001].

2.2.2 Manejo de la Hipertensión Postoperatoria

La hipertensión postoperatoria suele ser común y pasajera en el postoperatorio inmediato sin embargo se debe poner atención a esta en todo tipo de paciente o cirugía, pero en el paciente cardiaco que se somete a cirugía no cardiaca se requiere una conducta terapéutica más agresiva a fin de minimizar el riesgo de secuelas importantes. Es necesario administrar antihipertensores de acción rápida con el objeto de mejorar el equilibrio que debe de existir entre demanda y aporte de oxígeno del miocardio y prevenir el daño de este órgano, obligado es el manejo inmediato de los factores precipitantes más probables, que en mas de las veces suelen ser lo que controla en forma eficaz la hipertensión arterial. Al haberse introducido nuevos grupos de fármacos, se ha llevado a orientar el tratamiento de la hipertensión a un nuevo concepto. De los medicamentos comúnmente utilizables son los siguientes:

Hidralacina

Este fármaco es un vasodilatador de acción directa y con efectos mínimos en la precarga. La tensión arterial tiende a disminuir en el transcurso de 10 a 20 minutos de una dosis masiva intravenosa. La dosis típica es de 5 a 10 mg y la duración esperada de la acción es de 3 a 4 Hrs.

Su efecto de inicio lento y relativamente prolongado aumenta la probabilidad de sobre dosis inadvertida durante los intentos para ajustar su acción, pudiendo ocasionar efectos colaterales por toxicidad.

Nitroglicerina.

Es posible que la nitroglicerina sea el mejor medicamento para pacientes con un incremento leve o moderado de la presión arterial acompañado de isquemia miocárdica. Es un vasodilatador directo con efectos vasculares variables relacionados con el ritmo de la venóclisis, tienen efectos directos en las arterias coronarias e indirectos en el corazón, pueden aliviar el espasmo de la arteria coronaria, son vasodilatadores potentes y pueden reducir la precarga ventricular y la tensión de la pared ventricular al disminuir el retorno venoso.

Bloqueadores de los Canales de Calcio

Varios autores han sugerido, como una forma de tratamiento aceptable para los pacientes con crisis hipertensivas, la administración de nifedipina oral. La nifedipina no se absorbe a través de la mucosa bucal, y por lo tanto debe cambiarse la orden de administrarla sublingual, por el masticar y tragar. La nifedipina reduce rápidamente las resistencias vasculares periféricas causando vasodilatación directa. Comienza su acción a los 15 minutos de su administración oral con su pico máximo a los 30 minutos. La duración de acción es de cuatro a seis horas. Sin embargo, esta forma de terapia tiene sus desventajas. Las reducciones súbitas de la presión arterial que acompañan a la administración de nifedipina pueden precipitar eventos isquémicos. También produce taquicardia refleja, la cual a su vez, en pacientes con enfermedad coronaria preexistente puede desencadenar isquemia miocárdica. Los autores no recomiendan el uso de esta medicación en pacientes con crisis hipertensivas.

Nitroprusiato de Sodio (SNP)

El SNP es un medicamento vasodilatador potente muy efectivo con una buena relación dosis-respuesta. Su acción directa, inicio rápido y vida media corta permiten ajustarlo con rapidez, la mayoría de los anestesiólogos está familiarizado con este medicamento. Es muy utilizado es en las unidades de cuidados intensivos (UCI) para el manejo de las crisis hipertensivas. Este medicamento produce un efecto equilibrado en venas, arterias y disminuye tanto la resistencia periférica como la precarga. Sus efectos en el gasto cardiaco y la frecuencia cardiaca son variables y dependen del estado hemodinámico basal del paciente.

El SNP ha sido el medicamento preferido para el tratamiento a corto plazo de la hipertensión moderada y grave pero a dosis altas o la administración prolongada aumenta el riesgo de toxicidad por cianuro y tiocinato. Con el uso prolongado existen posibles complicaciones y que pueden ser: Disminución excesiva de la presión arterial, aumento de la derivación intra pulmonar, taquicardia refleja e isquemia del miocardio por robo coronario inducido por el medicamento y por supuesto por aumento en la demanda de oxígeno y decremento en el aporte del mismo.

La dosis de inicio que se utiliza en forma típica y es 0.25 mcgr/Kg/min, y a continuación se va aumentando hasta obtener el resultado o el efecto deseado, respetando la dosis máxima de infusión (10 mcgr/Kg/min). La infusión no debe mantenerse mas de 48 horas, especialmente en presencia de insuficiencia renal. En cuanto el paciente pueda tener ingesta oral, debe iniciarse tratamiento con vasodilatadores orales.

2.3 SISTEMAS DE INFUSIÓN DE FÁRMACOS

Actualmente, los avances en la ciencia, tanto en electrónica (microprocesadores, programas de cómputo) y farmacología, nos han provisto de un número creciente de productos farmacéuticos y sistemas de infusión, que nos sirven para utilizar nuevas modalidades de tratamiento en una forma más segura y precisa para la administración de los medicamentos utilizados.

Los equipos de control de infusión, generalmente conocidos como bombas de infusión, son utilizados en todas las áreas clínicas utilizadas para cuidados de pacientes. Son equipos electromecánicos que regulan la liberación de fluidos al paciente. Los equipos de infusión son a menudo utilizados cuando se requiere una liberación exacta del elemento a infundir durante un largo periodo de tiempo.

Los sistemas (bombas) de infusión facilitan la administración parenteral (intravenosa, subcutánea, intraperitoneal, intrarraquídea) de fármacos y soluciones, y son usadas donde es esencial la precisión y un aporte constante. Son también utilizadas por su capacidad de administrar medicamentos y soluciones a altas presiones que no podrán ser alcanzadas con equipos manuales o dependientes de gravedad. Por ejemplo la administración de fármacos intra-arteriales, o flujos muy rápidos de soluciones durante la reanimación de los pacientes (200-1000 ml/h).

La gama de situaciones clínicas donde han demostrado superioridad sobre los métodos tradicionales es muy amplia, siendo sus principales campos: la aplicación de inotrópicos intravenosos, soluciones de alimentación parenteral y enteral, quimioterapia, y administración de insulina.

Varios tipos de bombas disponibles en la actualidad, son adecuados para el medio hospitalario o para el uso en el hogar con características programables, continuas, intermitentes o combinaciones.

2.4 TOPOLOGÍA DE CONTROL DE LA PRESIÓN ARTERIAL

La presión arterial es el producto del gasto cardiaco y la resistencia vascular periférica. Cuando se desea reducir la presión arterial, como en el caso de la hipertensión, el gasto cardiaco o la resistencia vascular requiere ser reducida. Una forma común de disminuir la resistencia vascular es mediante la infusión de un vasodilatador. Como se mencionó previamente, uno de los fármacos clínicamente utilizado para disminuir la presión arterial es el nitroprusiato de sodio (SNP). Disponible comercialmente desde 1974, el SNP es un vasodilatador, es decir, disminuye la resistencia vascular periférica generando una disminución de la presión arterial. Esta sustancia contiene una molécula de óxido nítrico, la cual es la responsable de la rápida dilatación arterial y venosa. [Nelson, 2000]

La administración de SNP requiere de una bomba de infusión y según estudios se debe de iniciar con una dosis de $0.5 \mu\text{g}/\text{kg}/\text{minuto}$. Cuando es suministrado por vía intravenosa, el SNP relaja los músculos periféricos del sistema vascular, causando una reducción de la presión arterial. Después del suministro de SNP en el cuerpo humano, la presión arterial decrece en 40 a 90 segundos, estabilizándose en 160 segundos aproximadamente. Si no se obtiene la respuesta esperada la dosis debe incrementarse en forma progresiva sin pasar el límite de $10 \mu\text{g}/\text{kg}/\text{min}$ ($0.5 \mu\text{g}/\text{kg}/\text{hr}$). El efecto del fármaco desaparece en 5 minutos aproximadamente.

Es muy importante no sobrepasar las dosis antes mencionadas de nitroprusiato de sodio para evitar su toxicidad por la producción de cianuro y tiocianato. Para prevenir la intoxicación por la metabolización del SNP, es necesario monitorear constantemente la infusión total del fármaco. Así, es imprescindible que la reducción de la presión arterial deba realizarse en forma controlable, predecible y segura. [Kaufman, 1995].

El uso de sistemas de infusión automáticos puede proveer dos ventajas sobre los sistemas manuales: el personal clínico es relevado de algunas de las monótonas y repetitivas tareas de monitorización que son ajustadas automáticamente por el sistema de lazo cerrado y el sistema automático puede proveer una regulación más estrecha de una variable fisiológica a un nivel deseado que en un caso dado puede ser complementada con métodos manuales.

La mayoría de los controladores automáticos emplean una señal de retroalimentación para generar la señal de control como función de la salida del proceso (lazo cerrado). En la figura 2.2 se muestra la manera en la que el fármaco es suministrado al paciente mediante una bomba de infusión regulada por el controlador utilizando las técnicas en “lazo cerrado”.

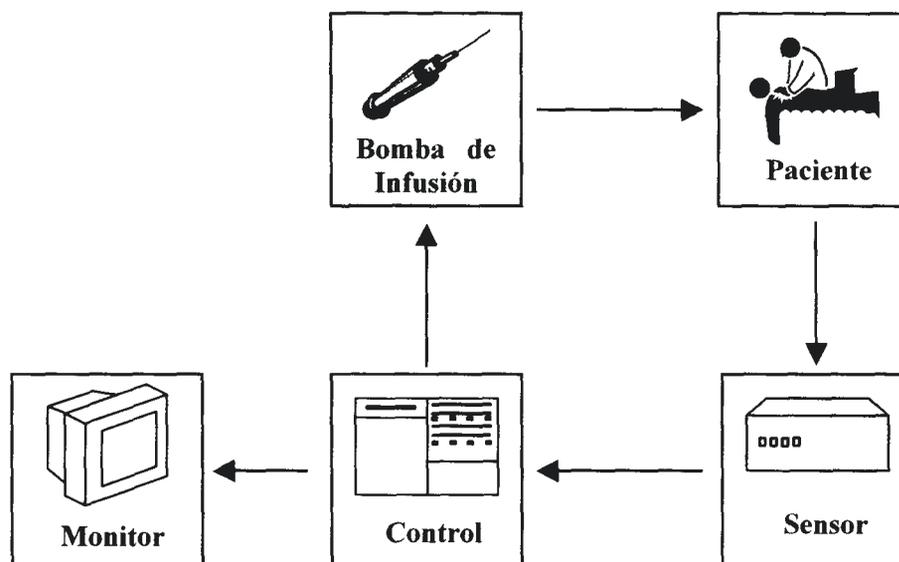


Figura 2.2 - Topología típica de un sistema de control para la infusión de fármacos.

En un sistema de control en lazo cerrado los sensores detectan la variable fisiológica que el sistema está regulando y convierte esta información en una señal eléctrica que es transmitida al controlador. Ejemplos de sensores usados en sistemas de lazo cerrado incluyen transductores de presión, electrodos de electromiografía y sensores de gas. Por lo tanto, en un sistema de control para la infusión de fármacos (Figura 2.2), un sensor mide los cambios en el parámetro fisiológico que es manipulado por el fármaco en infusión. Dicho fármaco produce un efecto mensurable que es incorporado al controlador a través del sensor. El parámetro fisiológico que es registrado por el sensor sirve como señal de retroalimentación al controlador. El propósito

del controlador, generalmente una computadora, es regular la variable controlada hasta un punto deseado. Un algoritmo que define la relación de la variable fisiológica con la velocidad de infusión en respuesta a los cambios fisiológicos del paciente, es programado en la computadora (algoritmo de control). En el monitor se despliega la evolución de la variable fisiológica medida, los datos relevantes del paciente almacenados en memoria (tiempos de administración, registro del gasto o salida del sensor y magnitud del bolo o inyección intravenosa) y puede accionar alarmas apropiadas si se desencadena un error en el sistema.

La esencia de un sistema de control de lazo cerrado es el algoritmo que es programado en la computadora. El algoritmo que provee un funcionamiento adecuado puede ser altamente complicado y requerir con frecuencia de los esfuerzos combinados de un equipo médico y de

ingeniería para desarrollarlo. El conocimiento requerido para operar sistemas de lazo cerrado debe ir más allá del simple conocimiento del funcionamiento y programación de los parámetros. Debe incluir un conocimiento de los conceptos de control de lazo cerrado, los parámetros de tratamiento incluidos en el algoritmo de control, el potencial de fallas técnicas y el reconocimiento de dichas fallas.

Los sensores siguen siendo la unión más débil en la mayoría de los sistemas de lazo cerrado, y se requiere de investigación posterior para el desarrollo de sistemas más precisos, sensibles y confiables. Los sistemas de control de lazo cerrado son un nuevo concepto tecnológico que promete mejorar la práctica de la medicina crítica, aunque debe ponerse énfasis en la necesidad de mejorar los sensores y los algoritmos de control.

Capítulo III

Antecedentes en el diseño
del control automático
de la hipertensión arterial.

En este capítulo se describen diferentes investigaciones realizadas para el control de la presión arterial utilizando nitroprusiato de sodio como agente vasodilatador.

3.1 ANTECEDENTES

Numerosos proyectos de investigación se han enfocado en el control automático de variables hemodinámicas en pacientes en condiciones críticas dentro de quirófanos o en unidades de cuidados intensivos. El gasto cardíaco (CO) y la presión arterial media (MAP) son dos de los principales signos vitales controlados. Durante la pasada década fueron desarrollados diferentes trabajos de investigación en el control de la presión arterial por medio de fármacos vasoconstrictores y vasodilatadores.

En algunos trabajos se considera una señal de entrada y una señal de salida (SISO) para el control de la presión arterial mediante la infusión de fármacos vasodilatadores. Un primer paso aconteció al automatizar la infusión de fármacos utilizando un lazo de control abierto. También se puede encontrar bombas de infusión programables. La programación de la tasa de infusión del fármaco debe ser realizada con un experto en fisiología cardíaca y además se requiere de supervisión médica para ajustar los cambios en las condiciones del paciente. El siguiente paso surgió con el diseño del primer sistema en lazo cerrado. El desarrollo de un adecuado control automático con lazo de retroalimentación es una tarea difícil debido a la naturaleza compleja, multivariable, y no lineal del sistema fisiológico. Debido a esta problemática y a las variaciones de la respuesta dinámica de cada paciente a la dosis del fármaco, se ha prestado mayor atención al uso de controladores basados en reglas y adaptables.

Sheppard y colaboradores recurrieron a los controladores basados en reglas [Isaka y Sebald, 1993]. Desarrollaron un controlador PI en configuración SISO (SNP-MAP). Inicialmente se ajustan los valores nominales de los parámetros del controlador. La ganancia del controlador y la tasa de infusión del fármaco son modificadas en línea siguiendo un simple grupo de reglas conformadas por la MAP actual, la deseada y por la tasa de infusión actual. Este controlador fue probado en pacientes humanos con éxito. En 1990, Neat desarrolló un sistema de infusión adaptable para ser utilizado en la regulación de pacientes en cuidados intensivos. La investigación realizada determinó que los algoritmos de control adaptable combinados con técnicas de sistemas expertos son necesarios para mantener estable el estado del paciente. Surge así un controlador híbrido ajustado por un sistema experto que busca la estrategia de control adecuada a la estructura dinámica de la planta. En 1995 Held y Roy presentaron un sistema experto utilizando un controlador difuso para la regulación de la MAP y CO con SNP y dopamina. [Miranda, 2001]

3.2 IDENTIFICACIÓN DEL MODELO CARDIOVASCULAR

En la ciencia biomédica, el propósito de una gran parte de la investigación es comprender las funciones del cuerpo humano. Al estudiar el cuerpo surgen problemas relacionados con la existencia de técnicas de investigación que resultan inadecuadas para ser usadas en humanos o que aún cuando pueden ser usadas en ellos, presentan desventajas para un determinado objetivo o que la aplicación de esas técnicas podría perturbar al sistema biológico de manera tal que el resultado no sea válido. Un procedimiento adecuado es plantearse modelos correspondientes al funcionamiento de especies animales inferiores, denominados por Roberge (1988) modelos animales. La selección de la especie animal depende de la naturaleza del estudio y de la capacidad del modelo para dar la información requerida. En muchos casos estos modelos se utilizan con la finalidad de extrapolar los resultados al comportamiento humano. Una variante del modelo animal es la preparación *in vitro*, en la cual parte de un organismo se estudia bajo condiciones semiartificiales. En este caso, entre otras ventajas, se tiene la posibilidad de usar técnicas experimentales más finas tal como el registro con micro-electrodos intracelulares. Una desventaja, quizá la más importante es la separación del órgano o tejido de sus interacciones con otras partes del cuerpo.

También surgen obstáculos cuando existe un insuficiente conocimiento de las técnicas experimentales en uso, o con la inexistencia de ellas. En este caso los modelos surgen del mundo inanimado. Por ejemplo los modelos físico-analógicos que utilizan tubos elásticos y otros dispositivos son muy utilizados en la docencia y en la investigación. Estos modelos permiten observar y simular el funcionamiento del sistema cardiovascular. Sin embargo, es casi imposible realizar todas las medidas deseadas y también es extremadamente difícil simular en un modelo físico todos los detalles de un sistema biológico. Estas consideraciones son aún más problemáticas cuando las dimensiones consideradas son pequeñas y cuando los sistemas dinámicos deben ser abordados como sistemas estáticos. Bajo estas circunstancias se puede entrar en el campo de las especulaciones y no faltan estos casos en la historia de las ciencias biomédicas. Existiendo el riesgo de caer en interpretaciones completamente erróneas. Ante estos inconvenientes, existe una alternativa que es el desarrollo de modelos teóricos soportados en el análisis matemático (modelos matemáticos). Estos modelos poseen diversas ventajas: no-ambigüedad, posibilidad de deducción estricta y comprobación por datos observados. Este acercamiento no es nuevo en las ciencias biomédicas, pero en las últimas décadas ha tenido un desarrollo notable (Roberge, 1988).

Los modelos matemáticos fueron ignorados por mucho tiempo ya que no eran visibles tal como los modelos animales o los modelos físicos y parecían estar remotamente alejados de la

realidad. Actualmente, se acepta que las suposiciones y apreciaciones que subyacen en el modelo teórico respecto al sistema biológico modelado pueden resultar similares a las que se presentan en otros modelos. Más aún, los modelos teóricos permiten rápidas modificaciones y se pueden evaluar muchas combinaciones de eventos e interrelaciones entre estructuras.

Para obtener el modelo matemático de un sistema se recurre a la identificación. La identificación es la determinación de un modelo de un sistema dinámico a partir de las mediciones de entrada y salida. Dicho modelo es necesario para el diseño e implementación de un sistema de control. (Doré Landau)

El advenimiento de las computadoras y su vertiginoso desarrollo ha impulsado el modelo matemático y la simulación computacional (digital), puesto que prácticamente todo lo que puede ser concebido puede ser modelado y además en un corto período de tiempo. El campo de la identificación y la simulación es actualmente una parte inseparable y por demás importante de las ciencias biomédicas. Sin embargo, el investigador debe tener siempre presente que el modelo matemático, a pesar de ser válido, no es exactamente igual a la realidad y no puede suplantarla.

Los modelos cubren desde conceptos e hipótesis expresados en forma gráfica o descriptiva hasta formulaciones matemáticas complejas del comportamiento dinámico de los sistemas fisiológicos, construcciones fisico-analógicas (eléctricas y/o mecánicas) y las simulaciones computacionales. Entre los objetivos de la construcción de modelos de los sistemas fisiológicos están:

- Alcanzar una mejor comprensión de dichos sistemas,
- La formulación cuantitativa de los fenómenos y
- La predicción del comportamiento del sistema sobre la base de pocos parámetros.

La adecuada selección de suposiciones simplificadoras representa uno de los puntos más críticos de la identificación y requiere una adecuada comprensión de los fenómenos biológicos para poder determinar si dichas suposiciones no distorsionan los resultados del modelo. Como se expresó antes, la validación (comparación de los resultados obtenidos con un modelo con aquellos obtenidos con el sistema fisiológico real, cuando se someten a las mismas entradas) constituye la prueba decisiva para decidir sobre lo adecuado o no de un modelo.

3.2.1 Requisitos del Modelo

Un modelo debe cumplir con diversos requisitos. Entre ellos, los siguientes constituyen los más importantes:

1. Debe ser físicamente realizable y se debe construir en términos de parámetros que son significativos y cuantificables en el sistema fisiológico.
2. Tiene que incluir toda la información disponible que sea pertinente, respecto al sistema fisiológico que va a ser modelado. Aquellas suposiciones que entran en conflicto con los datos existentes deben ser evaluados y justificados con un cuidado especial.
3. Debe ser simple, porque de esa manera es más fácil evaluar tanto su comportamiento como un todo, así como también la influencia de los componentes individuales en la diferencia que se presenta entre las salidas del modelo y del sistema fisiológico.
4. Es preferible, aunque no siempre posible, construir el modelo de tal forma que permita alteraciones en las suposiciones y parámetros del sistema sin un esfuerzo excesivo. El modelo debe ser más simple de manipular que el sistema fisiológico.
5. Debe servir como una guía para el investigador experimental, sugerir ciertos experimentos y excluir la necesidad de otros.
6. Debería tener poder predictivo, es decir, debe servir como fundamento para extrapolaciones, bien sea dentro del rango de los resultados observados, o también para determinar propiedades más generales del sistema real.
7. Debe ser un sustituto suficientemente válido del sistema real que permita realizar con él experimentos ficticios que se asemejen a experimentos reales; y que incluso permita realizar experimentos irrealizables en el sistema verdadero.

Existen dos formas de concretar un modelo biológico, para confrontarlo con la realidad: la experimental y la simulación. La primera ha sido ampliamente utilizada, por ejemplo en biología molecular donde se han utilizado modelos enzimáticos y proteínicos para estudiar el comportamiento de un sistema bioquímico. La segunda comprende métodos no experimentales que pueden dividirse en: Simulación directa, enfoque sistémico y análisis cinético. La simulación es la operación de un modelo con el propósito de validarlo y de comprender las variaciones probables que ocurrirían en el sistema fisiológico cuando se

modifiquen uno o más parámetros o entradas. Es por esto una representación dinámica de un proceso fisiológico.

Para lograr aplicar una estrategia de control en la regulación de la presión arterial es necesario conocer el comportamiento dinámico de sistema cardiovascular ante la entrada de los fármacos de vasodilatación.

3.2.2 Modelo No Lineal

Yu desarrolló un modelo no lineal que describe los efectos dinámicos de los fármacos en el sistema circulatorio. Una división general del modelo permite observar tres grupos de ecuaciones descriptivas; 1) Ecuaciones del sistema circulatorio, las cuales describen el efecto de parámetros específicos del cuerpo sobre la presión arterial (MAP) y el gasto cardiaco (CO), 2) Las relaciones entre los efectos de los fármacos, las cuales describen la influencia de la infusión de fármacos sobre parámetros específicos del cuerpo, y 3) el sistema barorreceptor, que describe el efecto de los barorreceptores en la regulación a corto plazo. [Kaufman, Gopinath, 1995]

El modelo no lineal se representa mediante 38 ecuaciones diferenciales. El primer conjunto de 7 ecuaciones relaciona el flujo entre cada vaso descriptivo en el cuerpo y son de la forma:

$$(dv/dt)_i = Q_i - Q_{i+} \quad (3.1)$$

donde: i es el vaso a considerar
 Q_i Representa el flujo entrante al vaso i proveniente del vaso previo
 Q_{i+} es el flujo saliente del vaso i , dirigido al próximo vaso.

La siguiente ecuación representa la relación entre presión y flujo para las grandes arterias:

$$(dQ/dt)_{grandes\ arterias} = \frac{P_{grandes\ arterias} - P_{pequeñas\ arterias}}{L} \quad (3.2)$$

donde L es un elemento de inercia constante.

Un grupo de 20 ecuaciones describe la concentración, dependiente del tiempo, de los fármacos en sus respectivos vasos.

$$\left(\frac{dm}{dt}\right)_{j,i} = [C_d \cdot Q]_{j,i-} - [C_d \cdot Q]_{j,i+} - \left(\frac{m}{\tau_1/2}\right)_{j,i} \quad (3.3)$$

donde:

J	<i>Es el fármaco a considerar</i>
I	<i>Corresponde al vaso involucrado</i>
M	<i>Es la masa del fármaco.</i>
Cd	<i>Es la concentración del fármaco</i>
V	<i>Es el volumen del vaso (C=m/V)</i>
τ	<i>Es el tiempo de vida media del fármaco en el vaso</i>

El tercer grupo de 5 ecuaciones diferenciales son las relaciones del efecto de los fármacos:

$$\frac{d(Eff)}{dt} = k_1 \cdot C_d^P \cdot [Eff_{max} - Eff] - k_2 \cdot Eff \quad (3.4)$$

donde: *Eff* es la medición cuantitativa del efecto del fármaco

Sin embargo, el modelo no lineal de 38 estados es muy inmenso para ser identificado y controlado en línea. Una solución es el desarrollo de un sistema de orden reducido que describa adecuadamente los efectos de los fármacos. Slate [Slate, 1980] formuló un modelo SISO de MAP-SNP basado en modelos lineales de primero y segundo orden. Una señal pseudoaleatoria de amplitud baja fue utilizada para obtener la respuesta al escalón.

3.2.3 Modelo Lineal

El modelo matemático de la respuesta propuesto por Slate [Slate, 1980], fue obtenido a través de la administración de nitroprusiato de sodio en la forma de señal binaria pseudo aleatoria a animales y pacientes postoperatorios. El modelo resultante fue:

$$\frac{\Delta P}{I} = \frac{K \cdot (1 + \alpha \cdot e^{-S \cdot Tc}) \cdot e^{-S \cdot Ti}}{1 + \tau \cdot s} \quad (3.5)$$

donde:

ΔP	<i>Es el cambio de la presión arterial media.</i>
I	<i>Es la tasa de infusión de SNP.</i>
K	<i>Representa la sensibilidad del paciente al fármaco.</i>
Ti	<i>Es el retraso inicial en el efecto del fármaco.</i>
α	<i>Es la fracción de recirculación del fármaco</i>
Tc	<i>Es el tiempo de recirculación</i>
τ	<i>Es la constante de tiempo del sistema.</i>

Los valores típicos de las constantes son: $K = -15$ (pacientes normales), $K = -50$ (en pacientes con sensibilidad alta), $K = -1$ mmHg/mcgr/min (en pacientes con baja sensibilidad), $Ti = 50$ seg., $\alpha = 0.4$, $Tc = 45$ seg. y $\tau = 40$ seg.

$$\frac{\Delta P}{I} = \frac{-15}{40s + 1} e^{-50s} \quad (3.6)$$

En la figura 3.1 se muestra la respuesta al escalón de la función de transferencia 3.6. La gráfica representa la respuesta en lazo abierto del sistema cardiovascular ante la infusión de SNP. Se observa que el sistema tiene un retardo de 50 segundos, llegando a estabilizarse en aproximadamente 250 segundos. La ganancia negativa permite que la respuesta sea decreciente, lo que se traduce en una disminución de la presión arterial.

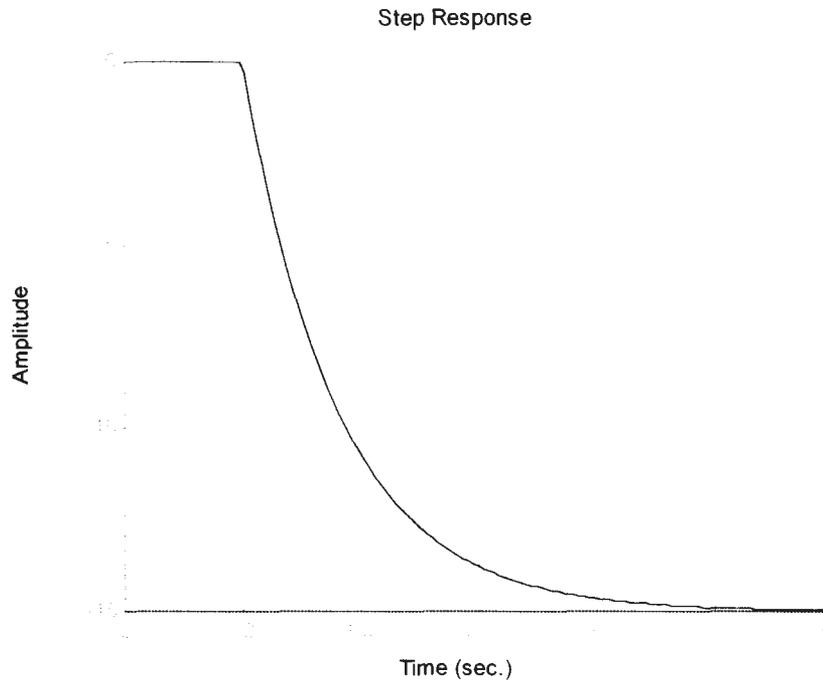


Fig. 3.1 - Respuesta del modelo de Slate ante una entrada escalón unitario

3.2.4 Modelo Discreto

El modelo discreto correspondiente a la presión arterial y la infusión del fármaco es el siguiente:

$$\frac{\Delta P(t)}{\Delta I(t)} = \frac{q^{-di} \cdot (bo + b1q^{-dc})}{1 - \alpha \cdot q^{-1}} \dots\dots\dots bo \geq 0 \tag{3.7}$$

donde q^{-1} es un operador de retardo en el tiempo. Los parámetros **bo**, **b1**, **α**, **di** y **dc** se obtienen de la respuesta en tiempo continuo. Utilizando los parámetros propuestos por Slate en el modelo continuo y un tiempo de muestreo *T* de 15 seg. , se permite introducir la ecuación discreta en un equipo de cómputo y observar el rango para los parámetros discretos.[Zhu, Krishnan, 2000]

Parámetros	Baja Sensibilidad	Alta Sensibilidad	Sensibilidad Nominal
b_0	0.053	3.546	0.187
b_1	0.01	1.418	0.075
α	0.606	0.779	0.741
d_i	1	5	2
d_c	1	5	2

Tabla 3.1- Rango de valores para los parámetros del modelo discreto.

Este modelo lineal de primer orden describe algunas relaciones de la presión arterial (MAP) y el SNP de manera acertada. Sin embargo, al ser lineal, el modelo no representa adecuadamente el comportamiento del sistema en condiciones de no-linealidad y variaciones en el tiempo. Es por ello que los controladores basados en un modelo matemático, específicamente los controladores óptimos y adaptables, no presentan resultados precisos en la práctica.

3.3 INVESTIGACIONES REALIZADAS EN EL CONTROL DE LA PRESIÓN ARTERIAL.

Los controladores automáticos juegan un importante rol en la medicina moderna. La necesidad de controladores automáticos surge en diferentes situaciones clínicas que requieren de mayor precisión, seguridad y regulación autónoma de variables fisiológicas. Algunas de sus aplicaciones son en anestesia general, control de prótesis, control respiratorio, y corazones artificiales. Cuando los sistemas de control automático son diseñados y utilizados correctamente, permiten aumentar la calidad en el cuidado del paciente y al mismo tiempo reducir la cantidad de trabajo de médicos y enfermeras.

La idea de utilizar la técnica de control en lazo cerrado en sistemas fisiológicos tiene una larga historia. A principios de los años cincuentas Bickford y sus colegas de la clínica Mayo y de la fundación Mayo en Minnesota introdujeron un control retroalimentado para regular la infusión de anestesia. El llamado “servo-anestesiólogo” regula la infusión de anestesia con una tasa proporcional a la amplitud integrada y rectificadora de un encefalograma (EEG). Su diseño conceptual está basado en el principio de que la energía cortical de salida decrece de manera proporcional al incremento de anestesia, por lo tanto implica una relación de retroalimentación negativa. El controlador fue probado en diversas especies animales (conejos, gatos, chachalacos) y en humanos. Los resultados de controlador “servo-anestesiólogo” fueron promisorios. Paralelamente con el avance de la teoría de control y tecnología

computacional en los pasados treinta años, existen en la literatura muchos sistemas de control avanzados para la administración de fármacos. Un gran número de estos trabajos se orienta a la regulación de la de la presión arterial [Miranda, 2001].

El nitroprusiato de sodio (SNP) es un fármaco vasoconstrictor. Permite disminuir la presión arterial en cuestión de minutos. Desde que se dispone comercialmente ha sido utilizado en clínicas y hospitales para el tratamiento de la hipertensión arterial. A mediados de los años setentas y principios de los años ochentas, son desarrollados los primeros sistemas de control automático de infusión de SNP y fueron examinados en simulaciones, en experimentos con animales y en pacientes humanos.

3.3.1 Control PID

Durante los primeros años del desarrollo de los sistemas de control automático de infusión de SNP fue desarrollado un esquema popular de control basado en ganancias proporcional, integral y derivativa (PID) para el control de la presión arterial [Zhu, Krishnan, 2000]. Un controlador PID genera sus señales de control a partir de la diferencia existente entre el valor deseado de la salida y el valor actual de la salida en función del tiempo. El algoritmo de control del PID es:

$$u(t) = K \left[e(t) + \frac{1}{Ti} \int_{t_1}^{t_2} e(t) dt + Td \frac{de(t)}{dt} \right] \quad (3.8)$$

donde $u(t)$ es la variable de control, K es la ganancia proporcional, Ti es el tiempo de integración, y Td es el tiempo derivativo. La señal de error esta definida por $e(t) = r - y(t)$, donde r es un valor de referencia y $y(t)$ es la salida del proceso. En el caso de la regulación de la presión arterial por infusión de SNP, r es el valor deseado de la presión arterial, $y(t)$ es el valor de la presión de salida observada, y $u(t)$ es la tasa de infusión del SNP. $u(t)$ es calculado a partir de la combinación de las señales proporcionales al error y del la integral y derivada del error. Los parámetros, K , Ti , y Td deben ser determinados por el diseñador. La combinación de las tres estrategias de control (proporcional, integral, y derivativo) pueden proveer un desempeño satisfactorio del control cuando cada uno de los parámetros son debidamente sintonizados.

Jackson desarrolló un control basado en microprocesador, el cual utilizaba SNP para corregir la hipertensión. Este controlador fue utilizado clínicamente en la unidad de cuidados intensivos (ICU) del hospital Prince Henry, Melbourne. Un cuidadosamente sintonizado controlador PI (proporcional-integral), permitía mantener estable la presión arterial en 106 mmHg [Miranda, 2001]. Sheppard y colegas desarrollaron un controlador PI, el cual fue probado y utilizado en más de 100 pacientes en ambientes ICU [Ying, Sheppard, 1994]. Los autores desarrollaron el sistema de control automático para regular la presión arterial media (MAP) utilizando SNP. El controlador fue empleado en pacientes sometidos a intervenciones cardíacas en la unidad de cuidados intensivos del hospital de la universidad de Alabama. El sistema es un controlador híbrido que consiste en un controlador PI y una tabla de decisión la cual contiene siete reglas de acción de control. Los parámetros del controlador PI fueron sintonizados para satisfacer un tiempo de establecimiento aceptable y mínimo sobretiro al reducir la MAP de 120 a 100 mmHg. La tabla de decisión fue utilizada para minimizar la tasa de infusión y la cantidad total del agente vasodilatador. La tasa de infusión del fármaco esta determinada de la siguiente manera:

$$I = I' + \Delta I \quad (3.9)$$

donde I' es la tasa de infusión un minuto antes y ΔI es la tasa en el incremento de la infusión ($\Delta I = KA$). K es una ganancia y A es la salida del controlador PI, la cual se define como:

$$A = 0.4512 \times e + 0.4512 \times (e - e') \quad (3.10)$$

donde $e = Pd - P$ (el error entre la MAP(P) y la MAP(Pd) deseada, y e' es el error un minuto antes. El incremento de la infusión ΔI y la ganancia K están determinados en las siguientes reglas de decisión.

- Regla 1 Si P menor que $PD+5$ y P mayor o igual a Pd , entonces $K=-0.5$.
- Regla 2 Si P menor que PD y P mayor o igual a $Pd-5$, entonces $K=-1$.
- Regla 3 Si P mayor o igual a $PD+5$, entonces $K = -1$ y $\Delta I = \Delta I - 2$.
- Regla 4 Si P menor que $PD-5$, entonces $K=-2$.
- Regla 5 Si P menor que $PD-5$ y ΔI mayor a 0, entonces $\Delta I = 0$.
- Regla 6 Si P mayor o igual a PD y ΔI mayor a 7, entonces $\Delta I = 7$.

Todas las reglas son evaluadas cada minuto proporcionando un límite al controlador PI. Por lo tanto se tiene un control PI no lineal. Una forma interesante de valorar el desempeño de un controlador automático es comparando su desempeño con los experimentados operadores humanos. Asla [Isaka y Sebald, 1993] comparó el controlador desarrollado por Sheppard con la experiencia del operador humano. El controlador automático de presión arterial fue puesto a prueba en 49 pacientes en cuidados postoperatorios. Una enfermera experta fue la encargada de la regulación de 37 pacientes. Después de 110 horas de operación, se registraron 103 horas (94%) de regulación apropiada de la MAP (entre 5 mmHg del valor deseado) del controlador automático. En comparación, solo 57 horas (52%) de regulación adecuada por el operador humano. Otros desarrollos en controladores con estructura PID fueron reportados por Pardi, y Smolen obteniéndose buenos resultados experimentales [Isaka y Sebald, 1993].

3.3.2 Control Óptimo

Otras estrategias de control diferentes al PID también han sido investigadas en la regulación de la presión arterial. En teoría, se pueden obtener mejores resultados si es utilizado un adecuado modelo del sistema en el diseño del controlador. Muchos modelos matemáticos han sido desarrollados para obtener la respuesta mas aproximada al desempeño de la presión arterial. Un detallado modelo matemático fue elaborado por Guyton [Isaka y Sebald, 1993]. Guyton determina que es necesario considerar interacciones multivariantes en el modelo, en vez de realizar un análisis de las variables por separado. El modelo es útil para el propósito de explicar el fenómeno fisiológico, pero es no lineal y por lo tanto inapropiado para ser utilizado en un controlador óptimo.

En el intento por realizar un controlador óptimo, Koivo [Isaka y Sebald, 1993] utilizó la versión del modelo de primer orden de Slate (ecuación 3.5) y propuso un modelo auto regresivo de la forma:

$$y(kT) = a_1 y[(k-1)T] + a_2 u[(k-1)T] + e(kT) \quad (3.11)$$

donde $y(kT)$ es el cambio en la presión arterial media, $u(kT)$ es el voltaje aplicado a la bomba de infusión y $e(kT)$ indica el error modelado asumiendo que el proceso tiene una entrada de tipo ruido blanco. Los parámetros a_1 y a_2 fueron estimados a partir de una regresión lineal por mínimos cuadrados.

El objetivo era diseñar un controlador que provocará una transición suave de la presión arterial a un valor deseado y mantener la presión en este valor. El propósito de esta técnica de control puede ser alcanzado proponiendo una función que defina la desviación de la salida $y(kT)$ del valor deseado $y^d(kT)$. Koivo utilizó el siguiente índice de desempeño:

$$J[u] = E \left\{ \sum_{k=0}^{\infty} (y[(k+1)T] - y_d[(k+1)T])^2 \right\} \quad (3.12)$$

El problema del control óptimo es encontrar una señal $u(k)$ que minimice $J[u]$ en la ecuación (3.12). Sustituyendo (3.11) por $y[(k+1)T]$ en la ecuación (3.12) y reemplazando el operador E por promedios de tiempo, una señal óptima de control u^* se obtiene de la siguiente manera:

$$u^*(kT) = -\frac{a1}{a2} y(kT) + \frac{1}{a2} y_d[(k+1)T] \quad (3.13)$$

El controlador óptimo resultante fue experimentalmente probado con éxito en perros y fue capaz de mantener la presión arterial media entre los 100 mmHg [Isaka y Sebald, 1993].

3.3.3 Control Adaptable con Estructura PI

En la conferencia internacional EMBS del 2000 efectuada en la ciudad norteamericana de Chicago se presentó un control adaptable con estructura PI regulador de la presión arterial mediante la infusión de SNP [Zhu, 2000]. Los parámetros del este controlador fueron ajustados para cambios en la dinámica del proceso y perturbaciones.

La estructura del PI es la siguiente:

$$PI = Kp \left(1 + \frac{1}{Ti \cdot s} \right) \quad (3.14)$$

donde Kp es la ganancia del controlador y Ti es el tiempo de integración.

Aplicando la transformada modificada Z al modelo continuo de Slate (3.5):

$$\begin{aligned}
 PI &= Kp \left(1 + \frac{1}{Ti \cdot s} \right) \\
 Gp(q^{-1}) &= Zm \left\{ \frac{1 - e^{-T \cdot s}}{s} \cdot Gp(s) \right\} \\
 &= Zm \left\{ \frac{1 - e^{-T \cdot s}}{s} \cdot \frac{e^{-Ti \cdot s} (1 + \alpha \cdot e^{-Tc \cdot s})}{1 + \tau \cdot s} \right\} \\
 &= \frac{B(q^{-1})}{A(q^{-1})}
 \end{aligned}$$

se puede derivar lo siguiente de la transformada Z:

$$\begin{aligned}
 A(q^{-1}) &= 1 - aq^{-1} \\
 B(q^{-1}) &= q^{-1} (b_0 + b_1q^{-1} + b_2q^{-2})
 \end{aligned}
 \tag{3.15}$$

en general, aplicando el método de respuesta al escalón de Zigler-Nichols, los parámetros del PI están dados por:

$$\begin{aligned}
 Kp &= \frac{0.5}{K} \left(\frac{Ti}{Td} \right) \\
 Ti &= 3 \cdot Td
 \end{aligned}
 \tag{3.16}$$

utilizando el método de mínimos cuadrados recursivo, se estiman los parámetros de sintonización:

$$K = \frac{b_0 + b_1 + b_2}{1 - a}$$

$$T_i = - \frac{T_s}{\ln a}$$

$$T_d = (1 + n)T_s$$

$$n = \frac{b_1 + 2 \cdot b_2}{b_0 + b_1 + b_2}$$

(3.17)

donde T_s es el periodo de muestreo.

Este controlador fue sometido a diversas pruebas de robustez mediante simulaciones computacionales. En las gráficas (3.2), (3.3) y (3.4) se muestra el desempeño del controlador en diferentes escenarios. Se considera una presión inicial alta de 150 mmHg y el objetivo es reducirla a 100 mmHg y mantenerla en un nivel de +/- 15 mmHg.

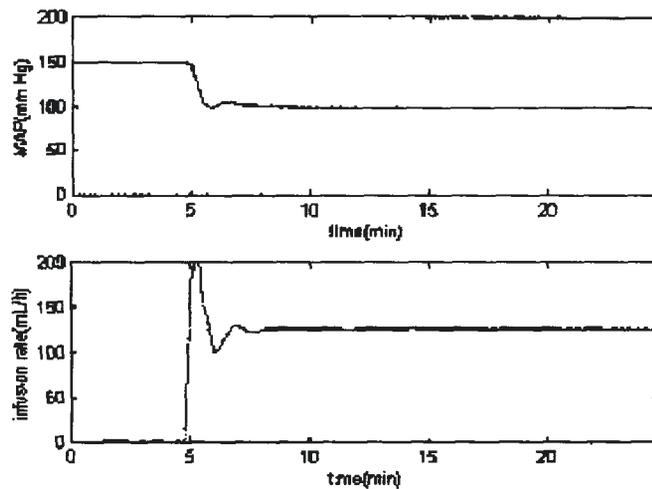


Figura 3.2 - Curva de respuesta a baja sensibilidad [Zhu, 2000].

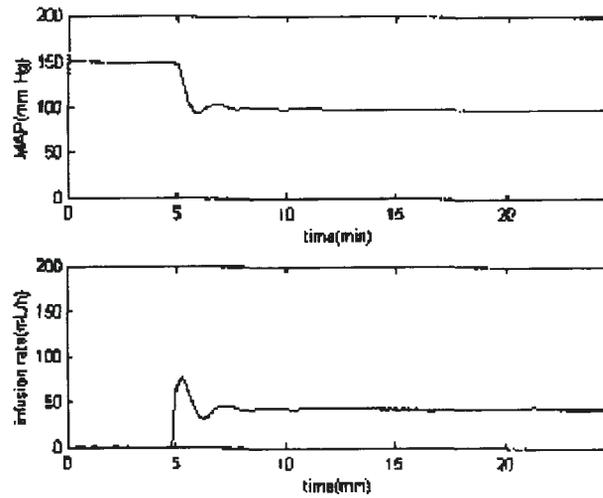


Figura 3.3 - Curva de respuesta a sensibilidad nominal [Zhu, 2000].

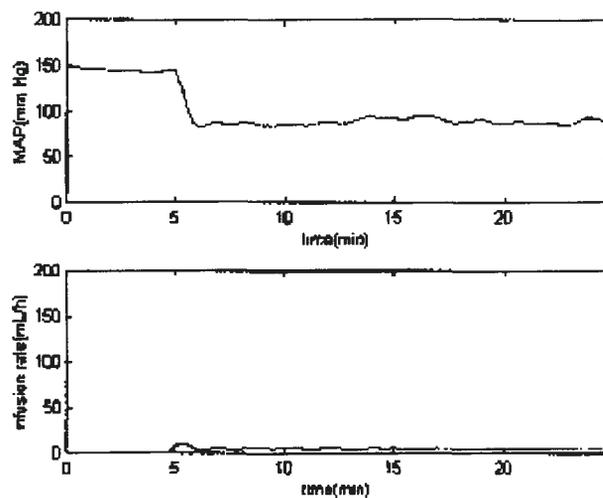


Figura 3.4 - Curva de respuesta en sensibilidad alta [Zhu, 2000].

Se observa en gráfica (3.4) que el sistema tiene un tiempo muerto de 5 minutos. Retardo necesario para que el SNP tenga efecto en el sistema cardiovascular. El controlador presenta buenos resultados ante cambios en referencia. La presión es regulada en el tiempo requerido pero presenta un importante incremento de infusión de SNP en el extremo de baja sensibilidad (figura 3.2). Este aumento puede ser peligroso si la infusión se aproxima a los niveles máximos de seguridad.

3.3.4 Control Adaptable con Modelo de Referencia

El control adaptable con modelo de referencia (MRAC) permite trabajar con sistemas no lineales y/o variantes en el tiempo que pueden ser modelados como sistemas lineales con parámetros variables pero acotados. Permite el control de sistemas con tiempo muerto variable, con la restricción de que sean estrictamente reales positivos o, que puedan ser expresados como el producto de una planta nominal y un término que incluya las variaciones de los parámetros y que sea acotado.

El modelo de referencia no necesita ser un modelo físico real, puede ser sólo un modelo matemático simulado. En este modelo se incorpora el comportamiento que se desea tenga la planta en lazo cerrado, como por ejemplo, su respuesta al escalón, el tiempo de elevación, tiempo de asentamiento, máximo sobre impulso, o especificaciones en el dominio de la frecuencia. La entrada de referencia se alimenta al modelo y si el sistema de control se diseña de manera adecuada, las entradas a la planta que se generan a partir de la entrada al modelo, hacen que su salida sea igual a la del modelo propuesto [Miranda, 2001].

Existen tres esquemas principales en que pueden ser divididos los sistemas MRAC. En el primer esquema se requieren mediciones de todas las variables de estado de la planta, lo que implica que todos los estados sean “accesibles”. El segundo es el método *entrada-salida*, que se basa en el concepto de la señal de error de monopolio. En este método se requieren observadores adaptables para estimar el valor instantáneo del vector de estados de la planta. El tercer esquema es el *esquema simple de control adaptable por retroalimentación de la salida*, desarrollado por Kaufman, Barkana y Sobel [Kaufman, 1990]. Este método no requiere de los estados de la planta ni utiliza el observador adaptable para estimar dichos valores. El algoritmo de control requiere de la medición de la salida de la planta. Esta información se compara con la salida del modelo de referencia y este valor se emplea como mecanismo de adaptación para los valores de las ganancias involucradas en la ley de control. Este ajuste o regla de adaptación reduce un índice compuesto de una combinación ponderada del cuadrado del error de las señales y de la comparación de las diferencias entre las ganancias instantáneas y sus valores ideales. Un diagrama a bloques que representa esta estructura de control puede verse en la figura 3.5.

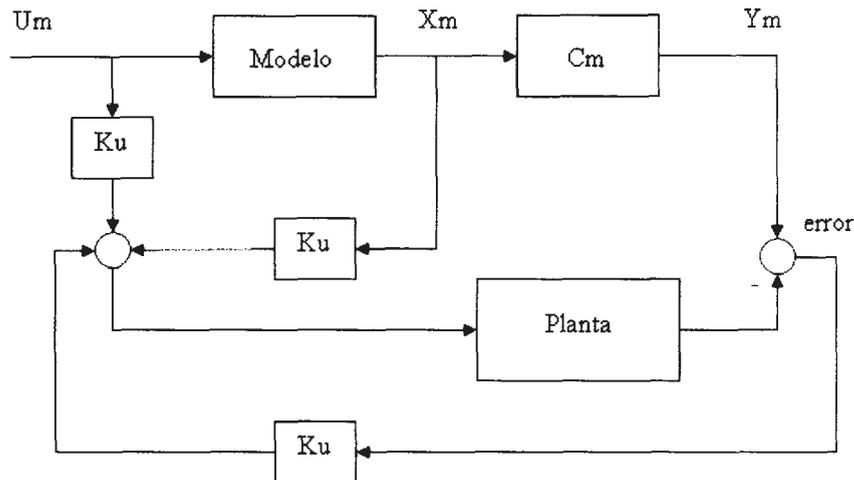


Figura 3.5 Diagrama a bloques de un sistema MRAC [Miranda, 2001].

Miranda [Miranda, 2001] proporciona una solución a la problemática de controlar la presión arterial de pacientes en cuidados pre o post-operatorios utilizando la estructura MRAC. La estrategia presentada en su trabajo permite que la respuesta dinámica de pacientes para la regulación de la presión arterial mediante infusión de nitroprusiato de sodio (SNP) siga una trayectoria deseada, es decir, que se comporte como la respuesta de un modelo cuya salida sea la evolución ideal de un paciente ante la infusión de dicho fármaco. En este trabajo se propone un modelo de primer orden con constante de tiempo de 90 segundos, ya que el tiempo de establecimiento de la presión arterial debe ser menor a 10 minutos. Por lo que el modelo de referencia es:

$$Gm(s) = \frac{1}{90s + 1} \tag{3.18}$$

Si el objetivo de control es disminuir en 10 mmHg la presión arterial, la infusión debe ser un escalón de magnitud 10 $\mu\text{g}/\text{kg}/\text{min}$ de SNP. La relación utilizada en este estudio entre la MAP y el SNP es la siguiente:

$$MAP(s) = \frac{-15 \cdot e^{-50 \cdot s}}{40s + 1} \cdot SNP(s) \tag{3.19}$$

Miranda [Miranda, 2001] menciona que para poder aplicar control adaptable con modelo de referencia, la relación anterior debe ser estrictamente real positiva (SPR) o, en su defecto, casi-estrictamente real positiva (ASPR), por lo que se propone un compensador antealimentado

$H(s)$ tal que la relación MAP-SNP sea ASPR (figura 3.6). El diseño de un compensador $H(s)$ permite que el sistema de control en lazo cerrado sea, además de adaptable, robusto ante las variaciones en los parámetros de la relación MAP-SNP. Sobre la base de los estudios realizados en este trabajo el compensador anteaalimentado resultante es:

$$H(s) = \frac{80.92}{27s + 1} \quad (3.20)$$

En la figura 3.7 se muestra la simulación del controlador en lazo cerrado. El sistema es simulado en tres escenarios, en pacientes con baja sensibilidad al fármaco ($K = -3$), en pacientes con sensibilidad nominal ($K = -15$) y en pacientes con alta sensibilidad ($K = -50$). Además se desea disminuir la presión arterial 10 mmHg.

La utilización del modelo de referencia presenta comportamientos lentos del controlador en el extremo de la baja sensibilidad al fármaco, pero el sistema de control en lazo cerrado es asintóticamente estable y presenta estabilidad robusta.

En ninguno de los casos simulados se observó que la dosis excediera los 10 $\mu\text{g}/\text{Kg}/\text{min}$, de cualquier manera, la salida del controlador queda acotada entre 0 y 10 $\mu\text{g}/\text{Kg}/\text{min}$ por medio de un bloque de saturación pero se sugiere que personal médico especializado supervise el lazo de control.

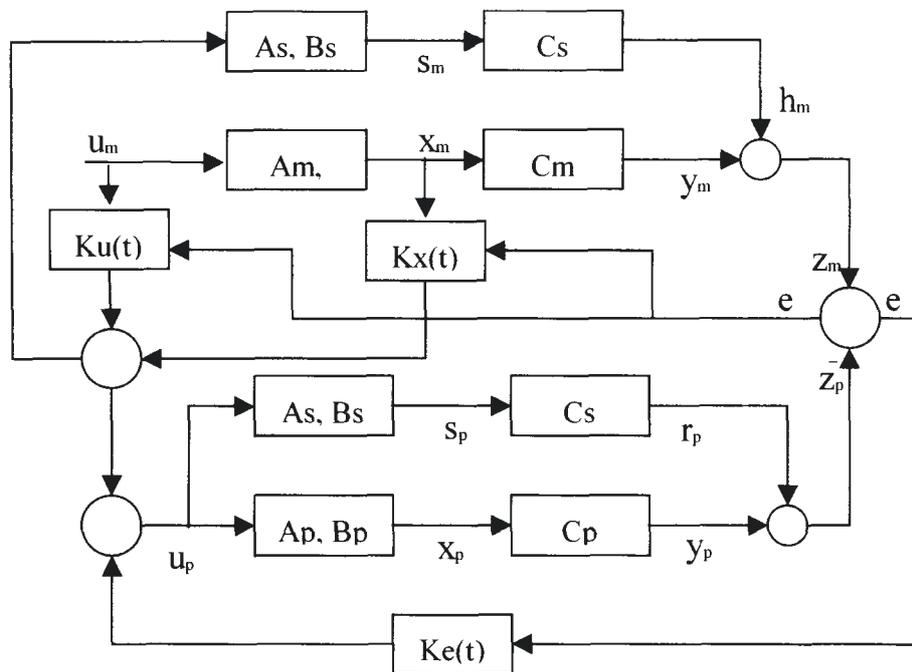


Figura 3.6 – Diagrama de bloques del controlador MRAC empleando un compensador antealimentado[Miranda, 2001].

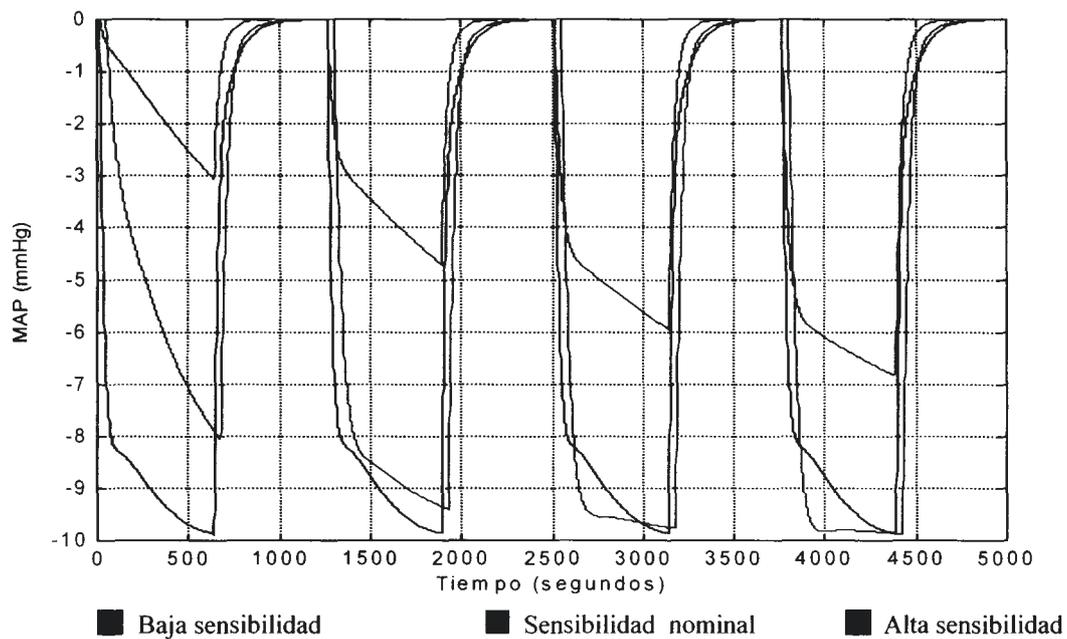


Figura 3.7 - Respuesta del controlador MRAC.

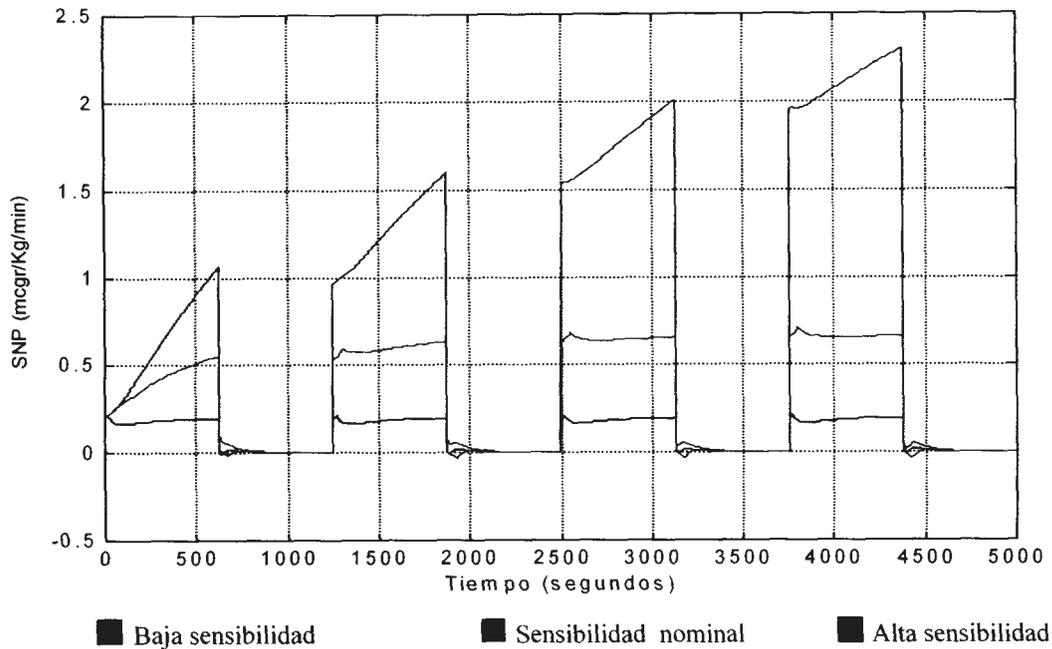


Figura 3.8 - Respuesta de la infusión de SNP en lazo cerrado.

Entre menor es la sensibilidad al fármaco mayor es la cantidad de SNP a ser infundida. Se observa en la figura 3.8 que la infusión de SNP en el paciente con baja sensibilidad alcanza el valor de 2.3 mcgr/Kg/min, mientras que en el extremo de alta sensibilidad la infusión no sobrepasa el valor de 0.5 mcgr/Kg/min.

Este controlador fue sometido a un análisis comparativo con estudios previos. El análisis demostró que se obtienen mejoras con esta técnica de control. Por tal motivo el trabajo de Miranda [Miranda, 2001] es el marco de referencia para un análisis comparativo con el controlador difuso propuesto en este trabajo.

Capítulo IV

Lógica Difusa

En este capítulo se describen las características de la lógica difusa, sus aplicaciones y desempeño en el área de control.

4.1 INTRODUCCIÓN

La Lógica Difusa es una forma de razonamiento lógico que permite incorporar en los sistemas de automatización esquemas de razonamiento típicamente humanos. El control difuso (fuzzy control), ofrece una nueva alternativa en la estrategia de control. La decisión o acción final de control esta fundamentada en la intuición, conocimiento y experiencia humana, permitiendo obtener controles semi-inteligentes. Debido a las características de la lógica difusa, muchas veces es posible llegar a diseñar un regulador bien ajustado al proceso aprovechando la experiencia previa de un operador. Se eliminan de esta manera la necesidad de complejos y laboriosos estudios técnicos del problema de control.

El ingeniero británico Ebrahim Mamdani, fue el primero en usar lógica difusa en un sistema de control práctico. En los inicios de los años setenta fue desarrollado un sistema de control usando la experiencia de un operador humano. Este original plan llevó a la creación de un sistema basado en la teoría de decisión Bayesiana. Un método de definición de probabilidades en situaciones inciertas que consideran eventos reales para modificar predicciones acerca de futuros resultados. Mamdani incorporó la experiencia del operador en un algoritmo inteligente (fórmulas matemáticas) que permitió controlar el sistema. Mamdani pronto descubrió que el algoritmo controlaba el proceso pobremente en comparación con el operador humano. Surge entonces la idea de crear una descripción abstracta del comportamiento del sistema a controlar [Reznik, 1997].

Mamdani utilizó entonces el método de la inteligencia artificial, combinando la experiencia humana con una serie de reglas lógicas por medio del uso del conocimiento. Al surgir nuevas técnicas desarrolladas por Lotfi Zadeh en el uso de reglas difusas en algoritmos para análisis y toma de decisiones en Sistemas Complejos, Mamdani inmediatamente decidió intentar y producir un controlador difuso basado en una combinación de lingüística y variables matemáticas.

A finales de los años setenta dos ingenieros daneses, Lauritz Peer y Jens Jurgen desarrollaron los primeros sistemas de control difuso comercial para un horno de cemento, para un horno de frutas en Suecia, además de otros. La lógica difusa (Fuzzy Logic) ha surgido como una herramienta importante para el control de subsistemas y procesos industriales complejos, así como también para la electrónica de entretenimiento y hogar, sistemas de diagnóstico y otros sistemas expertos. Actualmente existe una extensa información, investigación y aplicaciones del control difuso.

4.2 LÓGICA DIFUSA

En 1965 se introduce el término de lógica difusa por Lotfi A. Zadeh, profesor de ciencia de computadoras en la Universidad de California en Berkeley. Desde entonces se han presentado muchas aplicaciones exitosas con esta técnica, la mayoría en el área de control.

En un sentido restringido, la Lógica Difusa es un sistema lógico, el cual es una extensión de la lógica multivaluada. En un sentido amplio, es considerada casi como sinónimo de la teoría de conjuntos que no tienen fronteras definidas y donde la pertenencia es cuestión de grados. *Lotfi A. Zadeh*

Lógica Difusa es la codificación del sentido común. Es una manera conveniente de relacionar un espacio de entrada en un espacio de salida. El énfasis está en la palabra “conveniente”. Por ejemplo: (1) Dime qué tan bueno fue el servicio en el restaurante y te diré que propina debes otorgar; (2) Dime qué tan lejos está el objeto que deseas fotografiar y enfocaré la lente por ti. [*Matlab, “Manual of Fuzzy Logic Toolbox”*]

Con la lógica difusa se pueden diseñar aplicaciones para que las máquinas respondan con mayor inteligencia a la imprecisión y a las condiciones del mundo exterior, con lo que se busca imitar el comportamiento humano. La creación de una máquina con lógica difusa, es forjar un sistema experto. El comportamiento de la máquina esta basado totalmente en el conocimiento del experto o de la persona que aporta sus conocimientos empíricos para el funcionamiento de ésta. El conocimiento del experto es el conocimiento empírico de cómo controlar el fenómeno, sin conocer ningún modelo del sistema a controlar [Sánchez, 2002].

4.2.1 Fundamentos de la Lógica Difusa

Así como la lógica formal o clásica permite determinar los valores de verdad de un conjunto de proposiciones relacionadas por medio de implicaciones, la lógica difusa permite realizar la evaluación de proposiciones e implicaciones difusas. En las proposiciones objeto de la lógica formal, el resultado de dicha evaluación es solamente Cierto o Falso, asignándosele normalmente el valor de UNO (1) a Cierto y el de CERO (0) a Falso. La evaluación de una proposición difusa por medio de la lógica difusa, produce un número entre 0 y 1. El resultado esta contenido en el intervalo $[0,1]$. Para describir el mecanismo de evaluación empleado por la lógica difusa debemos presentar primero los Conjuntos Difusos.

Un *conjunto difuso* es una generalización de un conjunto ordinario que asigna un grado de pertenencia o membresía a cada uno de sus elementos (Munakata y Jani, 1994). También se le puede considerar como una agrupación de elementos con grados de membresía, donde esta agrupación no tiene límites estrictamente excluyentes.

En comparación con un conjunto ordinario o clásico, éste si tiene límites estrictamente excluyentes. Se afirma que un elemento pertenece o no pertenece a conjunto ($A+A' = U$) por lo tanto no puede pertenecer a ambos. En la lógica difusa, un elemento si puede pertenecer parcialmente a dos o más conjuntos y por lo tanto tener un grado de pertenencia o membresía a cada conjunto.

En un Universo de Discurso, un conjunto en el sentido clásico se define bien por una lista explícita de los elementos del universo que pertenecen al conjunto definido o bien por la enunciación de la propiedad o propiedades que deben tener los elementos del conjunto definido. Sea U el universo de discurso y A un conjunto definido en U . Se define la función característica del conjunto A , como la función que asigna a cada elemento u de U el valor de UNO si dicho elemento pertenece al conjunto A o CERO si no pertenece al conjunto A y se designa como $\mu_A(u)$. En los conjuntos difusos esta función característica se denomina *función de membresía o pertenencia* y se la escribe igual pero el resultado de la función aplicada a cada elemento del universo da como resultado un número en el intervalo $[0,1]$. Por lo tanto la *función de membresía* es la curva que realiza un mapeo de cada elemento del universo de discurso a un valor de membresía entre $[0,1]$. Este valor asignado se denomina *grado de membresía*. El *universo de discurso* es el conjunto formado por todos los elementos a considerar o agrupar en los conjuntos difusos [Pérez, 1997].

La lógica difusa asocia incertidumbre a la estructura de un grupo de datos (Zadeh, 1965). Los elementos de un conjunto difuso son pares ordenados que indican el valor del elemento y su grado de pertenencia. Para un conjunto difuso se define:

$$A = \{(x, \mu_A(x)) / x \in X\} \tag{4.1}$$

Se tiene que el elemento x pertenece al conjunto A con un grado de pertenencia $\mu_A(x)$, que puede variar entre 0 y 1, ecuación (4.1). Por lo tanto, una variable puede ser caracterizada por diferentes valores lingüísticos, cada uno de los cuales representa un conjunto difuso. Una *Variable Lingüística* es aquella variable cuyos valores son palabras o sentencias que van a enmarcarse en un lenguaje predeterminado. Para estas variables lingüísticas se utilizará un nombre y un valor lingüístico sobre un Universo de Discurso. Además, podrán dar lugar a

sentencias generadas por reglas sintácticas, a las que se les podrá dar un significado mediante distintas reglas semánticas. Por ejemplo, la velocidad puede ser caracterizada por valores lingüísticos como "Bajo", "Medio" y "Alto", que representan "una velocidad menor que 40 Km/hr", "una velocidad cercana a 55 Km/hr" y "una velocidad sobre 70 Km/hr" respectivamente.

Como resulta evidente, no es conveniente utilizar la función característica en el sentido clásico para trabajar con variables de procesos, ya que los límites de los conjuntos (Velocidad *Alto* en este caso) determinados por los términos lingüísticos no están constituidos por valores precisos sino por todo un conjunto que indican un cambio relativamente gradual. Los conjuntos difusos permiten manipular esta noción de cambio gradual. Se pueden representar por medio de la función de pertenencia, y para ello una representación gráfica es más que suficiente en la mayoría de casos prácticos. Normalmente se coloca el Universo de Discurso en el eje de las abscisas y el intervalo $[0,1]$ en el eje de las ordenadas. Los conjuntos difusos de la velocidad Alto, Medio y Bajo se pueden representar entonces como se muestra en la Figura 4.1.

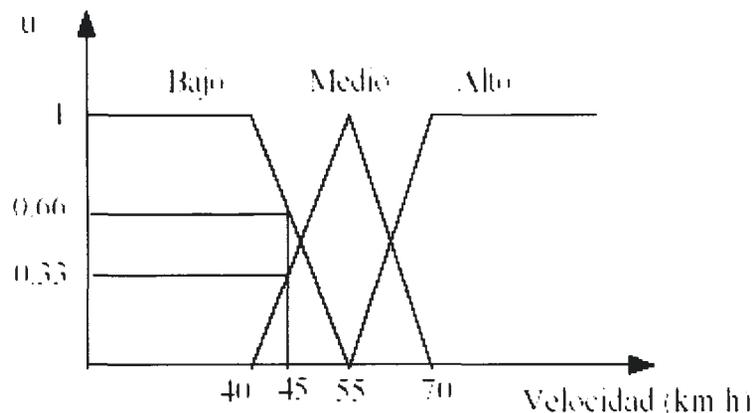


Figura 4.1 - Conjuntos difusos de la variable "Velocidad".

Se observa en la figura 4.1 que si la velocidad es 45 Km/h, existen grados de pertenencia 0.6, 0.3 y 0 a los conjuntos difusos "Bajo", "Medio" y "Alto" respectivamente.

4.2.2 Operaciones Básicas de Lógica Difusa

Dados dos conjuntos difusos A y B en el mismo universo X , con funciones de pertenencia u_A y u_B respectivamente, se pueden definir las siguientes operaciones básicas:

Unión. La función de pertenencia de la unión de A y B se define como:

$$u_{A \cup B} = \max\{u_A(X), u_B(X)\} \quad (4.2)$$

Intersección. La función de pertenencia de la intersección de A y B es:

$$u_{A \cap B} = \min\{u_A(X), u_B(X)\} \quad (4.3)$$

Complemento. La función de pertenencia del complemento de A se define:

$$u_{A^c}(X) = 1 - u_A(X) \quad (4.4)$$

Producto cartesiano. Dados los conjuntos difusos A_1, \dots, A_n con universos X_1, \dots, X_n respectivamente, se define el producto cartesiano como un conjunto difuso en $X_1' \times \dots \times X_n'$ con la siguiente función de pertenencia:

$$u_{A_1 \times \dots \times A_n}(X_1, \dots, X_n) = \min\{u_{A_1}(X_1), \dots, u_{A_n}(X_n)\}$$

Según Mamdani (1974) (4.5)

$$u_{A_1 \times \dots \times A_n}(X_1, \dots, X_n) = u_{A_1}(X_1) \cdot u_{A_2}(X_2) \cdot \dots \cdot u_{A_n}(X_n)$$

Según Larsen (1980) (4.6)

4.3 CONTROL DIFUSO

Cuando la teoría de los conjuntos difusos se aplica para definir y resolver problemas de control se obtienen los denominados controladores difusos o lingüísticos. El control difuso fue la primera aplicación de la lógica difusa a la resolución de problemas reales (se aplicó al control de una planta de concreto en el año 1980). En el área del control la lógica difusa ha permitido obtener excelentes resultados [Reznik, 1997].

En esencia un controlador lógico difuso, contiene un algoritmo que es capaz de convertir una estrategia de control lingüística en una estrategia de control automático. Si se hace un razonamiento con lógica difusa dentro de un sistema experto se obtiene una expresión también difusa, siendo usual tener que asignarle posteriormente un valor lingüístico. En cambio, cuando se realiza un razonamiento difuso para controlar un proceso, el resultado buscado es de una cualidad completamente diferente, ya que lo que ha de generarse es un conjunto de valores numéricos precisos. Una vez que se traducen estos valores numéricos a las magnitudes físicas correspondientes: presión, voltajes, corrientes, etc., se permite la manipulación de los actuadores de control.

Los controladores difusos se aplican generalmente a sistemas no lineales, cuyas dinámicas varían de acuerdo al punto de operación. Cuando son utilizados en procesos altamente no lineales, es posible obtener respuestas más rápidas y suaves que los sistemas controlados por métodos convencionales. Esto se traduce en operaciones más eficientes, ahorro de energía, reducción de costos de mantenimiento y extensión de vida útil de máquinas o de equipo.

El uso de sistemas difusos permite representar expresiones descriptivas o cualitativas, tales como “nivel bajo”, ”temperatura alta”, ”flujo grande”, expresiones que son incorporadas fácilmente a la computadora. Estas expresiones y representaciones son usadas por los operadores de plantas de manera más natural que expresiones o ecuaciones matemáticas en la operación de un proceso. Presentan ventajas ante técnicas de control convencional en los casos en que no se cuenta con un modelo preciso de la planta y la información operacional acerca de ésta es de carácter esencialmente cualitativo. Los controladores difusos son adecuados para problemas complejos que involucran descripciones humanas o pensamiento intuitivo.

Un sistema de control difuso es un sistema experto que utiliza una colección de funciones de pertenencia y reglas. Las reglas en un sistema de control difuso tienen una forma similar a la siguiente:

Si x es “*baja*” y w es “*alta*” entonces z es “*media*” (4.7)

donde: x y w son las variables de entrada (nombres para valores de datos conocidos), z es una variable de salida (un nombre para el valor de los datos a ser calculados), “*baja*” es una función de pertenencia (subconjunto difuso) definido en x , “*alta*” es una función de pertenencia definida en w , y “*media*” es una función de pertenencia definida en z . El antecedente (la premisa de la regla) describe que grado de regla se aplica, mientras que la conclusión (consecuencia de la regla) asigna una función de pertenencia para cada una o más de las variables de salida. Muchas herramientas que se utilizan para trabajar con sistemas de control difuso permiten más de una conclusión por regla. El conjunto de reglas en un sistema de control difuso se conoce como base de reglas o base de conocimientos.

Por otra parte, la puesta a punto del controlador difuso suele resultar mucho más sencilla (es relativamente fácil saber qué reglas están afectando al comportamiento del regulador en una determinada situación), y también mucho más segura, al poderse operar con un elevado grado de redundancia (es posible llegar a definir reglas contradictorias para situaciones similares sin que por ello el sistema deje de funcionar; la redundancia incrementa la inmunidad del sistema frente a errores en la base de conocimientos).

Conviene señalar que la aplicación de la lógica difusa en el control de procesos no está en absoluto reñida con el empleo de otras técnicas de control convencionales. Al contrario, resulta especialmente adecuada para la formulación de controladores híbridos, permitiendo convertir estructuras de control muy diversas.

4.3.1 Estructura Clásica de un Controlador Difuso

La figura 4.2 muestra los principales componentes de un controlador difuso: Interfaz de fusificación, base de conocimientos, motor de inferencia e interfaz de defusificación [Saéz, 2002].

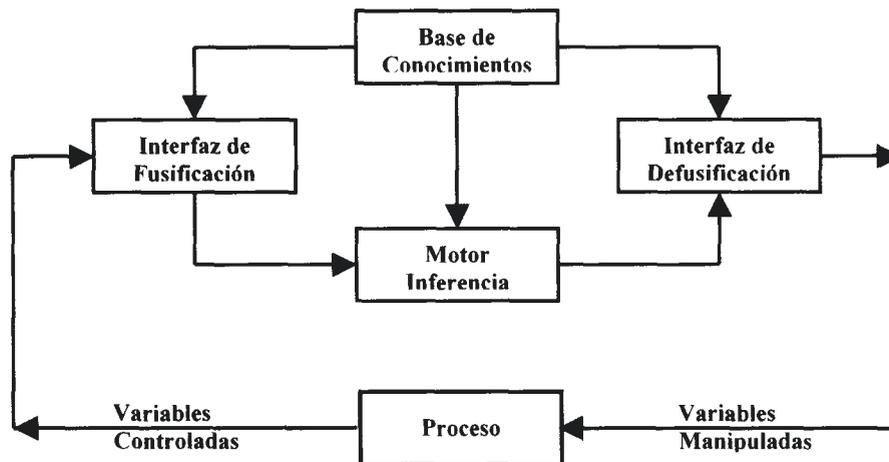


Figura 4.2 - Componentes de un controlador difuso

Interfaz de Fusificación. Este elemento transforma las variables de entrada del modelo (u) en variables difusas. Para esta interfaz se deben tener definidos los rangos de variación de las variables de entrada y los conjuntos difusos asociados con sus respectivas funciones de pertenencia.

Base de conocimientos. Contiene las reglas lingüísticas del control y la información referente a las funciones de pertenencia de los conjuntos difusos. Estas reglas lingüísticas, tienen típicamente la estructura presentada en la ecuación 4.7.

Existen varias formas de derivar las reglas (Lee, 1990), entre las que destacan las basadas en:

- La experiencia de expertos y el conocimiento de ingeniería de control. La base de reglas se determina a partir de entrevistas con el operador o a través del conocimiento de la dinámica del proceso.
- La modelación del proceso. Los parámetros de la base de conocimiento se obtienen a partir de datos de entrada y salida del proceso.

Motor de inferencia. Realiza la tarea de calcular las variables de salida a partir de las variables de entrada, mediante las reglas del controlador y la inferencia difusa, entregando conjuntos difusos de salida.

Por ejemplo, dada una base de conocimiento con n reglas del tipo:

$$\text{Si } u_1 \text{ es } A_i \text{ y } u_2 \text{ es } B_i \text{ entonces } z \text{ es } C_i$$

La secuencia de cálculos que realiza el motor de inferencia incluye:

- Determinar el grado de cumplimiento W_i de cada regla a partir de los grados de pertenencia de las variables de entrada obtenidos en la etapa de fusificación, es decir:

$$W_i = \min(u_{A_i}, u_{B_i})$$

- Para evaluar el conjunto total de reglas, se unen los conjuntos difusos C_i resultantes de cada regla, generándose un conjunto de salida con la siguiente función de pertenencia:

$$u_{C'} = \max(u_{C'_i}) \quad i = 1, \dots, n$$

De esta forma, se obtiene una salida difusa del controlador, con una función de pertenencia $u_{C'}$.

Interfaz de Defusificación. Este elemento provee salidas discretas y determinísticas a partir de los conjuntos difusos C' obtenidos como resultado de la inferencia. Existen diferentes métodos de defusificación, algunos de los cuales se describen a continuación:

- **Método del máximo.** La salida corresponde al valor para el cual la función de pertenencia $u_{C'}$ alcanza su máximo.
- **Media del máximo.** La salida es el promedio entre los elementos del conjunto C' que tienen un grado de pertenencia máximo.
- **Centro de área (Centroide).** Genera como salida el valor correspondiente al centro de gravedad de la función de pertenencia del conjunto de salida C' .

4.3.1 Beneficios del Control Difuso

- No se requiere un modelo preciso de la planta para el diseño del controlador difuso.
- Pueden ser evaluadas una mayor cantidad de variables.
- Los controladores difusos son adecuados para problemas complejos que involucran descripciones humanas o pensamiento intuitivo.
- El control difuso se emplea en sistemas lineales y no lineales con buen desempeño en ambos casos.
- Son utilizadas variables lingüísticas no numéricas, simulando la vía del conocimiento humano.
- Las reglas pueden ser expresadas en términos lingüísticos naturales siguiendo la estrategia de control de un operador experto.
- Es sencillo aprender la operación del control difuso, así como su diseño e implementación en aplicaciones específicas.

Es importante destacar que los Sistemas difusos requieren mayor simulación y una excelente depuración y prueba antes de que sean operacionales.

4.4 CONTROLADORES PI DIFUSOS

La figura 4.3 presenta un diagrama de un controlador PI difuso incremental, donde las entradas son el error $e(k) = \text{ref} - y(k)$ y su tasa de cambio $de(k) = e(k) - e(k-1)$. La salida es el cambio incremental en la variable manipulada $du(k)$.

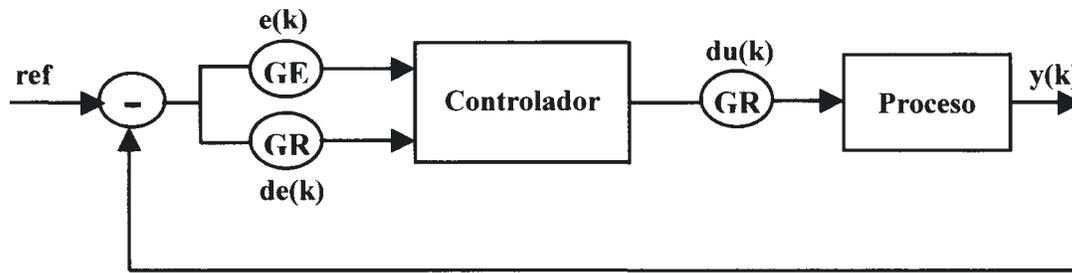


Figura 4.3 - Controlador PI Difuso Incremental

Los parámetros del controlador son las ganancias GE , GR y GI , que multiplican a $e(k)$, $de(k)$ y $du(k)$ respectivamente. En general, estos controladores presentan las siguientes características: dos o siete conjuntos difusos para las variables de entrada, tres o siete conjuntos difusos para la variable de salida, funciones de pertenencia triangulares, fusificación con universos continuos, implicación utilizando operador *min*, inferencia basada en implicancia difusa y defusificación por el método de la media de los máximos modificada. Este tipo de controlador difuso se deriva a partir del comportamiento deseado del sistema en lazo cerrado. En la figura 4.4 se aprecia la respuesta típica de un sistema controlado, donde las entradas al controlador son $e(k)$ y $de(k)$, y la salida es $du(k)$. [Sáez, 2002]

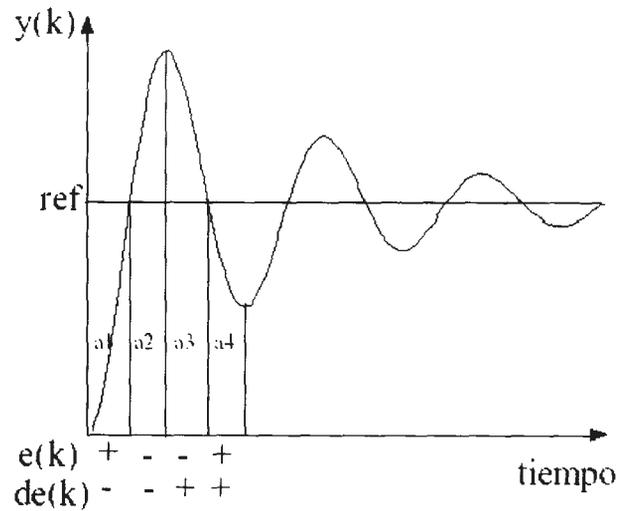


Figura 4.4 - Respuesta típica de un sistema controlado

Analizando en detalle esta respuesta se pueden observar diferentes situaciones. Considerando el valor de $e(k)$ y el signo de $de(k)$, se tienen los casos presentados en la tabla 4.1(a). Además, existen dos tipos de situaciones especiales, cuando el error $e(k)$ es cero y cuando su tasa de cambio $de(k)$ es cero. Estas situaciones se muestran en las tablas 4.1(b) y 4.1(c).

	$e(k)$	$de(k)$
a1	>0	<0
a2	<0	<0
a3	<0	>0
a4	>0	>0

(a)

	$e(k)$	$de(k)$
b1	$=0$	$<<<<0$
b2	$=0$	$<<0$
b3	$=0$	<0
b4	$=0$	>0
b5	$=0$	$>>0$
b6	$=0$	$>>>0$

(b)

	$de(k)$	$e(k)$
c1	$=0$	$<<<<0$
c2	$=0$	$<<0$
c3	$=0$	<0
c4	$=0$	>0
c5	$=0$	$>>0$
c6	$=0$	$>>>0$

(c)

Tabla 4.1 - Situaciones de las variables $e(k)$ y $de(k)$ [Sáez, 2002].

A partir de estas condiciones, se puede configurar una tabla en función de las variables de entrada del controlador (tabla 4.2). En ella se consideran siete conjuntos difusos **NB** ("Negative Big"), **NM** ("Negative Medium"), **NS** ("Negative Small"), **ZE** ("Zero"), **PS** ("Positive Small"), **PM** ("Positive Medium") y **PB** ("Positive Big") para las variables de entrada que describen los estados $\lll, \ll, <, =, >, \gg$ y $\ggg > 0$, respectivamente.

		de(k)						
		NB	NM	NS	ZE	PS	PM	PB
e(k)	NB	a2	a2	a2	c1	a3	a3	a3
	NM	a2	a2	a2	c2	a3	a3	a3
	NS	a2	a2	a2	c3	a3	a3	a3
	ZE	b1	b2	b3	ZE	b4	b5	b6
	PS	a1	a1	a1	c4	a4	a4	a4
	PM	a1	a1	a1	c5	a4	a4	a4
	PB	a1	a1	a1	c6	a4	a4	a4

Tabla 4.2 - Diagrama de estados $e(k)$ y $de(k)$.

Las acciones de control, es decir, los incrementos en la variable manipulada, se definen a partir de la proposición de MacVicar-Whelan (1976), como lo muestra la tabla 4.3. Por ejemplo, para el elemento de la tercera fila y sexta columna, la regla de control se interpreta como: "Si el error es negativo pequeño y la variación incremental del error es positiva mediana, entonces hacer positiva pequeña la variación incremental en el control".

		de(k)						
		NB	NM	NS	ZE	PS	PM	PB
e(k)	NB	NB	NB	NB	NB	NM	NS	ZE
	NM	NB	NB	NM	NM	NS	ZE	PS
	NS	NB	NM	NS	NS	ZE	PS	PM
	ZE	NM	NM	NS	ZE	PS	PM	PM
	PS	NM	NS	ZE	PS	PS	PM	PB
	PM	NS	ZE	PS	PM	PM	PB	PB
	PB	ZE	PS	PM	PB	PB	PB	PB

Tabla 3.2 - Reglas de control PI difuso.

El diseño de un controlador difuso PI incluye, además de definir las reglas de control, determinar las funciones de pertenencia de cada conjunto difuso. En general, se utilizan funciones triangulares como se muestran en la figura 4.5, donde el universo varía entre $-L$ y L , siendo L un factor de escalamiento de las variables.

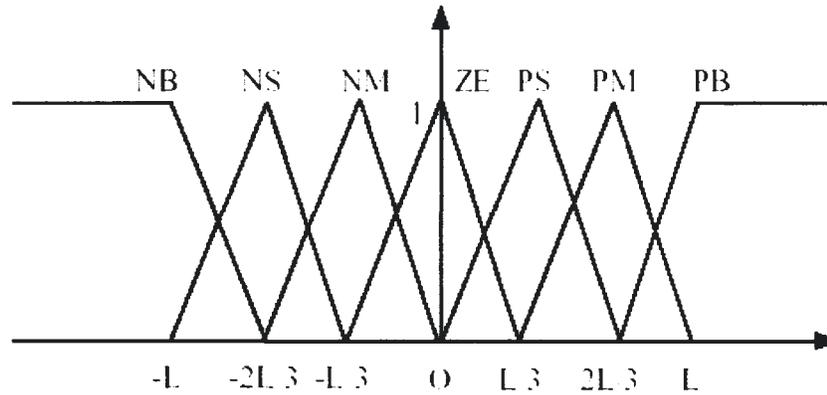


Figura 4.5 - Funciones de Pertenencia.

Los principales parámetros de sintonía de estos controladores son las ganancias GE , GR y GI . [Sáez, 2002]

Capítulo V

Diseño y Desempeño del Controlador Difuso

En este capítulo se muestra el diseño y desempeño en simulación del controlador difuso propuesto para la regulación de la presión arterial mediante la infusión de nitroprusiato de sodio.

5.1 CONTROLADOR DIFUSO PARA LA REGULACIÓN DE INFUSIÓN DE SNP

Como se ha mencionado en capítulos anteriores, los sistemas biológicos del cuerpo humano involucran no-linealidades y tiempos muertos variables, por tal motivo el diseño de algoritmos de control de variables fisiológicas humanas apropiados resulta una tarea difícil. El hecho de que operadores humanos, como médicos y personal clínico especializado, puedan controlar exitosamente estos parámetros fisiológicos humanos utilizando su conocimiento y experiencia sugiere la posibilidad de utilizar el control difuso para estas situaciones. El control difuso está basado en el uso de reglas lingüísticas y tienen mucho en común con sistemas expertos, por tal motivo el conocimiento y experiencia de los especialistas médicos puede ser incorporada en el controlador difuso. La combinación de los controladores difusos y los sistemas expertos origina controladores muy eficientes para problemas biológicos complicados. Estas ventajas conllevan a proponer la estrategia de control difuso para solucionar el problema de hipertensión arterial en pacientes postoperatorios.

En este capítulo se muestra el diseño y la simulación del controlador difuso propuesto para la regulación de SNP en pacientes postoperatorios. Este controlador se encuentra basado en un trabajo previo realizado por Ying y colaboradores [Ying, 1995], donde se presenta la estructura típica de un control PI difuso (figura 4.3). El efecto proporcional esta determinado por las ganancias de las variables de entrada. El efecto integral del controlador esta relacionado a la suma de incrementos y decrementos de ΔSNP que se presentan en la salida del controlador difuso, dicha suma permite obtener la cantidad total de SNP a ser infundida. Esta configuración presenta los beneficios del control difuso típico y a su vez permite ajustar el desempeño del controlador mediante las ganancias integral y proporcional.

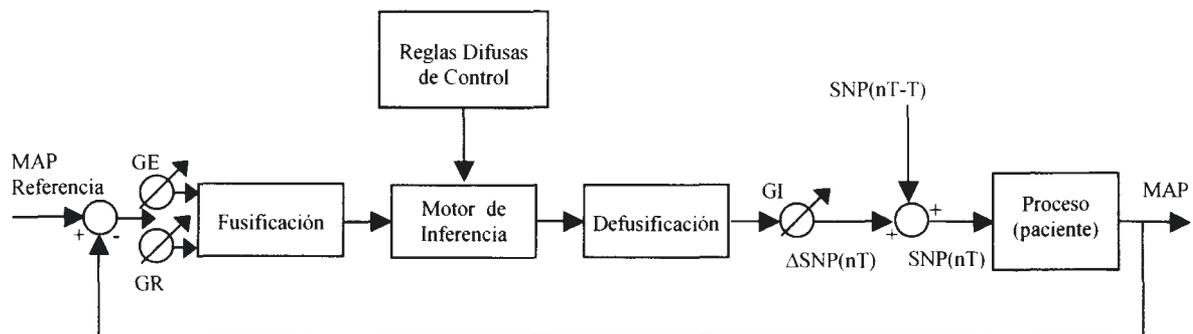


Figura 5.1 – Diagrama de bloques del controlador difuso

La figura 5.1 muestra el diagrama de bloques del controlador difuso regulador de la presión arterial. El control está constituido por el bloque de fusificación, motor de inferencia, reglas difusas, defusificación, las ganancias de entrada GE , GR y la ganancia de salida GI . Posterior al bloque de defusificación se observa el punto de suma correspondiente a la bomba de infusión, este punto de suma permite obtener la cantidad total de infusión. El bloque del proceso (paciente) representa los efectos del SNP sobre el sistema cardiovascular, para este fin se emplea el modelo de primer orden utilizado en el trabajo de Miranda [Miranda, 2001]. La presión arterial media (MAP) es la salida del proceso y es retroalimentada para cerrar el lazo de control. Definiendo las entradas al controlador se encuentra el punto de suma entre la presión arterial actual y el valor deseado de la presión arterial (MAP de referencia). Este punto de suma es una diferencia entre ambas presiones, permiten obtener el error actual de la presión arterial y la velocidad de cambio del error mediante su derivada.

5.2 COMPONENTES DEL CONTROLADOR

La estructura del controlador está dividida en seis secciones para su análisis, cada una de ellas forma parte del algoritmo de control difuso. A continuación se describirá cada uno de estos componentes.

5.2.1 Entradas del Controlador Difuso.

El primer componente corresponde a las entradas del controlador difuso, el error ($e(t)$) y la velocidad de cambio del error ($r(t)$). Estas son las entradas típicas de un controlador difuso, ya que permiten identificar el estado actual de la salida del sistema y su evolución en el tiempo.

- Error $e(t)$, el cual representa la diferencia entre la presión arterial actual y la presión arterial deseada (referencia o setpoint).

$$e(t) = MAP_{deseada} - MAP(t) \quad (5.1)$$

- La velocidad de cambio del error $r(t)$, la cual se define como la derivada del error y proporciona la tasa de velocidad (*rate*).

$$r(t) = \frac{de(t)}{dt} = e(t) - e(t-1) \quad (5.2)$$

Antes de manipular las variables de entrada estas deben de ser normalizadas. Para ello es necesario multiplicar las entradas $e(t)$ y $r(t)$ por un factor de escala. De tal manera que:

GE , es el factor de escala de $e(t)$ $GE*e(t)$

GR , es el factor de escala de $r(t)$ $GR*r(t)$

GE y GR son parámetros de ajuste del controlador y participan en la no-linealidad del controlador, como se estudiará posteriormente.

5.2.2 Algoritmo de Fusificación

Los conjuntos difusos de entrada permiten la “fusificación” (Fuzzification) de las variables de entrada $e(t)$ y $r(t)$. Los valores nítidos de $e(t)$ y $r(t)$ son convertidos a valores difusos. Se obtienen los grados de membresía de la variable en cada uno de los conjuntos.

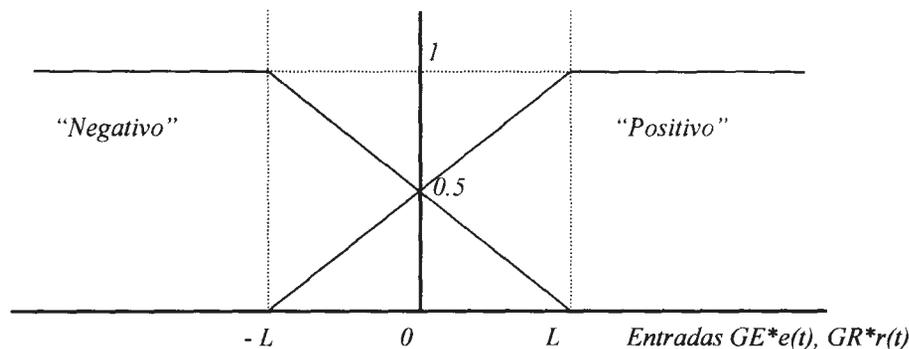


Figura 5.2 - Funciones de Membresía de las entradas $e(t)$ y $r(t)$ escaladas.

La fusificación se realiza por los conjuntos difusos “Negativo” y “Positivo”, mostrados en la figura 5.2. En el intervalo $[-L, L]$, las funciones de membresía presentan un comportamiento lineal, mientras que fuera de este intervalo las membresías son en ambos casos cero o uno. L es un parámetro ajustable del controlador. La fusificación asocia dos funciones de membresía para cada una de las entradas representadas de la siguiente manera:

μ_e^+ y μ_r^+ para el conjunto “positivo”

μ_e^- y μ_r^- para el conjunto “negativo”

Al observar la figura (5.2) se puede determinar que las funciones de membresía se representan con las siguientes ecuaciones:

$$\mu e^+ = \frac{GE \cdot e(t) + L}{2 \cdot L} \quad (5.3)$$

$$\mu e^- = 1 - \mu e^+ \quad (5.4)$$

$$\mu r^+ = \frac{GR \cdot r(t) + L}{2 \cdot L} \quad (5.5)$$

$$\mu r^- = 1 - \mu r^+ \quad (5.6)$$

5.2.3 Reglas Lingüísticas

En el tercer componente se presentan cuatro reglas de control difuso que relacionan los conjuntos difusos de entrada con los conjuntos difusos de salida (los conjuntos difusos de $\Delta SNP(t)$).

- Si $e(t)$ es “positivo” Y $r(t)$ es “positivo” entonces $\Delta SNP(t)$ es “negativo” o;
R1
- Si $e(t)$ es “positivo” Y $r(t)$ es “negativo” entonces $\Delta SNP(t)$ es “cero” o;
R2
- Si $e(t)$ es “negativo” Y $r(t)$ es “positivo” entonces $\Delta SNP(t)$ es “cero” o;
R3
- Si $e(t)$ es “negativo” Y $r(t)$ es “negativo” entonces $\Delta SNP(t)$ es “positivo”.
R4

Los conjuntos difusos de salida de $\Delta SNP(t)$ son tres llamados “positivo”, “cero” y “negativo” como se muestra en la figura 5.3. La primera de las reglas indica que si la presión arterial actual (MAP) es menor que la presión arterial deseada (MAP_d) y además es decreciente, el incremento de SNP (ΔSNP) debe ser negativo, por lo tanto la infusión de SNP será decreciente. En segunda regla muestra el caso en el cual la MAP es creciente y es menor

que MAP_d, por lo que ΔSNP es cero. La infusión de SNP no presentará variaciones. Las reglas 4 y 5 pueden ser interpretadas de manera similar. Estas reglas representan de manera general la estrategia de control de la bomba de infusión de SNP.

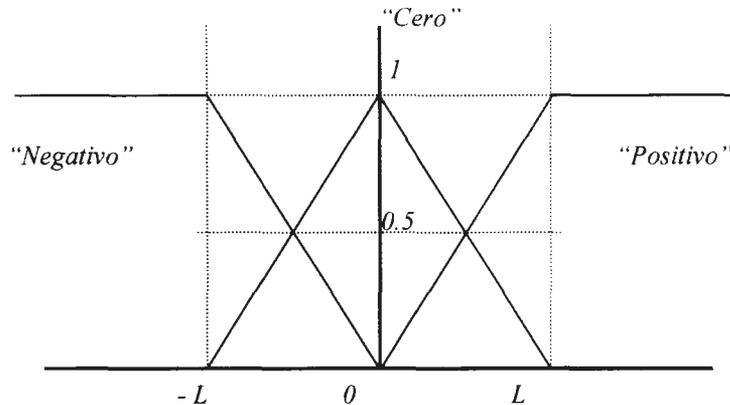


Figura 5.3 – Conjuntos difusos de la variable $\Delta\text{SNP}(t)$

5.2.4 Lógica Difusa

El quinto componente es la lógica difusa Zadeh AND y OR empleada. Existe un operador AND en cada una de las reglas. Se utiliza la lógica difusa de Zadeh para evaluar cada una de estas reglas, generándose cuatro funciones de membresía:

$$AND (\mu_1, \mu_2) = \min (\mu_1, \mu_2) \quad (5.7)$$

$$OR (\mu_1, \mu_2) = \max (\mu_1, \mu_2) \quad (5.8)$$

Estos dos operadores lógicos definen la relación entre la parte “Si” con la parte “entonces” en las cuatro reglas lingüísticas. Donde μ_1 y μ_2 son las pertenencias de los conjuntos difusos, mientras que *min* y *max* son operadores difusos.

- Zadeh AND se utiliza para evaluar individualmente las cuatro reglas lingüísticas. El operador *min* involucra seleccionar el valor más pequeño de las dos membresías. Empleando la ecuación 5.7 en cada una de las reglas se tiene:

Regla 1:

$$\mu\Delta SNP^- = \min(\mu_{e+}, \mu_{r+}) \text{ para } \Delta SNP \text{ “negativo”} \quad (5.9)$$

Regla 2:

$$\mu\Delta SNP^{01} = \min(\mu_{e+}, \mu_{r-}) \text{ para } \Delta SNP \text{ “cero”} \quad (5.10)$$

Regla 3:

$$\mu\Delta SNP^{02} = \min(\mu_{e-}, \mu_{r+}) \text{ para } \Delta SNP \text{ “cero”} \quad (5.11)$$

Regla 4:

$$\mu\Delta SNP^+ = \min(\mu_{e-}, \mu_{r-}) \text{ para } \Delta SNP \text{ “positivo”} \quad (5.12)$$

- Debido a que las reglas 2 y 3 producen el mismo conjunto difuso “Cero” ΔSNP , existe un operador lógico difuso OR entre estas dos reglas. Se emplea la lógica difusa Zadeh OR (ecuación 5.8) para calcular una membresía combinada para “Cero” de ΔSNP . El operador *max* involucra seleccionar el valor más grande de las dos membresías.

$$\mu\Delta SNP^0 = \max(\mu\Delta SNP^{01}, \mu\Delta SNP^{02}) \quad (5.13)$$

5.2.5 Defusificación (Defuzzified)

La defusificación se realiza sobre los conjuntos difusos de salida (“negativo”, “cero” y “positivo”) de $\Delta SNP(t)$ para obtener la tasa de incremento en la infusión. Para ello se utiliza el siguiente algoritmo de defusificación realizado mediante el método del centroide:

$$\Delta SNP = \frac{(\mu\Delta SNP^+ + \mu\Delta SNP^-)L}{\mu\Delta SNP^+ + \mu\Delta SNP^0 + \mu\Delta SNP^-} \quad (5.14)$$

donde $\mu\Delta SNP^+$, $\mu\Delta SNP^-$ y $\mu\Delta SNP^0$ es la pertenencia correspondiente a los conjuntos difusos “positivo”, “negativo” y “cero” de $\Delta SNP(t)$. La pertenencia ($\mu\Delta SNP$) se genera a partir de las cuatro reglas lingüísticas. L es un parámetro de ajuste de los conjuntos difusos.

5.2.6 Normalización de la Salida

El último elemento es la multiplicación de $\Delta SNP(t)$ por un factor escalar, de tal manera que se obtiene un incremento en la infusión de SNP “normalizado”; $GI * \Delta SNP$. Por lo que la infusión total suministrada se puede obtener de la siguiente ecuación:

$$SNP(t) = SNP(t - 1) + GI \cdot \Delta SNP(t) \quad (5.15)$$

Como puede observarse en la ecuación 5.15 la ganancia GI representa la ganancia total del controlador. GI puede ser ajustada para disminuir el sobretiro en la respuesta del sistema, o bien para obtener mejor respuesta en condiciones de baja sensibilidad al fármaco.

5.3 DESCRIPCIÓN ANÁLITICA DEL CONTROLADOR DIFUSO

La estructura del controlador difuso presentada en este trabajo es muy similar a la reportada en la literatura con la excepción de que el número de conjuntos y reglas difusas es menor. La estructura del controlador es sencilla pero funcional. La mayoría de los controladores difusos reportados son empleados como cajas negras, es decir, los controladores difusos son diseñados realizando ajustes en sus componentes, como son los conjuntos difusos de entradas y salidas, reglas difusas, utilizando el método de prueba y error. Poco esfuerzo se ha realizado en comprender el funcionamiento interno del controlador difuso y cuales son las ecuaciones implícitas en términos de la teoría de control clásica. Mientras que la técnica de la caja negra puede ser aceptable para algunas aplicaciones industriales, en problemas de control que involucran la vida humana no es aceptable. Por tal motivo se presentan la conversión del controlador difuso en algoritmos de control en términos de la teoría de control clásica. Esta conversión permite comprender la operación del controlador y el rol de cada uno de los parámetros en el desempeño del controlador, además de facilitar el diseño y proveer un gran beneficio en la implementación del controlador.

Para llevar a cabo la conversión es necesario estudiar las combinaciones de $GE * e(t)$ y $GR * r(t)$ que se pueden presentar en la entrada [Ying, 1995]. La figura 5.4 muestra estas combinaciones, las cuales son divididas en 20 regiones. IC_x indica la combinación de entrada No. x. Obteniéndose un total de 10 algoritmos de control para las 20 diferentes combinaciones de entrada. Los algoritmos se muestran en la tabla 5.1. Cabe mencionar que estos algoritmos

son la descripción analítica del controlador difuso. Normalmente esta representación es casi imposible debido a las estructuras complejas del control difuso.

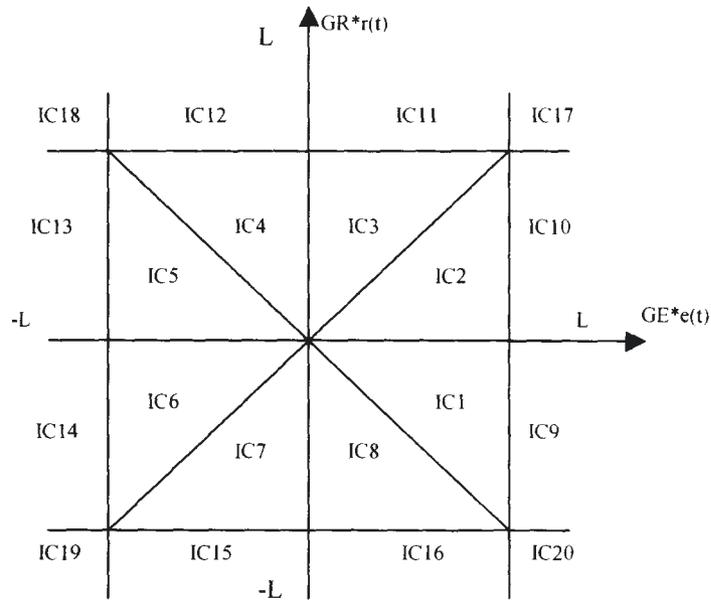


Figura 5.4 – Combinaciones posibles de las entradas $e(t)$ y $r(t)$.

Combinaciones de la entradas $GE \cdot e(t)$ y $GR \cdot r(t)$ (ICx)	Tasa de Incremento en la infusión $\Delta SNP(t)$
IC1, IC2, IC5 y IC6	$\frac{-L \cdot GI \cdot (GE \cdot e(t) + GR \cdot r(t))}{3 \cdot L - GE \cdot e(t)}$
IC3, IC4, IC7 y IC8	$\frac{-L \cdot GI \cdot (GE \cdot e(t) + GR \cdot r(t))}{3 \cdot L - GR \cdot r(t)}$
IC9 y IC10	$\frac{-GI \cdot (GR \cdot r(t) + L)}{2}$
IC11 y IC12	$\frac{-GI \cdot (GE \cdot e(t) + L)}{2}$
IC13 y IC14	$\frac{-GI \cdot (GR \cdot r(t) - L)}{2}$
IC15 y IC16	$\frac{-GI \cdot (GE \cdot e(t) - L)}{2}$
IC17	$-L \cdot GI$
IC18	0
IC19	$L \cdot GI$
IC20	0

Tabla 5.1 – Ecuaciones correspondientes a cada combinación de entrada.

5.3.1 Ejemplo

Para comprender mejor la metodología empleada en el cálculo de las ecuaciones de la tabla 5.1 se muestra un ejemplo que permite observar paso a paso el análisis necesario para la obtención de las ecuaciones.

Para el caso de entradas en la región **IC2** el procedimiento para conocer $\Delta SNP(t)$ es el siguiente:

- observando la figura 5.4 se puede determinar que para la región IC2 se deben cumplir las siguientes condiciones:

$$0 \leq GR \cdot r(t) \leq GE \cdot e(t) \leq L$$

- por lo tanto observando la figura 5.2 se define :

$$\mu e^+ \geq \mu r^+ \quad \text{y} \quad \mu e^- \leq \mu r^-$$

- La función de membresía correspondiente al conjunto difuso $\Delta SNP(t)$ se obtiene utilizando la lógica Zadeh AND y OR.

$$\text{AND}(\mu_1, \mu_2) = \min(\mu_1, \mu_2) \quad \text{y} \quad \text{OR}(\mu_1, \mu_2) = \max(\mu_1, \mu_2)$$

- utilizando las reglas lingüísticas se puede determinar la pertenencia de cada una de las variables.

1. - Si $e(t)$ es "positivo" Y $r(t)$ es "positivo" entonces ΔSNP es "negativo"

$$\text{por lo tanto: } \text{AND}(\mu e^+, \mu r^+) = \min(\mu e^+, \mu r^+) = \mu r^+$$

2. - Si $e(t)$ es "positivo" Y $r(t)$ es "negativo" entonces $\Delta SNP(t)$ es "cero" o

$$\text{por lo tanto: } \text{AND}(\mu e^+, \mu r^-) = \min(\mu e^+, \mu r^-) = \mu r^-$$

3. - Si $e(t)$ es "negativo" Y $r(t)$ es "positivo" entonces $\Delta SNP(t)$ es "cero"

$$\text{por lo tanto: } \text{AND}(\mu e^-, \mu r^+) = \min(\mu e^-, \mu r^+) = \mu e^-$$

4. - Adicionalmente se observa un operador OR entre estas dos últimas reglas lingüísticas:

$$\text{por lo tanto: } \text{OR}(\mu r^-, \mu e^-) = \max(\mu r^-, \mu e^-) = \mu r^-$$

5. - Si $e(t)$ es "negativo" Y $r(t)$ es "negativo" entonces $\Delta SNP(t)$ es "positivo"

$$\text{por lo tanto: } \text{AND}(\mu e^-, \mu r^-) = \min(\mu e^-, \mu r^-) = \mu e^-$$

- el análisis de las funciones de pertenencia en la reglas lingüísticas permiten definir la pertenencia para cada uno de los conjuntos difusos:

$$\mu \Delta SNP^+ \Rightarrow \mu e^- \qquad \mu \Delta SNP^0 \Rightarrow \mu r^- \qquad \mu \Delta SNP^- \Rightarrow \mu r^+$$

- sustituyendo μr^+ , μe^- y μr^- en la ecuación (5.14):

$$\Delta SNP(t) = \frac{(\mu e^- - \mu r^+) \cdot L}{\mu r^+ + \mu r^- + \mu e^-} \tag{5.16}$$

sustituyendo las ecuaciones 5.4, 5.5 y 5.6 (funciones de membresía) en la ecuación (5.16) y simplificando:

$$\Delta SNP(t) = \frac{\left[\left(1 - \frac{GE \cdot e(t) + L}{2 \cdot L} \right) + \frac{GR \cdot r(t) + L}{2 \cdot L} \right] \cdot L}{\frac{GR \cdot r(t) + L}{2 \cdot L} + \left(1 - \frac{GE \cdot e(t) + L}{2 \cdot L} \right) \cdot \left(1 - \frac{GR \cdot r(t) + L}{2 \cdot L} \right)}$$

$$\Delta SNP(t) = \frac{\left[-\frac{GE \cdot e(t) + L}{2 \cdot L} - \frac{GR \cdot r(t) + L}{2 \cdot L} \right] \cdot L}{\frac{GR \cdot r(t) + L}{2 \cdot L} + \frac{-GE \cdot e(t) + L}{2 \cdot L} + \frac{-GR \cdot r(t) + L}{2 \cdot L}}$$

$$\Delta SNP(t) = \frac{\left[\frac{-GE \cdot e(t) - L - GR \cdot r(t) - L}{2 \cdot L} \right] \cdot L}{\frac{GR \cdot r(t) + L - GE \cdot e(t) + L - GR \cdot r(t) + L}{2 \cdot L}}$$

$$\Delta SNP(t) = - \frac{[GE \cdot e(t) + GR \cdot r(t)] \cdot L}{3 \cdot L - GE \cdot e(t)} \quad (5.17)$$

para la combinación de las entradas en las regiones IC1, IC5 y IC6 se realiza el mismo procedimiento.

5.3.2 Representación del controlador difuso como un PI no lineal

El controlador difuso mostrado puede ser representado como un controlador PI no lineal con ganancias variables [Ying, 1995]. Entre los 10 algoritmos de control resultantes, los que tienen mayor influencia en el desempeño de control son dos algoritmos no lineales: uno que corresponde a IC1, IC2, IC5, y IC6; y el otro correspondiente a IC3, IC4, IC7 y IC8.

Si $GR \cdot |r(t)| \leq GE \cdot |e(t)| \leq L$ (IC1, IC2, IC5, y IC6):

$$\Delta SNP(t) = - \frac{GI \cdot L}{3 \cdot L - GE \cdot e(t)} [GE \cdot e(t) + GR \cdot r(t)] \quad (5.13)$$

Si $GE \cdot |e(t)| \leq GR \cdot |r(t)| \leq L$ (IC3, IC4, IC7, y IC8):

$$\Delta SNP(t) = - \frac{GI \cdot L}{3 \cdot L - GR \cdot r(t)} [GE \cdot e(t) + GR \cdot r(t)] \quad (5.14)$$

Comparando las ecuaciones 5.13 y 5.14 con un controlador lineal PI clásico de la forma:

$$\Delta SNP(t) = - [Ki \cdot e(t) + Kp \cdot r(t)] \quad (5.15)$$

donde K_p y K_i son las ganancias proporcionales y la ganancia integral, respectivamente. El controlador difuso puede ser claramente considerado como un controlador PI no lineal con ganancia proporcional variable:

$$K_{pd} = \frac{L \cdot GI \cdot GR}{3L - GE \cdot e(t)} \quad \text{ó}$$

$$K_{pd} = \frac{L \cdot GI \cdot GR}{3L - GR \cdot r(t)}$$

(5.15)

y una ganancia integral variable:

$$K_{id} = \frac{L \cdot GI \cdot GE}{3L - GE \cdot e(t)} \quad \text{ó}$$

$$K_{id} = \frac{L \cdot GI \cdot GE}{3L - GR \cdot r(t)}$$

(5.16)

las ganancias continuamente se ven modificadas por las variaciones de $e(t)$ y $r(t)$. Cuando la presión arterial se encuentra en estado estable ($e(t) = 0$ y $r(t) = 0$), las ecuaciones 5.12 y 5.13 se redefinen como:

$$\Delta SNP(t) = - \left[\frac{GI \cdot GE}{3} e(t) + \frac{GI \cdot GR}{3} r(t) \right]$$

(5.17)

podemos observar en la ecuación 5.17 que se trata de un controlador PI con ganancias $K_p = GI \cdot GR / 3$ y $K_i = GI \cdot GE / 3$. Si la presión arterial no se encuentra en estado estable, K_{pd} y K_{id} en las ecuaciones 5.15 y 5.16 son siempre mayores que las ganancias K_p y K_i del controlador lineal PI de la ecuación 5.17. Al incrementar las ganancias K_p y K_i del controlador lineal PI provoca una respuesta oscilatoria e inestable. Al disminuir las ganancias obtendremos una respuesta más lenta pero sin oscilaciones. Estos principios también se aplican a las ganancias K_{pd} y K_{id} del controlador difuso. Al incrementar los valores de GR y GE aumentan las ganancias K_{pd} y K_{id} independientemente, mientras que al aumentar el valor de GI se incrementan simultáneamente.

Los algoritmos de control que corresponden a las combinaciones IC9 a IC20 son controladores lineales. El controlador difuso se comporta como un controlador proporcional lineal clásico en IC9, IC10, IC13, y IC14, y como un controlador integral lineal en IC11, IC12, IC15, y IC16. En las combinaciones IC17 a IC20 el valor de SNP es una constante. El controlador presenta conmutaciones entre los diferentes algoritmos (tabla 5.1), dependiendo del estado actual de MAP. En esta conmutación es donde radica la no-linealidad en el controlador difuso. Esta no-linealidad es deseable debido a que el controlador debe lidiar con una variable fisiológica humana que involucra variaciones en sus tiempos muertos, tiempo de respuesta y no-linealidades [Ying, 1995].

5.4 SIMULACIÓN DEL CONTROLADOR

Como se había mencionado en el capítulo I, este trabajo tiene como objetivos presentar el desempeño en simulación del controlador difuso propuesto. Este análisis computacional permitirá evaluar el controlador en diferentes condiciones y realizar un estudio comparativo con el trabajo de Miranda [MIRANDA, 2001]. La simulación del controlador difuso se realiza utilizando la plataforma matemática *MATLAB 5.1™* y sus librerías de *Simulink™* y *Fuzzy Logic™* (anexos 4,5,6 y 7). En el anexo 1 se muestra el diseño implementado para la simulación.

5.4.1 Selección de parámetros del controlador para simulación

La comprensión precisa de la estructura del controlador y el rol de cada uno de sus parámetros permiten un diseño efectivo del controlador difuso para uso en pacientes. La no-linealidad del controlador difuso expresada en las ecuaciones 5.13 y 5.14 puede ser ajustada modificando GE , GR y L . Al aumentar el parámetro L el controlador será más lineal. Si $L \rightarrow \infty$ en las ecuaciones 5.13 y 5.14 entonces $K_{pd} \rightarrow K_p$ y $K_{id} \rightarrow K_i$, lo que significa que el controlador será un PI con ganancias constantes. GI representa la ganancia total del controlador difuso. Un valor demasiado grande de GI y el controlador presentará inestabilidad. Esto es más notable en pacientes con alta sensibilidad al SNP [Ying, 1995].

La selección de parámetros se realiza mediante prueba y error, pero es importante tener en cuenta el efecto que tienen cada uno de ellos. Los parámetros utilizados en las simulaciones son los siguientes: $L = 15$, $GE = 0.2$, $GR = 7$ y $GI = 0.035$ (anexo 2). Se determinan a partir de las recomendaciones realizadas por Ying [Ying, 1995].

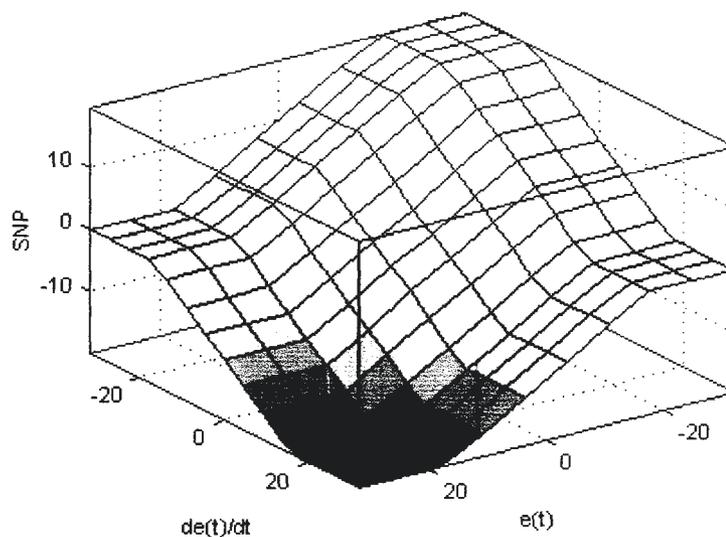


Figura 5.5 - Comportamiento de la infusión de SNP [Matlab]

5.4.2 Escenarios de simulación

El desempeño del controlador es estudiado en cinco escenarios diferentes. Estos escenarios están basados en el modelo de primer orden propuesto por Slate (ecuación 3.5), el cual representa el comportamiento del paciente ante infusiones de SNP. Los escenarios presentan variaciones en el tiempo muerto, ganancia y la constante de tiempo. La ganancia del sistema se encuentra acotada entre $[-3, -50]$, siendo -3 el extremo de baja sensibilidad al fármaco y -50 el extremo de alta sensibilidad al fármaco. El tiempo muerto indica la velocidad de respuesta de cada paciente en el inicio de la infusión, en el estudio realizado por Slate [Slate, 1994] se determinó que esta constante se encuentra entre 15 y 60 segundos. La constante de tiempo indica la velocidad del sistema ante la infusión de SNP, en los pacientes de mecanismos vertiginosos se presentan constantes de tiempo de 30 segundos.

En la tabla 5.3 se muestran los 5 escenarios utilizados en simulación. Para fines comparativos estos escenarios son los mismos a los utilizados por Miranda [Miranda, 2001]. Cada escenario simboliza condiciones posibles en el paciente, entre ellas las que presentan mayor dificultad en su estabilización (Escenario 2, 3 y 5).

Escenario	Parámetros
1 (Nominal)	$Gp = \frac{-15}{40s+1} e^{-50s}$
2	$Gp = \frac{-3}{30s+1} e^{-15s}$
3	$Gp = \frac{-3}{60s+1} e^{-60s}$
4	$Gp = \frac{-50}{30s+1} e^{-15s}$
5	$Gp = \frac{-50}{60s+1} e^{-60s}$

Tabla 5.2 – Escenarios de simulación.

5.4.3 Desempeño del controlador difuso en los diferentes escenarios

La simulación de los diferentes escenarios fue realizada para un tiempo de 2000 segundos (ver anexo 1). El escenario 1 presenta los parámetros normales del paciente ante la infusión de SNP. Los escenarios 2 y 3 presentan las condiciones de baja sensibilidad al fármaco y se realizan variaciones en la constante de tiempo (τ) y en el tiempo muerto. Los escenarios 4 y 5 presentan las ganancias de alta sensibilidad al fármaco. Se considera una hipertensión inicial de 110 mmHg en el paciente (ver anexo 2). El objetivo de control es estabilizar la presión arterial media en 100 mmHg en un tiempo de 200 segundos y con un máximo sobreimpulso del 15%.

En la gráfica 5.6 se aprecian las curvas de presión arterial en los 5 escenarios. En los escenarios de alta sensibilidad el controlador estabiliza la presión arterial en 600 segundos (10 minutos) aproximadamente. El máximo sobreimpulso ocurre cuando el paciente presenta máxima sensibilidad (-50) y máxima constante de tiempo (60 segundos), siendo de 10% aproximadamente (1 mmHg). En estos escenarios es donde el controlador presenta mejor comportamiento.

En los extremos de baja sensibilidad el controlador es lento, ya que no logra llegar al valor deseado de presión arterial (100 mmHg) en el tiempo propuesto. Esto se debe principalmente a las protecciones realizadas en el diseño para evitar la infusión excesiva de SNP.

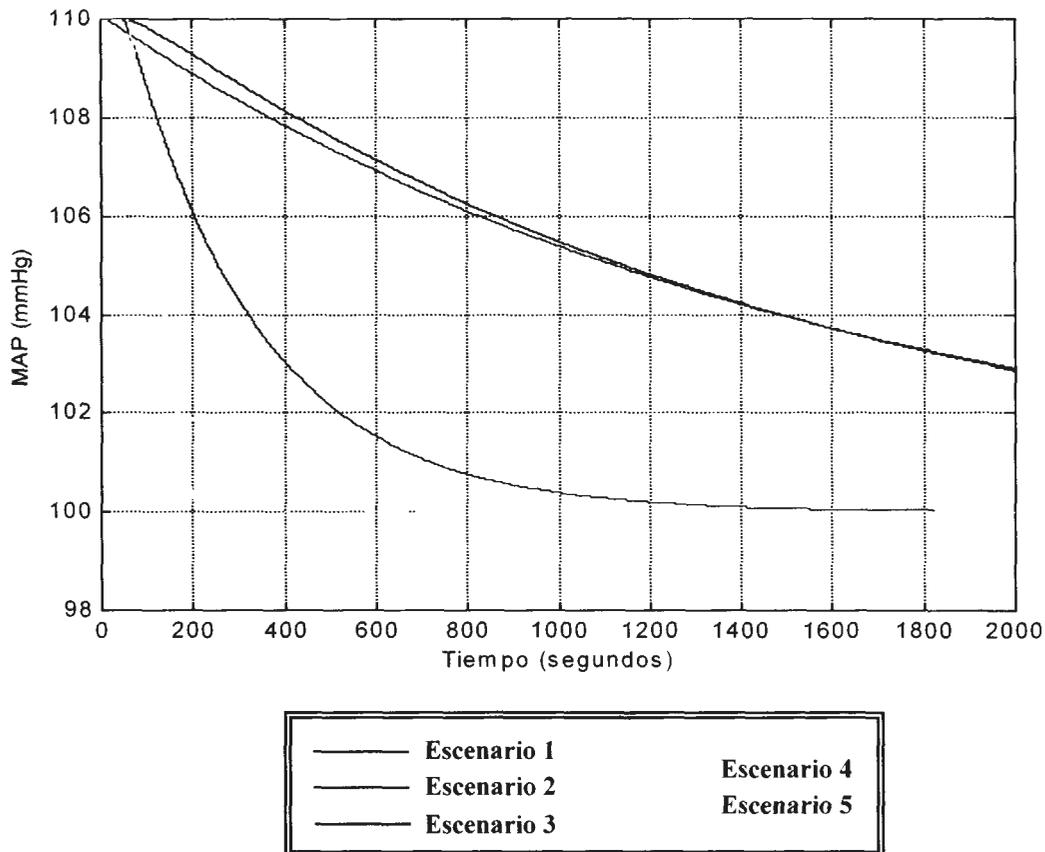


Figura 5.6 – Respuesta de la presión arterial media en los diferentes escenarios.

La infusión de SNP realizada para cada escenario se presenta en la figura 5.7. La mayor dosis de SNP se presenta en el escenario 3, siendo de 2.5 mcgr/Kg/min para $t = 200$ seg. Esta infusión continua incrementándose hasta que la presión arterial alcance el valor de 100 mmHg o hasta que la infusión llegue a 10 mcgr/Kg/min por razones de seguridad. Las dosis más pequeñas se presentan en los escenarios de alta sensibilidad (escenarios 4 y 5). Cabe mencionar que esta infusión corresponde a una disminución de 10 mmHg. En hipertensiones mayores esta infusión se incrementará pero sin llegar a ser mayor de la dosis máxima permisible.

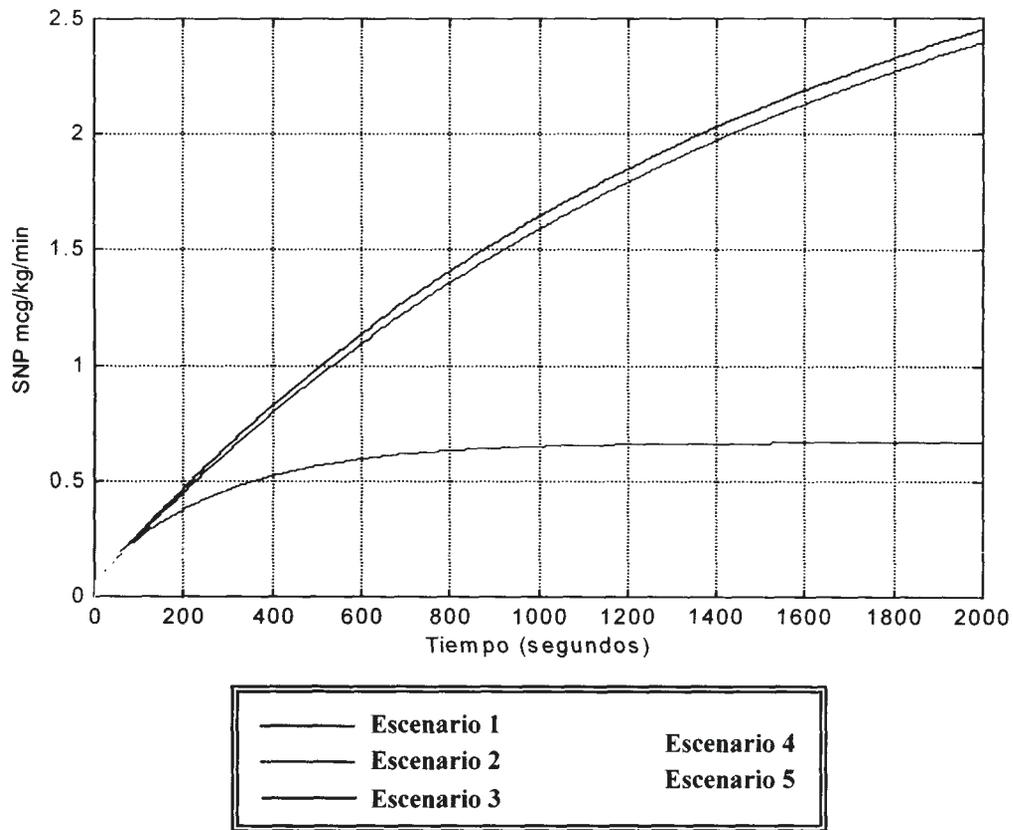


Figura 5. 7 – Respuesta de la infusión de SNP en los diferentes escenarios.

5.4.4 Desempeño del controlador en condiciones extremas

La siguiente simulación permite observar el desempeño del controlador cuando se presenta la máxima infusión (10 mcgr/Kg/min). Esta condición se ocurre en el extremo de baja sensibilidad (escenario 2) cuando el paciente presenta una hipertensión de 140 mmHg.

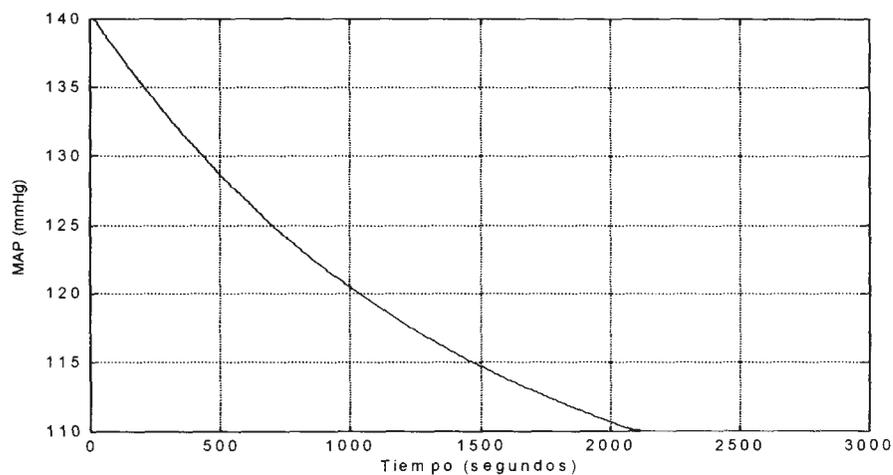


Figura 5.8 – Respuesta en máxima dosis de SNP

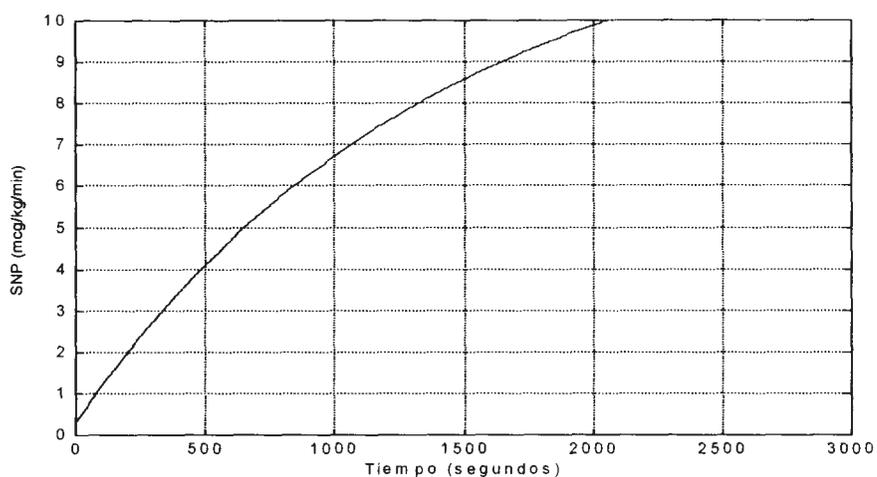


Figura 5.9 – Máxima dosis de SNP

5.4.5 Desempeño ante perturbaciones

Las posibilidades de que se presenten perturbaciones en un sistema controlado son elevadas. Por tal motivo es necesario evaluar el controlador ante posibles perturbaciones. Para llevar a cabo este estudio se somete al controlador a una infusión simultánea de dopamina. Esta perturbación es modelada como un sistema de primer orden con características similares al modelo de SNP. El modelo tiene un tiempo muerto de 60 segundos, una constante de tiempo de 40 segundos y una ganancia igual a -1. La perturbación tiene una amplitud de 4 y se aplica en $t = 1000$ segundos.

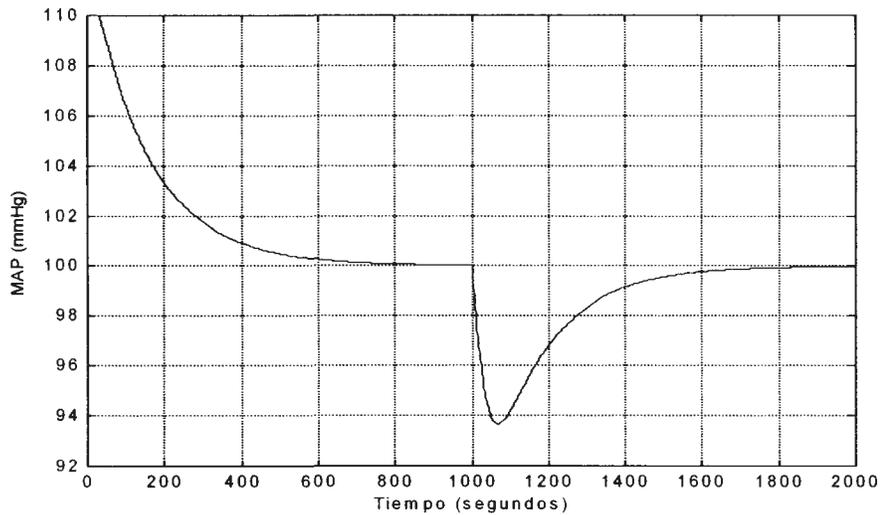


Figura 5.10 - Respuesta en la presión arterial ante una infusión simultánea de dopamina

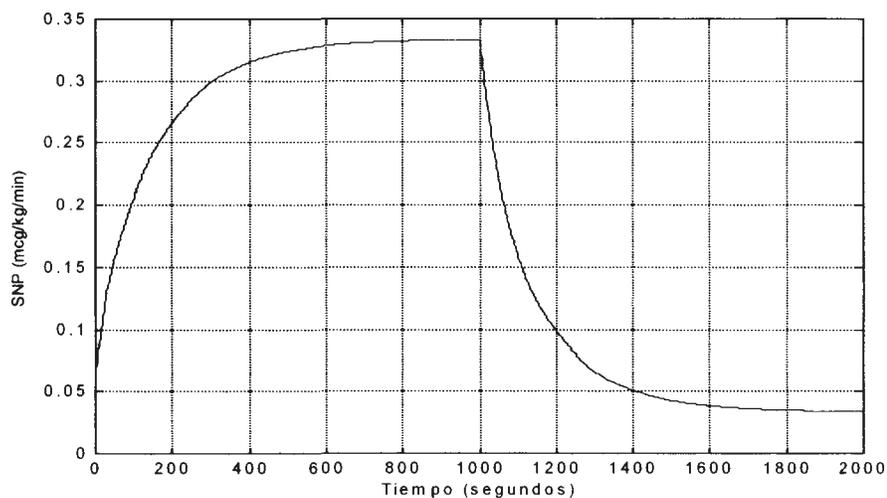


Figura 5.11 - Respuesta en la infusión de SNP ante una infusión simultánea de dopamina

5.5 ESTUDIO COMPARATIVO

El controlador adaptable con modelo de referencia (MRAC) propuesto por Miranda resulta un excelente marco de referencia para un estudio comparativo, ya que en su trabajo de investigación se muestra una mejora en el control de la infusión de SNP con respecto a estudios previos.

	Escenario 1		Escenario 2		Escenario 3		Escenario 4		Escenario 5	
	Valor absoluto del error	Error Cuadrático								
MRAC	3156	9570	16030	76142	15764	76765	412.9	500.1	710.7	1959
Control Difuso	2540	8717	14570	68421	14667	71692	351.6	411.2	653.1	1494
Diferencia Porcentual	24.25%	9.78%	10.02%	11.28%	7.47%	7.70%	17.43%	21.61%	8.81%	31.31%

Tabla 5.3 - Tabla Comparativa

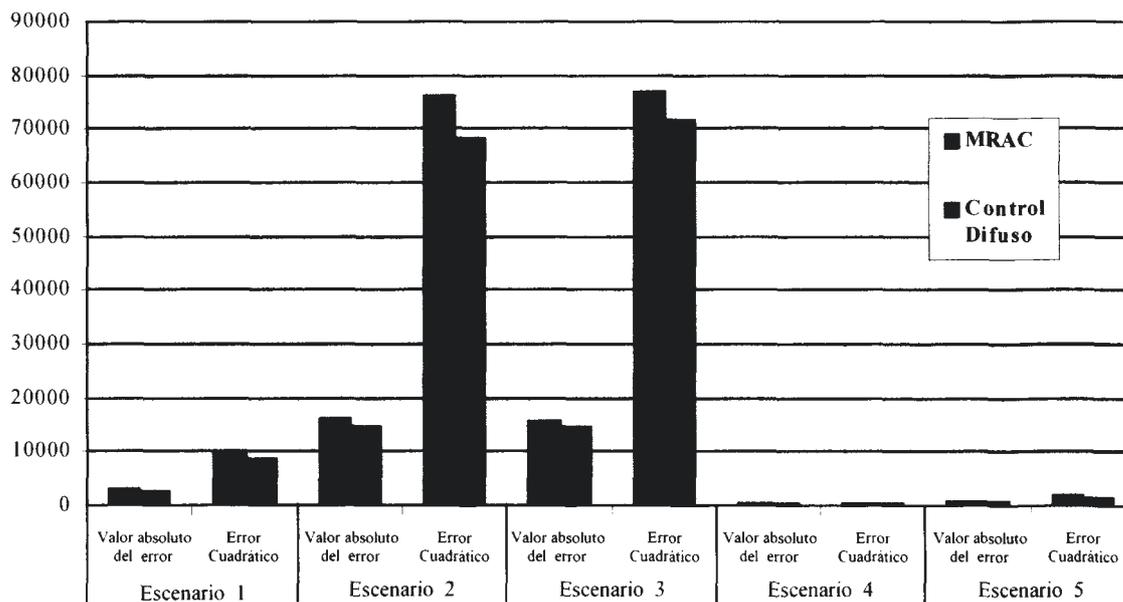


Figura 5.8 – Comparación de errores en los diferentes escenarios

Para realizar una comparación efectiva entre el controlador MRAC y el control difuso se recurre a un modelo de referencia, este es el mismo modelo utilizado en el controlador MRAC y representa el comportamiento ideal del paciente ante infusión de nitroprusiato de sodio [Miranda, 2001]. Recurriendo a la prueba tipo escalón, se obtiene la respuesta en lazo cerrado del controlador difuso y controlador MRAC, se realiza la diferencia de ambas respuestas con el modelo de referencia y se obtiene la suma del error de ambos sistemas.

Se observa en la figura 5.8 que el controlador difuso en los escenarios 1,2 y 3 presenta errores absolutos y cuadráticos menores que el controlador MRAC. En los escenarios 4 y 5 los errores tienen un comportamiento muy similar. En general el controlador difuso tiene una disminución del error promedio del 15%.

Capítulo VI

Conclusiones y Perspectivas

En este capítulo se presentan las conclusiones de este trabajo de tesis y sus perspectivas.

6.1 CONCLUSIONES

Diversas investigaciones han demostrado que para el manejo de la hipertensión postoperatoria en pacientes con cirugía cardíaca el control automático presenta mayor estabilidad hemodinámica en comparación con el control manual. Comparado con el control manual, el control automático reduce el sangrado en el postoperatorio y por lo tanto reduce la necesidad de transfusiones sanguíneas, además de proveer mayor seguridad en la infusión y permitir mayor aprovechamiento de los recursos médicos.

Este trabajo propone una solución al problema de hipertensión arterial en pacientes en cuidados postoperatorios utilizando el control difuso. La presión arterial es una variable fisiológica compleja, multivariable y no lineal de los seres vivos. Los resultados de la lógica difusa en sistemas con estas características han sido satisfactorios. Una de las grandes ventajas de los sistemas difusos es que permiten utilizar la experiencia del personal médico para calcular los parámetros óptimos del controlador, utilizando esta característica se diseñan cada uno de sus elementos resultando así un controlador difuso sencillo pero que agrupa todos los requisitos indispensables para la tarea de regulación de la infusión de nitroprusiato de sodio.

El controlador difuso fue sometido a pruebas mediante simulación computacional y a un análisis comparativo con trabajos previos. Al estudiar los resultados obtenidos se observan mejoras en el desempeño de regulación de la presión arterial. El controlador logra estabilizar la presión arterial en el valor y tiempo deseado en alta y media sensibilidad al fármaco (10 minutos). En el extremo de alta sensibilidad se logra minimizar el sobreimpulso en un 10% aproximadamente con respecto algoritmos de control como PID, MRAC y control óptimo. La infusión presenta comportamientos pasmados en el extremo de baja sensibilidad, evitando la intoxicación por sobre-dosis, logrando disminuir la presión arterial dentro de los márgenes de seguridad establecidos. Comparando el controlador difuso con otros algoritmos de control reportados en la literatura, se observa que el error promedio de la presión arterial puede ser reducido hasta un 15%, lo cual es un resultado muy alentador.

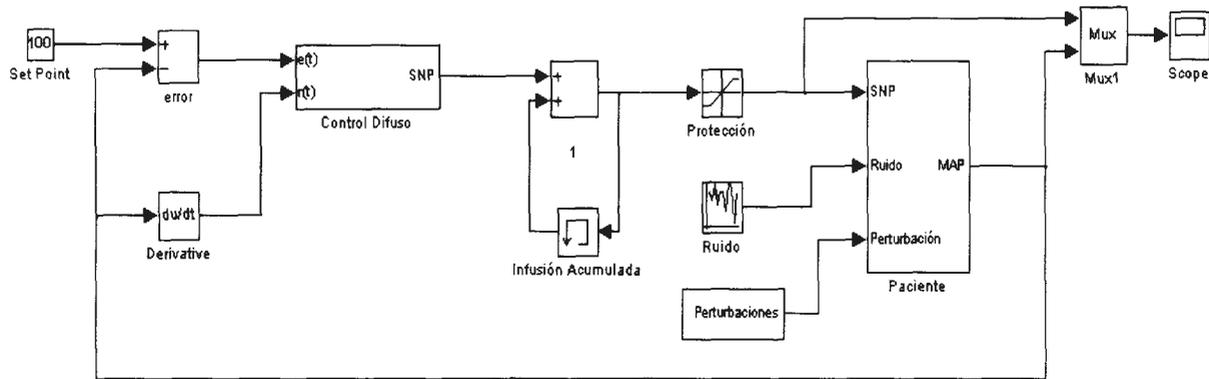
6.2 PERSPECTIVAS

Se estudió el controlador difuso ante la infusión secundaria de dopamina, mediante simulación. El desempeño del controlador fue satisfactorio. Sin embargo, es necesario evaluar el desempeño del controlador en presencia de otras variables que influyan sobre el sistema cardiovascular (perturbaciones), como por ejemplo la infusión de otros fármacos. Si el controlador va a ser sometido a estos escenarios, se debe realizar una modificación de las ganancias del controlador, o si es necesario, complementar los conjuntos difusos y sus reglas lingüísticas.

En los anexos 10 y 11 se muestra la programación en C++ del controlador difuso propuesto. El programa únicamente permite la simulación del controlador y no considera el acondicionamiento de las señales de entrada y salida. Por tal motivo, el siguiente paso es la incorporación de los dispositivos externos, acondicionamiento de las señales de entrada y salida, y calibración de sensores y actuadores. A partir de los resultados obtenidos en esta tesis y una vez implementado el sistema, es posible realizar las primeras pruebas en animales, observar el desempeño del controlador difuso y considerar el estudio en seres humanos.

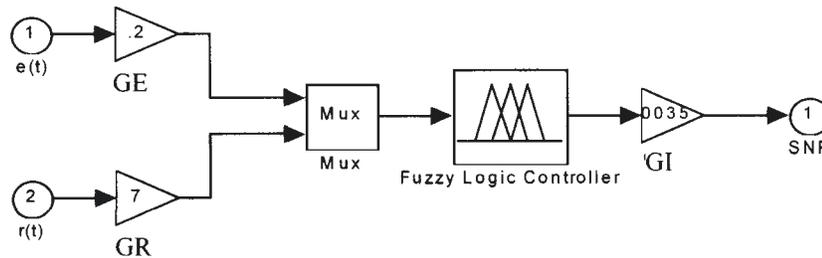
Anexos

ANEXO 1 Estructura general del controlador simulado



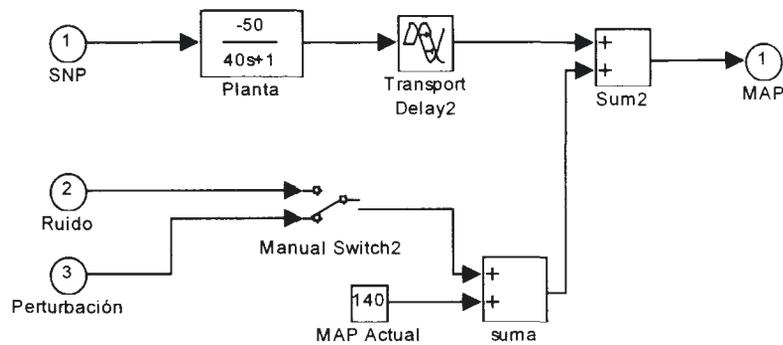
En este anexo se muestra la estructura general del lazo de control. La simulación fue realizada utilizando las librerías de control *Simulink*® del paquete computacional *Matlab*®. El diagrama presenta el bloque (subsistema) correspondiente al algoritmo de control difuso, al cual se conectan dos entradas: $e(t)$ la cual representa la diferencia entre la presión arterial actual y la referencia (Set point), calculada en un punto de suma denominado error; $r(t)$ es la entrada que define la velocidad de cambio en la presión arterial, se define a través de un bloque derivativo. La salida del bloque de control es el incremento en la infusión de SNP, para obtener la cantidad de fármaco total a ser infundida es necesario sumar el incremento de SNP a la infusión acumulada, lo que se traduce en un efecto integral. Posterior al efecto integral se utiliza un bloque de protección contra sobredosis, este bloque impide que la infusión exceda los límites máximos permisibles de SNP. El bloque correspondiente al paciente representa el efecto del SNP sobre el sistema cardiovascular humano y la presión actual del paciente (MAP). Se introduce ruido y perturbaciones de efectos secundarios en el paciente para estudiar la eficiencia del controlador ante estos cambios. La señal de la infusión total suministrada y la presión arterial se registran en un monitor

Las simulaciones presentadas en el capítulo V se obtienen a partir de esta estructura general. La simulación se realizó en un tiempo de 5000 segundos. En los próximos anexos se muestra con más detalle el contenido de los subsistemas correspondientes al paciente, controlador difuso y perturbaciones.

ANEXO 2 Subsistema del controlador difuso

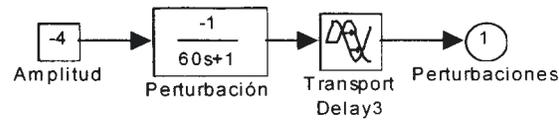
Dentro del bloque de control difuso del anexo 1 se presenta el sistema correspondiente al algoritmo de control difuso. En el diagrama presentado en el anexo 2 podemos observar las dos entradas que tiene el controlador, $e(t)$ y $r(t)$ multiplicadas por las ganancias GE y GR respectivamente. La librería de control *Fuzzy*® que ofrece el *Matlab*® permiten la programación de los conjuntos difusos de entrada, conjuntos difusos de salida y las reglas lingüísticas, en los siguientes anexos se mostrara con más detalle la programación del controlador de lógica difusa. La salida del controlador difuso esta multiplicada por la ganancia GI. Como se había mencionado anteriormente en el capítulo IV, las ganancias GE, GR y GI forman parte importante de la sintonía del controlador.

ANEXO 3 Subsistema del paciente

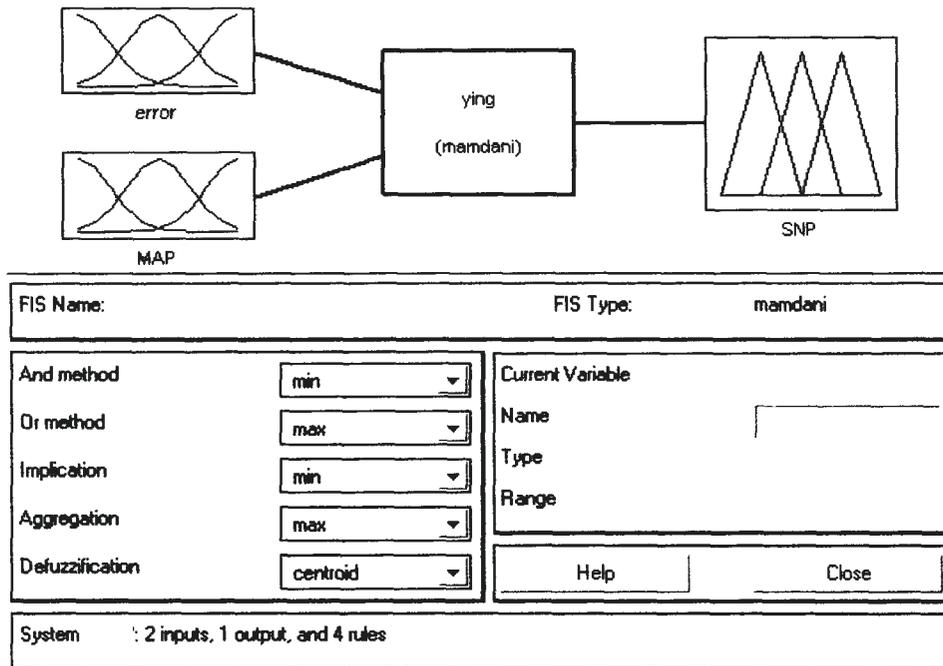


Los efectos que presenta el paciente al SNP se encuentran representados por el subsistema del paciente. Para representar los efectos se incorpora el modelo de primer orden propuesto por

Slate en el bloque denominado “planta”, el tiempo muerto se introduce en el bloque “Transport Delay”. A la respuesta del paciente se suman las perturbaciones ocasionadas por ruido en la señal del sensor y transductor y además posibles perturbaciones ocasionadas por infusiones secundarias de fármacos. Para definir el nivel de hipertensión que presenta el paciente al inicio de la infusión es necesario introducir este valor en el bloque representado por “MAP Actual”, se puede observar en la figura del anexo 3 que la infusión actual en este caso es de 140 mmHg.

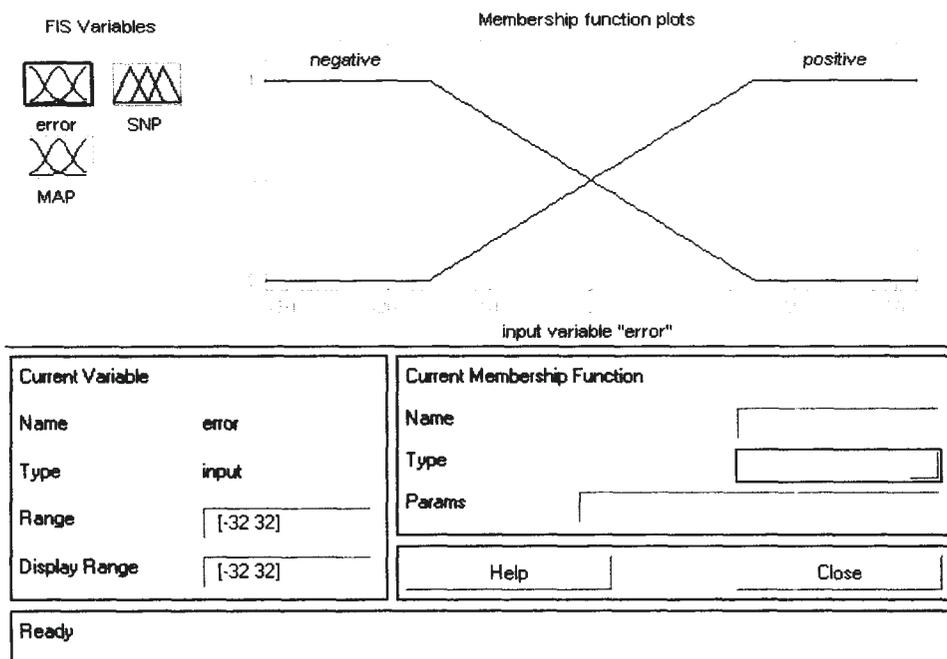
ANEXO 4 Subsistema de perturbaciones ocasionadas por infusión secundaria

En diversas ocasiones el control de hipertensión arterial en cuidados intensivos esta acompañado del suministro de diferentes fármacos. Los efectos de estos fármacos en el control de la presión arterial pueden ser considerados como perturbaciones. Para estudiar el desempeño del controlador difuso ante estas perturbaciones es necesario realizar simulaciones considerando los efectos sobre la presión arterial del paciente de dichos fármacos. En este anexo se muestra el modelo de primer orden que representa los efectos ocasionados por la infusión secundaria de dopamina, fármaco utilizado en el control del gasto cardiaco. Este modelo se obtiene del trabajo de Miranda [Miranda, 2001], donde se muestran los efectos indirectos del SNP sobre el gasto cardiaco y los efectos indirectos de la dopamina sobre la presión arterial. La constante de tiempo característica de este modelo es de 60 segundos, el tiempo muerto es de 30 segundos y la ganancia de -1 . La amplitud de la perturbación puede variar y depende de la cantidad de dopamina suministrada al paciente. En las simulaciones realizadas en el capítulo V se considera una amplitud de 4.

ANEXO 5 Subsistema del Controlador Difuso (Librería *Fuzzy*)

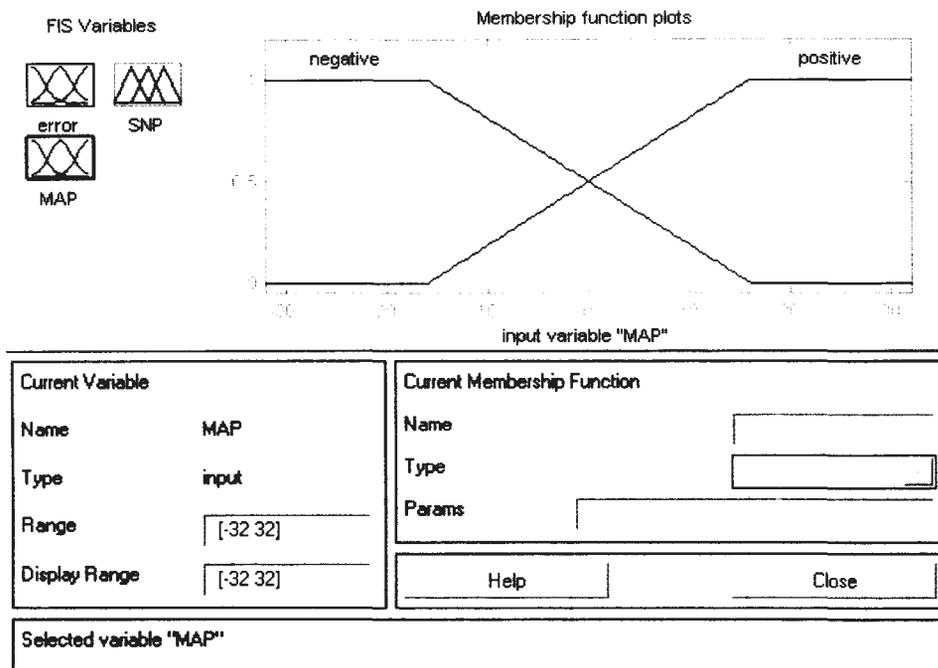
La librería *Fuzzy* del *Matlab* permite realizar la programación del controlador difuso de una manera ágil y sencilla; permite seleccionar el método de defusificación a utilizar, definir el número de variables de entrada, los conjuntos difusos de entrada, conjuntos de salida y las reglas lingüísticas. Como sabemos todos estos elementos forman parte de la estructura del controlador difuso y en conjunto permiten realizar el mecanismo de regulación de la infusión de presión arterial. Se puede observar en la figura que en las simulaciones aquí presentadas se utiliza el método del centroide para llevar a cabo la defusificación y se utiliza la lógica de Mamdani en la interpretación de las reglas lingüísticas. La descripción de cada uno de los elementos del controlador difuso se describe con detalle en los capítulos IV y V.

ANEXO 6



En este anexo se muestran los conjuntos difusos de la variable de entrada “error” que permiten definir las funciones de membresía. Este proceso permite llevar acabo la fusificación de la variable de “error” para su posterior análisis en el motor de inferencia.

ANEXO 7



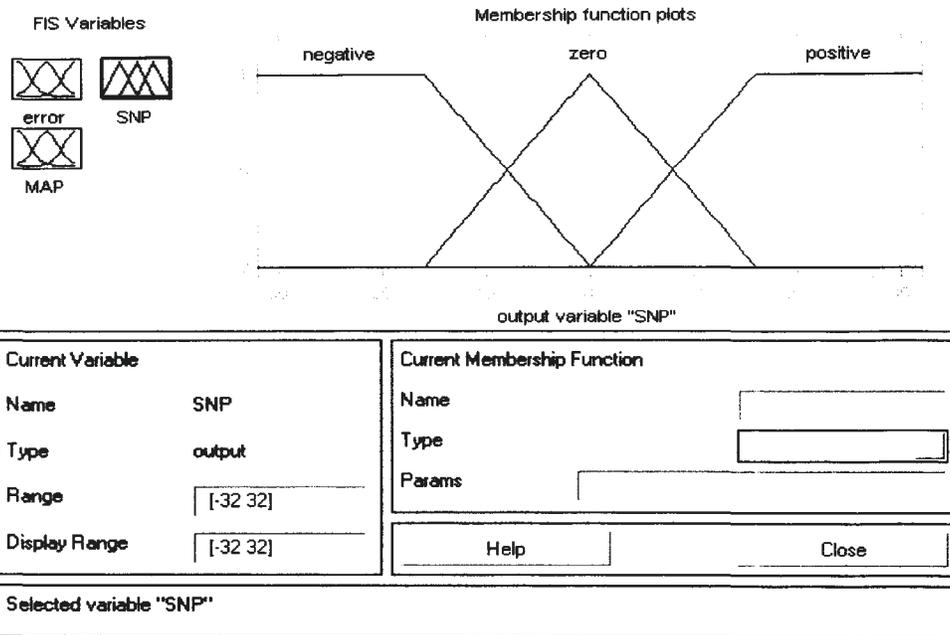
En el anexo 7 se muestra los conjuntos difusos de la variable de entrada “MAP” que representa la velocidad de cambio en la presión arterial y permiten definir las funciones de membresía. Este proceso permite llevar a cabo la fusificación de la variable “MAP” para su posterior análisis en el motor de inferencia. Se puede observar que es aquí donde se introduce el parámetro L que define los límites de los conjuntos difusos. L es un parámetro de sintonización y permite realizar variaciones en el desempeño del controlador, como se describe en el capítulo V. El valor de L es el mismo para los conjuntos de las variables “error” y “MAP” pero esto no es estrictamente necesario.

ANEXO 8

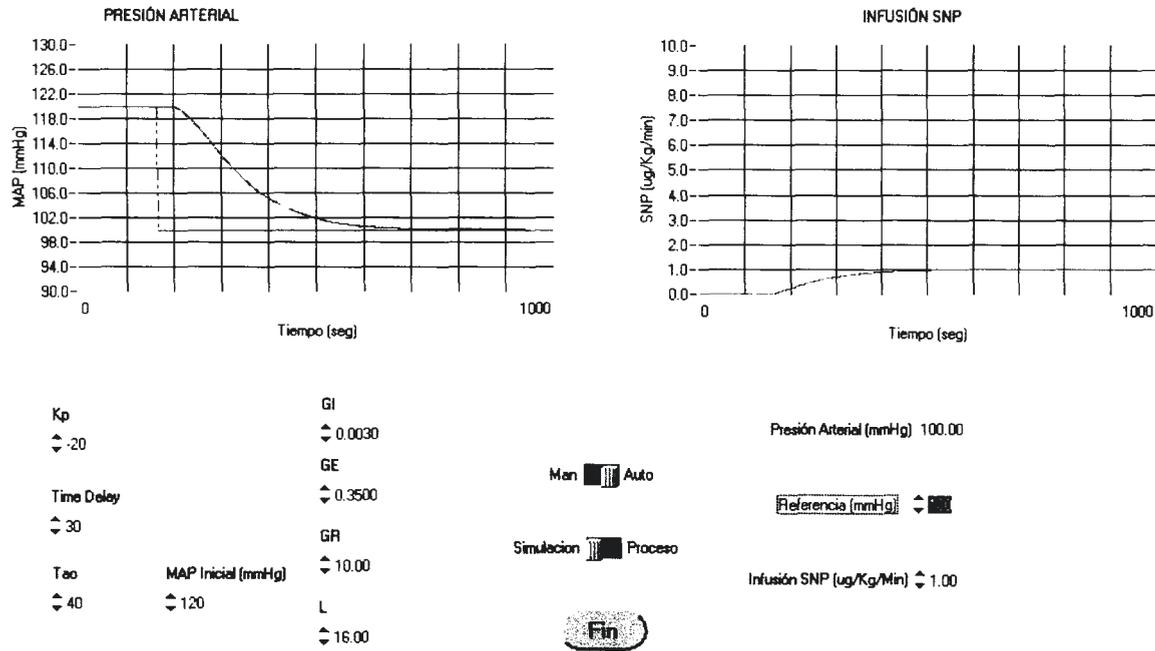
1. If (error is positive) and (MAP is positive) then (SNP is negative) (1)
2. If (error is positive) and (MAP is negative) then (SNP is zero) (1)
3. If (error is negative) and (MAP is positive) then (SNP is zero) (1)
4. If (error is negative) and (MAP is negative) then (SNP is positive) (1)

Las reglas lingüísticas se introducen en el idioma inglés, utilizando la sintaxis de programación *If – And – Then. Positive, Negative y Zero* son los nombres proporcionados a las funciones de pertenencia o membresía, cada uno de ellos determina si las variables de entrada “*error*” y “*MAP*” son crecientes, decrecientes o permanecen sin cambio. La determinación de las reglas lingüísticas se describe con más detalle en el capítulo IV y V.

ANEXO 9



ANEXO 10



En este anexo se muestra el desempeño del controlador difuso programado en C++ utilizando la plataforma *LabWindows/Cvi®*. La pantalla del usuario esta constituida por dos gráficas. En la gráfica de la izquierda se muestra la evolución de la presión arterial (curva café) y la referencia (curva azul). La gráfica de la derecha muestra el comportamiento de la infusión de SNP en ug/Kg/min (curva verde). Es posible modificar los parámetros L, GE, GR y GI en la parte baja de la pantalla y de esta manera observar su efecto en la respuesta del paciente. También se pueden alterar el modelo del paciente (K_p , Time delay y T_{ao}), así como la condición inicial de la presión arterial.

En la pantalla se muestra un ejemplo del desempeño del controlador difuso cuando se presentan condiciones nominales de la planta ($K_p=-20$, $T_d=30$ y $T_{ao}=40$). La presión arterial inicial es de 120 mmHg y se realiza un cambio en referencia de 100 mmHg. La respuesta logra alcanzar la referencia en un tiempo menor a 10 minutos y la dosificación de SNP se mantiene dentro de los límites de seguridad establecidos.

ANEXO 11

En este anexo se muestra la programación en C++ del controlador difuso. La programación fue realizada en la plataforma *LabWindows/Cvi®*.

```
#include <ansi_c.h>
#include <cvirte.h>
#include <userint.h>
#include "pantallatesis.h"

void AbrirComunicacion(int puerto);
void CerrarComunicacion(void);
void EnviarDatosRS232 (double Tmuestreo,double Manipulacion);
void AccionesAlMuestreo(double TemperaturaRS232);
void EnviarManipulacion (double Manipulacion);
void IniciarSimulacion(double Kp, double Tao, double Tmuerto, double T, double Tss, double Uss);

static int panelHandle;
double temperatura,man=0,ref=0,Tmuestreo=1,T=1;
int Automatico=0, ProcesoReal=0;
double TSim[100], USim[100], BSim[100],b1Sim, b2Sim,a1Sim, TSimCte;
int NSim, i,Ecuacion=0;
double Man[100],Temp[100],Kc=1,Tmuerto=30,Kp=-15,Tao=40,MAP=120;
double Error[100],Rate[100],infusion[10],GE=0.2,GR=10,GI=0.004,PL=16,NL=-
16,tempaux=0,manaux=0;
int main (int argc, char *argv[])
{
    if (InitCVIRTE (0, argv, 0) == 0)
        return -1; /* out of memory */
    if ((panelHandle = LoadPanel (0, "pantallatesis.uir", PANEL)) < 0)
        return -1;
    DisplayPanel (panelHandle);
    //AbrirComunicacion(1);
    IniciarSimulacion(Kp,Tao,Tmuerto,Tmuestreo,MAP,0);
    RunUserInterface ();
    DiscardPanel (panelHandle);
    return 0;
}
int CVICALLBACK CambiarRef (int panel, int control, int event,
    void *callbackData, int eventData1, int eventData2)
{
    switch (event)
    {
        case EVENT_COMMIT:

            break;
        case EVENT_VAL_CHANGED:
            GetCtrlVal(panelHandle,PANEL_DREF,&ref);
    }
}
```

```

        break;
    }
    return 0;
}
int CVICALLBACK CambiarMan (int panel, int control, int event,
    void *callbackData, int eventData1, int eventData2)
{
    switch (event)
    {
        case EVENT_COMMIT:
            break;
        case EVENT_VAL_CHANGED:
            GetCtrlVal(panelHandle,PANEL_DMANI,&man);
            EnviarManipulacion(man);
            break;
    }
    return 0;
}
int CVICALLBACK CambiarModo (int panel, int control, int event,
    void *callbackData, int eventData1, int eventData2)
{
    switch (event)
    {
        case EVENT_COMMIT:
            break;
        case EVENT_VAL_CHANGED:
            GetCtrlVal(panelHandle,PANEL_BMODO,&Automatico);
            if(Automatico)
            { GetCtrlVal(panelHandle,PANEL_DTEMP,&tempaux);
//variables auxiliares
                GetCtrlVal(panelHandle,PANEL_DMANI,&manaux);
                for(i=0;i<9;i++)
                { Error[i]=0;
                    Rate[i]=0;
                    Man[i]=manaux; //BUMPLESS TRANSFER: evita brincos en el cambio de
                        manual a automatico
                    Temp[i]=tempaux;
                }
                /*GetCtrlVal(panelHandle,PANEL_BMODO,&Automatico);
                    man=0;
                    SetCtrlVal(panelHandle,PANEL_DMANI,man);
                    for(i=99;i>0;i--)
                { Error[i]=0;
                    Rate[i]=0;
                }*/
            }
            break;
    }
    return 0;
}
}

```

```

int CVICALLBACK CambiarSim (int panel, int control, int event,
    void *callbackData, int eventData1, int eventData2)
{
    switch (event)
    {
        case EVENT_COMMIT:

            break;
        case EVENT_VAL_CHANGED:
            GetCtrlVal(panelHandle,PANEL_BINARYSWITCH,&ProcesoReal);
            if(ProcesoReal)
            {
                SuspendTimerCallbacks();

                AbrirComunicacion(1);
            }
            else
            {
                CerrarComunicacion();
                ResumeTimerCallbacks();
            }
            break;
    }
    return 0;
}

int CVICALLBACK TickTimer (int panel, int control, int event,void *callbackData, int eventData1, int
eventData2)
{
    switch (event)
    {
        case EVENT_TIMER_TICK:
            //Calcular respuesta simulada
            TSim[1]=TSim[0];
            TSim[0]=-1Sim*TSim[1]+b1Sim*USim[1+NSim]+b2Sim*USim[2+NSim]+TSimCte;
            for(i=99;i>0;i--)USim[i]=USim[i-1];
            AccionesAlMuestreo(TSim[0]);
            break;
    }
    return 0;
}

int CVICALLBACK Fin (int panel, int control, int event,void *callbackData, int eventData1, int
eventData2)
{
    switch (event)
    {
        case EVENT_COMMIT:
            if(ProcesoReal)CerrarComunicacion();
            QuitUserInterface (0);
            break;
        case EVENT_VAL_CHANGED:

```

```

        break;
    }
    return 0;
}
void AccionesAlMuestreo(double TemperaturaRS232)
{
    double trace [3];
    temperatura=TemperaturaRS232;
    //Actualizar pantalla
    if(Automatico)
    { for(i=99;i>0;i--)
        { Error[i]=Error[i-1];
          Man[i]=Man[i-1];
          Temp[i]=Temp[i-1];
        }
        //aqui se determinan las entradas al controlador
        Temp[0]=temperatura;
        Error[0]=ref-temperatura;
        Rate[0]=Error[2]-Error[3];

        //Normalización de las entradas
        if(Kp>=45)
        { GE=0.13;
          GR=13;
          GI=0.0015;}
        Error[0]=Error[0]*GE;
        Rate[0]=Rate[0]*GR;

        Ecuacion=0;

        // aqui se determinan las combinaciones de las entradas

        //Combinación de IC1, IC2, IC5, IC6

        if(Error[0]>=0 && Error[0]<=PL && Error[0]>abs(Rate[0])) //(IC1 y IC2)si el error es
            Ecuacion=1; // y mayor que el valor absoluto de Rate
            positivo, menor que L positiva

        if(Error[0]<=0 && abs(Error[0])<=abs(NL) && abs(Error[0])>abs(Rate[0])) //(IC5 y IC6)si el
            Ecuacion=1; // error es negativo pero menor que L negativa y mayor que abs de Rate

        //Combinación de IC3, IC4, IC7, IC8

        if(Rate[0]>=0 && Rate[0]<=PL && Rate[0]>=abs(Error[0])) // (IC3 y IC4) si rate es
            Ecuacion=2; // positivo, menor que L positiva y mayor que el valor absoluto de error

        if(Rate[0]<=0 && abs(Rate[0])<=abs(NL) && abs(Rate[0])>=abs(Error[0])) //(IC7 y IC8)si
            Ecuacion=2; // rate es negativo pero menor que

```

```

//Combinación de IC9 y IC10
if(Error[0]>0 && Error[0]>PL && abs(Rate[0])<abs(NL) && Rate[0]<PL)
  Ecuacion=3;

//Combinación de IC11 y IC12
if(Rate[0]>0 && Rate[0]>PL && abs(Error[0])<abs(NL) && Error[0]<PL)
  Ecuacion=4;

//Combinación IC13 y IC14
if(Error[0]<0 && abs(Error[0])>abs(NL) && abs(Rate[0])<abs(NL) && Rate[0]<PL)
  Ecuacion=5;

//Combinación de IC15 y IC16
if(Rate[0]<0 && abs(Rate[0])>abs(NL) && abs(Error[0])<abs(NL) && Error[0]<PL)
  Ecuacion=6;

//Combinación IC17
if (Error[0]>PL && Rate[0]>PL)
  Ecuacion=7;

//Combinación IC18
if (Error[0]<0 && abs(Error[0])>abs(NL) && Rate[0]>PL)
  Ecuacion=8;

//Combinación IC19
if (Error[0]<0 && Rate[0]<0 && abs(Error[0])>abs(NL) && abs(Rate[0])>abs(NL))
  Ecuacion=9;

//Combinación IC20
if (Rate[0]<0 && abs(Rate[0])>abs(NL) && Error[0]>PL)
  Ecuacion=10;

//Infusión correspondiente a cada una de las entradas
if(Ecuacion==1)
  {Man[0]=Man[1]-((PL*GI*(Error[0]+Rate[0]))/(3*PL-abs(Error[0])));
  }
if(Ecuacion==2)
  {Man[0]=Man[1]-((PL*GI*(Error[0]+Rate[0]))/(3*PL-abs(Rate[0])));
  }
if(Ecuacion==3)

```

```

        {Man[0]=Man[1]-((GI*(Rate[0]+PL))/2);
        }
    if(Ecuacion==4)
        {Man[0]=Man[1]-((GI*(Error[0]+PL))/2);
        }
    if(Ecuacion==5)
        {Man[0]=Man[1]-((GI*(Rate[0]-PL))/2);
        }
    if(Ecuacion==6)
        {Man[0]=Man[1]-((GI*(Error[0]-PL))/2);
        }
    if(Ecuacion==7)
        {Man[0]=Man[1]-(PL*GI);
        }
    if(Ecuacion==8)
        {Man[0]=Man[1]+0;
        }
    if(Ecuacion==9)
        {Man[0]=Man[1]+(PL*GI);
        }
    if(Ecuacion==10)
        {Man[0]=Man[1]+0;
        }
    if(Man[0]>10)//IMPORTANTE DESHABILITAR PARA REALIZAR LA
SIMULACIÓN DE YING Y CAMBIAR LA ESCALA DE LA GRÁFICA
        Man[0]=10;
    if(Man[0]<-10)
        Man[0]=-10;
    man=Man[0];
    EnviarManipulacion(man) ;
    SetCtrlVal(panelHandle,PANEL_DMANI,man);

}
else
{
    ref=temperatura; //set point tracking
    SetCtrlVal(panelHandle,PANEL_DREF,ref);

}
//actualizar pantalla
//falta algo setctrlval...
SetCtrlVal(panelHandle,PANEL_DTEMP,temperatura);
trace[0]=temperatura;
trace[1]=ref;
//trace[2]=man;
infusion[0]=man;
//NEW
PlotStripChart (panelHandle, PANEL_GRAFINFUSION,infusion,1, 0, 0, VAL_DOUBLE);
PlotStripChart (panelHandle, PANEL_GRAFTEMP, trace, 2, 0, 0, VAL_DOUBLE);
SetCtrlAttribute (panelHandle, PANEL_GRAFTEMP, ATTR_XAXIS_GAIN,Tmuestreo);

```

```

        SetCtrlAttribute (panelHandle, PANEL_GRAFINFUSION,
ATTR_XAXIS_GAIN,Tmuestreo);
    }

void EnviarManipulacion (double Manipulacion)
{
    if(ProcesoReal)
    {
        EnviarDatosRS232(Tmuestreo, Manipulacion);
    }
    else
    {
        USim[0]=Manipulacion;
    }
}

void IniciarSimulacion(double Kp, double Tao, double Tmuerto, double T, double Tss, double Uss)
{ float F,M;
  a1Sim=-exp(-T/Tao);
  NSim= floor(Tmuerto/T);
  F= Tmuerto-NSim*T;
  M=1-(F/T);
  b1Sim=Kp*(1-exp((-M*T)/Tao));
  b2Sim=Kp*(exp((-M*T)/Tao)-exp(-T/Tao));
  TSimCte= Tss*(1+a1Sim)-(b1Sim+b2Sim)*Uss;

  for (i=0;i<100;i++)
  {
      TSim[i]=Tss;
      USim[i]=Uss;
  }
}

int CVICALLBACK SETKP (int panel, int control, int event,
void *callbackData, int eventData1, int eventData2)
//KP
{
    switch (event)
    {
        case EVENT_COMMIT:
            break;
        case EVENT_VAL_CHANGED:

            GetCtrlVal(panelHandle,PANEL_KP,&Kp);
            IniciarSimulacion(Kp,Tao,Tmuerto,T,MAP,0); //reinicializa simulacion cadavez que
cambian valores de
            man=0; //la
planta
            SetCtrlVal(panelHandle,PANEL_DMANI,man);
            break;

```

```

    }
    return 0;
}

int CVICALLBACK SETTAO (int panel, int control, int event,
    // TAO
    void *callbackData, int eventData1, int eventData2)
{
    switch (event)
    {
        case EVENT_COMMIT:

            break;

        case EVENT_VAL_CHANGED:
            GetCtrlVal(panelHandle,PANEL_TAO,&Tao);
            IniciarSimulacion(Kp,Tao,Tmuerto,T,MAP,0);
            man=0;
            SetCtrlVal(panelHandle,PANEL_DMANI,man);
            break;
    }
    return 0;
}

int CVICALLBACK SETTMUERTO (int panel, int control, int event,
    // T MUERTO
    void *callbackData, int eventData1, int eventData2)
{
    switch (event)
    {
        case EVENT_COMMIT:

            break;

        case EVENT_VAL_CHANGED:

            GetCtrlVal(panelHandle,PANEL_TMUERTO,&Tmuerto);
            IniciarSimulacion(Kp,Tao,Tmuerto,T,MAP,0);
            man=0;
            SetCtrlVal(panelHandle,PANEL_DMANI,man);
            break;
    }
    return 0;
}

int CVICALLBACK SETGI (int panel, int control, int event,
    void *callbackData, int eventData1, int eventData2)
{
    switch (event)
    {

```

```
        case EVENT_COMMIT:
            break;
        case EVENT_VAL_CHANGED:
            GetCtrlVal(panelHandle,PANEL_GI,&GI);
    }
    return 0;
}

int CVICALLBACK SETGE (int panel, int control, int event,
    void *callbackData, int eventData1, int eventData2)
{
    switch (event)
    {
        case EVENT_COMMIT:
            break;
        case EVENT_VAL_CHANGED:
            GetCtrlVal(panelHandle,PANEL_GE,&GE);
    }
    return 0;
}

int CVICALLBACK SETGR (int panel, int control, int event,
    void *callbackData, int eventData1, int eventData2)
{
    switch (event)
    {
        case EVENT_COMMIT:
            break;
        case EVENT_VAL_CHANGED:
            GetCtrlVal(panelHandle,PANEL_GR,&GR);
    }
    return 0;
}

int CVICALLBACK SETL (int panel, int control, int event,
    void *callbackData, int eventData1, int eventData2)
{
    switch (event)
    {
        case EVENT_COMMIT:
            break;
        case EVENT_VAL_CHANGED:
            GetCtrlVal(panelHandle,PANEL_L,&PL);
    }
}
```

```
        NL=-PL;
    }
    return 0;
}

int CVICALLBACK SETMAP (int panel, int control, int event,
    void *callbackData, int eventData1, int eventData2)
{
    switch (event)
    {
        case EVENT_COMMIT:

            break;
        case EVENT_VAL_CHANGED:
            GetCtrlVal(panelHandle,PANEL_MAP,&MAP);
            IniciarSimulacion(Kp,Tao,Tmuerto,Tmuestreo,MAP,0);
            man=0;
            for(i=99;i>0;i--)
                { Error[i]=0;
                  Rate[i]=0;
                }
            SetCtrlVal(panelHandle,PANEL_DMANI,man);
    }
    return 0;
}
```

Bibliografía

Artigas Cecilia. *Apuntes de Anatomía* . www.apuntesdeanatomia.com
México, Febrero 2002.

Bronzino J.D. et. al. *The Biomedical Engineering Handbook*, CRC Press IEEE Press,
E.U., 1995, pp. 2387.

Espino Vela J., *Introducción a la Cardiología*, Editorial Impresiones Modernas. Quinta
Edición. México, 1972.

Fernández A. y Renes E., "*Principios de Urgencias, Emergencias y cuidados Críticos*"
<http://www.uninet.edu/tratado/c0115i.html>

Isaka S. y Sebald A., "*Control Strategies for Arterial Blood Pressure Regulation*",
IEEE Transactions on Biomedical Engineering, volumen 40
no. 4, Abril 1993.

Kaufman H. y Hope E., "*Model Reference Adaptive Control of Cardiac Output and Blood
Pressure Through Two Drug Infusions*", IEEE Engineering on medicine
And biology. New York, 1990.

Miranda Domínguez O., *Control de Presión Arterial Mediante Nitroprusiato de Sodio
Empleando Control Robusto adaptable con Modelo de Referencia*,
Tesis, ITESM, México, Diciembre 2001

Pérez G., *Control con Sistemas Difusos*, Curso tutorial dictado en el II Congreso Internacional
de Ciencias de la Computación, CICC'97, Universidad de Aquino Bolivia
UDABOL, La Paz - Bolivia, Julio de 1997.

Ravi Gopinath, Wayne B. y Kaufman H., "*Drug Delivery Control System Challenge*", IEEE
Proceedings of the 34th Conference on Decisión and Control.
New Orleans, LA, Diciembre 1995.

Reznik y Leonid, *Fuzzy Controllers*, Editorial Newnes. Primera Edición. Melbourne, Australia, 1997.

Rosas M., “*Hipertensión Arterial y Enfermedad Arterial Periférica*”, Actualidades en Cardiología, Modulo 6, Instituto de Cardiología Ignacio Chávez, México, 2000.

Sáez Doris., “*Apuntes I: Control basado en Modelos Difusos*”, Seminario AADECA-UBA, Buenos Aires, Marzo 2002.

Slate J.B., “*Model-Based desing of a controller for infusing sodium nitropruside during postsurgical hipertensión.*” Ph.D. dissertation, Univ. Washington-Madison, 1980.

Varon Joseph y Polansky Maura, “*Crisis Hipertensivas: Diagnóstico y Tratamiento*”, Department of Anesthesiology and Critical Care The University of Texas, Houston, Texas, 2001.

Ying Hao y Sheppard Louis, “*Regulating Mean Arterial Pressure in Postsurgical Cardiac Patients*”, IEEE Engineering on medicine and biology Noviembre / Diciembre 1994

Zhu K. Y. y Krishnan, “*Automatic Postoperative Blood Pressure Control*”, IEEE Proceedings of the 22nd Annual EMBS international Conference. Chicago, IL., Julio de 2000.

