Desarrollo de un Sistema Experto Basado en Lógica Fuzzy para la Dosificación de Sevoflorane

por
Dr. Juan José Jaramillo Gutierrez
Residente de Anestesiología

Tutores:
Dr. Juan Calos Kling
Anestesiólogo Cardiotorácico

PhD. Wilber Acuña Bravo
Doctor en Ingeniería

Modalidad: Proyecto de Grado

BOGOTA
UNIVERSIDAD DEL ROSARIO
FUNDACION CARDIOINFANTIL
DEPARTAMENTO DE ANESTESIOLOGIA
2017

Este documento es de dominio público. Se puede imprimir y distribuir libre de gastos en su forma original, incluyendo la lista de los autores. Si se altera o se utilizan partes de éste dentro de otro documento, la lista de autores debe incluir todos los autores originales y el autor o autores que hayan realizado los cambios.

En caso de que este documento sea utlizado con fines comerciales, se aplicarán los términos de la *GNU General Public Licence*.

Copyright © by J. Jaramillo, W. Acuña, J. Kling 2017.

Resumen

La anestesiología es de forma básica, un área de soporte indispensable para los diversos procedimientos quirúrgicos que permite la realización de los mismos, bajo un ambiente controlado manteniendo los pacientes estables y sin reacción ante el estímulo quirúrgico; para lo cual es imprescindible conocer la cantidad de anestésico que se debe administrar para lograr tal objetivo, que en la mayoría de los casos además de una base teórica por parte del anestesiologo, tiene un componente muy relevante en cuanto a la experiencia acumulada por éste.

En el siguiente trabajo se propone la creación de un sistema que permita la predicción de la cantidad de sevoflurano exhalado necesario para un momento dado de una cirugía en relación con la respuesta simpática del paciente, reflejada en los valores de presión arterial media y frecuencia cardíaca. Lo anterior haciendo uso de herramientas extrapoladas de ingeniería y el control, en este caso en particular, la lógica fuzzy.

Este trabajo incluye la creación de cuatro sistemas difusos, con datos obtenidos a través de la monitoria basica de pacientes reales sometidos a cirugía no cardíaca en la Fundación Cardioinfantil. En los sistemas difusos se ajustaron los rangos de evaluación de acuerdo al criterio de un anestesiologo, las funciones de membresía de cada uno de estos y los resultados obtenidos en los mismos; con el fin de identificar el mejor sistema de predicción entre éstos.

Objetivos

- ***Objetivo General***
  - Proponer un sistema de control en lazo abierto, integrando las variables de monitorización básica, para el desarrollo de un sistema experto que sirva de ayuda para la dosificación de sevoflorane que garantice una adecuada profundidad anestésica en un paciente sometido a cirugía.
- ***Objetivos Específicos***
  - Establecer las reglas, para la dosificación del gas anestésico durante el acto anestésico extrapoladas a partir de la experiencia en el ejercicio de la anestesia.
  - Desarrollo del sistema mediante lógica fuzzy y prueba del mismo mediante simulaciones con información aquirida de las señales de monitoría provenientes de pacientes reales

Índice general

Resumen III

Objetivos V

1. Introducción 1

2. Profundidad Anestésica 5
2.1. Monitorización del Estado Anestésico 6

3. Lógica Difusa 11
3.1. Teoría de los Conjuntos Difusos 11
3.2. Funciones de Membresía 12
3.3. Variables Lingüísticas 12
3.4. Regla Difusa 13
3.5. Inferencia Difusa 14
3.5.1. Inferencia de Mamdani 14
3.5.2. Inferencia Takagi, Sugeno y Kang (TSK) 15

4. Metodología Aplicada 17
4.1. Aspectos Éticos 17
4.2. Aspectos Metodológicos 18
4.3. Base de Datos 20
4.4. Diseño e Implementación de Sistemas Difusos 21
4.4.1. Fuzzy 1: 21
4.4.2. Fuzzy 2: 22
4.4.3. Fuzzy 3: 22
4.4.4. Fuzzy 4: 23
4.5. Evaluación de los Modelos Propuestos 23

5. Resultados **27**
5.1. Resultados Fuzzy 1 (Fuzzy Replicado) 27
5.2. Resultados Fuzzy 2 32
5.3. Resultados Fuzzy 3 36
5.4. Resultados Fuzzy 4 40
5.4.1. Análisis de Resultados del grupo de desarrollo 44

6. Conclusiones y Trabajos Futuros **47**

Índice de figuras

3.1. Tipos de Funciones de Membresía 13

5.1. Entorno Gráfico del Toolbox Fuzzy de Matlab 28
5.2. Funciones de Membresía para MAP 32
5.3. Funciones de Membresía para HPR 35
5.4. Funciones de Membresía para la AO 36
5.5. Funciones de Membresía para MAP 38
5.6. Funciones de Membresía para HPR 39
5.7. Funciones de Membresía para la AO 40
5.8. Funciones de Membresía para MAP 41
5.9. Funciones de Membresía para HPR 43
5.10. Funciones de Membresía para la AO 44

Índice de cuadros

2.1. Adaptado de *Physics: Monitoring techniques; neuromuscular blockade and depth of anaesthesia, Anaesthesia & Intensive Care Medicine, Neurosurgical Anaesthesia pag: 324-327* 9

4.1. Grados de concordancia del índice Kappa 25

5.1. Reglas de Inferencia Sistema Fuzzy 1 29
5.2. Rangos de las Membresías Sistema Fuzzy 1 30
5.3. Reglas de Inferencia 33
5.4. Rangos de las Membresías Sistema Fuzzy 2 34
5.5. Relación de las Membresías con la Salida Fuzzy 2 34
5.6. Rangos de las Membresías Sistema Fuzzy 3 37
5.7. Relación de las Membresías con la Salida Fuzzy 3 37
5.8. Rangos de las Membresías Sistema Fuzzy 4 41
5.9. Relación de las Membresías con la Salida Fuzzy 4 41
5.10. Errores Obtenidos con los Tres Sistemas para el Grupo de Validación 45
5.11. Índices Kappa Obtenidos con el Grupo de Validación 46

Capítulo 1

Introducción

La anestesia general se puede definir como un estado de inconsciencia, amnesia, inmovilidad y analgesia que permita la realización de un determinado procedimiento quirúrgico mediante la administración de uno o varios agentes anestésicos por vía inhalatoria y/o intravenosa al tiempo que se mantiene la estabilidad hemodinámica del paciente[16]. En el quirófano, los anestesiológos son los responsables en mantener la hemostasia y las variables hemodinámicas y fisológicas, entre las que se incluyen presión arterial media, frecuencia cardíaca, gasto cardíaco, estado ácido base, estado de oxigenación, volumen intravascular, contractilidad cardíaca y función renal; todas ellas deben permanecer dentro de rangos aceptables mediante el uso de medicamentos administrados por vía inhalatoria e intravenosa y/o líquidos intravenosos. La dificultad reside en que muchas de estas variables no se miden de manera directa, sino que se infieren.

El efecto de los anestésicos administrados en un paciente se denomina plano o profundidad anestésica y varía de acuerdo al anestésico utilizado, a su dosis y a las características propias del paciente como peso, edad, comorbiliades, etc. La dosificación del anestésico usado es muy importante puesto que uno de los eventos que siempre se debe evitar dentro del acto anestésico es el despertar intraoperatorio, causado por una subdosificación de los anestésicos utilizados. El método tradicional para la evaluación de la profundidad anestésica se lleva a cabo de manera indirecta mediante la monitorización de respuestas autonómicas como presión arterial y frecuencia cardíaca, además de la observación de movimientos del paciente, tamaño pupilar, sudoración, etc. La dificultad reside en que muchas de estas res-

puestas se ven atenuadas por el uso de medicamentos tales como relajantes musculares, habituales dentro del ejercicio anestésico. Además se debe tener en cuenta que la sobredosificación de anestésicos también repercute dentro de la fisiología del paciente, principalmente atenuando el sistema cardiovascular y provocando una mayor incidencia de efectos adversos como náusea y vómito posoperatorio.

En la fundación Cardioinfantil, el tipo de anestesia más utilizado es la anestesia general, recurriendo para el mantenimiento de la misma a un agente inhalado, siendo el de mayor uso el sevoflorane. En cuanto a monitoría, la más usada es el estándar básico dictado por la ASA (*american Society of Anesthesiologists*) que consiste en presión arterial no invasiva, frecuencia cardíaca, EKG, pulsioximetría y análisis de gases. La información brindada por la monitoría permite al anestesiólogo evaluar de manera indirecta la profundidad anestésica.

La evaluación directa de la profundidad anestésica se logra mediante el análisis de un electroencefalograma (EEG), lo cual resulta poco práctico dentro de un quirófano debido, primero, a las consideraciones técnicas y, segundo, a que los anestesiólogos no se encuentran entrenados para la lectura de EEG. Por este motivo, durante los últimos años se han desarrollado métodos que permiten el análisis de las ondas de EEG como el análisis de potencia espectral, análisis biespectral o análisis de frecuencias mediante transformada rápida de Fourier, entre otros.

El indice biespectral (BIS) es un parámetro que se obtiene mediante el análisis estadístico de las ondas de EEG capturadas mediante solo 4 electrodos y que se considera como el método más aceptado para la evaluación de la profundidad anestésica dentro de un quirófano, ya que le asigna a la misma un número de 0 a 100 [10]. Sin embargo, el procesamiento de la señal obtenida de los electrodos sufre un retardo, presenta interferencias con otras fuentes electromagnéticas como el electrobisturí, ello sin mencionar el costo adicional que representa disponer de los electrodos y el monitor para el BIS; esa es la razón de que no sea un elemento de monitoría estándar dentro de todas las cirugías. Además dentro en la práctica clínica, el anestesiólogo toma las decisiones de acuerdo a múltiples factores y no se basa únicamente un determinado parámetro.

La inteligencia artificial aplicada en medicina ha permitido desarrollar nuevas técnicas de modelamiento (una descripción de un sistema en un lenguaje matemático) para describir sistemas complejos de una forma más general, como el caso de un paciente bajo anestesia general. En el campo de la medicina, los especialistas, en este caso los anestesiológos, recurren a su conocimiento y a su experiencia para realizar un diágnostico del estado del paciente, infiriendo para ello información de diferentes fuentes, incluida la monitoría. Los sistemas de cómputo moderno pueden ayudar en esta tarea compleja a través de técnicas o algoritmos de programación como redes neuronales artificiales y lógica fuzzy. Estas técnicas permiten realizar el modelamiento de procesos biológicos complejos, que son difíciles de describir con modelos cuantitativos convencionales, y derivar en una automatización o diseñar sistemas de ayuda en la toma decisiones [16].

El hecho de desarrollar un sistema de ayuda que permita mejorar la dosificación del gas anestésico, utilizando para la implementación del algoritmo lógica fuzzy, presenta varios beneficios entre los cuales podemos contar: aumento de seguridad y confort para los pacientes, mejor uso de la cantidad total de gas usado durante el procedimiento y libertad para que el anestesiológo centre su atención en otras tareas y pueda evaluar otras variables fisiológicas dentro del quirófano. Las entradas al sistema que se implementó son la presión arterial media y la frecuencia cardíaca; tras el procesamiento de esta información, el sistema arroja como salida la dosis de gas anestésico que se le debe administrar al paciente para mantener una adecuada profundidad anestésica en ese instante dado. Cabe aclarar que el sistema que se desarrolló no manipula por sí mismo en ningún momento la cantidad del gas usado; solo el anestesiológo puede decidir si ajusta la cantidad de gas, haciendo caso al valor de salida arrojado por el algoritmo.

En los siguientes capítulos, se desarrollará de forma puntual cada uno de los aspectos relacionados con la creación de cuatro sistemas difusos, que incluyen la replicación del sistema propuesto en [16] debido a su similitud con el problema objeto en este proyecto y de tres sistemas propuestos producto de la modificación de ciertos parámetros para la obtención de un sistema generalizado ante futuras entradas. A continuación se expondrán los antecedentes teóricos del proyecto, la metodología utilizada, los resultados, análisis y conclusiones productos del mismo.

Capítulo 2

Profundidad Anestésica

No existe una hipótesis general clara acerca del mecanismo de acción por el cual los diferentes medicamentos utilizados como anestésicos producen su efecto, cuando se lleva a un paciente a anestesia general. Al igual que no existe un consenso, acerca de las caracteristicas fisiológicas que involucra la anestesia. En 1957, Woodbridge definió cuatro componentes para la anestesia general, bloqueo sensitivo, bloqueo motor, bloqueo reflejos autonómicos y pérdida de conciencia. En 1974 Eger define anestesia general con dos componentes: Amenesia e inmovilidad. In 1987 Prys-Roberts reduce la anestesia a un componente, supresión de conciencia ante la percepción de un estímulo nociceptivo. En 2002 Heinke usa tres componentes para definir anestesia general, inconciencia, amnesia e inmovilidad. En 2007 Orser da los siguienes componentes: Sedación, inconciencia, inmobilidad, amnesia y otros. Lo anterior representa un continuo cambio, frente a las variables que se desean considerar a la hora de medir profundiad anestésica [11, 19]. Lo que está claro es que el efecto de inconciencia y amnesia es parte fundamental de un estado de anestesia general

Para lograr los efectos anteriormente citados, se hace uso de medicamentos con diferentes mecanismos de acción. La anestesia moderna, regularmente involucra, un hipnótico, un aanalgésico y un relajante muscular. Los hipnóticos más usados son los gases anestésicos como desflorane, isoflorane y sevoflorane. Propofol, etomidato, midazolam y ketamina son usados como hipnóticos intravenosos. Los barbitúricos son usados como inductores pero no en el mantenimiento de la anestesia. Los medicamentos analgésicos generalmente son opioides.

2.1. Monitorización del Estado Anestésico

Estados de Anestesia

Los que han tenido la oportunidad de estar en un quirófano y presenciar un acto anestésico, concluyen que la anestesia no es un solo estado y que realmente, además de diferentes etapas, distintos estados clínicos de acuerdo a la concentración de gas anesésico, cualitativamente muy diferentes entre sí. De hecho a nos, después de la demostración exitosa de anestesia con éter realizada en 1847 en el *Massachusetts General Hopsital*, Jhon Snow dividó el efecto del éter en cinco estados que progresaban desde la conciencia hasta el coma profundo, flacidez muscular y por último la parálisis respiratoria. Guedel amplió éstas observaciones y durante la primera guerra mundial desarrolló un esquema para determinar el grado de anestesia, que teniendo en cuenta la respuesta de los pacientes [19].

Estas observaciones se mantienen con los actuales anestésicos inhalados. Por lo tanto el esquema de Guedel, debido a que son un grupo mucho más homogéneo que los anestésicos intravenosos que muestran una variabilidad mayor en su respuesta con cada paciente.

Profundidad Anestésica

Como se mencionó previamente, la anestesia general involucra casi siempre, una combinación de un agente hipnótico, un opioide y un relajante muscular; cada uno de estos componentes se dosifican de manera independiente y un solo parámetro clínico es insuficiente para establecer sin un paciente se encuentra adecuadamente anestesiado. Un paciente que ha recibido una dosis de relajante muscular, puede no realizar movimiento alguno, ante un estimulo quirúrgico incluso estando el paciente consciente, lo cual resulta en una experiencia traumática. Mientras en los últimos a nos se han desarrollado dispositivos que permiten evaluar el componente hipnótico que involucra la anestesia, mientas que la respuesta autonómica y su correlación con el estado hemodinámmico del paciente sigue siendo parte fundamental del juicio del anesteesiológo. Un ejemplo claro de lo anterior,

es un paciente sometido a anestesia puede encontrarse taquicardico frente a un estimulo nociceptivo o como respuesta a un estado de hipovolemia, lo cual son dos escenarios distintos con una respuesta autonómica similar.

Signos clínicos como sudoración, lagrimas, cambios en frecuencia cardíaca, respiratorioa y presión arterial pueden indicar pueden indicar una disminución en el nivel de anestesia, con el riesgo potencial de que un despertar intraoperatoio ocurra. Estos parámetros, se deben evaluar de manera continua durante cualquier acto anestésico, pero se debe tener en cuenta que no son específicos para evaluar el nivel de consciencia. Medir el gas anestésico exhalado en el caso del uso de agentes volátiles, es esencial para correlacionar con la concentración alveolar mínima (MAC) de acuerdo al agente usado; sin embargo esto no garantiza una adecuada profundidad anestésica, ya que el MAC varia de paciente a paciente con factores como la edad, comorbilidades, tipo de cirugía, etc. Para pacientes que reciben anestesia total intravenosa, no existen monitores que midan de manera continua y en tiempo real las concentraciones plasmáticas o del sitio efecto de los agentes intravenosos [20].

Para evaluar el nivel de consciencia, se ha utilizado la respuesta a comandos verbales, o estimulo de alguna extremmidad, sin embargo, esto no es del todo preciso, ya que el paciente puede estar bajo efectos de relajantes musculares. Se han desarrollado en las últimas décadas, monitores que evalúan el estado de consciencia a través del análisis de la actividad eléctrica cerebral (eletroencefalografía) o por estímulos que evocan una actividad eléctrica (potenciales evoccados) tabla 2.1.

El monitor de profundidad anestésica más ampliamente estudiado es el índice biespectral (BIS). El BIS procesa en tiempo real señales electroencefalográficas en la región frontotemporal usando un sensor de cuatro electrodos dispuesto sobre la frente del paciente. Las relaciones de fase y de distribución de frecuencias de las ondas de EEG, son procesadas y modificadas haciendo uso del análisis espectral de potencia para identificar patrones de actividad en el EEG. Los patrones del EEG que están relacionados con sedación y pérdida de consciencia son luego identificados usando el algoritmo del BIS, que general un número adimensional entre 0 a 100 que corresponde al valor del BIS. El monitor muestra además un índice de calidad de señal (signal quality index, SQI) [15].

El Narcotrend-Compact M, es otro monitor del nivel de consciencia basado en el procesamiento de señales de EEG, similar al BIS. Éste analiza las señales de EEG sin procesar utilizando un análisis espectral de potencia y posteriormente algortimos de reconocimiento de patrones tabla 2.1.

El monitor M-Entropía combina el análisis de señaes de EEG y electromiografía (EMG) para medir la irregularidad de la actividad cerebral y de los músculos faciales. Durante la anesteisa, las señales EEG se vuelven más regulares y se dismnuye la cantidad de desorden en las señales que es medido a como el estado de entropía del EEG (SE). Las contracciones de los músculos faciales también se vuelve más regular, y es medido como la respuesta de entropía del EMG (RE). Ambos valores, SE y RE caen durante la anestesia, pero un valor RE mayor comparado con SE puede indicar una pobre analgesia.

Los pontenciales somatosensoriales evocados tienen muchas aplicaciones clínicas. Cuando se estimula ciertas regiones cerebrales, la actividad eléctrica de éstas puede ser medida. Todos los anestésicos aumentan la latencia y reducen la amplitud de las señales eléctricas conrrespondientes a las zonas estomuladas, de una manera dosis dependiente. El sistema aepEX hace uso de potenciales auditivos evocados para medir la profundidad anestésica. Hace uso de un sensor con tres electrodos dispuesto sobre la frente del paciente y a través de audífonos transmite un sonido del clic de manera regular con una frecuencia de 7 Hz. Los potenciales evocados son promediados, el software compensa las señales para tener una adecuada relación señal-ruido y general un índice relacionado con la profundidad anestésica [20].

Podemos inferir de acuerdo a lo anteriormente expuesto, que no existe un parámetro único que por si solo, nos indique de manera precisa el estado de profundidad anestésica del paciente. Al contrario, es la valoración en conjunto de la monitoría (EKG, TA, Capnografía, etc) del paciente junto con otros elementos, lo que le permite al anestesiólogo, mediante su juicio clínico, conocer la profundidad anestésica a la que lleva a su paciente.

Monitor	**Fabricante**	**Tecnología**	**Rango superior**	**Rango inferior**	**Rango objetivo**
Índice biespectral (BIS)	Covidien, (Mansfield, USA)	Procesamiento EEG	100 (despierto)	0 (Sin actividad EEG)	40-60
Narco-Compact M	GE Healthcare (Chalfont St. Giles, UK)	Procesamiento EEG	A (Despierto)	F (Hipnosis profunda)	E
M-Entropía	MT Monitor Technik (Bad Bramstedt, Germany)	Procesamiento EEG y EMG	91 (Despierto)	0 (sin actividad EEG)	40-60
aepEX	Medical Device Management (Braintree, UK)	Potenciales evocados	100 (Despierto)	0 (Sin actividad EEG)	30-45

Cuadro 2.1: Adaptado de *Physics: Monitoring techniques; neuromuscular blockade and depth of anaesthesia, Anaesthesia & Intensive Care Medicine, Neurosurgical Anaesthesia pag: 324-327*

Capítulo 3

Lógica Difusa

La lógica difusa puede ser descrita como un sistema interpretativo, en el cual los objetos o elementos son relacionados con conjuntos de fronteras que no están nítidamanete definidas, ortogándoles un grado de pertenencia relativa y no estricta como es de costumbre en la lógica tradicional [3].

Lo anterior ha permitido incorporar sentencias del lenguaje común, para interpretar el estado de las variables en cierto proceso, asingnándoles en todo momento un grado de pertenencia a estos conjuntos difusos.

3.1. Teoría de los Conjuntos Difusos

Según Zadeh (1965) un conjunto difuso se define por "Una clase de objetos con continuos grados de pertenencia, tal conjunto es caracterizado por una función de pertenecí a (característica) la cual asigna a cada objeto un grado de pertenencia que varía entre cero y uno" [7].

los conjuntos difusos son una extensión de los conjuntos ordinarios que permiten tratar la impresión de forma matemática, la diferencia entre un conjunto difuso y uno ordinario es que los limites de los borrosos no están definidos de forma estricta, sino mediante una función denominada función de pertenencia. En la lógica clásica, un elemento puede o no pertenecer a un determinado conjunto, mientras que en la lógica borrosa, un elemento puede pertenecer a un conjunto con un grado de pertenencia entre 0 y 1, y estos a

su vez representan un valor intermedio de pertenencia, como se define en la ecuación 3.1.

$$A = (x, \mu_A)/x \in X \tag{3.1}$$

donde μ_a es una función de pertenencia cuya etiqueta es A y su dominio es X.

Los conceptos se asocian a conjuntos difusos(asociando los valores de pertenencia) en un proceso llamado *fuzzificación*. Una vez que tenemos los valores *fuzzificados* se puede trabajar con las las reglas lingüísticas y obtener una salida, que podrá a su vez seguir siendo difusa o *desfuzzificada* para obtener un valor discreto [13].

3.2. Funciones de Membresía

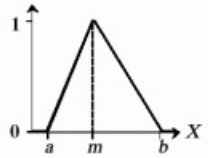
Las funciones de membresía representan el grado de pertenencia de un elemento a un subconjunto definido por una etiqueta. Existe una gran variedad de formas para las funciones de membresía, las más comunes son de tipo trapezoidal, triangular, singleton, descritas por las siguientes funciones de la figura 3.1:

3.3. Variables Lingüísticas

Una variable lingüística es una variable cuyos valores son palabras o sentencias en un idioma natural o artificial, éstas permiten que el lenguaje de la lógica difusa sea más parecido al lenguaje natural, facilitando en gran medida su uso y comprensión. Cada término lingüístico se representa de forma cuantitativa mediante una función de pertenencia o distribución de posibilidad, además se pueden definir etiquetas derivadas mediante la modificación de derivados lingüísticos.

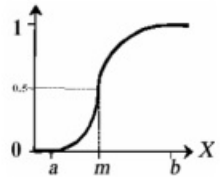
Forma Triangular

$$A(x)=\begin{cases}0 & si \quad x\le a\\ (x-a)/(m-a) & si \quad x\in(a,m]\\ (b-x)/(b-m) & si \quad x\in(m,b)\\ 1 & si \quad x\ge b\end{cases}$$



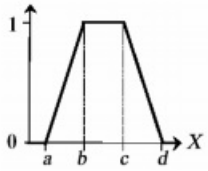
Forma S

$$A(x)=\begin{cases}0 & si \quad x\le a\\ 2\{(x-a)/(b-a)\}^2 & si \quad x\in(a,m]\\ 1-2\{(x-a)/(b-a)\}^2 & si \quad x\in(m,b)\\ 1 & si \quad x\ge b\end{cases}$$



Forma Trapezoidal

$$A(x)=\begin{cases}0 & si \quad (x\le a)o(x\ge d)\\ (x-a)/(b-a) & si \quad x\in(a,b]\\ 1 & si \quad x\in(b,c)\\ (d-x)/(d-c) & si \quad x\in(b,d)\end{cases}$$



Forma singleton

$$A(x)=\begin{cases}1 & x=a\\ 0 & x\ne a\end{cases}$$

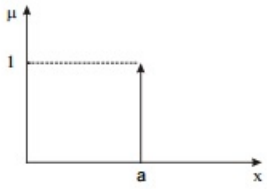


Figura 3.1: Tipos de Funciones de Membresía

3.4. Regla Difusa

Una regla difusa es una sentencia condicional que tiene la estructura *if-Then*, siendo el conjunto de reglas de un sistema difuso lo que se conoce como base de reglas o base de conocimiento del sistema.

La premisa de la regla (condición), se conoce como antecedente, mientras que la consecuencia se conoce como consecuente, a su vez, la consecuencia de una regla puede ser un conjunto difuso, un punto difuso o una función de-

pendiente de las entradas. En los sistemas de reglas clásicos si el antecedente es cierto el consecuente también lo será, mientras que en sistemas difusos, donde el antecedente es difuso, todas las reglas se ejecutan parcialmente y el consecuente es cierto en determinado grado [1].

3.5. Inferencia Difusa

La inferencia difusa puede definirse como el proceso de obtener un valor de salida para un valor de entrada empleando la teoría de conjuntos difusos, por lo general se distinguen entre dos tipos de inferencia: el modelo Mamdani y el modelo TSK (Takagi, Sugeno y Kang).

3.5.1. Inferencia de Mamdani

Es el más usado, propuesto por Ebrahim Mamdani en 1975. El proceso se realiza en cuatro pasos:

- *Fuzificación de las variables de entrada:* se toman los valores discretos de las entradas y se determina el grado de pertenencia de estas entradas a los conjuntos difusos asociados, de este modo cada entrada se fuzzifica sobre todas las funciones de pertenencia usadas en las reglas difusas.
- *Evaluación de las reglas:* Se toman las entradas fuzzificadas y se aplican a los antecedentes de las reglas difusas, sí la regla tiene múltiples antecedentes se usa el operador AND u OR para obtener un único número que represente el resultado de la evaluación, este valor se aplica al consecuente, aplicando un escalado o recorte según el valor de verdad del antecedente.
- *Agregación de las salidas de las reglas:* es el proceso de unificación de las salidas de todas las reglas, se combinan las funciones de pertenencia de todos los consecuentes previamente recortados o escalados, para obtener un único conjunto difuso por cada variable de salida.
- *Defuzificación:* en esta etapa se toma como entrada el conjunto producto de la combinación anterior, para dar un valor de salida, por lo

general se usa el método del centroide que calcula el punto donde una linea vertical divide el conjunto en dos áreas con iguales. La defuzificación esta dada por la expresión matemática 3.2.

$$Centroide = \frac{\sum_a^b \mu_A(x)x}{\sum_a^b \mu_A(x)} \tag{3.2}$$

3.5.2. Inferencia Takagi, Sugeno y Kang (TSK)

Este método no es muy eficiente desde el punto de vista computacional, a pesar de que puede disminuir el tiempo de inferencia empleando una función matemática en el consecuente. Este método proporciona mayor eficiencia, pero no tiene un marco tan natural para la representación del conocimiento humano.

Una representación habitual de este es la tipo singleton, que toma valor de 1 en un valor puntual del universo del discurso y cero en cualquier otro punto.

Capítulo 4

Metodología Aplicada

En este capitulo se tratarán las etapas llevadas a cabo para la elaboración del sistema difuso que arroja como salida, el valor del porcentaje de sevoflorane exhalado, necesario para mantener un adecuado plano anestésico, evitando la sobredosificación, teniendo como entrada al sistema los valores de la presión arterial media (MAP) y de la frecuencia cardíaca (HPR), para ello se establecieron tres etapas:

- Primera Etapa: Base de datos.
- Segunda Etapa: Diseño e implementación de sistemas difusos.
- Tercera Etapa: Evaluación de los modelos propuestos.

Previo al desarrollo de cada una de las etapas, sera hará una breve explicación acerca de los aspectos éticos, la población de referencia para la adquisición de los datos, que fueron procesados en el desarrollo del sistema.

4.1. Aspectos Éticos

Dado que se trata de un proyecto de investigación, que pretende el desarrollo de un software en un entorno de simulación, que emplea datos registrados a partir de la monitoría de pacientes, sometidos a procedimientos comunes y que en ningún caso modifica conductas anestésicas ni quirúrgicas; según el artículo N. 11, Resolución 008430 de 1993 del *REGLAMENTO DE LA LEY GENERAL DE SALUD EN MATERIA DE INVESTIGACIÓN*

PARA LA SALUD, Título II, Capítulo 1, se considera este proyecto de investigación como una "investigación de riesgo mínimo". Se someterá el protocolo a evaluación y aprobación por parte del Comité de Ética de la Fundación Cardioinfantil para autorizar su ejecución. Así mismo, teniendo en cuenta lo dispuesto en el Parágrafo primero del Título II, Capítulo 1 de la misma resolución, en el que se estipula que para el caso de investigaciones con riesgo mínimo, el Comité de Ética en Investigación, por razones justificadas, podrá autorizar que el Consentimiento Informado se obtenga sin formularse por escrito; por lo anterior se solicitará al Comité de Ética de la Fundación Cardioinfantil que se autorice la obtención del consentimiento informado de manera verbal.

Se garantizará la confidencialidad y el anonimato de los participantes y se codificará la información en la base de datos de tal manera que no sea identificable información sensible o personal del paciente. Se garantizará la protección de los registros físicos, a los cuales no tendrán acceso personas diferente a los autores involucrados en el proyecto y los cuales no tendrán identificadores personales de los participantes. No se utilizará la información y datos recolectados para fines diferentes a los del presente proyecto.

4.2. Aspectos Metodológicos

Tipo de estudio: Este trabajo, como tal no corresponde a ningún tipo de estudio de epidemiológico, y está enmarcado dentro del área de desarrollo en el campo de ingeniería aplicada, realizado por un grupo interdisciplinario compuesto por anestesiológos e ingenieros.

Población de referencia: Se tomó información de la monitoría, particularmente frecuencia cardíaca, tensión arterial media, concentración de sevoflorane inspirado y espirado, de pacientes de la Fundación Cardioinfantil sometidos a cirugía no cardíaca, para configurar una base de datos con la cual se implementó el algoritmo de ayuda para la dosificación del gas anestésico.

Criterios de inclusión

- Pacientes entre 18 y 65 años

- Pacientes con clasificación ASA I y II, con comorbilidades diferentes a hipertensión arterial

- Pacientes sometidos a cirugía no cardíaca electiva, donde se haga uso de sevoflorane para el mantenimiento anestésico.

Los pacientes debían cumplir todos criterios, para hacer uso hacer uso de los datos aportados por la monitoría durante sus cirugías.

Criterios de exclusión

Aunque dentro de los pacientes seleccionados no se presentó, el único criterio de exclusión era que el paciente se tornará inestable dentro de la cirugía requiriendo vasopresores y/o hemoderivados.

El número de pacientes seleccionados fueron en total 10, lo anterior se da basado en pruebas y simulaciones preliminares que se realizaron en el entorno de *Matlab*, en el desarrollo del algoritmo, que garantizaban que con dicho número se podría implementar el sistema, realizar las pruebas y simulaciones del mismo. Debido al tipo de desarrollo, que como se explicó anteriormente no es un estudio epidemiológico, por lo tanto no se realizan cálculos para determinar el tamaño de muestra.

Los pacientes que fueron referencia para el desarrollo del sistema, fueron pacientes sanos, o al menos con una enfermedad sistémica controlda, donde ésta fuera diferente a hipertensión arterial, ya que la respuesta simpática a la administración de halogenados, puede estar alterada en este grupo de pacientes.

Una vez más se aclara que este trabajo al tratarse del desarrollo de un software en un entorno de simulación, que emplea datos registrados a partir de la monitoría de pacientes, sometidos a procedimientos comunes y que en ningún caso modifica conductas anestésicas ni quirúrgicas, no requiere de consentimiento informado por parte de los pacientes y así fue ratificado por el comité de ética de la Fundación Cardioinfantil.

4.3. Base de Datos

Después de obtener la aprobación por parte del Comité de Ética e Investigaciones de la Fundación Cardioinfantil, se genera una base de datos con información correspondiente a la monitoría de 10 pacientes mayores de 18 años, con edades que oscilan entre los 18 y 60 años, con una media de 32 años, clasificados como pacientes ASA I y ASA II, según la clasificación de la *American Society of Anesthesiologists*, con patologías diferentes a hipertensión arterial, que fueron sometidos a cirugía no cardíaca de manera electiva y de baja complejidad, en donde durante el procedimiento quirúrgico se hace uso de sevoflorane para el mantenimiento anestésico. Los datos fueron recolectados por residentes de anestesiología y consistió en el almacenamiento de las variables de estudio: presión arterial media, frecuencia cardíaca y el porcentaje sevoflorane exhalado por intervalos de tres minutos, lo cual era registrado en tablas de excel.

El hecho de que la recolección fuese manual, y no a través de adquisición en tiempo real, agrega errores en la medición, y de hecho se plantea como una etapa posterior a este trabajo, la realización de una etapa previa que permita la adquisición y procesamiento de señales provenientes de la monitoría de los pacientes. Sin embargo, los resultados durante las simulaciones fueron bastante buenos a pesar de estos errores en la medición.

Se eligieron como entradas al sistema la presión arterial y la frecuencia cardíaca, debido a que son señales que siempre se tienen en todos los procedimiento quirúrgicos realizados en la Fundación Cardioinfantil, ya que hacen parte de la monitoría miníma que dicta la *American Society of Anesthesiologists* para los pacientes que reciben anestesia. La salida del sistema consiste en la dosis del gas anestésico, que debe estar recibiendo el paciente para ese momento en particular; y en este caso se escoge el sevoflorane, al ser el gas anestésico que más se utiliza para el mantenimiento anestésico en la Fundación Cardioinfantil.

Debido a que se quiere tener un modelo que obtenga generalización ante entradas de nuevos pacientes, la base de datos se dividió en dos grupos: uno de desarrollo y otro para realización de pruebas. Para el grupo de desarrollo, fueron probados diferentes modificaciones en el modelo propuesto, buscando mejorar los resultados. El grupo de pruebas busca obtener información sobre

la generalidad del modelo, puesto que sus datos no se usaron para desarrollo del mismo, generando así resultados sobre nuevas entradas.

4.4. Diseño e Implementación de Sistemas Difusos

En esta etapa, se realiza la implementación de un sistema similar a uno encontrado en la literatura y además se proponen tres sistemas de Lógica Difusa con el fin de encontrar el sistema con la mejor respuesta ante nuevas entradas. Con estos sistemas se busca obtener buenos resultados en el conjunto de desarrollo, modificando características de los modelos. Las funciones de membresía fueron ajustadas gracias al criterio del especialista en anesteiología, que en este caso corresponde al tutor temático de este trabajo, y se tomaron como variables de entrada la presión arterial media (MAP) y la frecuencia cardíaca (HPR). Los sistemas fueron implementados en Matlab. Estos sistemas están descritos de la siguiente manera:

4.4.1. Fuzzy 1:

Este sistema se implementó únicamente para replicar los resultados del trabajo realizado por Saraoğlu et al[16]. Aunque en el sistema citado se hace uso de valores de presión arterial sistólica en lugar de presión arterial media y los rangos usados para establecer las funciones de membresía de la frecuencia cardíaca también son distintos a los propuestos en este trabajo. La replicación de este sistema fue usada como una forma de aprendizaje y comprensión de los sistemas difusos.

Las funciones de membresía son de tipo trapezoidal y el tipo de inferencia que usa el sistema es mamdani. El sistema replicado, usa doce funciones de membresía para la presión arterial sistólica (SAP) seleccionados según criterio de los autores, nombrados secuencialmente desde la T_1 hasta la T_{12}, mientras que para la frecuencia cardíaca (HPR) se declararon ocho funciones de membresía, nombradas secuencialmente desde la N_1 hasta la N_8 y finalmente para la salida de anestesia (AO, del inglés *Anesthesia Output*, corresponde a la dosis de sevoflorane dado en porcentaje) se declaran cinco funciones de membresía, nombradas desde la A_1 hasta la A_5. Las reglas de

inferencia usadas en este sistema son mostradas en la tabla 5.1 y los rangos usados son mostrados en la tabla 5.2.

4.4.2. Fuzzy 2:

A partir de las reglas heurísticas suministrada por el especialista en anestesiología, para dar un ejemplo: "si la presión arterial y la frecuencia cardíaca están en un rango alto, entonces se debe administrar un porcentaje mayor de sevoflorane"; y de información recopilada del desarrollo del sistema anterior 4.4.1, se definen funciones de membresía de tipo trapezoidal, que son de las funciones mas usadas y que además permiten cálculos más sencillos, por otro lado, para la inferencia se usa la tipo Mamdani definida en el *toolbox* de Matlab.

Las variables lingüisticas definidas para cada variable son Muy Bajo, Bajo, Normal, Alto y Muy Alto. En el caso de la presión arterial media (MAP) se definieron cinco funciones de membresía que corresponden a cada variable ingüistica, nombradas de forma secuencial iniciando con T_1 y finalizando con T_5. De igual forma se definieron las funciones de membresía de la salida (AO) nombrándolas secuencialmente desde S_1 hasta S_5. Mientras que con la frecuencia cardíaca (HPR) se definieron seis funciones de membresía, nombrándolas de forma secuencial iniciando con R_1 y finalizando con R_6.

Las reglas de inferencia fueron creadas teniendo como referencia el sistema desarrollado en [16] con algunos ajustes realizados, con la ayuda del especialista en anestesiología; éstas fueron introducidas al sistema con un conector de relación AND. Para la consolidación de las reglas se tuvo en cuenta la presencia de algunos casos no validos, que vienen siendo las combinaciones de casos no posibles, debido a que no ocurren en la realidad, o que se tratarían de situaciones extremas que no se consideraron para la realización de este trabajo. Las reglas de inferencia se muestran en la tabla 5.3 y los rangos empleados están consignados en la tabla 5.4.

4.4.3. Fuzzy 3:

En este modelo se realizó un ajuste de los rangos de la MAP y la HPR (Tabla **??**), además se modificó la cantidad de las funciones de membresía, con el fin de obtener una por cada variable lingüística evaluada. Se crearon

cinco funciones de membresía tanto para MAP, HPR, como para la salida, éstas fueron nombradas de forma secuencial como en el caso del fuzzy 2. Se usaron funciones de tipo trapezoidal y para la inferencia se eligió en el *toolbox* de Matlab la tipo Mandani, las reglas de inferencia se mantienen igual que en el sistema fuzzy 2 (tabla 5.3).

4.4.4. Fuzzy 4:

Este usa los mismos rangos de MAP, HPR y AO definidos en el fuzzy 3 (Tabla **??**), pero se realizaron mas funciones de membresía con el fin de aumentar la precisión del sistema a la hora de predecir la cantidad de anestesia exhalada. Para la MAP, se definieron seis funciones de membresía, para el HPR se crearon siete y para la salida (AO) cuatro, cada uno de estas independientemente nombrada de forma secuencial según la variable como en los sistemas anteriores. Se mantienen las variables lingüísticas del fuzzy 2 al igual que las reglas de inferencia creadas en este.

4.5. Evaluación de los Modelos Propuestos

En esta etapa, se realizaron pruebas con los sistemas Fuzzy 2, Fuzzy 3 y Fuzzy 4, para análizar el error generado por cada uno de ellos y comprobar el rendimiento, en cuanto a su generalización ante nuevos datos, para esto fue usado el grupo de prueba con datos de pacientes que no fueron usados para generar los modelos. Para esto se realizaron los cálculos de varios tipos de error para dar cuenta del rendimiento y capacidad de predicción de cada uno de los sistemas con respecto a los datos reales.

Para medir la eficiencia de cada uno de lo sistemas, se calculó: el Error (Diferencia entre el valor real y el estimado), Error Relativo Porcentual, Error Absoluto Medio, Error Porcentual Absoluto Medio (MSE %), además se presenta el calculo del índice Kappa que permite establecer un valor de concordancia entre el valor real y los valores calculados por cada uno de los sistemas. Los errores anteriormente mencionados están descritos en la literatura de la siguiente manera:

- Error: Es la diferencia entre el valor de la medida y el valor tomado como exacto. Puede ser positivo o negativo, según sí la medida es su-

perior al valor real o inferior. Tiene unidades, las mismas que las de la medida. Está definido matemáticamente por la ecuación 4.1.

$$E = P_R - P \tag{4.1}$$

- Error Relativo Porcentual: Es el cociente entre el error y el valor exacto. Si se multiplica por 100 se obtiene el tanto por ciento (%) de error. Al igual que el error absoluto puede ser positivo o negativo porque puede ser por exceso o por defecto, no tiene unidades. Está definido matemáticamente por la ecuación 4.2

$$ERP = \frac{P_R - P}{P_R} * 100 \tag{4.2}$$

- Error Absoluto Medio (MAD): Que proporciona una medición del error promedio del pronóstico (en valor absoluto) y queda definido en la ecuación 4.3

$$MAD = \frac{\sum_{t=1}^{n}(A_t - F_t)}{n} \tag{4.3}$$

- Error Porcentual Absoluto Medio (MAPE): Mide el tamaño del error (absoluto) en términos porcentuales], haciendo uso de la ecuación 4.4.

$$MAPE = \frac{\sum_{t=1}^{n}\frac{(A_t - F_t)}{A_t}}{n} * 100 \tag{4.4}$$

donde, n es la cantidad de datos evaluados, A_t es el dato real y F_t es el dato de pronóstico

- Error Cuadrático Medio (MSE): Mide el promedio de los errores al cuadrado, es decir, la diferencia entre el estimador y lo que se estima. El MSE es una función de riesgo, correspondiente al valor esperado de la pérdida del error al cuadrado o pérdida cuadrática, definido la ecuación 4.5

$$MEE = \frac{\sum_{t=1}^{n}(\hat{a}_i - a_i)^2}{n} \tag{4.5}$$

donde $\hat{a}_i$ es el valor real y a_i es el valor estimado.

- Error Cuadrático Medio Porcentual (MSE %): Es igual que el MSE, pero éste está dividido por la suma total de los datos y multiplicado por 100.
- Índice Kappa: El índice Kapppa mide el grado de concordancia de las evaluaciones nominales u ordinales realizadas por múltiples evaluadores cuando se evalúan las mismas muestras, otra definición nos indica que refleja la concordancia inter-observador y puede ser calculado en tablas de cualquier dimensión, siempre y cuando se contrasten dos observadores. El índice Kappa está definido matemáticamente por la ecuación 4.6

$$K = \frac{P_o - P_e}{1 - P_e} \tag{4.6}$$

Donde P_o es la proporción de acuerdos observados y P_e la proporción de acuerdos esperados en la hipótesis de independencia entre los observadores, es decir, de acuerdos por azar. El resultado del índice Kappa está evaluado entre cero y uno, y a ciertos valores dentro de este rango se les asigna una interpretación literal del grado de coincidencia que tienen frente a lo evaluado, cabe resaltar que por el tipo de pruebas que fueron realizadas se usa el índice Kappa de Cohen, ya que nos permite ver el nivel de concordancia que hay entre dos observadores diferentes para el mismo estudio. Los valores y los grados de concordancia del índice Kappa están consignados en la tabla 4.1

Índice Kappa	**Grado de Acuerdo**
≤ 0	Sin acuerdo
0-0.2	Insignificante
0.21-0.4	Mediano
0.41-0.6	Moderado
0.61-0.8	Sustancial
0.81-1	Casi Perfecto

Cuadro 4.1: Grados de concordancia del índice Kappa

Capítulo 5

Resultados

En este capitulo serán descritos con detalle los resultados obtenidos en la etapa de diseño e implementación de sistemas difusos y en la etapa de prueba de los mismos.

5.1. Resultados Fuzzy 1 (Fuzzy Replicado)

En esta etapa, como fue brevemente descrito con anterioridad, se realizó un sistema de Lógica Difusa en el *Toolbox Fuzzy de Matlab* figura 5.1, este a su vez esta basado en las reglas de inferencia contenidas en la tabla 5.1, además cabe aclarar que en el trabajo de [16] toman como entradas la presión arterial sistólica (SAP) y la frecuencia Cardíaca (HPR), además que se consideraron los casos no validos, que son las combinaciones que no pueden darse en la realidad tabla 5.1. Los rangos usados para cada membresía están consignados en la tabla 5.2.

Las funciones de membresía para cada variable tanto de entrada como de salida fueron fijadas como las funciones trapezoidales descritas a continuación, con base en las funciones de membresía generales de la figura 3.1. Las funciones usadas para las membresías de la SAP son:

$$SAP_{T1}(x) = \begin{cases} 1 & x \in [80-84] \\ \frac{90-x}{6} & x \in [84-90] \end{cases} \tag{5.1}$$

$$SAP_{T2}(x) = \begin{cases} \frac{x-84}{6} & x \in [84-90] \\ 1 & x \in [90-94] \\ \frac{100-x}{6} & x \in [94-100] \end{cases} \tag{5.2}$$

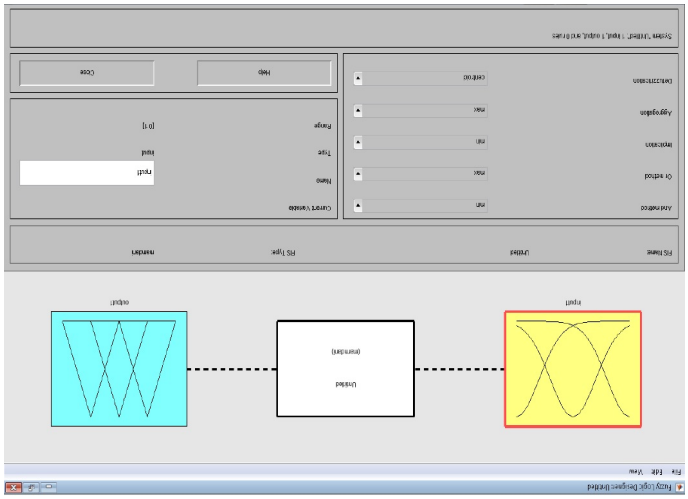


Figura 5.1: Entorno Gráfico del Toolbox Fuzzy de Matlab

$$SAP_{T3}(x) = \begin{cases} \frac{x-94}{6} & x \in [94-100] \\ 1 & x \in [100-104] \\ \frac{110-x}{6} & x \in [104-110] \end{cases} \tag{5.3}$$

$$SAP_{T4}(x) = \begin{cases} \frac{x-104}{6} & x \in [104-110] \\ 1 & x \in [110-114] \\ \frac{120-x}{6} & x \in [114-120] \end{cases} \tag{5.4}$$

$$SAP_{T5}(x) = \begin{cases} \frac{x-120}{6} & x \in [114-120] \\ 1 & x \in [120-124] \\ \frac{130-x}{6} & x \in [124-130] \end{cases} \tag{5.5}$$

$$SAP_{T6}(x) = \begin{cases} \frac{x-124}{6} & x \in [124-130] \\ 1 & x \in [130-134] \\ \frac{140-x}{6} & x \in [134-140] \end{cases} \tag{5.6}$$

$$SAP_{T7}(x) = \begin{cases} \frac{x-134}{6} & x \in [134-140] \\ 1 & x \in [140-144] \\ \frac{150-x}{6} & x \in [144-150] \end{cases} \tag{5.7}$$

$$SAP_{T8}(x) = \begin{cases} \frac{x-144}{6} & x \in [144-150] \\ 1 & x \in [150-154] \\ \frac{160-x}{6} & x \in [154-160] \end{cases} \tag{5.8}$$

Presión Arterial Sistólica	**Frecuencia Cardíaca**	**Salida Anestesia**
Muy Bajo	Muy Bajo	Cero
Muy Bajo	Bajo	Bajo
Muy Bajo	Normal	Bajo
Muy Bajo	Alto	NO VALIDO
Muy Bajo	Muy Alto	NO VALIDO
Bajo	Muy Bajo	Bajo
Bajo	Bajo	Bajo
Bajo	Normal	Bajo
Bajo	Alto	NO VALIDO
Bajo	Muy Alto	NO VALIDO
Normal	Muy Bajo	Bajo
Normal	Bajo	Normal
Normal	Normal	Normal
Normal	Alto	Alto
Normal	Muy Alto	Alto
Alto	Muy Bajo	NO VALIDO
Alto	Bajo	NO VALIDO
Alto	Normal	Alto
Alto	Alto	Alto
Alto	Muy Alto	Muy Alto
Muy Alto	Muy Bajo	NO VALIDO
Muy Alto	Bajo	NO VALIDO
Muy Alto	Normal	Muy Alto
Muy Alto	Alto	Muy Alto
Muy Alto	Muy Alto	Muy Alto

Cuadro 5.1: Reglas de Inferencia Sistema Fuzzy 1

$$SAP_{T9}(x) = \begin{cases} \frac{x-154}{6} & x \in [154-160] \\ 1 & x \in [160-164] \\ \frac{170-x}{6} & x \in [164-170] \end{cases} \tag{5.9}$$

Variable Lingüistica	**Presión Arterial Sistólica**	**Frecuencia Cardíaca**	**Salida Anestesia**
Muy Bajo	≤ 80	≤ 50	0
Bajo	90	60	0.5-0.8
Normal	100-140	70-90	1-2.5
Alto	160-170	95-110	3-3.6
Muy Alto	≥ 190	≥ 120	4

Cuadro 5.2: Rangos de las Membresías Sistema Fuzzy 1

$$SAP_{T10}(x) = \begin{cases} \frac{x-164}{6} & x \in [164-170] \\ 1 & x \in [170-174] \\ \frac{180-x}{6} & x \in [174-180] \end{cases} \tag{5.10}$$

$$SAP_{T11}(x) = \begin{cases} \frac{x-174}{6} & x \in [174-180] \\ 1 & x \in [180-184] \\ \frac{190-x}{6} & x \in [184-190] \end{cases} \tag{5.11}$$

$$SAP_{T12}(x) = \begin{cases} \frac{x-194}{6} & x \in [184-190] \\ 1 & x \in [190-220] \end{cases} \tag{5.12}$$

Las funciones de membresía de la HPR fueron:

$$HPR_{N1}(x) = \begin{cases} 1 & x \in [50-54] \\ \frac{60-x}{6} & x \in [54-60] \end{cases} \tag{5.13}$$

$$HPR_{N2}(x) = \begin{cases} \frac{x-60}{6} & [54-60] \\ 1 & x \in [60-64] \\ \frac{70-x}{6} & x \in [64-70] \end{cases} \tag{5.14}$$

$$HPR_{N3}(x) = \begin{cases} \frac{x-64}{6} & [64-70] \\ 1 & x \in [70-64] \\ \frac{80-x}{6} & x \in [64-80] \end{cases} \tag{5.15}$$

$$HPR_{N4}(x) = \begin{cases} \frac{x-74}{6} & [74-80] \\ 1 & x \in [80-84] \\ \frac{90-x}{6} & x \in [84-90] \end{cases} \tag{5.16}$$

$$HPR_{N5}(x) = \begin{cases} \frac{x-84}{6} & [84-90] \\ 1 & x \in [90-94] \\ \frac{94-x}{6} & x \in [94-100] \end{cases} \tag{5.17}$$

$$HPR_{N6}(x) = \begin{cases} \frac{x-94}{6} & [94-100] \\ 1 & x \in [100-104] \\ \frac{110-x}{6} & x \in [104-110] \end{cases} \tag{5.18}$$

$$HPR_{N7}(x) = \begin{cases} \frac{x-104}{6} & [104-110] \\ 1 & x \in [110-114] \\ \frac{120-x}{6} & x \in [114-120] \end{cases} \tag{5.19}$$

$$HPR_{N8}(x) = \begin{cases} \frac{x-114}{6} & [114-120] \\ 1 & x \in [120-150] \end{cases} \tag{5.20}$$

Las funciones de membresía de la salida de anestesia (AO) fueron descritas como:

$$AO_{AS1}(x) = \begin{cases} 1 & x \in [-1{,}27-0] \\ \frac{x-(-0{,}5)}{0{,}5} & x \in [0-(-0{,}5)] \end{cases} \tag{5.21}$$

$$AO_{AS2}(x) = \begin{cases} \frac{x-0}{0{,}5} & x \in [0-0{,}5] \\ 1 & x \in [0{,}5-0{,}8] \\ \frac{1-x}{0{,}2} & x \in [0{,}8-1] \end{cases} \tag{5.22}$$

$$AO_{AS3}(x) = \begin{cases} \frac{x-0{,}8}{0{,}2} & x \in [0{,}8-1] \\ 1 & x \in [1-2{,}5] \\ \frac{3-x}{0{,}5} & x \in [2{,}5-3] \end{cases} \tag{5.23}$$

$$AO_{AS4}(x) = \begin{cases} \frac{x-2{,}5}{0{,}5} & x \in [2{,}5-3] \\ 1 & x \in [3-3{,}6] \\ \frac{4-x}{0{,}4} & x \in [3{,}6-4] \end{cases} \tag{5.24}$$

$$AO_{AS5}(x) = \begin{cases} \frac{x-3{,}6}{0{,}4} & x \in [3{,}6-4] \\ 1 & x \in [4-4{,}5] \end{cases} \tag{5.25}$$

Los resultados obtenidos al replicar el sistema con el fin de entender el funcionamiento de sistemas difusos, no se registran dentro de este trabajo ya que no se trata de los sistemas que realmente se proponen.

5.2. Resultados Fuzzy 2

Se usaron las reglas de inferencia consignadas en la tabla 5.3, los rangos creados en cada membresía están consignados en la tabla 5.4. La relación de las variables de entrada con la salida está consignada en la tabla 5.5. Cada una de las membresías consideradas en el sistema propuesto están basados en el criterio del especialista en anestesiología y tutor de este trabajo.

Las funciones creadas para las membresías de la MAP son mostradas en la figura 5.2 y matemáticamente están descritas por las ecuaciones de la 5.26 a la 5.30.

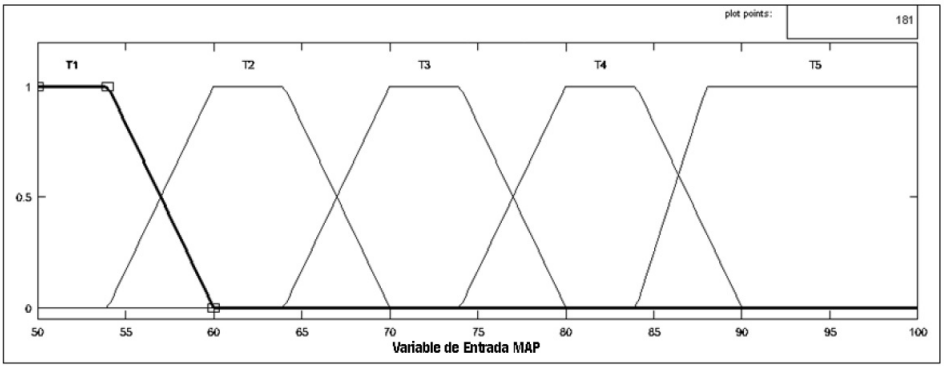


Figura 5.2: Funciones de Membresía para MAP

$$MAP_{T1}(x) = \begin{cases} 1 & x \in [50-54] \\ \frac{60-x}{6} & x \in [54-60] \end{cases} \tag{5.26}$$

$$MAP_{T2}(x) = \begin{cases} \frac{x-54}{6} & x \in [54-60] \\ 1 & x \in [60-64] \\ \frac{70-x}{6} & x \in [64-70] \end{cases} \tag{5.27}$$

$$MAP_{T3}(x) = \begin{cases} \frac{x-64}{6} & x \in [64-70] \\ 1 & x \in [70-74] \\ \frac{80-x}{6} & x \in [74-80] \end{cases} \tag{5.28}$$

Presión Arterial Media	**Frecuencia Cardíaca**	**Salida Anestesia**
Muy Bajo	Muy Bajo	cero
Muy Bajo	Bajo	Bajo
Muy Bajo	Normal	Bajo
Muy Bajo	Alto	NO VALIDO
Muy Bajo	Muy Alto	NO VALIDO
Bajo	Muy Bajo	Bajo
Bajo	Bajo	Bajo
Bajo	Normal	Bajo
Bajo	Alto	NO VALIDO
Bajo	Muy Alto	NO VALIDO
Normal	Muy Bajo	Bajo
Normal	Bajo	Normal
Normal	Normal	Normal
Normal	Alto	Alto
Normal	Muy Alto	Alto
Alto	Muy Bajo	NO VALIDO
Alto	Bajo	NO VALIDO
Alto	Normal	Alto
Alto	Alto	Alto
Alto	Muy Alto	Muy Alto
Muy Alto	Muy Bajo	NO VALIDO
Muy Alto	Bajo	NO VALIDO
Muy Alto	Normal	Muy Alto
Muy Alto	Alto	Muy Alto
Muy Alto	Muy Alto	Muy Alto

Cuadro 5.3: Reglas de Inferencia

$$MAP_{T4}(x) = \begin{cases} \frac{x-74}{6} & x \in [74-80] \\ 1 & x \in [80-84] \\ \frac{90-x}{6} & x \in [84-90] \end{cases} \tag{5.29}$$

Variable Lingüistica	**Presión Arterial Media**	**Frecuencia Cardíaca**	**Salida Anestesia**
Muy Bajo	≤ 60	≤ 50	0
Bajo	60-65	50-60	0.5-1.5
Normal	65-90	60-80	1.5-2.5
Alto	90-95	80-90	2.5-4
Muy Alto	≥ 95	≥ 90	≥ 4

Cuadro 5.4: Rangos de las Membresías Sistema Fuzzy 2

	R1	R2	R3	R4	R5	R6
T1	S1	S2	S2	S2	N/A	N/A
T2	S2	S2	S3	S3	N/A	N/A
T3	S2	S3	S3	S3	S4	S4
T4	N/A	N/A	S4	S4	S5	S5
T5	N/A	N/A	S5	S5	S5	S5

Cuadro 5.5: Relación de las Membresías con la Salida Fuzzy 2

$$MAP_{T5}(x) = \begin{cases} \frac{x-84}{6} & x \in [84-90] \\ 1 & x \in [90-100] \end{cases} \tag{5.30}$$

Las funciones de membresía creadas para HPR están descritas matemáticamente por las ecuaciones 5.31 a la 5.36. Las funciones se muestran en la figura 5.3.

$$HPR_{R1}(x) = \begin{cases} 1 & x \in [40-44] \\ \frac{50-x}{6} & x \in [44-50] \end{cases} \tag{5.31}$$

$$HPR_{R2}(x) = \begin{cases} \frac{x-44}{6} & x \in [44-50] \\ 1 & x \in [50-54] \\ \frac{60-x}{6} & x \in [54-60] \end{cases} \tag{5.32}$$

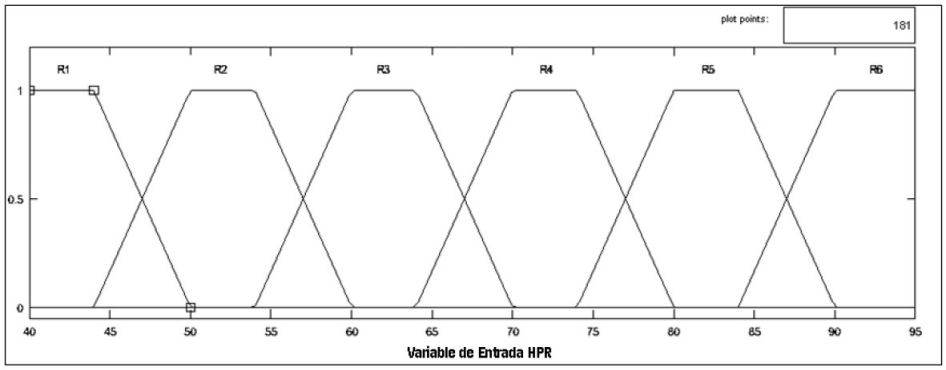


Figura 5.3: Funciones de Membresía para HPR

$$HPR_{R3}(x) = \begin{cases} \frac{x-54}{6} & x \in [54-60] \\ 1 & x \in [60-64] \\ \frac{70-x}{6} & x \in [64-70] \end{cases} \tag{5.33}$$

$$HPR_{R4}(x) = \begin{cases} \frac{x-64}{6} & x \in [64-70] \\ 1 & x \in [70-74] \\ \frac{80-x}{6} & x \in [74-80] \end{cases} \tag{5.34}$$

$$HPR_{R5}(x) = \begin{cases} \frac{x-74}{6} & x \in [74-80] \\ 1 & x \in [80-84] \\ \frac{90-x}{6} & x \in [84-90] \end{cases} \tag{5.35}$$

$$HPR_{R6}(x) = \begin{cases} \frac{100-x}{6} & x \in [84-90] \\ 1 & x \in [90-110] \end{cases} \tag{5.36}$$

Las funciones de membresía creadas para la salida están descritas matemáticamente por las ecuaciones de la 5.37 a la 5.41 y se muestran en la figura 5.4.

$$AO_{AS1}(x) = \begin{cases} \frac{x+1,26}{2,26} & x \in [-1,26-(-1)] \\ 1 & x \in [-1-(-0,5)] \\ \frac{x}{0,5} & x \in [-0,5-0] \end{cases} \tag{5.37}$$

$$AO_{AS2}(x) = \begin{cases} \frac{x}{-0,5} & x \in [-0,5-0] \\ 1 & x \in [0,5-1] \\ \frac{1,5-x}{0,5} & x \in [1-1,5] \end{cases} \tag{5.38}$$

$$AO_{AS3}(x) = \begin{cases} \frac{x-1}{0,5} & x \in [1-1,5] \\ 1 & x \in [1,5-2] \\ \frac{2,7-x}{0,7} & x \in [2-2,7] \end{cases} \tag{5.39}$$

$$AO_{AS4}(x) = \begin{cases} \frac{x-2}{0,7} & x \in [2-2,7] \\ 1 & x \in [2,7-3,2] \\ \frac{4-x}{0,8} & x \in [3,2-4] \end{cases} \tag{5.40}$$

$$AO_{AS5}(x) = \begin{cases} \frac{x-3,2}{0,8} & x \in [3,2-4] \\ 1 & x \in [4-4,5] \end{cases} \tag{5.41}$$

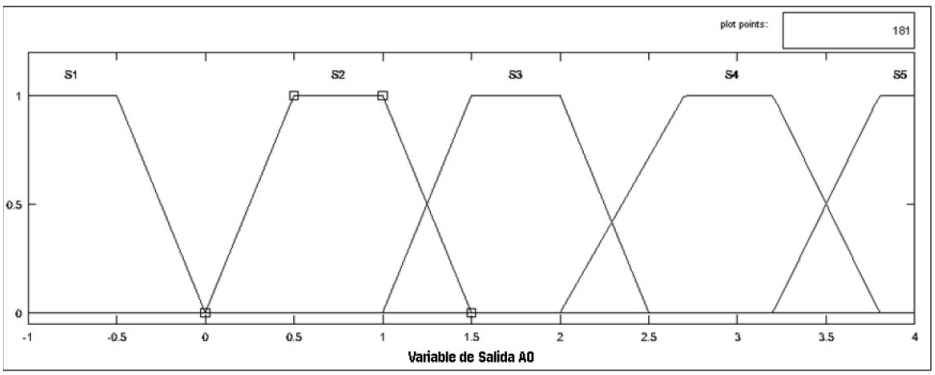


Figura 5.4: Funciones de Membresía para la AO

Para este sistema, los resultados obtenidos con cada uno de los pacientes son los mostrados en la tabla 5.10 al igual que el análisis de resultados asociado a este se presenta en la siguiente sección.

5.3. Resultados Fuzzy 3

Se usaron las reglas de inferencia consignadas en la tabla 5.3 que muestra la relación lógica entre las variables lingüísticas y la salida, adicionando como regla invalida el cumplimiento de la regla Muy Bajo & Muy Bajo. Los rangos usados en cada membresía están consignados en la tabla 5.6. En la tabla 5.7 se relaciona cada una de las membresías con la salida.

Variable Lingüistica	**Presión Arterial Media**	**Frecuencia Cardíaca**	**Salida Anestesia**
Muy Bajo	≤ 50	≤ 40	0
Bajo	55-60	45-55	0.5-1
Normal	65-80	60-75	1.5-2.5
Alto	85-90	80-90	2-3.8
Muy Alto	≥ 95	≥ 100	≥ 4

Cuadro 5.6: Rangos de las Membresías Sistema Fuzzy 3

	R1	R2	R3	R4	R5
T1	N/A	S2	S2	N/A	N/A
T2	S2	S2	S3	N/A	N/A
T3	S2	S3	S3	S4	S4
T4	N/A	N/A	S4	S5	S5
T5	N/A	N/A	S5	S5	S5

Cuadro 5.7: Relación de las Membresías con la Salida Fuzzy 3

Las funciones creadas para las membresías de la presión arterial Media (MAP) están descritas matemáticamente por las ecuaciones de la 5.42 a la 5.46 y son mostradas en la figura 5.5

$$MAP_{T1}(x) = \begin{cases} 1 & x \in [40-50] \\ \frac{60-x}{6} & x \in [50-55] \end{cases} \tag{5.42}$$

$$MAP_{T2}(x) = \begin{cases} \frac{x-50}{6} & x \in [50-55] \\ 1 & x \in [55-60] \\ \frac{65-x}{6} & x \in [60-65] \end{cases} \tag{5.43}$$

$$MAP_{T3}(x) = \begin{cases} \frac{x-60}{6} & x \in [60-65] \\ 1 & x \in [65-80] \\ \frac{85-x}{6} & x \in [80-85] \end{cases} \tag{5.44}$$

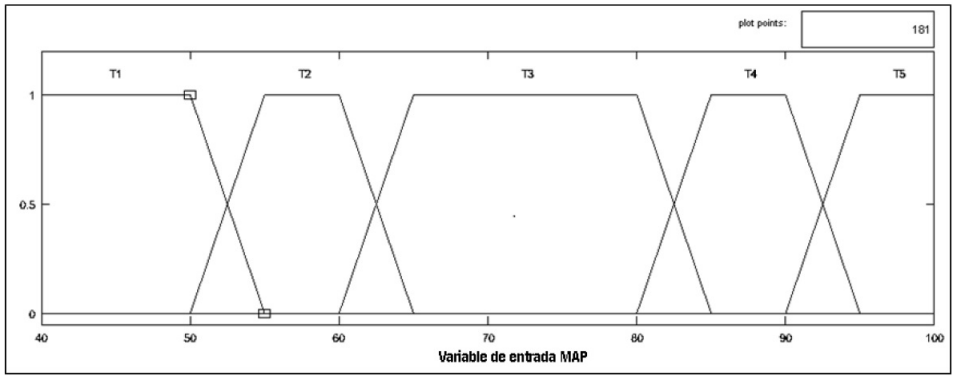


Figura 5.5: Funciones de Membresía para MAP

$$MAP_{T4}(x) = \begin{cases} \frac{x-80}{6} & x \in [80-85] \\ 1 & x \in [85-90] \\ \frac{95-x}{6} & x \in [90-95] \end{cases} \tag{5.45}$$

$$MAP_{T5}(x) = \begin{cases} \frac{x-84}{6} & x \in [90-95] \\ 1 & x \in [95-100] \end{cases} \tag{5.46}$$

Las funciones creadas para las membresías de la frecuencia cardíaca (HPR) se muestran en la figura 5.6 y están descritas matemáticamente por las ecuaciones de la 5.47 a la 5.52.

$$HPR_{R1}(x) = \begin{cases} 1 & x \in [40-44] \\ \frac{50-x}{6} & x \in [44-50] \end{cases} \tag{5.47}$$

$$HPR_{R2}(x) = \begin{cases} 1 & x \in [20-35] \\ \frac{40-x}{6} & x \in [35-40] \end{cases} \tag{5.48}$$

$$HPR_{R3}(x) = \begin{cases} \frac{x-40}{6} & x \in [35-40] \\ 1 & x \in [40-55] \\ \frac{60-x}{6} & x \in [55-60] \end{cases} \tag{5.49}$$

$$HPR_{R4}(x) = \begin{cases} \frac{x-55}{6} & x \in [55-60] \\ 1 & x \in [65-70] \\ \frac{80-x}{6} & x \in [75-80] \end{cases} \tag{5.50}$$

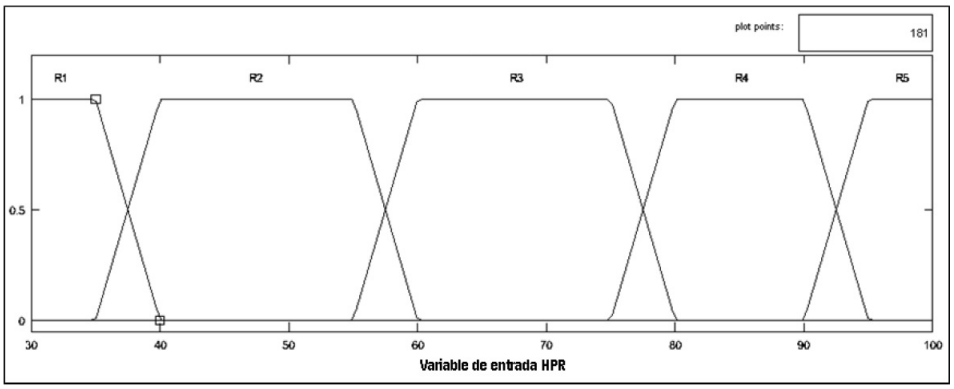


Figura 5.6: Funciones de Membresía para HPR

$$HPR_{R5}(x) = \begin{cases} \frac{x-75}{6} & x \in [75-80] \\ 1 & x \in [80-90] \\ \frac{90-x}{6} & x \in [90-95] \end{cases} \tag{5.51}$$

$$HPR_{R6}(x) = \begin{cases} \frac{100-x}{6} & x \in [90-95] \\ 1 & x \in [90-120] \end{cases} \tag{5.52}$$

Las funciones de membresía creadas para la salida están descritas por las ecuaciones 5.53 a la 5.57. Las funciones son mostradas en la figura 5.7.

$$AO_{AS1}(x) = \begin{cases} \frac{x+1,26}{2,26} & x \in [-1-0] \\ 1 & x \in [-0-(-0,5)] \\ \frac{x}{0,5} & x \in [-0,5-0] \end{cases} \tag{5.53}$$

$$AO_{AS2}(x) = \begin{cases} \frac{x}{-0,5} & x \in [0-0,5] \\ 1 & x \in [0,5-1] \\ \frac{1,5-x}{0,5} & x \in [1-1,5] \end{cases} \tag{5.54}$$

$$AO_{AS3}(x) = \begin{cases} \frac{x-1}{0,5} & x \in [1-1,5] \\ 1 & x \in [1,5-2,5] \\ \frac{2,7-x}{0,5} & x \in [2,5-3] \end{cases} \tag{5.55}$$

$$AO_{AS4}(x) = \begin{cases} \frac{x-2}{0,5} & x \in [2{,}5 - 3] \\ 1 & x \in [3 - 3{,}8] \\ \frac{4-x}{0,2} & x \in [3{,}8 - 4] \end{cases} \tag{5.56}$$

$$AO_{AS5}(x) = \begin{cases} \frac{x-3,8}{0,2} & x \in [3{,}8 - 4] \\ 1 & x \in [4 - 5] \end{cases} \tag{5.57}$$

Para este sistema, los resultados obtenidos con cada uno de los pacientes son los mostrados en la tabla 5.10 al igual que el análisis de resultados asociado a este se presenta en la siguiente sección.

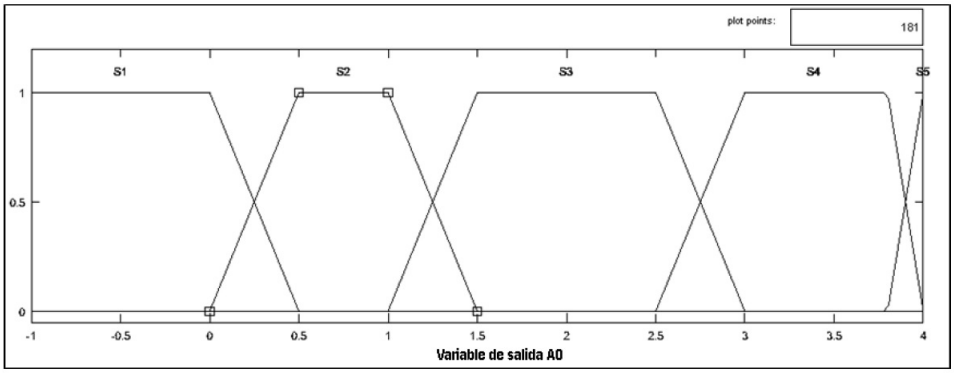


Figura 5.7: Funciones de Membresía para la AO

5.4. Resultados Fuzzy 4

Se usaron las reglas de inferencia consignadas en la tabla 5.3, adicionando como regla invalida Muy Bajo & Muy Bajo, los rangos usados en cada membresía están consignados en la tabla 5.8. En la tabla 5.9 se relaciona cada una de las membresías con la salida.

Las funciones creadas para las membresías de la presión arterial media (MAP) son las mostradas en la figura 5.8 y matemáticamente están descritas por las ecuaciones de la 5.58 a la 5.63.

Variable Lingüistica	**Presión Arterial Media**	**Frecuencia Cardíaca**	**Salida Anestesia**
Muy Bajo	≤ 50	≤ 40	0
Bajo	55-60	45-55	0.5-1
Normal	65-80	60-75	1.5-2.5
Alto	85-90	80-90	3-3.8
Muy Alto	≥ 95	≥ 100	≥ 4

Cuadro 5.8: Rangos de las Membresías Sistema Fuzzy 4

	R1	R2	R3	R4	R5	R6	R7
T1	N/A	S1	S1	S1	N/A	N/A	N/A
T2	S1	S1	S1	S2	N/A	N/A	N/A
T3	S1	S2	S2	S2	S3	S3	S3
T4	S1	S2	S2	S2	S3	S3	S3
T5	N/A	N/A	N/A	S3	S4	S4	S4
T6	N/A	N/A	N/A	S3	S4	S4	S4

Cuadro 5.9: Relación de las Membresías con la Salida Fuzzy 4

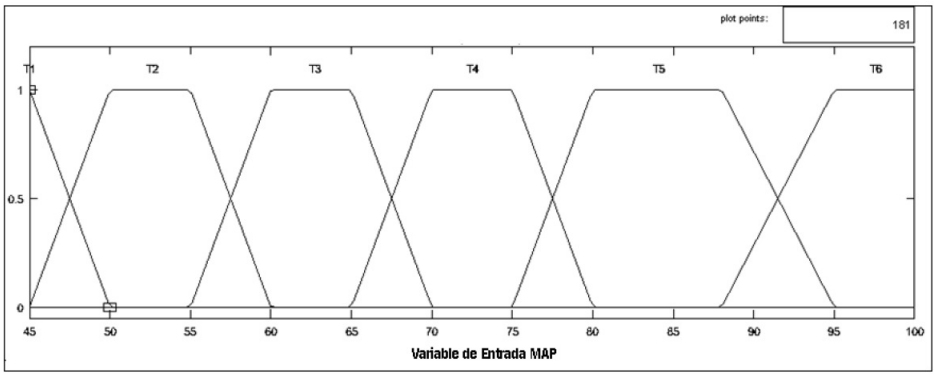


Figura 5.8: Funciones de Membresía para MAP

$$MAP_{T1}(x) = \begin{cases} 1 & x \in [20-45] \\ \frac{50-x}{5} & x \in [45-50] \end{cases} \tag{5.58}$$

$$MAP_{T2}(x) = \begin{cases} \frac{x-45}{5} & x \in [45-50] \\ 1 & x \in [50-55] \\ \frac{60-x}{5} & x \in [55-60] \end{cases} \tag{5.59}$$

$$MAP_{T3}(x) = \begin{cases} \frac{x-55}{5} & x \in [55-60] \\ 1 & x \in [60-65] \\ \frac{70-x}{5} & x \in [65-70] \end{cases} \tag{5.60}$$

$$MAP_{T4}(x) = \begin{cases} \frac{x-65}{5} & x \in [65-70] \\ 1 & x \in [70-75] \\ \frac{80-x}{5} & x \in [75-80] \end{cases} \tag{5.61}$$

$$MAP_{T5}(x) = \begin{cases} \frac{x-75}{5} & x \in [75-80] \\ 1 & x \in [80-88] \\ \frac{95-x}{5} & x \in [88-95] \end{cases} \tag{5.62}$$

$$MAP_{T6}(x) = \begin{cases} \frac{x-88}{7} & x \in [88-95] \\ 1 & x \in [95-110] \end{cases} \tag{5.63}$$

Las funciones creadas para las membresías de la frecuencia cardíaca (HPR) están descritas en las ecuaciones de la 5.64 a la 5.70 y se muestran en la figura 5.9.

$$HPR_{R1}(x) = \begin{cases} 1 & x \in [10-35] \\ \frac{40-x}{5} & x \in [35-40] \end{cases} \tag{5.64}$$

$$HPR_{R2}(x) = \begin{cases} \frac{x-35}{5} & x \in [35-40] \\ 1 & x \in [40-45] \\ \frac{50-x}{5} & x \in [45-50] \end{cases} \tag{5.65}$$

$$HPR_{R3}(x) = \begin{cases} \frac{x-45}{5} & x \in [45-50] \\ 1 & x \in [50-55] \\ \frac{60-x}{5} & x \in [55-60] \end{cases} \tag{5.66}$$

$$HPR_{R4}(x) = \begin{cases} \frac{x-55}{5} & x \in [55-60] \\ 1 & x \in [60-70] \\ \frac{75-x}{5} & x \in [70-75] \end{cases} \tag{5.67}$$

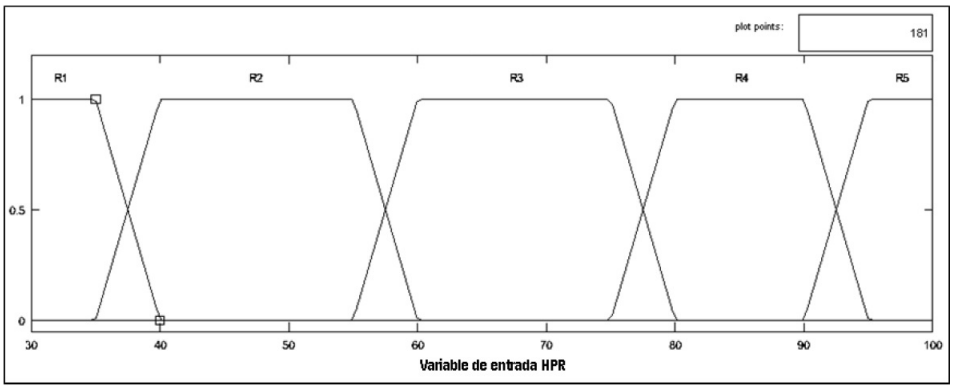


Figura 5.9: Funciones de Membresía para HPR

$$HPR_{R5}(x) = \begin{cases} \frac{x-70}{5} & x \in [70-75] \\ 1 & x \in [75-85] \\ \frac{90-x}{5} & x \in [85-90] \end{cases} \tag{5.68}$$

$$HPR_{R6}(x) = \begin{cases} \frac{x-85}{5} & x \in [85-90] \\ 1 & x \in [90-95] \\ \frac{90-x}{5} & x \in [95-100] \end{cases} \tag{5.69}$$

$$HPR_{R7}(x) = \begin{cases} \frac{x-95}{5} & x \in [95-100] \\ 1 & x \in [100-110] \end{cases} \tag{5.70}$$

Las funciones de membresía creadas para la salida están descritas por las ecuaciones de la 5.71 a la 5.74 y se muestran en la figura 5.10.

$$AO_{S1}(x) = \begin{cases} 1 & x \in [0-0{,}5] \\ \frac{1-x}{0{,}5} & x \in [0{,}5-1] \end{cases} \tag{5.71}$$

$$AO_{S2}(x) = \begin{cases} \frac{x-0{,}5}{-0{,}5} & x \in [0{,}5-1] \\ 1 & x \in [1-2] \\ \frac{2{,}5-x}{0{,}5} & x \in [2-1{,}5] \end{cases} \tag{5.72}$$

$$AO_{S3}(x) = \begin{cases} \frac{x-2}{0{,}5} & x \in [2-2{,}5] \\ 1 & x \in [2{,}5-3] \\ \frac{3{,}8-x}{0{,}7} & x \in [3-3{,}8] \end{cases} \tag{5.73}$$

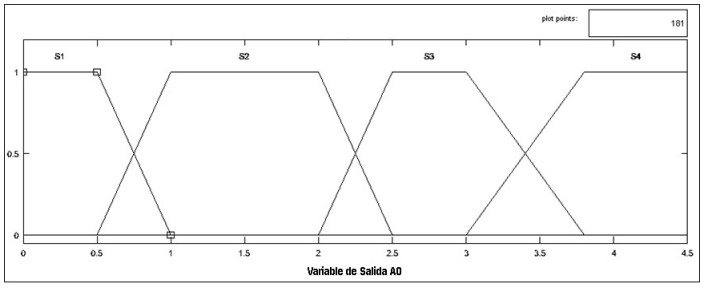


Figura 5.10: Funciones de Membresía para la AO

$$AO_{S4}(x) = \begin{cases} \frac{x-3}{0,7} & x \in [3-3,8] \\ 1 & x \in [3,8-5] \end{cases} \tag{5.74}$$

Para este sistema, los resultados obtenidos con cada uno de los pacientes son los mostrados en la tabla 5.10 al igual que el análisis de resultados asociado a este se presenta en la siguiente sección.

5.4.1. Análisis de Resultados del grupo de desarrollo

Los resultados obtenidos con todo el grupo de desarrollo se muestran en la tabla 5.10, donde se resumen los errores obtenidos por cada uno de los sistemas evaluados. Para cada paciente las filas representan a uno de los sistemas difusos, mientras que cada columna asocia los tipos de errores a cada uno de los sistemas (Fuzzy 2, 3 y 4).

En el caso del Fuzzy 2 se puede observar que para el paciente cuatro se obtuvo los mejores resultados a pesar de que este fue un caso particular debido a la administración de otros medicamentos en conjunto con el sevoflorane. Para el Fuzzy 3 los mejores resultados se dieron al evaluar los pacientes tres y cinco, en los que se obtuvo valores MSE de 0.004 y 0.48 respectivamente para cada paciente. A su vez se obtuvo valores de MAD de 0.31 y 3.1 respectivamente.

Por último, el sistema Fuzzy 4 obtuvo mejores resultados al evaluar los datos de los pacientes uno y dos. Para el paciente 1 con este sistema habría una reducción considerable del 8.54 % de la cantidad de anestesia exhalada y para el paciente 2 a pesar de que habría un gasto ligeramente mayor de anestesia también se prediciría de forma conveniente el porcentaje de anestesia exhalada. Para esta prueba, se logró que con el uso de más funciones de membresía se obtuvieran mejores resultados y una disminución notable del error en los pacientes uno y dos al evaluar los datos de entrada MAP y HPR.

Sistema	**Error**	**Error % (ERP)**	**MAD**	**MAPE**	**MSE**	**MSE %**
Paciente 6						
Fuzzy 2	-5.95	8.52	5.95	0.29	1.22	1.74
Fuzzy 3	-8.86	12.67	8.85	0.84	2.70	3.87
Fuzzy 4	2.87	4.11	2.87	0.27	0.28	0.40
Paciente 7						
Fuzzy 2	-1.76	3.48	1.75	0.14	0.13	0.25
Fuzzy 3	10.14	16.77	10.14	0.81	4.3	8.52
Fuzzy 4	9.24	15.52	9.24	0.64	3.56	7.07
Paciente 8						
Fuzzy 2	9.08	-25.9	9.08	1.29	4.12	11.76
Fuzzy 3	4.25	-12.12	4.25	0.81	0.90	2.57
Fuzzy 4	2.01	-5.73	2.01	0.33	0.2	0.57
Paciente 9						
Fuzzy 2	19.75	-67.18	19.75	4.48	26	88.45
Fuzzy 3	18.4	-62.58	18.4	4.17	22.57	76.77
Fuzzy 4	16.43	-55.88	16.43	3.73	17.99	3.99
Paciente 10						
Fuzzy 2	7.21	7.62	7.21	0.18	1.27	1.34
Fuzzy 3	6.9	7.29	6.9	0.17	1.16	1.28
Fuzzy 4	-12.49	13.16	12.49	0.32	3.8	3.99

Cuadro 5.10: Errores Obtenidos con los Tres Sistemas para el Grupo de Validación

Al realizar el cálculo del índice Kappa para el grupo de validación se obtuvo los resultados mostrados en la tabla 5.11. Este cálculo fue realizado gracias al complemento de Excel *Real Statistics* y al uso de tablas dinámicas. Se usaron como parámetros de comparación: el valor real total de anestesia exhalada contra el valor total estimado de anestesia exhalada según alguno de los tres sistemas. En este caso bajo la evaluación del índice Kappa los tres sistemas muestran concordancia con los valores totales reales de anestesia exhalada, mostrando un grado de concordancia casi perfectos.

Sistema	**Índice Kappa**	**Grado de Concordancia**
Fuzzy 2	1	casi perfecto
Fuzzy 3	1	casi perfecto
Fuzzy 4	1	casi perfecto

Cuadro 5.11: Índices Kappa Obtenidos con el Grupo de Validación

Es de destacar que para esta prueba se obtuvieron resultados atípicos para el paciente 9, basándose en la opinión del especialista, esto se debe a que durante el procedimiento quirúrgico, el paciente fue sometido al efecto de otros medicamentos diferentes al sevoflorane para mantener el estado de hipnosis, durante el mantenimiento anestésico. En el caso del fuzzy 2 se obtuvo valores atípicos cuando se calculo el error porcentual y el MSE porcentual, con -66 % y el 88 % respectivamente para este paciente. En el caso del fuzzy 3, los valores atípicos fueron los obtenidos al calcular el error porcentual y el MSE porcentual, con valores de -62.58 % y 76.77 % respectivamente. Finalmente para el fuzzy 4 el error más notorio, fue en el caso del ERP, con un valor de -55.88 % para este paciente. Las otras medidas de error fueron relativamente pequeñas y no muy superiores en comparación con los resultados de los otros cuatro pacientes usados en las pruebas de los sistemas.

Capítulo 6

Conclusiones y Trabajos Futuros

- Frente al sistema presentado en el articulo tomado como referencia, los sistemas propuestos en este trabajo evidencian un mejor enfoque para la evaluación de la cantidad de anestesia a suministrar, debido a que se incorporan la presión arterial media en la entrada del sistema y su salida esla cantidad de gas exhalado que realmente es la dosis que el paciente est'recibiendo

- Gracias al Criterio del especialista es posible decir que los resultados se ven afectados por el uso de más medicamentos en conjunto con el sevoflorano, debido a que esto provoca una respuesta fisiológica diferente en el paciente. Lo anterior se vio reflejado en los resultados obtenidos al evaluar el paciente 4 y el paciente 9 con los sistemas Fuzzy 2 y el Fuzzy 4 respectivamente. A pesar de ello, los sistemas tuvieron un error aceptable al estimar el porcentaje de sevoflorane exhalado.

- El sistema Fuzzy 4 se desempeñó mejor que los otros dos sistemas. Para la prueba de desarrollo se logró que con el uso de más funciones de membresía se obtuvieran mejores resultados y una disminución notable del error en los pacientes uno y dos al evaluar los datos de entrada MAP y HPR.

- A pesar de que la toma de datos no fue automatizada, ni tampoco bajo un control riguroso, los resultados arrojados por los sistemas son promisorios. En este proyecto inicialmente, se pretendía lograr que a partir

de la toma de datos fuera automatizada y en tiempo real (por medio de una conexión entre los monitores de anestesia y un computador), y de esta forma se lograra una predicción más adecuada de la cantidad de sevoflorane exhalado, pero debido a factores de tiempo y de restricción en el horario de las salas de cirugía no fue posible. Por otro parte, este es uno de los puntos de partida para continuar con este tipo de trabajos en la Fundación Cardioinfantil.

- Como trabajo futuro se propone automatizar el proceso de toma de datos, alimentando los sistemas propuestos en este trabajo, con el fin de minimizar los errores desde la adquisición de los datos y por ende mejorar el desempeño del sistema a la hora de predecir la cantidad de sevoflurane exhalado.

- También, como trabajo futuro, y a medida que se van mejorando los sistemas, se podría establecer la creación de un software o de una aplicación móvil que cuente con una interfaz amigable, y a su vez sea capaz de brindar herramientas didácticas para las primeras etapas de aprendizaje por las que pasan los residentes de anestesiología.

Bibliografía

[1] Depth control of sevofluorane anesthesia with microcontroller based fuzzy logic system. *2001 Conference Proceedings of the 23rd Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society, Engineering in Medicine and Biology Society, 2001. Proceedings of the 23rd Annual International Conference of the IEEE, Engineering in medicine and biology*, page 1649, 2001.

[2] A fuzzy logic-based system for anaesthesia monitoring. *2010 Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology, Engineering in Medicine and Biology Society (EMBC), 2010 Annual International Conference of the IEEE*, page 3974, 2010.

[3] Genetic type-2 self-organising fuzzy logic controller applied to anaesthesia. *2015 Conference on Technologies and Applications of Artificial Intelligence (TAAI), Technologies and Applications of Artificial Intelligence (TAAI), 2015 Conference on*, page 83, 2015.

[4] Mirza Mansoor Baig, Hamid GholamHosseini, Abbas Kouzani, and Michael J. Harrison. Anaesthesia monitoring using fuzzy logic. *JOURNAL OF CLINICAL MONITORING AND COMPUTING*, 25(5):339 – 347, n.d.

[5] Carolyn L. Beck. Modeling and control of pharmacodynamics. *European Journal of Control*, 24:33 – 49, 2015. SI: {ECC15European} Control Conference.

[6] J L Derrick, C L Thompson, and T G Short. The application of a modified proportional-derivative control algorithm to arterial pressure alarms in anesthesiology. *Journal Of Clinical Monitoring And Computing*, 14(1):41 – 47, 1998.

[7] Faiyaz Doctor, Chih-Hao Syue, Yan-Xin Liu, Jiann-Shing Shieh, and Rahat Iqbal. Type-2 fuzzy sets applied to multivariable self-organizing fuzzy logic controllers for regulating anesthesia. *Applied Soft Computing*, 38:872 – 889, 2016.

[8] Ahmad M. El-Nagar and Mohammad El-Bardini. Interval type-2 fuzzy neural network controller for a multivariable anesthesia system based on a hardware-in-the-loop simulation. *Artificial Intelligence In Medicine*, 61:1 – 10, 2014.

[9] V. Esmaeili, A. Assareh, M. B. Shamsollahi, M. H. Moradi, and N. M. Arefian. Estimating the depth of anesthesia using fuzzy soft computation applied to eeg features. *Intelligent Data Analysis*, 12(4):393 – 407, 2008.

[10] P.S.A. Glass and I.J. Rampil. Automated anesthesia: Fact or fantasy?. *Anesthesiology*, 95(1):1–2, 2001.

[11] S. Landers, R. Peng Wen Pather. Depth of anaesthesia: Measuring or guessing?. *2010 IEEE International Conference on Nano/Molecular Medicine and Engineering, Nano/Molecular Medicine and Engineering (NANOMED), 2010 IEEE 4th International Conference on*, page 76, 2010.

[12] M Mahfouf, M.F Abbod, and D.A Linkens. A survey of fuzzy logic monitoring and control utilisation in medicine. *Artificial Intelligence In Medicine*, 21(Fuzzy Theory in Medicine):27 – 42, 2001.

[13] Juan A. Méndez, Ayoze Marrero, Jose A. Reboso, and Ana León. Adaptive fuzzy predictive controller for anesthesia delivery. *Control Engineering Practice*, 46:1 – 9, 2016.

[14] Juan Albino Méndez Pérez, Santiago Torres, José Antonio Reboso, and Héctor Reboso. Estrategias de control en la práctica de anestesia. *Revista Iberoamericana de Automática e Informática Industrial RIAI*, 8:241 – 249, 2011.

[15] Mihai Moldovan, Alexandru Calin, Mihai Moldovan, Vishakhadatta M. Kumaraswamy, Diana Braver, Dinesh G. Nair, and Mirela V. Simon. Intraoperative somatosensory evoked potential monitoring decreases eeg burst suppression ratio during deep general anesthesia. *JOURNAL OF CLINICAL NEUROPHYSIOLOGY*, 31(2):133 – 137, n.d.

[16] Hamdi Melih Saraoğlu and Sibel Şanlı. A fuzzy logic-based decision support system on anesthetic depth control for helping anesthetists in surgeries. *Journal of Medical Systems*, 31(6):511–519, Dec 2007.

[17] Kristian Soltesz, Jin-Oh Hahn, Tore Hägglund, Guy A. Dumont, and J. Mark Ansermino. Individualized closed-loop control of propofol anesthesia: A preliminary study. *Biomedical Signal Processing and Control*, 8:500 – 508, 2013.

[18] MMRF Struys, T De Smet, S Greenwald, AR Absalom, S Binge, and EP Mortier. Performance evaluation of two published closed-loop control systems using bispectral index monitoring - a simulation study. *ANESTHESIOLOGY*, 100(3):640 – 647, n.d.

[19] B. W. Urban and M. Bleckwenn. Concepts and correlations relevant to general anaesthesia. *BJA: British Journal of Anaesthesia*, 89(1):3–16, 2002.

[20] Alexander S. Wycherley and Jane L. Bembridge. Physics: Monitoring techniques; neuromuscular blockade and depth of anaesthesia. *Anaesthesia and Intensive Care Medicine*, 18(Neurosurgical Anaesthesia):324 – 327, 2017.