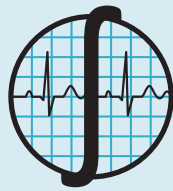




REVISTA MEXICANA DE **Ingeniería** Biomédica

- **Caracterización y clasificación de señales de auscultación cervical adquiridas con estetoscopio para detección automática de sonidos deglutorios**
- **Degradación ósea observable en una radiografía simple: un caso**
- **Aplicación de un árbol de decisión difusa con clasificación de ambigüedad para determinar el exceso de peso en escolares**
- **Integración de un sistema robótico de terapia ocupacional para extremidades superiores con estimulación visual/táctil de los pacientes**
- **PercepFiguras: programa computarizado de estimulación visual para evaluar conductual y electrofisiológicamente la percepción multiestable**
- **Incubadora neonatal con ventilación mecánica embebida**



SOMIB
Sociedad Mexicana
de Ingeniería Biomédica

Sociedad Mexicana de Ingeniería Biomédica

La Mesa Directiva de la Sociedad Mexicana de Ingeniería Biomédica hace una extensa invitación a las personas interesadas en participar, colaborar y pertenecer como Socio Activo de la SOMIB. La SOMIB reúne a profesionistas que se desarrollan en áreas de Ingeniería Biomédica, principalmente ingenieros biomédicos, así como otros profesionistas afines con el desarrollo de tecnología para la salud.

Membresía Profesional

\$1,160.00 PESOS MXN

15% de descuento para grupos de 5 o más personas.

Membresía Profesional Técnico

\$1,160.00 PESOS MXN

15% de descuento para grupos de 5 o más personas.

Membresía Estudiante Licenciatura

\$683.00 PESOS MXN

15% de descuento para grupos de 5 o más personas.

Membresía Empresarial

\$12,760.00 PESOS MXN

No aplica descuento.

Membresía Institucional

\$11,800.00 PESOS MXN

No aplica descuento.

LOS COSTOS DE CUALQUIER MEMBRESÍA **NO GENERAN** I.V.A.

Para ser socio

- Presentar el formato de inscripción.
- Realizar el pago de derechos, de acuerdo a la categoría.
- Enviar correo adjuntando formato de inscripción, currículum y comprobante de pago a socios@somib.org.mx.
- Se emitirá carta de aceptación y constancia de membresía por parte de la mesa directiva (aprobada la solicitud).
- Para mayor información sobre los beneficios, ingresar a: www.somib.org.mx.

Datos bancarios

- **Beneficiario:** Sociedad Mexicana de Ingeniería Biomédica A.C.
- **Banco:** Banamex-Citibank
- **Sucursal:** 7010
- **Cuenta:** 5953168
- **CLABE:** 002760701059531688
- **SWIFT Code:** BNMXXMXXMM



AUTORES

Los trabajos a publicar en la RMIB, deben ser originales, inéditos y de excelencia. Los costos de publicación para autores son los siguientes:

NO SOCIOS: \$4,060.00 PESOS MXN (INCLUYE I.V.A.)

SOCIOS: \$1,276.00 PESOS MXN (INCLUYE I.V.A.)

PUBLICIDAD

A las empresas e instituciones interesadas en publicitar su marca o productos en la RMIB, los costos por número son los siguientes:

MEDIA PLANA: \$4,999.00 PESOS MXN (INCLUYE I.V.A.)

UNA PLANA: \$6,799.00 PESOS MXN (INCLUYE I.V.A.)

CONTRAPORTADA: \$7,799.00 PESOS MXN (INCLUYE I.V.A.)

FORROS INTERIORES: \$7,799.00 PESOS MXN (INCLUYE I.V.A.)

DESCUENTO DEL **20%** AL CONTRATAR PUBLICIDAD EN DOS O MÁS NÚMEROS.

La inserción de la publicidad será publicada en el libro electrónico y en el área de patrocinios en el sitio Web de la revista (RMIB), disponible en:

<http://rmib.mx>

Fundador

Dr. Carlos García Moreira

COMITÉ EDITORIAL

Editora en Jefe

Dra. Nelly Gordillo Castillo

UNIVERSIDAD AUTÓNOMA DE CIUDAD JUÁREZ

Nivel nacional

Dr. Rafael Eliecer González Landaeta

UNIVERSIDAD AUTÓNOMA DE CIUDAD JUÁREZ

Dr. Hugo Abraham Vélez Pérez

UNIVERSIDAD DE GUADALAJARA

Dr. Jorge Isaac Chairez Oria

INSTITUTO POLITÉCNICO NACIONAL

Dr. Christian Chapa González

UNIVERSIDAD AUTÓNOMA DE CIUDAD JUÁREZ

Dr. José Bargas Díaz

UNIVERSIDAD NACIONAL AUTÓNOMA DE MÉXICO

Dr. Arturo Minor Martínez

CINVESTAV - IPN MÉXICO

Dra. Rebeca del Carmen Romo V.

UNIVERSIDAD DE GUADALAJARA

Nivel internacional

Dr. Jorge Armony

MCGILL UNIVERSITY (CAN)

Dr. Marc Madou

UNIVERSITY OF CALIFORNIA AT IRVINE (EUA)

Dr. Max. E. Valentinuzzi

UNIVERSIDAD DE BUENOS AIRES (ARG)

Dr. Christopher Druzgalski

CALIFORNIA STATE UNIVERSITY AT LONG BEACH (EUA)

Dr. Mario J. Romero Ortega

THE UNIVERSITY OF TEXAS AT DALLAS (EUA)

Dr. Eduard Montseny Masip

UPC - BARCELONA TECH (ESP)

Dr. Renato García Ojeda

UNIVERSIDAD FEDERAL DE SANTA CATARINA (BRA)

Dr. Hugo Leonardo Rufiner

UNIVERSIDAD NACIONAL DEL LITORAL (ARG)

Dra. Pilar Sobrevilla Frisón

UPC - BARCELONA TECH (ESP)

Índices

La Revista Mexicana de Ingeniería Biomédica aparece en los siguientes índices científicos:

Sistema de Clasificación de Revistas Científicas y Tecnologías del CONACYT - Q4, SCOPUS, SciELO, REDALyC, EBSCO, LATIN-DEX, Medigraphic Literatura Biomedica, Sociedad Iberoamericana de Información Científica - SIIC.

www.rmib.mx

ISSN 2395-9126

Editor Técnico y en Internet

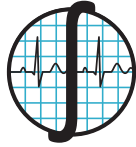
Enrique Ban Sánchez

Se autoriza la reproducción parcial o total de cualquier artículo a condición de hacer referencia bibliográfica a la Revista Mexicana de Ingeniería Biomédica y enviar una copia a la redacción de la misma.



Sociedad Mexicana de Ingeniería Biomédica

Plaza Buenavista #2, Col. Buenavista, Del. Cuauhtémoc, C.P. 06350, Ciudad de México, México, (555) 574-4505



SOMIB
Sociedad Mexicana
de Ingeniería Biomédica

MESA DIRECTIVA

Ing. Herberth Bravo Hernández

PRESIDENTE

M. en C. Ana Luz Portillo Hernández

VICEPRESIDENTE

Dra. Dora Luz Flores Gutiérrez

SECRETARIO

Ing. Carlos Graniel Tamayo

TESORERO

Dra. Nelly Gordillo Castillo

EDITORA DE RMIB

Afiliada a:

International Federation of Medical and Biological Engineering (IFMB-IUPSM-ICSU)
Federación de Sociedades Científicas de México, A.C. (FESOCIME)
Consejo Regional de Ingeniería Biomédica para América Latina (CORAL)

SOMIB

Plaza Buenavista #2, Col. Buenavista Del. Cuauhtémoc, C.P. 06350 Ciudad de México, México (555) 574-4505
www.somib.org.mx

REVISTA MEXICANA DE INGENIERÍA BIOMÉDICA, Vol. 39, No. 1, Enero-Abril 2018, es una publicación cuatrimestral editada por la Sociedad Mexicana de Ingeniería Biomédica A.C., Plaza Buenavista #2, Col. Buenavista, Del. Cuauhtémoc, Ciudad de México, 06350, (555) 574-4505, www.somib.org.mx, rmib.somib@gmail.com. Editor responsable: Nelly Gordillo Castillo. Reserva de Derechos al Uso Exclusivo No. 04-2015-041310063800-203, ISSN (impreso) 0188-9532; ISSN (electrónico) 2395-9126, ambos otorgados por el Instituto Nacional del Derecho de Autor. Responsable de la última actualización de este número: Lic. Enrique Federico Ban Sánchez, Plaza Buenavista #2, Col. Buenavista, Del. Cuauhtémoc, Ciudad de México, 06350, (555) 574-4505, fecha de última modificación, 15 de diciembre de 2016.

El contenido de los artículos, así como las fotografías son responsabilidad exclusiva de los autores. Las opiniones expresadas por los autores no necesariamente reflejan la postura del editor de la publicación.

Queda estrictamente prohibida la reproducción total o parcial de los contenidos e imágenes de la publicación sin previa autorización de la Sociedad Mexicana de Ingeniería Biomédica.

Disponible en línea:

www.rmib.mx

CONTENIDO**CONTENTS**

Índice	p 126	Artículo de investigación	p 205
Mensaje del presidente	p 127	Caracterización y clasificación de señales de auscultación cervical adquiridas con estetoscopio para detección automática de sonidos deglutorios	
Artículo de investigación	p 128	<i>Characterization and classification of cervical auscultation signals acquired with stethoscope for automatic detection of swallowing sound</i>	
Aplicación de un árbol de decisión difusa con clasificación de ambigüedad para determinar el exceso de peso en escolares			
<i>Application of a fuzzy decision tree with ambiguity classification to determine excess weight in schoolchildren</i>			
Artículo de investigación	p 144		
Integración de un sistema robótico de terapia ocupacional para extremidades superiores con estimulación visual/táctil de los pacientes			
<i>Integration of an Occupational-Therapy Robotic System for Upper Limbs with Visual/tactile Stimulation of Patients</i>			
Artículo de investigación	p 165		
Incubadora neonatal con ventilación mecánica embebida			
<i>Mechanical ventilation embedded in neonatal incubator</i>			
Artículo de investigación	p 182		
Degradación ósea observable en una radiografía simple: un caso			
<i>Noticeable bone degradation on a plain radiography: a case</i>			
Artículo de investigación	p 190		
PercepFiguras: programa computarizado de estimulación visual para evaluar conductual y electrofisiológicamente la percepción multiestable			
<i>PercepFiguras: a computerized visual stimulation program to assess, behaviorally and electrophysiologically, the multistable perception</i>			

MENSAJE DEL PRESIDENTE DE SOMIB

Estimados lectores,

La investigación es la piedra angular del descubrimiento y la construcción de nuevos conocimientos; sin ella, sería imposible mejorar los estudios, las teorías y los métodos para enfrentar las vicisitudes de nuestro mundo. Es decir, la investigación es la herramienta que nos permite comprender el cómo y el por qué de nuestro entorno natural, social, político, cultural, económico, entre otros.

En nuestros días, está claro que la economía mundial del siglo XXI se dará en el marco del crecimiento y el desarrollo de nuevas tecnologías.



En este nuevo ciclo será indispensable la investigación en todos los ámbitos de la ciencia, y ello requerirá del diseño de políticas públicas orientadas a la inversión de mayores recursos económicos y humanos a fin de promover la mejora y la innovación científica y empresarial. También, abrir más espacios de divulgación para que el mayor número de personas puedan acceder a los conocimientos que están a la vanguardia y puedan ser aprovechados.

La Sociedad Mexicana de Ingeniería Biomédica (SOMIB) está consciente de esta realidad, sobre todo, en la parte de la difusión. Por casi cuatro décadas, uno de sus ejes ha sido precisamente la transmisión del conocimiento relacionado con esta disciplina, el cual ha sido producto de la ardua labor de los académicos e investigadores de las diferentes universidades y centros de estudios e investigación de México y otros países.

Podemos asegurar con gran orgullo que parte del prestigio de la SOMIB es resultado de la calidad de los contenidos de la Revista Mexicana de Ingeniería Biomédica. Sin lugar a duda, esta publicación se ha convertido en un marco de referencia de nuestro gremio porque cada artículo o reflexión es sometido a los rigurosos mecanismos evaluación y criterios de selección establecidos en los requisitos y estándares nacionales e internacionales.

Hoy estamos muy contentos por la publicación de otra edición de nuestra Revista. Como siempre, quiero dar un agradecimiento especial al editor en jefe y el comité editorial. Sin ustedes, sin su trabajo honorífico y voluntad por hacer la ingeniería biomédica un mejor espacio científico y profesional, nuestra Revista no sería una realidad.

Ing. Herberth Bravo Hernández

PRESIDENTE DE LA SOMIB

[dx.doi.org/10.17488/RMIB.39.2.1](https://doi.org/10.17488/RMIB.39.2.1)

Aplicación de un árbol de decisión difusa con clasificación de ambigüedad para determinar el exceso de peso en escolares

Application of a fuzzy decision tree with ambiguity classification to determine excess weight in schoolchildren

J. Sulla-Torres¹, R. Gómez-Campos^{2,3}, M.A. Cossio-Bolaños^{1,3,4}

¹Universidad Nacional de San Agustín, Arequipa, Perú

²Universidad Autónoma de Chile, Chile

³Universidad Estadual de Campinas, Sao Paulo, Brasil

⁴Universidad Católica del Maule, Talca, Chile

RESUMEN

La técnica del árbol de decisiones en las ciencias de la salud sirve para comprender las correlaciones entre las descripciones de los pacientes y para clasificar de forma precisa en diversas categorías. El objetivo del estudio fue analizar la exactitud de la clasificación del exceso de peso de escolares mediante la aplicación de un árbol de decisión difusa, utilizando una base de datos de Itaipú, Paraná (Brasil). Se utilizó la base de datos de una muestra conformada por 5962 estudiantes (3024 del sexo femenino y 2938 del sexo masculino), con un rango de edad entre los 6 a 17 años de edad. Las variables consideradas fueron peso, estatura y el Índice de Masa Corporal (IMC). Para clasificar los datos antropométricos de los escolares se utilizó un árbol de decisión difusa. Los resultados del aprendizaje mostraron una clasificación correcta en el sexo femenino de 2688 y en el sexo masculino de 2471 registros respectivamente. En relación a la exactitud, se determinó 84% en el sexo masculino y 89% en el sexo femenino. El Área Bajo la curva mostró valores más altos en el método Difuso y en ambos sexos (0.965-0.983), mientras que en el método clásico, fueron inferiores (0.804-0.895). De acuerdo a los resultados calculados es posible aplicar el árbol de decisión difusa para la clasificación de escolares con exceso de peso con una exactitud aceptable, además se presenta como una técnica alternativa que puede ahorrar tiempo a la hora de analizar el estado nutricional, sin embargo, no se realizó otros cálculos estadísticos que tengan que ver con la precisión y exactitud a través de métodos estadísticos convencionales y comparar con la técnica de árboles difusos.

PALABRAS CLAVE: árboles de decisión difusa; vaguedad; ambigüedad; clasificación de sobre peso

ABSTRACT

The decision tree technique in the health sciences serves to understand the correlations between the descriptions of patients and to classify accurately in various categories. The aim of the study was to analyze the accuracy of the classification of excess weight of schoolchildren through the application of a fuzzy decision tree, using a database of Itaupú, Paraná (Brazil). We used the database of a sample consisting of 5962 students (3024 female and 2938 male), with an age range between 6 to 17 years of age. The variables considered were weight, height and the Body Mass Index (BMI). To classify the anthropometric data of the students, a diffuse decision tree was used. The learning results showed a correct classification in the female sex of 2688 and in the male sex of 2471 records respectively. In relation to accuracy, 84% was determined in the male sex and 89% in the female sex. The Area under the curve showed higher values in the Fuzzy method and in both sexes (0.965-0.983), while in the classical method, they were lower (0.804-0.895). According to the calculated results it is possible to apply the fuzzy decision tree for the classification of overweight students with an acceptable accuracy, and it is presented as an alternative technique that can save time when analyzing the nutritional status, however, no other statistical calculations were made that have to do with the precision and accuracy through conventional statistical methods and compare with the technique of fuzzy trees.

PALABRAS CLAVE: fuzzy decision trees; vagueness, ambiguity; classification obesity

Correspondencia

DESTINATARIO: Marco A. Cosío Bolaños

INSTITUCIÓN: Universidad Nacional de San Agustín

DIRECCIÓN: Santa Catalina #117, C. P. 04, Arequipa, Perú

CORREO ELECTRÓNICO: mcosio1972@hotmail.com

Fecha de recepción:

13 de septiembre de 2016

Fecha de aceptación:

6 de marzo de 2018

INTRODUCCIÓN

Los métodos de árboles de decisión inductivo se introdujeron por primera vez con el concepto de Sistema de aprendizaje en la década del sesenta ^[1] ^[2]. Desde entonces, se han seguido desarrollando y aplicando estudios para clasificar objetos.

De hecho, métodos importantes incluyen particiones recursivas de algoritmo ^[3], y la técnica de Iterative Dichotomiser 3 (ID3) ^[4] ^[5]. La estructura de un árbol de decisión comienza con un nodo raíz, a partir del cual, todas las ramas se originan. Una rama toma la forma de una serie de nodos donde las decisiones sobre los valores de atributo de condición se realizan en cada nodo, lo que permite la progresión a través del árbol. Una progresión se detiene en un nodo hoja, donde se da una clasificación de decisión. Esto se basa en la regla asociada con la rama completa desde el nodo raíz al nodo de hoja individual ^[6].

Una característica clave de estos métodos tradicionales de árboles de decisión inductivos, es que las decisiones de un nodo son clásicas (*crisp*). Por ejemplo, las sentencias relativas a valores de atributos 'menos que', 'igual' o 'mayor que', que indican el camino por el árbol.

El resultado de los árboles de decisión es categórico; por ello, no cubren la incertidumbre que pudiera existir en la clasificación ^[7]. Éstos han tenido una serie de alteraciones para tratar con el lenguaje y las incertidumbres de medición, con el objetivo de combinar los árboles simbólicos de decisión con el razonamiento aproximado ofrecido por la representación difusa. La intención es aprovechar las ventajas complementarias de ambos: la popularidad en las aplicaciones para aprender de los ejemplos y la comprensión del conocimiento de los árboles de decisión, y la capacidad de tratar con información inexacta e incierta de la representación difusa ^[28]. En este contexto, Yuan y Shaw ^[8], consideran que en las sentencias clásicas, realizar pequeños cambios en los valores de los atributos de un objeto pueden

llevar a repentinas variaciones para la decisión de asignar a una clase determinada. Por lo tanto, para superar estas deficiencias, Quinlan ^[7] sugiere un método probabilístico para construir árboles de decisión como clasificadores probabilísticos. En ese sentido, para suavizar los límites de los nodos del árbol de decisiones, se han desarrollado varias técnicas dentro de un ambiente difuso. Por ejemplo, el análisis de ID3 se ha extendido para incluir medidas de entropía difusa ^[9] ^[10], cuyo objetivo es determinar el nivel de incertidumbre de un conjunto difuso.

Yuan y Shaw ^[8] introdujeron un método de inducción de un árbol de decisión difusa. El trabajo expone esta técnica en un contexto antropométrico para la salud del escolar. Una de las razones para el uso de la teoría de conjuntos difusos es su simplicidad y su similitud con el razonamiento humano ^[11]. Esta similitud incluye el uso de términos lingüísticos asociado al conjunto de las reglas difusas a través de la utilización de las funciones de pertenencia específicas a un conjunto difuso. Una característica importante del método de Yuan y Shaw ^[8] es que permite el uso de atributos de condición continua y nominal, donde las funciones de pertenencia convierten los atributos continuos en valores ordinales con términos lingüísticos asociados.

De otro lado, los árboles de decisión difusa se pueden utilizar como parte de modelos híbridos que mejoren los resultados esperados. Mao ^[31] propone un forma de sistema de inferencia difusa basado en la estructura de árboles adaptativos mostrando que se requiere menor cálculo y tiene una alta exactitud. Fan ^[32] desarrolla un modelo híbrido integrando un método de agrupación de datos basado en casos y un árbol de decisiones difuso para la clasificación de datos médicos.

En general, un conjunto de reglas difusas (lingüísticas) es construido a partir de un árbol de decisión difusa, que describe la variación en los atributos antropométricos de una determinada muestra. Desde esa

perspectiva el análisis del árbol de decisión difuso se puede aplicar en un contexto de exceso de peso y obesidad de escolares mediante el análisis de los atributos antropométricos que la muestra refleja. Pues las variables antropométricas, por lo general son utilizadas para analizar el estado nutricional, el crecimiento físico y la composición corporal del ser humano.

La valoración del exceso de peso está dada por las recomendaciones que brinda la Organización Mundial de la Salud ^[12] y la IOFT ^[13]. Estos organismos basan la clasificación en función del Índice de Masa Corporal [IMC= peso (kg)/estatura (m²)]. En ese contexto, algunos estudios han desarrollado aproximaciones híbridas usando árbol de decisión, Naïve Bayes, distancias medias y euclidiana y minería de datos para la predicción del exceso de peso en niños y adolescentes ^[14]; sin embargo, hasta donde se sabe no hay estudios que investiguen la exactitud para determinar la clasificación del exceso de peso corporal en escolares entre los 6 a 17 años de edad. Esta información podría facilitar la clasificación, especialmente cuando se trata de diagnosticar grandes muestras de datos. Por lo tanto, el objetivo de este estudio fue analizar la precisión de la clasificación del exceso de peso de escolares mediante la aplicación de un árbol de decisión difusa, utilizando una base de datos de Itaipú, Paraná (Brasil). Esta información podría auxiliar a los profesionales de las ciencias de la salud, con lo cual, podrían clasificar el exceso de peso de forma rápida y precisa, en especial al identificar casos específicos en grandes poblaciones.

MÉTODOS

Para los datos antropométricos de los estudiantes se efectuó un estudio de tipo descriptivo-comparativo (*survey*). La muestra seleccionada fue de tipo probabilística (estratos). Se evaluó a 5962 estudiantes (3024 del sexo femenino y 2938 del sexo masculino) El rango de edad oscila entre los 6 a 17 años de edad. El tamaño y las características de la muestra estudiada se observa en la Tabla I.

TABLA 1. Características de los escolares estudiados.

Variables	fi	%
Sexo		
Femenino	3024	50,72
Masculino	2938	49,28
Total	5962	100
Edad (años)		
06 - 09	1775	29,77
10 - 13	2378	39,89
14 - 17	1809	30,34
Todos	5962	100

Fuente: Propia

Los datos antropométricos de los estudiantes han sido recolectados en la región de Paraná (Brasil). La Base de datos está a cargo de la Red Iberoamericana de Investigación en Desarrollo Biológico Humano.

Se seleccionó un total de 34 escuelas aledañas a la región. Todo el procedimiento de recolección de datos estuvo a cargo de 10 profesionales capacitados en técnicas antropométricas, quienes efectuaron la recolección de datos. Los datos cuentan con los consentimientos informados que los padres y/o responsables de los menores firmaron, en el que autorizan la realización de las medidas antropométricas en los niños y adolescentes de ambos sexos.

Las variables antropométricas evaluadas fueron el peso (kg) y la estatura (cm). Se adoptó el protocolo estandarizado por Ross, Marfell-Jones ^[15]. Se calculó el Índice de Masa Corporal (IMC) [IMC= peso (kg)/estatura (m²)] y fueron utilizados los puntos de corte para clasificar en Normal, Sobrepeso, Obesidad y Exceso de Peso (Sobrepeso+Obesidad), equivalentes a 18,5; 25 y 30 en adultos, según IOTF ^[13]. El estudio utilizó las variables: Estatura, Peso, Edad e IMC por tener presencia difusa.

La metodología utilizada es la de Knowledge Discovery in Databases (KDD). Este es un proceso no trivial que sirve para identificar patrones valiosos, novedosos, potencialmente útiles y en última instancia, comprensibles a partir de los datos [16]. Las fases adoptadas en el estudio se detallan a continuación.

Identificación de objetivos

Esta fase inicial se enfoca en entender los objetivos y requerimiento del proyecto convirtiendo esto en la definición del problema de minería de datos.

a) Determinación de objetivos

El estudio se realiza para:

- › Clasificar a los estudiantes según su peso con imprecisiones cognitivas.
- › Utilizar las herramientas de minería de datos con manejo de datos difusos.
- › Determinar la exactitud de la clasificación en relación al exceso de peso en los niños y adolescentes.

b) Evaluación de la situación

Los datos muchas veces son tratados sin considerar los inciertos cognitivos como la vaguedad y la ambigüedad que están asociados a la percepción y el pensamiento humano. La incertidumbre cognitiva puede ser bien representado por la teoría de conjuntos difusos de Zadeh [1]. Algunos conceptos básicos se resumen a continuación.

Sea U una colección de objetos denotados genéricamente por $\{u\}$. U se llama el universo del discurso y u representa el elemento genérico de U .

Un conjunto difuso A en un universo de discurso U se caracteriza por una función de pertenencia μ_A , que toma valores en el intervalo $[0, 1]$.

Para $u \in U$, $\mu_A(u) = 1$ significa que u es definitivamente un miembro de A y $\mu_A(u) = 0$ significa que u no es definitivamente un miembro de A , y $0 < \mu_A(u) < 1$ significa que u es parcialmente miembro de A . Si $\mu_A(u) = 0$ o $\mu_A(u) = 1$ para todo $u \in U$, A es un conjunto clásico.

Un universo de objetos o casos $U = \{u\}$ son descritos por una colección de atributos $A = \{A_1, \dots, A_k\}$. Cada atributo A_k mide algunas características importantes de un objeto y está limitado a un pequeño conjunto de términos lingüísticos discretos $T(A_k) = \{T_{1k}, \dots, T_{sk}\}$. $T(A_k)$ es, en otras palabras, el dominio de un atributo A_k . Cada objeto u en el universo se clasifica por un conjunto de clases $C = \{C_1, \dots, C_L\}$. Una regla de clasificación puede ser escrita como en la Ecuación 1:

$$IF(A_1 \text{ es } T_{i_1}^1) \text{ AND } \dots (A_k \text{ es } T_{i_k}^k) \text{ THEN } (C \text{ es } C_j) \quad (1)$$

Un conjunto de reglas de clasificación puede ser inducido usando un método de máquina de aprendizaje de un conjunto de entrenamiento de objetos cuyas clases es conocida. Las reglas de clasificación pueden ser utilizadas para clasificar objetos basados en los valores de sus atributos.

La vaguedad o imprecisión de un conjunto difuso se pueden medir con una entropía difusa [17], similar a la medida de la entropía de Shannon de aleatoriedad [18].

La medida de vaguedad se define como: Sea A un conjunto difuso sobre el universo U con una función de pertenencia $\mu_A(u)$ para todo $u \in U$. Si U es un conjunto discreto $U = \{u_1, u_2, \dots, u_m\}$ y $\mu_i = \mu_A(u_i)$, la vaguedad del conjunto difuso A se define por la Ecuación 2:

$$E_v(A) = -\frac{1}{m} \sum_{i=1}^m (\mu_i \ln \mu_i + (1 - \mu_i) \ln(1 - \mu_i)) \quad (2)$$

La ambigüedad o falta de especificidad de una distribución de posibilidad pueden ser definidos de acuerdo a Higashi y Klir [19] de la siguiente manera.

Sea $\pi = (\pi(x)|x \in X)$ denotan una posibilidad de distribución normalizada de Y sobre $X = \{x_1, x_2, \dots, x_n\}$, La medida posibilista de ambigüedad se define como se muestra en la Ecuación 3:

$$E_a(Y) = g(\pi) = \sum_{i=1}^n (\pi_i^* - \pi_{i+1}^*) \ln i \quad (3)$$

Donde $\pi^* = \{\pi_1^*, \pi_2^*, \dots, \pi_n^*\}$ es la permutación de la distribución de posibilidad $\pi = \{\pi(x_1), \pi(x_2), \dots, \pi(x_n)\}$, ordenados tal que $\pi_i^* \geq \pi_{i+1}^*$ para $i = 1, \dots, n$, y $\pi_{n+1}^* = 0$.

La clasificación de ambigüedad con particionamiento difuso $P = \{E_1, E_2, \dots, E_k\}$ en una evidencia difusa F, denotado como $G(P|F)$ es el promedio ponderado de la clasificación de ambigüedad con cada subconjunto de la partición, como se aprecia en la ecuación 4:

$$G(P|F) = \sum_{i=1}^k w(E_i|F)G(E_i \cap F) \quad (4)$$

Donde $G(E_i \cap F)$ es la clasificación de ambigüedad con evidencia difusa $E_i \cap F$, $W(E_i|F)$ es el peso que representa el tamaño relativo al subconjunto $E_i \cap F$ en F.

c) Determinación de los objetivos de la Minería de datos

Objetivo de minería de datos: Dar soporte mediante técnicas de Minería de datos a los objetivos de la investigación:

- › Fusificar de los datos de entrenamiento.
- › Inducir de un árbol de decisión difusa,
- › Convertir el árbol en un conjunto de reglas.
- › Aplicar las reglas difusas para clasificación.

Conocer estos objetivos permitirá determinar de una mejor manera la realidad del exceso de peso de los escolares y llevar un control pudiendo realizar la prevención de la obesidad.

Selección de los datos

Se analizaron las variables antropométricas que provienen de las evaluaciones realizadas a los escolares. Existen varios métodos de selección de variables independientes que se puede elegir para un modelo de regresión, el de mayor aceptación es el método de selección por pasos (*stepwise*).

Por ese motivo, se ha aplicado el Análisis de Regresión por Pasos (SRA, por sus siglas en inglés) para elegir los datos de entrada con mayor significado entre las variables. Se ha utilizado el software estadístico SPSS para realizar dicha tarea.

El análisis de regresión por pasos se utiliza para determinar el conjunto de variables independientes que más cercanamente afectan la variable dependiente. Esto se logra repitiendo el procedimiento de selección de variable.

Las entradas importantes seleccionadas por SRA se muestran en la Tabla 2.

TABLA 2. Variables seleccionados mediante SRA.

Factores de entrada	Variabes
Mediante regresión por pasos	Masa_grasa
	IMC
	PVC
	Porcentaje_grasa
	Pliegue_subescapular
	Masa_magra
	Estatura
	Edad

Fuente: Propia

Para lo cual, se tomaron y analizaron los siguientes atributos, por presentar comportamiento difuso:

Las variables se observan en la Tabla 3.

TABLA 3. Atributos seleccionados para evaluar.

Campos	Tipo de datos
Estatura	Double
Peso	Double
Edad	Tiny
IMC (Índice Masa Corporal)	Double

Fuente: Propia

a) Describir los datos

La mayoría de problemas de clasificación asume que cada objeto toma uno de los valores mutuamente exclusivos para cada atributo y cada objeto se clasifica en una sola clase mutuamente exclusiva [4]. En este caso un objeto de estudio puede tener cuatro atributos: Clasificar a los estudiantes según su peso con imprecisiones cognitivas.

$$A = \{\text{Estatura, Peso, Edad, IMC}\}$$

Y cada atributo tiene los valores:

$$\text{Estatura} = \{\text{Bajo, Normal, Alto}\},$$

$$\text{Peso} = \{\text{Bajo, Normal, Alto}\},$$

$$\text{Edad} = \{\text{Niño, Adolescente}\},$$

$$\text{IMC} = \{\text{Bajo, Normal, Alto}\},$$

La clasificación que tiene el escolar es:

$$C = \{\text{Bajo, Normal, Exceso}\},$$

Los atributos y clasificaciones representan los deseos y percepciones humanas, hay vaguedad por su naturaleza. Para una instancia, las percepciones de estatura de un estudiante bajo, normal o alto es vago y no hay un límite clásico (*crisp*) entre ellos. Aunque la

vaguedad de la estatura puede evitarse mediante una medida numérica, una regla puede inducir con un árbol de decisión clásico puede luego tener un límite clásico artificial, tal como “SI estatura ≥ 1.75 THEN Alto”. Pero ¿Qué pasa cuando la estura es 1.74? ¿La persona no es alta? Obviamente los límites artificiales clásico no son siempre deseables. Aunque puede no haber vaguedades.

b) Explotar los datos

Al llevar a cabo la exploración de los datos, se identifica que a la base de datos se puede introducir el concepto difuso al problema clásico si los objetos o clases son difusas [20].

Un objeto se dice que es difuso si al menos una de sus características (atributos) es difuso, para ello se empezó incorporando las etiquetas lingüísticas mostradas por cada atributo en el punto anterior.

c) Construir datos

La construcción de los datos ha permitido generar el conjunto de registro de datos que se va a utilizar en la herramienta para la inducción del árbol de decisión difusa, para ello se ha generado el correspondiente archivo fuente con los siguientes atributos:

- › Peso_corporal
- › Estatura
- › IMC
- › clasificac_IMC_IOTF

Posteriormente se ha utilizado la función trapezoidal con los promedios y desvíos para determinar sus funciones de pertenencia de los atributos difusos. Los valores de la estadística descriptiva se muestran en la tabla 4. Para clasificar el exceso de peso de los niños y adolescentes se han utilizado los puntos de corte de la IOTF [13].

TABLA 4. Valores medios y desviación estándar para el peso, estatura e IMC de niños y adolescentes de ambos sexos.

	Peso (kg)		Estatura (cm)		IMC (kg/m ²)	
	X	DE	X	DE	X	DE
Masculino						
6	21.02	6.29	115.55	5.19	15.67	1.63
7	23.50	7.60	121.83	5.56	15.85	1.84
8	26.01	4.23	127.62	5.83	16.03	1.86
9	29.51	5.99	133.15	6.08	16.63	2.43
10	32.67	6.73	138.25	7.09	17.12	2.57
11	36.84	7.66	143.49	6.74	17.87	2.90
12	41.23	9.82	149.67	7.68	18.44	3.36
13	46.42	15.24	156.64	8.14	18.91	3.10
14	53.33	11.63	163.56	8.71	19.88	3.41
15	58.69	11.62	169.52	7.73	20.51	3.24
16	63.64	11.76	172.85	7.13	21.25	3.25
17	67.74	12.15	175.71	7.74	21.91	3.37
Femenino						
6	20.82	3.60	115.12	5.38	15.63	1.86
7	22.87	3.90	120.91	5.57	15.60	1.79
8	25.84	4.68	126.78	6.10	16.04	2.07
9	29.59	6.17	132.86	6.42	16.79	2.67
10	33.38	7.69	138.34	6.87	17.36	2.96
11	37.50	8.18	144.76	7.29	17.96	3.03
12	43.63	11.54	151.55	7.69	18.90	3.44
13	49.19	10.84	157.48	6.85	19.80	3.70
14	52.71	11.18	160.05	6.37	20.56	3.95
15	55.16	11.06	161.85	6.56	21.04	3.66
16	57.16	10.76	163.17	6.24	21.43	3.71
17	57.90	12.17	162.60	6.55	21.95	4.24

Fuente: Propia

Para los puntos de corte de la edad, se consideró como niños aquellos entre las edad de 6 a 10 y como adolescentes de 12 a 17 años, dejando a los escolares de 11 años como una transición entre niños y adolescentes.

Transformación

a) Selección de la técnica de modelado

Antes de escoger el modelo apropiado, debemos de enfocarnos en nuestro objetivo: ¿qué propósito buscamos? Lo que se busca es la clasificación de los estudiantes asociados con la percepción y pensamiento humano mediante técnicas de clasificación de minería de datos.

A continuación se ecidió el tipo de clasificación más apropiado, que será la de las técnicas de clasificación de minería de datos que clasifique la categoría o clase

(Bajo, Normal, Exceso) que se obtendrá como resultado de la ejecución del clasificador. Entonces nuestro clasificador (modelo) elegido ha salido como resultado de una evaluación de algoritmos evaluados (de clasificador K-NN, árboles de decisión y red bayesiana) según [21], del cual se pudo obtener como resultado que el mejor clasificador fue el del árbol de decisión para identificar sobre peso en estudiantes. Este método es similar al método de inducción árbol de decisión no difusa como ID3 [22] donde el uso de información de la entropía como el criterio de inducción heurística se sustituye por la medición de la ambigüedad de clasificación.

Hay varias diferencias entre el enfoque utilizado y otros enfoques basados en ID3 [23]. En el enfoque presentado se puede manejar los problemas de clasificación con dos atributos difusos y las clases difusas representados en términos difusos lingüísticos.

También puede manejar otra situación de una manera uniforme, donde los valores numéricos se pueden fusionar a términos difusos y las categorías clásicas pueden tratarse como un caso especial de términos difusos con cero borrosidades. La principal diferencia entre el enfoque utilizado y otra de ID3 difusa es el uso de la ambigüedad clasificación como entropía difusa. La ambigüedad de clasificación mide directamente la medida de la calidad de clasificación en el nodo de decisión. Puede calcularse bajo la partición difusa y múltiples clases difusos y sin ninguna restricción. Otra ventaja es el uso de nivel de evidencia y el umbral del nivel de verdad que proporciona un control efectivo durante el proceso de inducción.

b) Generación de la prueba de diseño

Se define el conjunto de datos que se utilizará como datos de entrenamiento como una clasificación conocida que consta de los 2938 registros para los estudiantes del sexo masculino y de 3024 registros para los estudiantes del sexo femenino; y otro conjunto de datos de similar cantidad de registros con el que se construirá el clasificador con reglas de aprendizaje para poder determinar la exactitud de clasificación obtenida.

c) Construcción del modelo

En el problema de clasificación, los datos de entrenamiento pueden ser en forma ya sea categórica o numérica. Por ejemplo, los datos numéricos del peso pueden ser percibidos en términos lingüísticos, tales como alta, media y baja. Las funciones de pertenencia se pueden determinar aproximadamente basándose en la opinión de expertos o la percepción común de la gente. Alternativamente, la función de pertenencia se puede derivar a partir de datos estadísticos [24] [25].

Se utiliza un simple algoritmo para generar la función de pertenencia trapezoidal en los datos numéricos. Supongamos que el atributo A tiene un valor numérico

x. Los valores numéricos del atributo A para todos los objetos $u \in U$ a continuación, puede ser representado por $X = \{x(u), u \in U\}$. Queremos agrupar X a k términos lingüísticos $T_i, i = 1, \dots, k$. Cada término lingüístico T_i tiene una función de pertenencia trapezoidal.

Los atributos, con sus correspondientes puntos de corte, generan la función de pertenencia que se ha obtenido para niños y adolescentes. En la Figura 1, se muestra la función de pertenencia para el grupo de niños de 6, 10, 14 y 17 años, siendo similares para otras edades y para las niñas. Los valores de cada atributo se han codificados en un formato específico CSV, que es un tipo de documento en formato abierto sencillo para representar datos en forma de tabla, en la que las columnas se separan por comas y las filas por saltos de línea.

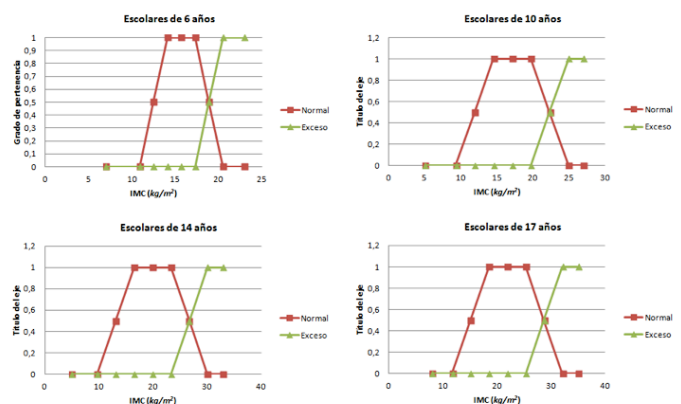


FIGURA 1. Función de pertenencia de los atributos Peso, Estatura e IMC para niños de 6, 10, 14 y 17 años.

Los valores obtenidos de la función de pertenencia para la clasificación del método difuso y clásico con sus respectivas categorías (Normal y Exceso), se muestran en la Tabla 5 y la Tabla 6.

Minería de datos

La minería de datos se realizó utilizando la propuesta de Yuan [8], con la herramienta de árboles de decisión difusa adaptada para el ingreso de los datos de origen basado en la reducción de ambigüedad de clasificación con evidencia difusa.

TABLA 5. Clasificación difusa y clásica en escolares ambos sexos.

Edad	Clasificación Difusa							Clasificación Clásica					
	Total	Normal			Exceso			Normal			Exceso		
		n	X	DE	n	X	DE	n	X	DE	n	X	DE
Masculino													
6	284	193	0,675	0,289	91	0,325	0,417	241	0,849	0,359	43	0,151	0,359
7	222	160	0,715	0,289	62	0,285	0,421	186	0,838	0,369	36	0,162	0,369
8	210	125	0,576	0,294	85	0,424	0,460	159	0,757	0,430	51	0,243	0,430
9	227	134	0,591	0,295	93	0,409	0,463	175	0,771	0,421	52	0,229	0,421
10	236	146	0,627	0,282	90	0,373	0,456	178	0,754	0,431	58	0,246	0,431
11	244	168	0,685	0,279	76	0,315	0,450	183	0,750	0,434	61	0,250	0,434
12	297	203	0,681	0,33	94	0,319	0,446	221	0,744	0,437	76	0,256	0,437
13	354	210	0,596	0,319	144	0,404	0,468	274	0,774	0,419	80	0,226	0,419
14	326	240	0,731	0,366	86	0,269	0,426	270	0,828	0,378	56	0,172	0,378
15	241	171	0,71	0,357	70	0,29	0,437	205	0,851	0,357	36	0,149	0,357
16	167	126	0,744	0,289	41	0,256	0,423	135	0,808	0,395	32	0,192	0,395
17	130	97	0,744	0,396	33	0,256	0,416	104	0,800	0,402	26	0,200	0,402
Femenino													
6	241	181	0,731	0,213	60	0,269	0,373	195	0,809	0,394	46	0,191	0,394
7	203	132	0,636	0,268	71	0,364	0,446	156	0,768	0,423	47	0,232	0,423
8	170	117	0,676	0,251	53	0,324	0,438	129	0,759	0,429	41	0,241	0,429
9	218	143	0,649	0,275	75	0,351	0,435	176	0,807	0,395	42	0,193	0,395
10	276	176	0,638	0,291	100	0,362	0,452	216	0,783	0,413	60	0,217	0,413
11	323	245	0,759	0,215	78	0,241	0,429	245	0,759	0,429	78	0,241	0,429
12	311	255	0,82	0,193	56	0,18	0,385	255	0,820	0,385	56	0,180	0,385
13	337	273	0,81	0,197	64	0,19	0,393	273	0,810	0,393	64	0,190	0,393
14	332	266	0,801	0,2	66	0,199	0,400	266	0,801	0,400	66	0,199	0,400
15	276	240	0,866	0,362	36	0,134	0,325	238	0,862	0,345	38	0,138	0,345
16	198	173	0,878	0,388	25	0,122	0,313	165	0,833	0,374	33	0,167	0,374
17	139	123	0,873	0,379	16	0,127	0,305	115	0,827	0,379	24	0,173	0,379

TABLA 6. Comparación de la clasificación original y reglas aprendidas entre escolares del sexo masculino y femenino.

Clasificación	Ambigüedad	Clasificación correcta	Clasificación incorrecta	Exactitud
Original (Masculino)	0.06	2471	467	84%
Reglas aprendidas (Masculino)	0.04			
Original (Femenino)	0.04	2688	336	89%
Reglas aprendidas (Femenino)	0.01			

Los pasos de inducción del árbol de decisión difuso se llevan a cabo a un nivel significativo α . Un objeto pertenece a una rama sólo cuando la función de pertenencia correspondiente es mayor que α .

La medida de ambigüedad también se calcula a nivel significativo α . El parámetro α juega un papel muy importante en el filtrado de evidencias insignificantes, por tanto, elimina las ramas y hojas insignificantes.

El umbral de nivel de la verdad β controla el crecimiento del árbol. Un bajo β puede conducir a un árbol más pequeño pero con una menor exactitud (precisión) de la clasificación. Un alto β puede conducir a un árbol más grande con una mayor exactitud (precisión) de la clasificación. La selección de: α y β depende en situación individual.

Se analizó la estadística descriptiva de media aritmética, desviación estándar y rango. Para contrastar la precisión entre métodos, se usó el análisis de las curvas ROC (*receiver operating characteristics*). Tal cálculo permite derivar un valor de corte para la evaluación de la precisión diagnóstica de una variable que discrimine entre la ausencia y la presencia de un estado de salud (sobrepeso o peso normal). Se calculó también la sensibilidad y especificidad para ambos métodos y sexos.

RESULTADOS

Se ilustra el proceso de inducción mediante el uso de los datos de entrenamiento con 2938 registro para escolares del sexo masculino y 3024 registro para escolares del sexo femenino tanto para el archivo de entrenamiento como de prueba. Dado la evidencia con nivel significativo $\alpha= 0,5$, y el umbral de nivel de la verdad $\beta= 0,82$. Realizado el cálculo de la clasificación de ambigüedad con cada atributo, se obtiene:

$$\begin{aligned} G(\text{Estatura}) &= 0,30 \\ G(\text{Peso}) &= 0,14 \\ G(\text{Edad}) &= 0,40 \\ G(\text{Imc}) &= 0,23 \end{aligned}$$

Y se genera el árbol de decisión difusa mostrado en la Figura 2.

Con las ocho reglas de clasificación derivada y simplificada (Figura 3), se muestra que de los 2938 casos de entrenamiento, 2471 están clasificados correctamente y 467 lo están incorrectamente. La exactitud es de 84% y la ambigüedad es de 0,04, menor que la original 0.06.

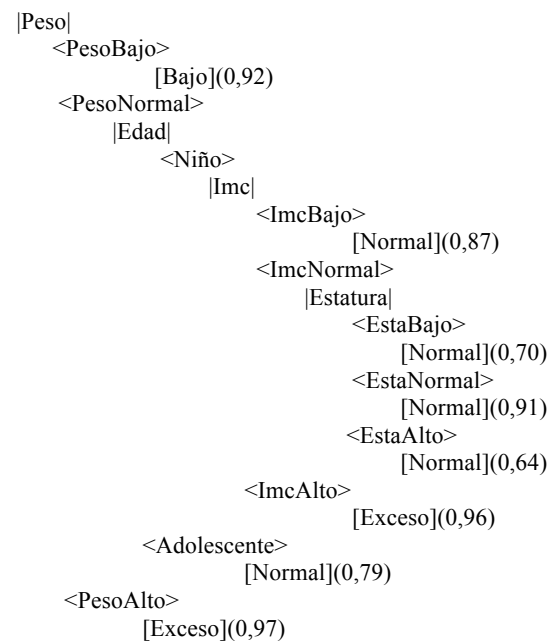


FIGURA 2. Árbol de decisión difuso obtenidas de la clasificación de escolares del sexo masculino.

En la Figura 4 se muestra el árbol generado para los 3024 registros de escolares mujeres. Dada la evidencia con nivel significativo $\alpha= 0,5$, y el umbral de nivel de la verdad $\beta= 0,82$. Realizado el cálculo de la ambigüedad de la clasificación con cada atributo, tenemos

$$\begin{aligned} G(\text{Estatura}) &= 0,20 \\ G(\text{Peso}) &= 0,08 \\ G(\text{Edad}) &= 0,19 \\ G(\text{Imc}) &= 0,08 \end{aligned}$$

Con las diez reglas de clasificación, derivada y simplificada (Figura 5), se muestra que entre los 3024 casos de entrenamiento, 2688 están clasificados correctamente y 336 lo están incorrectamente. La exactitud es de 89% y la ambigüedad es de 0,01, menor que la original 0.04.

Los resultados del conjunto de entrenamiento entre los escolares (del sexo masculino y femenino) en relación a la clasificación correcta e incorrecta se muestran en la Tabla 5.

IF Peso IS PesoBajo THEN Bajo (0,92)
 IF Peso IS PesoNormal AND Edad IS Niño AND Imc IS ImcBajo THEN Normal (0,87)
 IF Peso IS PesoNormal AND Edad IS Niño AND Imc IS ImcNormal AND Estatura IS EstaBajo THEN Normal (0,70)
 IF Peso IS PesoNormal AND Edad IS Niño AND Imc IS ImcNormal AND Estatura IS EstaNormal THEN Normal (0,91)
 IF Peso IS PesoNormal AND Edad IS Niño AND Imc IS ImcNormal AND Estatura IS EstaAlto THEN Normal (0,64)
 IF Peso IS PesoNormal AND Edad IS Niño AND Imc IS ImcAlto THEN Exceso (0,96)
 IF Peso IS PesoNormal AND Edad IS Adolescente THEN Normal (0,79)
 IF Peso IS PesoAlto THEN Exceso (0,97)

Simplificando reglas:

IF Peso IS PesoBajo THEN Bajo (0,92)
 IF Peso IS PesoNormal AND Edad IS Niño AND Imc IS ImcBajo THEN Normal (0,87)
 IF Peso IS PesoNormal AND Edad IS Niño AND Imc IS ImcNormal AND Estatura IS EstaBajo THEN Normal (0,70)
 IF Peso IS PesoNormal AND Edad IS Niño AND Imc IS ImcNormal AND Estatura IS EstaNormal THEN Normal (0,91)
 IF Peso IS PesoNormal AND Edad IS Niño AND Imc IS ImcNormal AND Estatura IS EstaAlto THEN Normal (0,64)
 IF Imc IS ImcAlto THEN Exceso (0,98)
 IF Peso IS PesoNormal AND Edad IS Adolescente THEN Normal (0,79)
 IF Peso IS PesoAlto THEN Exceso (0,97)

FIGURA 3. Reglas obtenidas de la clasificación de escolares del sexo masculino.

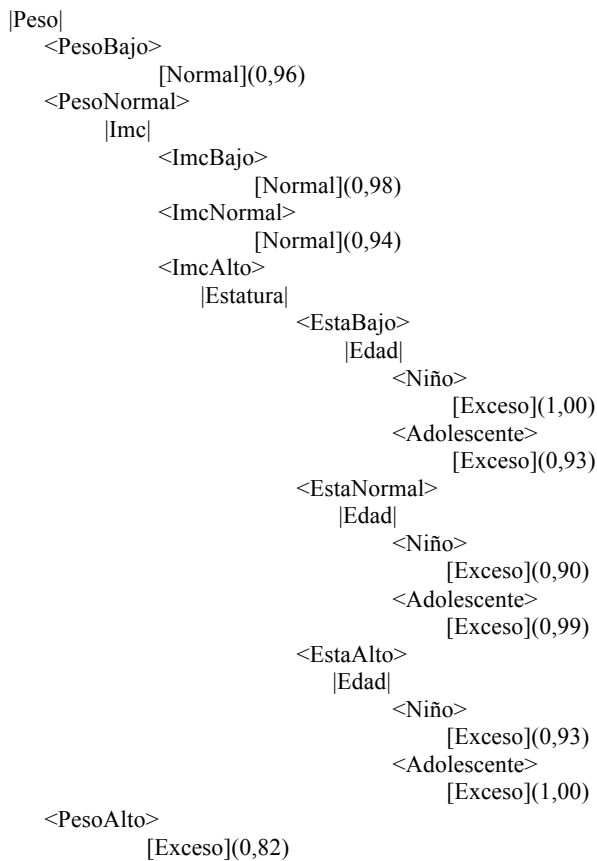


FIGURA 4. Árbol de decisión difuso obtenidas de la clasificación de escolares del sexo femenino.

Después de la simplificación, las reglas ya no corresponden a las del árbol original. La simplificación de las reglas sin comprometer su exactitud es deseable porque una regla simplificada con menos condiciones es más general y probable para clasificar más objetos; además, es más propensa a tolerar la falta o datos imprecisos. La colección de reglas simplificadas se puede almacenar en una base de reglas en un sistema experto difuso.

La tabla comparativa de clasificación original y de reglas aprendidas entre los dos conjuntos de datos de los escolares (Masculino y Femenino) en relación a la ambigüedad y la exactitud se muestra en la Tabla 6.

Los valores de la curva ROC (*Receiver operating characteristics*) entre ambos métodos de clasificación se observan en la Tabla 7. Los resultados muestran diferencias significativas entre ambos métodos. El método difuso evidenció mayor exactitud en los escolares de ambos sexos (Masculino 0.983 y femenino 0.965) en relación al método clásico (Masculino 0.804 y Femenino 0.895). Además, las curvas ROC evidenciaron altos valores de sensibilidad en ambos sexos (93 a 97%) y similares valores de especificidad (100%).

TABLA 7. Valores del Área Bajo la Curva (Receiver operating characteristics) del método difuso y clásico.

Métodos	ABC (Área bajo la curva)	EE (Error estándar)	Intervalo de confianza (95%)	p-Valor
Masculino				
Método Clásico	0,804	0,01	0,785-0,824	<0,05
Método Difuso	0,983	0,003	0,977-0,990	
Femenino				
Método Clásico	0,895	0,004	0,878-0,913	<0,05
Método Difuso	0,965	0,005	0,954-0,975	

IF Peso IS PesoBajo THEN Normal (0,96)
 IF Peso IS PesoNormal AND Imc IS ImcBajo THEN Normal (0,98)
 IF Peso IS PesoNormal AND Imc IS ImcNormal THEN Normal (0,94)
 IF Peso IS PesoNormal AND Imc IS ImcAlto AND Estatura IS EstaBajo AND Edad IS Niño THEN Exceso (1,00)
 IF Peso IS PesoNormal AND Imc IS ImcAlto AND Estatura IS EstaBajo AND Edad IS Adolescente THEN Exceso (0,93)
 IF Peso IS PesoNormal AND Imc IS ImcAlto AND Estatura IS EstaNormal AND Edad IS Niño THEN Exceso (0,90)
 IF Peso IS PesoNormal AND Imc IS ImcAlto AND Estatura IS EstaNormal AND Edad IS Adolescente THEN Exceso (0,99)
 IF Peso IS PesoNormal AND Imc IS ImcAlto AND Estatura IS EstaAlto AND Edad IS Niño THEN Exceso (0,93)
 IF Peso IS PesoNormal AND Imc IS ImcAlto AND Estatura IS EstaAlto AND Edad IS Adolescente THEN Exceso (1,00)
 IF Peso IS PesoAlto THEN Exceso (0,82)

Simplificando reglas:

IF Peso IS PesoBajo THEN Normal (0,96)
 IF Peso IS PesoNormal AND Imc IS ImcBajo THEN Normal (0,98)
 IF Peso IS PesoNormal AND Imc IS ImcNormal THEN Normal (0,94)
 IF Peso IS PesoNormal AND Imc IS ImcAlto AND Estatura IS EstaBajo AND Edad IS Niño THEN Exceso (1,00)
 IF Peso IS PesoNormal AND Imc IS ImcAlto AND Estatura IS EstaBajo AND Edad IS Adolescente THEN Exceso (0,93)
 IF Peso IS PesoNormal AND Imc IS ImcAlto AND Estatura IS EstaNormal AND Edad IS Niño THEN Exceso (0,90)
 IF Imc IS ImcAlto THEN Exceso (0,99)
 IF Peso IS PesoNormal AND Imc IS ImcAlto AND Estatura IS EstaAlto AND Edad IS Niño THEN Exceso (0,93)
 IF Peso IS PesoNormal AND Imc IS ImcAlto AND Estatura IS EstaAlto AND Edad IS Adolescente THEN Exceso (1,00)
 IF Peso IS PesoAlto THEN Exceso (0,82)

FIGURA 5. Reglas obtenidas de la clasificación de escolares del sexo femenino.

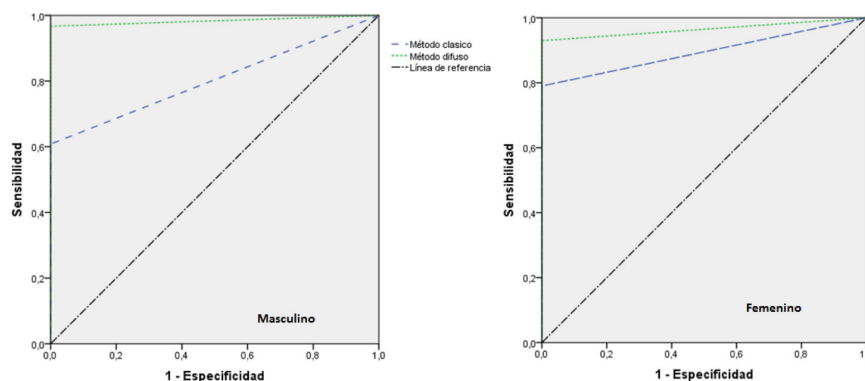


FIGURA 6. Curvas ROC de dos métodos (Difuso y Clásico) que clasifican el exceso y peso normal de escolares de 6 a 17 años.

DISCUSIÓN

Los resultados muestran que la exactitud en la clasificación de niños y adolescentes de ambos sexos con exceso de peso oscilan entre 84% a 89%. Además, el método difuso puede emplearse con razonable éxito y precisión según las curvas ROC para clasificar a niños y adolescentes de 6 a 17 años. La aplicación de árboles de decisión difusa mostró ser ligeramente más precisa en mujeres. De hecho, estudios previos con la misma técnica, pero diferente temática, han reportado valores del 75% de la exactitud en referencia a los antecedentes de pagos por auditoría ^[6] y, en el caso de Ebadi et al ^[26], mostraron resultados aceptables basados en el coeficiente de determinación para la predicción de la precipitación de asfaltenos por el agotamiento natural; además, Fan et al ^[27] con un modelo híbrido para clasificación de datos médicos, alcanzaron un promedio de exactitud del 81.6% para desórdenes hepáticos, evidenciando resultados similares frente al presente estudio.

La representación de la incertidumbre cognitiva en el problema de clasificación del exceso de peso de la muestra refleja la exactitud en la clasificación, pues estos resultados podrían proveer mayor información en la toma de decisiones respecto a los niveles de verdad de las reglas y la membresía de la clasificación del exceso de peso en niños y adolescentes.

La ventaja del uso de árboles de decisión difusa radica en la facilidad de comprensión para tratar con el lenguaje natural y la incertidumbre ^[28], creando un marco que implica la comprensión de conocimiento ^[8]; por tal motivo, es de gran aceptación para resolver problemas con incertidumbre y falta de exactitud de datos. En tal sentido, el uso de la teoría de conjuntos difusos sirve para ofrecer etiquetas difusas y construir árboles de decisión difusos que generen bases de reglas difusas. Esto puede mejorar en gran medida la inteligibilidad de los especialistas de las ciencias de la salud, específicamente para comprender las correlaciones entre la descripción de los pacientes y sus clasificaciones ^[29].

En ese contexto, algunos autores, como Khan et al ^[30], encontraron que la clasificación de árboles de decisión difusa híbrida es más robusta y balanceada que la aplicación clásica independiente para el diagnóstico de cáncer de mama con factores de riesgo, como la obesidad.

En general, estos resultados sugieren que al utilizar los árboles de decisión difusa son una buena alternativa para la clasificación en cuanto al exceso de peso y peso normal de niños y adolescentes de la región Itaipú, Paraná (Brasil), sin embargo, se sugiere efectuar otros cálculos estadísticos que tengan que ver con la precisión y exactitud a través de métodos estadísticos convencionales y comparar con la técnica de árboles difusos. Esta información podría ofrecer ventajas en la toma de decisiones para efectuar las clasificaciones en grandes bases de datos de otras poblaciones escolares.

Para futuros estudios, se deben tomar en consideración la afinación de las funciones de pertenencia. Una forma es agregando modificadores lingüísticos como "muy", "más o menos", "Entre", etc., para términos lingüísticos durante el proceso de inducción. Otra forma es la de convertir funciones de pertenencia y reglas difusas en las redes neuronales y utilizando el mecanismo de aprendizaje de las redes neuronales para afinar la función de pertenencia.

CONCLUSION

Los árboles de decisión difusa ofrecen una forma comprensible del análisis para problemas orientados a la clasificación y predicción con un grado de exactitud aceptable, en ese contexto, basado a los resultados obtenidos se obtuvo las reglas de decisión que se fundamentan a dos resultados, identificando las clases de normal y alto en relación al exceso de peso de los escolares. Para ello se utilizó un árbol de decisión difuso que mostró como exactitud en escolares del sexo masculino 84%, mientras que en el sexo femenino la exactitud fue 89%. La ambigüedad obtenida de las reglas

aprendidas en el sexo masculino fue 0.04 y en escolares del sexo femenino fue ligeramente inferior (0.01). Además, los valores del ABC del método Difuso fueron más altos respecto al método clásico. Por lo tanto, estos resultados sugieren el uso del árbol de decisión para clasificar el exceso de peso de grandes grupos de datos de niños y adolescentes. Esta técnica puede ahorrar tiempo a la hora de analizar el estado nutricional de niños y adolescentes, al menos entre los 6 a 17 años.

AGRADECIMIENTOS

A la Red Iberoamericana de Investigación en Desarrollo Biológico Humano por los datos proporcionados para efectuar este estudio.

A la Universidad Nacional de San Agustín, por haber financiado la ejecución de la presente investigación mediante el Contrato de Financiamiento N° 42-2017-UNSA.

REFERENCIAS

- [1] Zadeh Z.L. Fuzzy sets, *Information and control*, vol. 8, n° 3, pp. 338-353, 1965.
- [2] Hunt E. B. *Concept learning: An information processing problem.*, J. W. \. S. Inc, Ed., 1962.
- [3] Frydman H., Altman E.I., KAO D.L. Introducing recursive partitioning for financial classification: the case of financial distress. *The Journal of Finance*, vol. 40, n° 1, pp. 269-291, 1985.
- [4] Quinlan J.R. Induction of decision trees. *Machine learning*, vol. 1, n° 1, pp. 81-106, 1986. doi: <https://doi.org/10.1007/BF00116251>
- [5] Quinlan J. R. Decision trees and decision-making. *Systems, Man and Cybernetics*, IEEE Transactions on, vol. 20, n° 2, pp. 339-346, 1990.
- [6] Beynon M.J., Peel M.J., Tang Y.C. The application of fuzzy decision tree analysis in an exposition of the antecedents of audit fees. *Omega*, vol. 32, n° 3, pp. 231-244, 2004.
- [7] Quinlan J.R. Decision trees at probabilistic classifier. de Proc. 4th. Workshop on machine learning, Los Altos, CA., 1987.
- [8] Yuan Y., Shaw M.J. Induction of fuzzy decision trees. *Fuzzy Sets and systems*, vol. 69, n° 2, pp. 125-139, 1995. doi: [10.1016/0165-0114\(94\)00229-2](https://doi.org/10.1016/0165-0114(94)00229-2)
- [9] Ichihashi H., Shirai T., Nagasaka K., Miyoshi T. Neuro-fuzzy ID3: a method of inducing fuzzy decision trees with linear programming for maximizing entropy and an algebraic method for incremental learning. *Fuzzy sets and systems*, vol. 81, n° 1, pp. 157-167, 1996. doi: [10.1016/0165-0114\(95\)00247-2](https://doi.org/10.1016/0165-0114(95)00247-2)
- [10] Wehenkel L. On uncertainty measures used for decision tree induction. de IPMU-96, *Information Processing and Management of Uncertainty in Knowledge-Based Systems*, 1996.
- [11] Hong T.P., Chen J. Finding relevant attributes and membership functions. *Fuzzy Sets and Systems*, vol. 103, n° 3, pp. 389-404, 1999.
- [12] W.H.O. a. others. WHO statistical information system 2009. Geneva, Switzerland: Retrieved from <http://www.who.int/whosis/en>, 2009.
- [13] Cole T.J., Bellizzi M.C., Flegal K.M., Dietz W.H. Establishing a standard definition for child overweight and obesity worldwide: international survey. *BMJ*, vol. 320, n° 7244, p. 1240, 2000.
- [14] Adnan M.H.M., Husain W., Rashid N.A. Hybrid approaches using decision tree, naive Bayes, means and euclidean distances for childhood obesity prediction. *International Journal of Software Engineering and Its Applications*, vol. 6, n° 3, pp. 99-106, 2012.
- [15] Ross W.D., Marfell-Jones M. *Kinanthropometry. Physiological testing of elite athlete*. London: Human Kinetics, pp. 223-308, 1991.
- [16] Fayyad U., Piatetsky-Shapiro G., Smyth P. The KDD process for extracting useful knowledge from volumes of data. *Communications of the ACM*, vol. 39, n° 11, pp. 27-34, 1996. doi: [10.1145/240455.240464](https://doi.org/10.1145/240455.240464)
- [17] De Luca A., Termini S. A definition of a nonprobabilistic entropy in the setting of fuzzy sets theory. *Information and Control*, vol. 20, pp. 301-312, 1972. doi: [https://doi.org/10.1016/S0019-9958\(72\)90199-4](https://doi.org/10.1016/S0019-9958(72)90199-4)
- [18] Shannon C.E., Weaver W. *The mathematical theory of communication*, University of Illinois press, 2015.
- [19] Higashi M., Klir G.J. Measures of uncertainty and information based on possibility distributions. *Internat. J. Gen. Systems*, vol. 9, pp. 43-58, 1982. doi: <https://doi.org/10.1080/03081078208960799>
- [20] Meier W., Weber R., Zimmermann H.J. Fuzzy data analysis—methods and industrial applications. *Fuzzy sets and systems*, vol. 61, n° 1, pp. 19-28, 1994.
- [21] Soundarya M., Balakrishnan R. *Survey on Classification Techniques in Data mining*,» 2014.
- [22] Ruan D., Kerre E.E. Fuzzy implication operators and generalized fuzzy method of cases. *Fuzzy Sets and systems*, vol. 54, n° 1, pp. 23-37, 1993.
- [23] Cios K.J., Sztandera L.M. Continuous ID3 algorithm with fuzzy entropy measures. de *Fuzzy Systems*, 1992., IEEE International Conference on, IEEE, 1992, pp. 469-476.
- [24] Civanlar M.R., Trussell H.J. Constructing membership functions using statistical data. *Fuzzy sets and systems*, vol. 18, n° 1, pp. 1-13, 1986.
- [25] Lin C.T., Lee C.G. Neural-network-based fuzzy logic control and decision system. *Computers*, IEEE Transactions on, vol. 40, n° 12, pp. 1320-1336, 1991.
- [26] Ebadi M., Ahmadi M., Hikoei K. Application of fuzzy decision tree analysis for prediction asphaltene precipitation due natural depletion; case study. *Australian Journal of Basic and Applied Sciences*, vol. 6, n° 0, pp. 190-7, 2012.
- [27] Fan C.Y., Chang P.C., Lin J.J., Hsieh J. A hybrid model combining case-based reasoning and fuzzy decision tree for medical data classification. *Applied Soft Computing*, vol. 11, n° 1, pp. 632-644, 2011.
- [28] Janikow C.Z. Fuzzy decision trees: issues and methods. *Systems, Man, and Cybernetics, Part B: Cybernetics*, IEEE Transactions on, vol. 28, n° 1, pp. 1-14, 1998.
- [29] Marsala C. A fuzzy decision tree based approach to characterize medical data. de *Fuzzy Systems*, 2009. FUZZ-IEEE 2009. IEEE International Conference on, IEEE, 2009, pp. 1332-1337.
- [30] Khan M.U., Choi J.P., Shin H., Kim M. Predicting breast cancer survivability using fuzzy decision trees for personalized healthcare. de *Engineering in Medicine and Biology Society*, 2008. EMBS 2008. 30th Annual International Conference of the IEEE, IEEE, 2008, pp. 5148-5151.
- [31] MAO, Jianqin, et al. Adaptive-tree-structure-based fuzzy inference system. *IEEE Transactions on Fuzzy Systems*, 2005, vol. 13, no 1, p. 1-12. doi: [10.1109/TFUZZ.2004.839652](https://doi.org/10.1109/TFUZZ.2004.839652)
- [32] FAN, Chin-Yuan, et al. A hybrid model combining case-based reasoning and fuzzy decision tree for medical data classification. *Applied Soft Computing*, 2011, vol. 11, no 1, p. 632-644. doi: [10.1016/j.asoc.2009.12.023](https://doi.org/10.1016/j.asoc.2009.12.023)

[dx.doi.org/10.17488/RMIB.39.2.2](https://doi.org/10.17488/RMIB.39.2.2)

Integración de Un Sistema Robótico de Terapia Ocupacional para Extremidades Superiores con Estimulación Visual/Táctil de Los Pacientes

Integration of an Occupational-Therapy Robotic System for Upper Limbs with Visual/tactile Stimulation of Patients

C. A. Vidrios-Serrano, B. R. Maldonado-Fregoso, I. Bonilla-Gutiérrez, M. O. Mendoza-Gutiérrez, E. J. González-Galván

Universidad Autónoma de San Luis Potosí

RESUMEN

Los ejercicios tradicionales de rehabilitación de extremidades superiores tienen como objetivo principal recuperar la fuerza o rango de movimiento del área lesionada de los pacientes. Una opción alternativa que se ha presentado en los últimos años es el uso de interfaces hápticas, las cuales han mostrado ser herramientas potenciales en el apoyo de las terapias de rehabilitación. En este artículo se presenta un sistema de rehabilitación háptico de movimientos finos en extremidades superiores, cuya característica principal es que los usuarios del sistema pueden interactuar de forma visual y táctil con objetos virtuales mezclados con escenarios reales logrando con ello un ambiente de realidad aumentada. El sistema fue probado en dos etapas, ambas con sujetos que presentaban un grado de discapacidad en extremidades superiores. Los datos recopilados fueron trayectorias seguidas, errores de seguimiento y la actividad muscular obtenida por medio de electromiografía; esta información recolectada permitió analizar de forma cuantitativa el grado de avance de los pacientes. Además, se consideraron las valoraciones hechas por fisioterapeutas, concluyendo que el sistema propuesto puede ser utilizado como una herramienta viable que complementa a las terapias de rehabilitación convencionales.

PALABRAS CLAVE: dispositivo háptico, realidad aumentada, terapias de rehabilitación

ABSTRACT

Traditional upper limb rehabilitation exercises are primarily aimed at regaining the strength or range of motion of the patients' injured area. An alternative option that has been presented in the last years is the use of haptic interfaces, which have shown their potential as tools that support rehabilitation therapies. This article presents a haptic system of rehabilitation for fine upper limb movements, whose main characteristic is that users of the system can interact in a visual and tactile fashion with virtual objects mixed with real scenarios, thereby achieving an augmented reality environment. The system was tested in two stages, both with subjects who had a degree of disability in upper limbs. The data collected were followed trajectories, follow-up errors and the muscular activity obtained by means of electromyography; the collected information enabled the analysis, in a quantitative way, of the degree of progress of the patients. In addition, the assessments made by physiotherapists were considered, concluding that the proposed system can be used as a viable complementary tool for conventional rehabilitation therapies.

KEYWORDS: haptic device, augmented reality, rehabilitation therapies

Correspondencia

DESTINATARIO: Isela Bonilla Gutiérrez
INSTITUCIÓN: Universidad Autónoma de San Luis Potosí
DIRECCIÓN: Av. Salvador Nava S/N, Zona Universitaria,
C.P. 78290, San Luis Potosí, S.L.P., México
CORREO ELECTRÓNICO: isela.bonilla@uaslp.mx

Fecha de recepción:

29 de septiembre de 2017

Fecha de aceptación:

06 de marzo de 2018

INTRODUCCIÓN

Según la Organización Mundial de la Salud (OMS), en la actualidad hay aproximadamente mil millones de personas en el mundo con alguna discapacidad, la mayoría de ellas sin acceso a algún tipo de rehabilitación ^[1]. En México, el Instituto Nacional de Estadística y Geografía (INEGI) reportó que la prevalencia de personas con discapacidad es de aproximadamente 6% de la población, esto es, unos 7.5 millones de personas, de los cuales al menos una tercera parte tiene alguna discapacidad en sus extremidades superiores ^[2].

Las causas principales por las cuales las personas no cuentan con acceso a servicios de rehabilitación son la escasez de personal capacitado para brindar terapias de rehabilitación y el elevado costo de las mismas, así como el creciente número de personas que requieren de dichas terapias. Por mencionar algunos datos, el organismo reportó en 2006 que en los países en vías de desarrollo, como México, había solamente 1,500 terapeutas para atender a una población de 125,000,000 habitantes ^[3].

Con relación a los costos económicos, la OMS afirmó que es difícil cuantificarlos, puesto que el impacto que manifiesta la discapacidad en la economía de los países es de origen multifactorial, y los datos con los que se cuenta son aquellas cifras reportadas por los países pertenecientes a la Organización para la Cooperación y el Desarrollo Económicos (OCDE), los cuales destinan, en promedio, el 1.2% del producto interno bruto (PIB) a programas de salud que están dirigidos a personas con discapacidad.

A pesar de los altos montos destinados a programas de apoyo a personas con discapacidad, la OMS reportó en 2011 que en países considerados con ingresos altos, como Canadá o Nueva Zelanda, entre el 20% y el 40% de este grupo de la población no tienen cubiertas sus necesidades de asistencia, situación que se agrava considerablemente en países en vías de desarrollo ^[4].

En años recientes, los sistemas de rehabilitación robótica han surgido como un complemento a las terapias de rehabilitación tradicional, los cuales se plantean como mecanismos de ayuda para aquellos países en donde el personal para proveer terapias de rehabilitación convencionales es insuficiente e incluso se piensa que a largo plazo esta tecnología pueda reducir los costos de las terapias de rehabilitación. Investigaciones como las presentadas en ^{[4] [5] [6] [7]} han demostrado que las terapias de rehabilitación robótica son efectivas como método de rehabilitación o como un complemento a las terapias de rehabilitación convencionales.

Una de las principales cualidades de los sistemas de rehabilitación robótica es que éstos pueden proveer la cantidad de repeticiones que se desee de una terapia sin disminuir la calidad de la misma, siendo esto de gran utilidad para los usuarios, ya que diversos estudios han demostrado que la recuperación de pacientes con problemas de motricidad causados por un Evento Cerebro-Vascular (ECV) o algún otro tipo de daño cerebral, está directamente relacionada con el número de repeticiones que el paciente realice en su terapia ^{[8] [9]}. Asimismo, se ha estudiado la correlación que existe entre la velocidad de recuperación de un paciente que ha sufrido un daño cerebral y los estímulos sensoriales que recibe el paciente combinados con su terapia física, por lo que el uso de estímulos táctiles, auditivos y/o visuales aceleran la recuperación del mismo ^{[10] [11] [12]}.

Diversos grupos de investigación han hecho uso de las características antes mencionadas para el diseño de sistemas de rehabilitación basados en realidad virtual, en los trabajos presentados en ^{[13] [14] [15]} se demuestra la efectividad de dichos sistemas como complemento a las terapias de rehabilitación convencionales. En estas investigaciones se hace una comparativa entre grupos de pacientes que reciben terapias de rehabilitación convencionales y grupos de pacientes que complementan dichas terapias con actividades basadas en

realidad virtual, en la mayoría de los casos el grado de rehabilitación resultó mayor para aquellos que utilizaron los sistemas de realidad virtual, lo que valida el potencial de estos sistemas.

Otra forma de utilizar los estímulos sensoriales como mecanismo de rehabilitación es por medio de los robots hápticos, los cuales han surgido como una opción útil para proveer terapias de rehabilitación. Gracias a la flexibilidad de éstos, es posible implementar en ellos plataformas de rehabilitación con características muy variadas, y dado que este tipo de robots son programados para que el usuario pueda tener la sensación de tocar objetos virtuales, los pacientes que reciben terapias con este tipo de sistemas, son estimulados de manera visual y táctil, lo que favorece su recuperación.

Los sistemas hápticos han sido utilizados en diversos trabajos de investigación, pudiendo destacarse el trabajo presentado por Chiang et. al. en ^[16], en donde simulan en un ambiente de realidad virtual la realización de tareas cotidianas con retroalimentación de fuerza por medio de una interfaz háptica. El sistema fue probado por 20 sujetos con alguna discapacidad, mostrando mejoría en varios aspectos en los que fueron evaluados después de varias sesiones de rehabilitación. En el trabajo presentado por Turolla et. al. en ^[17], se hace uso de los robots hápticos en un entorno de realidad virtual como medio para la rehabilitación de muñeca. En pruebas clínicas realizadas con 15 pacientes se observó que todos ellos mostraron algún nivel de mejoría después de varias sesiones de terapia con este sistema.

Por otra parte, algunos investigadores hacen uso de la realidad aumentada, la cual es definida como la visión de un entorno físico del mundo real mezclada con elementos virtuales, creando una realidad mixta en tiempo real ^[18]. Hossain et. al. proponen en ^[19] un conjunto de juegos “serios” desarrollados en un entorno de realidad aumentada, diseñados y probados en

pacientes con diferentes tipos de dificultades en las extremidades superiores, después de cierto número de sesiones de rehabilitación todos los pacientes mostraron mejoras en evaluaciones cuantitativas realizadas.

Por su parte Dvorkin et. al. en su trabajo ^[20] utilizan un robot háptico para rehabilitación de extremidades superiores. Mediante el sistema háptico es posible sentir el contacto con objetos virtuales proyectados en un sistema de realidad aumentada llamado PARIS (Personal Augmented Reality Immersive System), el cual es una pantalla semitransparente donde se proyectan los objetos virtuales y gracias a la transparencia de la misma es posible observar las manos del usuario a través de ella.

Una de las características deseadas y de mayor importancia en sistemas de rehabilitación robótica, es poder analizar de forma cuantitativa la evolución o progreso de los pacientes durante el proceso de terapia. Además de los parámetros o índices que pueden ser obtenidos directamente de los componentes del sistema robótico, algunos grupos de investigación han hecho uso de la caracterización de señales de electromiografía (EMG) para determinar parámetros como: fortalecimiento muscular en el caso del trabajo de Phinyomark et. al. en ^[21], fatiga muscular estudiada por Cifrek et. al. en ^[22], identificación de movimientos de alguna extremidad en ^[23] o incluso como método de activación y control de prótesis robóticas ^[24].

Desarrollar sistemas de rehabilitación que mezclen escenarios de realidad aumentada con sistemas hápticos, sin duda ayudará a mejorar los procesos de rehabilitación tradicionales. La flexibilidad que presentan estos sistemas permite cambiar y/o modificar el grado de dificultad del juego, así como, presentar al usuario su grado de avance mediante evaluaciones diarias, logrando de esta forma avances significativos en su recuperación motriz, y evitando que el usuario pierda la motivación e interés en su proceso de rehabilitación.

En este sentido, se presenta un sistema para rehabilitación de movimientos finos de extremidades superiores, donde se estimula al usuario de forma visual y táctil. El entorno fue desarrollado utilizando realidad aumentada, el usuario utiliza un sistema de inmersión y de esta forma se logra que visualice un entorno real mezclado con objetos virtuales. Para que el usuario pueda interactuar con los objetos virtuales, el sistema incluye un robot háptico además de contar con distintos métodos de evaluación cuantitativa del progreso de los pacientes durante la terapia [25] [26] [27].

METODOLOGÍA

La metodología por medio de la cual se desarrolló este proyecto se divide en dos secciones principales las cuales se describen a continuación.

Sistema de aumento de la realidad

El aumento de la realidad consiste en capturar imágenes de un entorno real para mezclarlas con elementos virtuales de una forma coherente, para dicha tarea en este proyecto se ha elegido la metodología de detección de marcadores. Un marcador es una figura de colores y formas muy distintivas, como la mostrada en la Figura 1, que pueda ser detectada fácilmente y en tiempo real por un sistema de visión por computadora; este proceso de detección se realiza para tomar estos marcadores como referencia de la posición y orientación (postura) que tomarán los objetos virtuales introducidos en la escena.



FIGURA 1. Ejemplo de marcador.

Para este proyecto se utiliza la librería de programación ARToolKit, la cual está diseñada para realizar el proceso de aumento de la realidad, este procedimiento consta de cuatro tareas fundamentales:

(i) captación de la escena, (ii) identificación de la escena, (iii) mezclado de la realidad y aumento, y (iv) visualización. A continuación se detallan cada una de estas tareas.

Captación de la escena

El proceso de captación de la escena es básicamente un cambio de coordenadas de la representación de un objeto en el mundo real (tridimensional/3D) y su proyección correspondiente en el plano de la imagen captada por una cámara (bidimensional/2D), esta transformación es conocida como proyección en perspectiva y es muy utilizada ya que el ojo humano funciona de forma similar, donde una de las principales características de este tipo de proyección es que los objetos lucen más pequeños entre más alejados estén del observador.

La posición en la cual se proyecta un objeto (3D) en una imagen (2D) está determinada principalmente por la posición de dicho objeto en el espacio, sin embargo, esta proyección también se ve afectada por las características de construcción de la cámara con la cual es captada la escena, conocidas como “parámetros intrínsecos de la cámara” y que son representados de forma matricial como se muestra en la Ecuación (1).

$$K = \begin{pmatrix} \alpha_u & S_k & u_0 \\ 0 & \alpha_v & v_0 \\ 0 & 0 & 1/f \end{pmatrix} \quad (1)$$

donde α_u y α_v son factores de escalamiento de la imagen en los ejes x y y respectivamente, S_k es conocido como el sesgo o inclinación de los píxeles de la imagen, u_0 y v_0 representan la coordenada central de la imagen, también conocida como punto principal y f representa la distancia focal de la cámara. Por lo tanto, el modelo

de proyección en perspectiva puede ser escrito como se observa en la Ecuación (2).

$$\begin{pmatrix} u \\ v \\ 1 \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} \alpha_u & S_k & u_0 \\ 0 & \alpha_v & v_0 \\ 0 & 0 & 1/f \end{pmatrix} \begin{pmatrix} x \\ y \\ z \end{pmatrix} \quad (2)$$

donde x , y y z representan las coordenadas de un objeto en el espacio, y las coordenadas de dicho objeto proyectado en la imagen son representadas por u y v [28].

Identificación de la escena

Una vez que se ha capturado la imagen con una cámara, es necesario identificar el marcador dentro de la escena captada, haciendo uso de una serie de algoritmos computacionales. Este proceso puede resumirse en los siguientes pasos:

1. Cambiar el espacio de color de la imagen a escala de grises (ver Figura 2(a)), con la finalidad de mejorar el contraste de la imagen.
2. Binarización de la imagen: en una imagen en escala de grises, representada con 8 bits, cada pixel toma cualquier valor de intensidad entre 0 y 255; el proceso de binarización consiste en cambiar estos valores de intensidad de cada pixel a 0 (negro) o 1 (blanco), por lo tanto, es necesario establecer un valor de umbral y compararlo con el valor de cada uno de los pixeles de la imagen en gris, si el valor está por encima del umbral se cambia su valor a 0 y si está por debajo cambia su valor a 1, con esto se obtiene una imagen binarizada como la mostrada en la Figura 2(b).
3. Detección de bordes en la imagen: consiste en localizar las regiones donde se encuentre un pixel blanco junto a uno negro, el resultado se muestra en la Figura 2(c). Dado que los marcadores que se quieren detectar son cuadrados, se utiliza la transformada Hough [29] para detectar líneas rectas en la imagen y tomar como candidatos a ser un

marcador aquellas áreas delimitadas por cuatro líneas rectas de longitud similar. En la Figura 2(d) se indican en color rojo aquellas áreas que son candidatas a ser un marcador y en color verde las líneas rectas detectadas que no cumplen con las características necesarias para ser un marcador.

4. Normalización: este proceso consiste en obtener una representación de vista frontal (también conocida como posición fronto-paralela) del área de un candidato a ser marcador, la cual nos ayudará a compararla con una imagen patrón para determinar si la figura es identificada o no como el marcador que se está buscando [30].

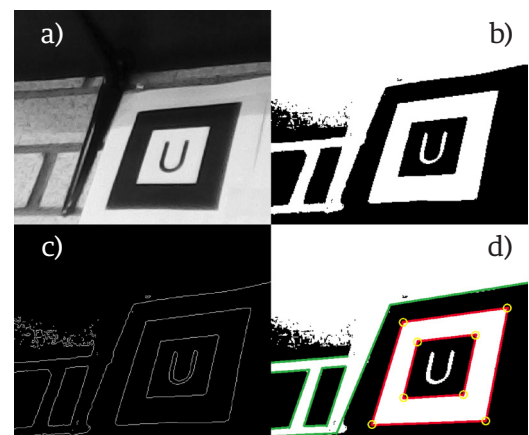


FIGURA 2. Proceso de detección de candidatos.

- (a) Imagen en escala de gris, (b) Imagen binarizada, (c) Imagen de bordes y (d) Imagen con candidatos.

Para llevar a cabo el proceso de normalización, suponemos que se conocen las coordenadas X_i de las cuatro esquinas del marcador en el espacio 3D, y las coordenadas x_i de las cuatro esquinas del marcador proyectadas en la imagen 2D. Por lo tanto, la posición en el espacio de la cámara es calculada mediante la matriz de proyección P , como se muestra en la Ecuación (3).

$$P = K[R|t] \quad (3)$$

donde R es una matriz de 3×3 que representa la rotación de la cámara con respecto al marcador y t es un

vector de tres elementos que representa la traslación de la cámara con respecto al marcador. Por lo tanto cada uno de los puntos x_i se relacionan con sus correspondientes X_i por medio de la Ecuación (4).

$$x_i \sim \lambda P X_i \tag{4}$$

donde λ es un factor de escala.

Si se sustituye la Ecuación (3) en (4) y se escribe la matriz de rotación en función de cada una de sus columnas $R = (r_1 \ r_2 \ r_3)$ se obtiene la ecuación (5)

$$\begin{pmatrix} u \\ v \\ 1 \end{pmatrix} \sim \lambda K (r_1 \ r_2 \ r_3 \ t) \begin{pmatrix} x \\ y \\ z \\ 1 \end{pmatrix} \tag{5}$$

Ahora bien, como se está buscando obtener la posición de la cámara con respecto al marcador, se puede considerar que el centro del marcador tiene coordenadas (0, 0, 0). Por lo tanto, ya que el marcador es plano la coordenada $z = 0$ para todo el marcador, entonces se pueden re-escribir las coordenadas del marcador en el espacio para todos sus puntos como $X_i = (x, y, 0, 1)$, por lo que la Ecuación (5) se puede reescribir como se muestra en la Ecuación (6), donde la matriz H de 3×3 , es conocida como matriz de homografía y relaciona los puntos X_i del plano del marcador con los puntos del plano de la imagen x_i .

$$\begin{aligned} \begin{pmatrix} u \\ v \\ 1 \end{pmatrix} &\sim \lambda K (r_1 \ r_2 \ r_3 \ t) \begin{pmatrix} x \\ y \\ 0 \\ 1 \end{pmatrix} \\ &= \lambda K (r_1 \ r_2 \ t) \begin{pmatrix} x \\ y \\ 1 \end{pmatrix} \\ &= \lambda H \begin{pmatrix} x \\ y \\ 1 \end{pmatrix} \end{aligned} \tag{6}$$

Con base en la consideración de que las coordenadas del centro del marcador son (0, 0, 0) y el conocimiento

de las dimensiones del marcador, es posible obtener las coordenadas $(x, y, z)^T$ de cada una de sus esquinas. De igual forma, es posible conocer las coordenadas de cada una de las esquinas del marcador proyectadas en la imagen 2D. Por lo tanto, si se desarrolla la Ecuación (6) para la primera esquina del marcador se obtienen las Ecuaciones (7) y (8)

$$u(h_{31} + h_{32}y + h_{33}) = h_{11}x + h_{12}y + h_{13} \tag{7}$$

$$v(h_{31} + h_{32}y + h_{33}) = h_{21}x + h_{22}y + h_{23} \tag{8}$$

Si de igual forma se calculan las correspondencias para las otras tres esquinas del marcador, se obtiene un sistema de ecuaciones $Ah = 0$ donde h son los componentes h_{ij} acomodados en forma de vector de nueve elementos y A está dada por la Ecuación (9)

$$A = \begin{pmatrix} x_1 & y_1 & 1 & 0 & 0 & 0 & -u_1x_1 & -u_1y_1 & -u_1 \\ 0 & 0 & 0 & x_1 & y_1 & 1 & -v_1x_1 & -v_1y_1 & -v_1 \\ x_2 & y_2 & 1 & 0 & 0 & 0 & -u_2x_2 & -u_2y_2 & -u_2 \\ 0 & 0 & 0 & x_2 & y_2 & 1 & -v_2x_2 & -v_2y_2 & -v_2 \\ x_3 & y_3 & 1 & 0 & 0 & 0 & -u_3x_3 & -u_3y_3 & -u_3 \\ 0 & 0 & 0 & x_3 & y_3 & 1 & -v_3x_3 & -v_3y_3 & -v_3 \\ x_4 & y_4 & 1 & 0 & 0 & 0 & -u_4x_4 & -u_4y_4 & -u_4 \\ 0 & 0 & 0 & x_4 & y_4 & 1 & -v_4x_4 & -v_4y_4 & -v_4 \end{pmatrix} \tag{9}$$

A partir de la expresión (9) se tiene un sistema homogéneo de ocho ecuaciones y nueve incógnitas, por lo que para resolverlo se puede utilizar factorización SVD (*Singular Value Decomposition*) [31] o asignarle un valor a alguna de las incógnitas h_{ij} y encontrar la solución del nuevo sistema de ecuaciones, con lo cual se habrá encontrado la matriz H .

Una vez calculada H y asumiendo que K es conocida, ya que estos parámetros pueden ser calculados fuera de línea o pueden ser provistos por el fabricante de la cámara, y recordando que $H = K (r_1 \ r_2 \ t)$ entonces se tiene que $(r_1 \ r_2 \ t) = K^{-1} H$, dado que la matriz de rotación R tiene columnas ortonormales entre sí, es posible calcular $r_3 = r_1 \times r_2$. Por lo tanto, la matriz de proyección puede ser calculada con la ecuación (10).

$$P = K[r_1 \quad r_2 \quad (r_1 \times r_2) \quad t] \quad (10)$$

Como se mencionó previamente, la matriz de homografía H sirve para relacionar las coordenadas del plano del marcador con las coordenadas del plano de la imagen, por lo que a partir de la imagen capturada con la cámara, sin importar la posición y orientación que ésta tenga, es posible hacer una reconstrucción de cómo se ve el marcador en posición fronto-paralela. Esto se logra con la Ecuación (11)

$$X_{ij} = H^{-1}x_{ij} \quad (11)$$

Donde x_{ij} es el valor que tiene el pixel de la imagen 2D en la posición ij . Si se aplica la Ecuación (11) a cada uno de los pixeles de la imagen presentada en la Figura 2(d), se obtiene una imagen normalizada del marcador como se muestra en la Figura 3.

Por último se realiza el cálculo de la correlación normalizada entre la imagen normalizada y una imagen patrón del marcador a detectar, si el valor de correlación se encuentra por arriba de un valor de umbral previamente establecido se considera una detección positiva.

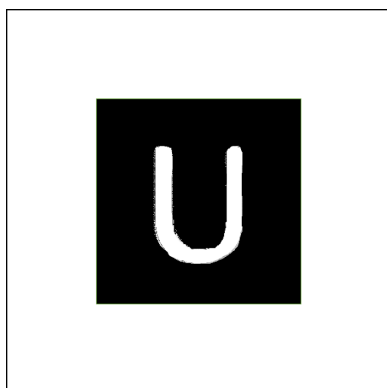


FIGURA 3. Imagen normalizada.

Mezclado de la realidad y aumento

Una vez que se ha detectado un marcador en la escena que servirá como referencia para la proyección de objetos virtuales, es necesario el uso de librerías de progra-

mación gráfica para generar dichos objetos, en este caso se eligió la librería de programación OpenGL.

Una de las principales características de OpenGL, es que esta librería permite trabajar con objetos virtuales en un espacio 3D, por lo que es posible crear objetos virtuales con coordenadas similares a las del mundo real y OpenGL se encarga de hacer la conversión a 2D para su posterior visualización.

De igual manera, en el sistema de referencia del espacio virtual se considera que el centro del marcador detectado tiene coordenadas (0, 0, 0) y éste se toma como referencia para introducir los objetos virtuales. Además, previamente se calculó la matriz de proyección, la cual determina la posición de la cámara con la que fue capturada la imagen, por lo tanto haciendo uso de esta misma matriz de proyección se puede, en el espacio virtual, posicionar una cámara también virtual desde donde OpenGL visualizará los objetos virtuales agregados en la escena. En conclusión, la librería de programación nos ayuda a superponer un espacio virtual sobre el espacio real, ambos en 3D con las mismas coordenadas, logrando la fusión de ambos escenarios. Asimismo, se coloca una cámara virtual en la misma posición que la cámara real, con la finalidad de que ambos escenarios, real y virtual, sean observados desde el mismo punto, por lo tanto habrá una fusión completa y coherente del escenario real y virtual y se habrá conseguido el aumento de la realidad.

Visualización

Como medio de visualización se eligieron unos lentes de inmersión, que al igual que la cámara con la que se capturan las imágenes, son de alta definición. En la Figura 4 se muestra la manera en que se colocan la cámara y los lentes sobre la cabeza del usuario, mediante esta configuración el paciente visualiza el mundo a través de los lentes de la misma forma que lo haría si no los usara, con la ventaja de que con este sistema percibe la realidad aumentada.

Interacción háptica

Una característica muy importante de este sistema de terapia es la posibilidad que tiene el usuario de interactuar de forma táctil con los objetos virtuales introducidos en el escenario real. Para este fin se hace uso de un robot háptico, el cual cuenta con las características necesarias para implementar el sistema táctil que simule los efectos físicos de la interacción entre el usuario y los objetos virtuales.

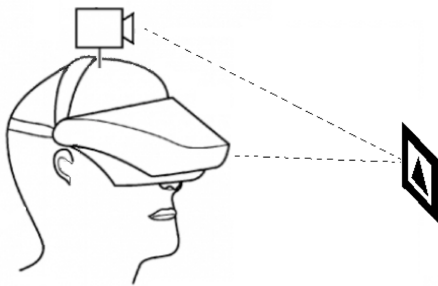


FIGURA 4. Posición de la cámara y los lentes.

Para conseguir la simulación de contacto por parte del robot háptico es necesario calcular la posición en el espacio del efector final del robot a partir del conocimiento de la posición de sus articulaciones, esto se logra gracias al modelado cinemático [32] expresado en la Ecuación (12)

$$T = \text{Tras}(y, d_1) \text{Tras}(z, d_2) \text{Rot}(x, -q_0) \text{Rot}(x, q_1) \text{Tras}(z, -l_0) \text{Rot}(x, q_2) \text{Tras}(z, -l_1) \quad (12)$$

donde d_1 y d_2 representan un offset en el origen del sistema coordenado del robot en los ejes y y z respectivamente, q_0 , q_1 y q_2 representan los ángulos de giro de cada una de las primeras tres articulaciones y l_0 y l_1 son las longitudes de los primeros dos eslabones. Mientras que *Tras* y *Rot* corresponden a las matrices de transformación homogénea de traslación y rotación con respecto a los ejes indicados.

En la Figura 5 se muestra el robot háptico utilizado (Phantom omni), así como los parámetros y las variables articulares que caracterizan su movimiento y

permiten conocer la ubicación de su extremo final (punto de interacción).

Una vez calculada la posición del efector final del robot y conociendo el área de trabajo del mismo, es posible re-escalar esta área de trabajo para que sea del mismo tamaño que el área de trabajo de los objetos virtuales previamente establecida. Asimismo es posible dibujar una representación virtual del efector final, al cual llamaremos puntero, para que el usuario pueda ver la posición en el espacio del robot por medio de los lentes de inmersión. Por lo tanto, el espacio de trabajo virtual tendrá una correspondencia adecuada con el espacio de trabajo háptico definido. Una vez que se tienen superpuestos estos dos espacios de trabajo, se dibujarán objetos hápticos con las mismas características de localización y tamaño que los objetos virtuales, con la diferencia que éstos no estarán diseñados para ser vistos, sino para ser “tocados” por el usuario a través del robot.



FIGURA 5. Robot háptico.

Otra característica importante del sistema de terapia presentado en este trabajo es la simulación de aspectos físicos como contacto, fricción o peso, de los cuales depende que el usuario tenga una sensación de interacción con objetos virtuales más cercana a la realidad. A continuación se detalla cómo se llevan a cabo dichas simulaciones.

Contacto

Es ampliamente conocido que cuando un objeto entra en contacto con una superficie, se genera una fuerza perpendicular a la superficie, dicha fuerza es la encargada de impedir el traslape de los cuerpos [33]. Con base en esta definición, es posible entender cómo se lleva a cabo la simulación de contacto. En la Figura 6(a) se observa un cuadro gris que representa el objeto que se desea tocar y un círculo bicolor que representa la posición del efector final del robot háptico, que está compuesto por dos partes: la sección roja es el puntero y representa propiamente la posición del extremo final, mientras que la segunda en color verde, es un componente llamado SCP (*Surface Contact Point*), el cual se puede describir como un elemento que intenta seguir en todo momento al puntero, pero que a diferencia de éste no puede atravesar la superficie de los objetos con los que se desea interactuar.

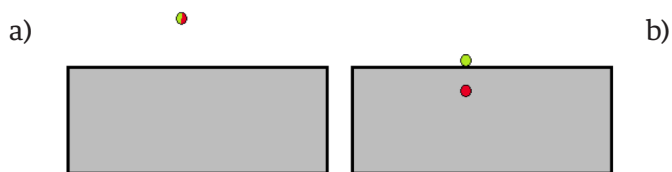


FIGURA 6. Principio de simulación de contacto.

- (a) Puntero de la interfaz háptica y
(b) Puntero en contacto con el objeto.

En la Figura 6(b) se observa el comportamiento de los dos elementos que componen la representación del efector final del robot cuando están en contacto con un objeto. A partir de esto y utilizando la ley de Hook [33], es posible calcular la fuerza de contacto entre el robot y el objeto virtual como se muestra en la Ecuación (13)

$$F_c = -kx_c \quad (13)$$

donde k es el coeficiente de rigidez del objeto que se está tocando y x_c es la distancia entre el puntero y el SCP. De esta forma se obtiene la magnitud de la fuerza requerida para simular el contacto entre el extremo

final del robot y el objeto virtual, la cual debe aplicarse en la dirección opuesta al vector formado entre el SCP y el puntero.

Fricción

Por definición, la fricción es una fuerza que se opone al desplazamiento de dos cuerpos que se encuentran en contacto y es proporcional a la fuerza de contacto presente entre ellos [33].

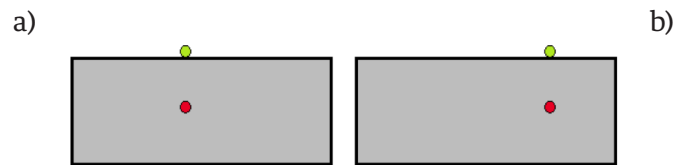


FIGURA 7. Principio de simulación de fricción.

- (a) Simulación en el tiempo t_0 y
(b) Simulación en el tiempo t_1 .

En la Figura 7(a) se muestra la simulación en un tiempo t_0 del fenómeno de fricción y en la Figura 7(b) se presenta el mismo fenómeno en un tiempo t_1 . Se puede observar que existió un desplazamiento del efector final del robot entre estos dos instantes de tiempo, por lo tanto también deberá de existir una fuerza de fricción. Para modelar este fenómeno de fricción y calcular la fuerza correspondiente se utiliza la Ecuación (14)

$$F_f = cF_c \quad (14)$$

donde c es conocido como el coeficiente de fricción estática. Para una correcta simulación de este fenómeno, esta fuerza deberá ser aplicada en la dirección contraria a la que se produjo el desplazamiento del efector final del robot.

Simulación de un ejercicio de terapia

En el sistema descrito previamente fue implementado un ejercicio de terapia ocupacional para la rehabilitación fina de extremidades superiores, el cual es similar a los ejercicios de terapia presentados en los trabajos [20] y [34] que utilizan sistemas de terapia de

rehabilitación similares y en una serie de pruebas experimentales demuestran la efectividad de los mismos. El escenario virtual diseñado consta de cinco esferas colocadas en diferentes posiciones y a diferentes alturas, que gracias al sistema de realidad aumentada es posible observarlas como si estuvieran presentes en una superficie del escenario real. Así mismo con el uso del robot háptico el usuario del sistema podrá “tocar” las esferas virtuales durante el desarrollo del ejercicio de terapia que se describe a continuación. En un inicio todas las esferas son del mismo color, cuando el ejercicio comienza una de las esferas es elegida de forma aleatoria para cambiar de color, lo que le indica al usuario que debe tocar dicha esfera, al producirse este contacto la esfera regresará a su color original y otra esfera cambiará de color, el ejercicio se repetirá tantas veces como el terapeuta indique.

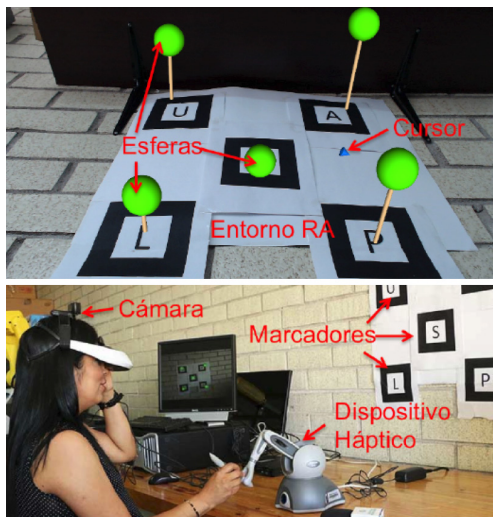


FIGURA 8. Sistema de rehabilitación basado en RA.

Con la finalidad de hacer el sistema más robusto se hace uso de un patrón multimarca (ver Figura 8), esto es, se utilizan cinco marcadores en una distribución específica, logrando que el aumento de realidad sea posible aunque existan oclusiones en todos los marcadores excepto uno. Además, si más de un marcador es visible para la cámara, será tomado como referencia aquel marcador que sea visible de forma más clara, por lo que se logra un aumento de la realidad más fiable.

En los sistemas de realidad aumentada existe un efecto llamado *jitter*, el cual es generado por señales de ruido interno de las cámaras. Este fenómeno se manifiesta como pequeñas variaciones de la posición en que la cámara detecta el marcador, esto a pesar de que tanto la cámara como el marcador se encuentren fijos. Estas pequeñas variaciones se ven reflejadas en el sistema de aumento de la realidad como vibraciones en los objetos virtuales, situación que puede causar desorientación en los usuarios del sistema.

Con la finalidad de minimizar el efecto de *jitter* se agregó al sistema un filtro pasa-bajos del tipo promediador con lo que se minimiza la vibración de los objetos virtuales, logrando con esto que dichos elementos sean visualizados como objetos fijos.

Adicionalmente, el sistema fue diseñado para tener la capacidad de exportar información en formato *.txt* para su análisis posterior. Datos relevantes como la posición del efector final del robot, el número de repeticiones, el tiempo de ejecución del ejercicio, etc. son exportados para realizar un análisis cuantitativo del desempeño de los pacientes durante el ejercicio.

Análisis de datos

Los datos exportados por el sistema permiten analizar el desempeño de los sujetos de prueba, logrando con esto determinar el grado de mejoría que estos puedan tener al realizar la terapia de rehabilitación.

Como primer método de evaluación es utilizada la norma del error de seguimiento de trayectoria, el cual es un índice de desempeño muy utilizado en el área de la robótica, sirviendo éste como medida comparativa entre la trayectoria ideal que se desea que siga un robot y la trayectoria real seguida por el mismo, la norma del error de seguimiento está dada por

$$L_2 = \sqrt{\frac{1}{T} \int_0^T \|e(t)\|^2 dt} \quad (15)$$

donde T es el tiempo total de la prueba y $e(t)$ es el error entre la trayectoria seguida y la trayectoria ideal que, para el caso del ejercicio de terapia ocupacional propuesto, es una línea recta.

Otra forma evaluar el desempeño de los usuarios del sistema propuesto, al realizar ejercicios de rehabilitación, es evaluando su condición muscular; esto puede llevarse a cabo analizando señales de EMG de los músculos ejercitados durante la terapia. La selección de parámetros o índices para analizar las señales de EMG se realizó de tal forma que éstos brindaran información suficiente para determinar un posible fortalecimiento de los músculos ejercitados, o en su defecto verificar que los pacientes no sufrieran fatiga muscular a consecuencia del uso del sistema.

Se seleccionaron dos índices en el dominio del tiempo, como son el valor RMS y la longitud de onda, definidos como

$$RMS = \sqrt{\frac{1}{M} \sum_{m=1}^M x_m^2} \quad (16)$$

$$wL = \sum_{m=1}^{M-1} |x_{m+1} - x_m| \quad (17)$$

donde x_m representa la muestra m de la señal de EMG, M el número total de muestras de la señal. El valor RMS brinda información de la potencia promedio de la señal EMG y el parámetro wL aporta información referente a la energía y la complejidad de la señal muscular [21].

Es importante señalar que estos parámetros fueron seleccionados debido a su baja complejidad de cómputo, pudiendo calcularse incluso en tiempo real, y además aportan información similar a la de parámetros como *Zero Crossing Rate* (ZCR) o *Slope Sign Change* (SSC), siendo uno de los más robustos ante ruido en la señal EMG [22] [23].

Asimismo, buscando tener un panorama más amplio de las características que una señal EMG puede aportar, se consideraron dos índices en el dominio de la frecuencia: la potencia total del espectro (PT) y la frecuencia mediana (MDF) dadas por

$$PT = \sum_{n=1}^N P_n \quad (18)$$

$$MDF = \frac{1}{2} \sum_{n=1}^N P_n \quad (19)$$

donde P_n es la muestra n del espectro de la señal y N es la longitud total del espectro. La PT brinda información acerca de la fuerza muscular, mientras que la MDF aporta información acerca de la fatiga muscular de los pacientes [35]; siendo estos índices algunos de los más comunes [22], lo que facilita comparar los resultados obtenidos con los de trabajos previos, además de que han presentado un alto desempeño en estudios previos [23].

El protocolo utilizado para la obtención de las señales de EMG fue el siguiente: se le pidió al paciente relajar el músculo del que se está registrando la señal para establecer un nivel de referencia, posteriormente se deben realizar cinco series compuestas de una contracción máxima del músculo durante cinco segundos y posteriormente un periodo de relajación de diez segundos, lo anterior se realiza antes y después de realizar la terapia de rehabilitación. Cabe señalar que cada una de las sesiones de rehabilitación tuvo una duración aproximada de 30 minutos, llevándose a cabo un número de repeticiones determinado por el terapeuta.

Selección de sujetos de prueba

El sistema de terapia fue probado con 10 pacientes, de entre 4 y 14 años de edad, con una edad promedio de 7.83 años y una desviación estándar de 3.97. El proceso de selección fue realizado por un terapeuta ocupacional que trabajaba regularmente con los pacientes, considerando a quienes requerían mejorar su capacidad de

manipulación fina en extremidades superiores. Los tipos de discapacidad de los pacientes son: artrogriposis (2 sujetos), síndrome de Guillain Barré (2 sujetos), amputación de muñeca (2 sujetos), amputación de codo (2 sujetos) y lesión del plexo braquial (2 sujetos). Cabe señalar que todos los pacientes participaron en las terapias de forma voluntaria sin remuneración económica, habiendo firmado previamente un consentimiento informado por parte de los tutores de los mismos y siempre bajo la supervisión de éstos.

RESULTADOS Y DISCUSIÓN

En primer lugar se llevó a cabo una sesión de entrenamiento, en la cual se les explicó a los sujetos de prueba el objetivo de la terapia y que además les permitió familiarizarse con el sistema, lo anterior siempre bajo la supervisión de sus tutores y su terapeuta. A continuación se describen los resultados obtenidos en las pruebas experimentales realizadas una vez concluida la sesión de familiarización.

Análisis y evaluación de seguimiento de trayectoria durante la terapia

Inicialmente se evaluó la funcionalidad del sistema con base en la trayectoria seguida por los pacientes al realizar los ejercicios de rehabilitación, comparando los resultados obtenidos en la primera sesión de rehabilitación y después de un cierto número de sesiones. Es decir, se grafican las trayectorias realizadas y se hace una comparación de los comportamientos obtenidos, de esta forma es posible determinar si existió o no mejoría en el desempeño del paciente, a partir de la precisión y suavidad de los movimientos realizados. Debido a que la comparación visual de las trayectorias seguidas por los pacientes al realizar el ejercicio puede ser un criterio subjetivo, se utilizan datos cuantitativos para validar si existió una mejoría en los pacientes y cuantificar el grado de dicha mejoría. Como parámetros de cuantificación fueron utilizados el tiempo de ejecución del ejercicio y la norma del error de seguimiento de trayectoria, calculada por medio de la Ecuación (15).

En la Figura 9 se grafican las trayectorias seguidas por tres de los sujetos de prueba al llevar a cabo el ejercicio de rehabilitación, en amarillo se representa la superficie sobre la cual son proyectadas las cinco esferas virtuales. En las Figuras 9(a), 9(c) y 9(e) se observa el desempeño que tuvieron los tres sujetos de prueba al realizar la primera sesión del ejercicio, en las Figuras 9(b), 9(d) y 9(f) se observan las trayectorias seguidas por los mismos sujetos en la sesión número 20. Es claro que para todos los casos en la primera sesión la trayectoria seguida tiene una conducta más errática, siendo notoria la mejoría de cada uno de ellos después de culminar todas las sesiones de rehabilitación.

En la Tabla 1 se presentan los resultados cuantitativos de cada uno de los sujetos de prueba, en todos los casos se puede observar una mejora en el tiempo de ejecución del ejercicio, reduciendo este tiempo en aproximadamente 60% para el primer paciente y del 38% para los otros dos. Asimismo, el promedio del error se redujo considerablemente, siendo esa mejora entre el 50% y el 60% aproximadamente.

TABLA 1. Tiempo de ejecución y norma del error.

	Tiempo de ejecución (s)		Error (cm)	
	Número de sesión	Número de sesión	Número de sesión	Número de sesión
	1	20	1	20
Sujeto 1	114.001	46.053	4.2018	1.8902
Sujeto 2	108.214	67.487	5.4969	2.1851
Sujeto 3	82.0970	51.205	11.3883	5.5640

En la Figura 10 se presentan las gráficas de la norma del error contra el tiempo de ejecución del ejercicio, donde cada uno de los círculos en la gráfica representa el instante donde se produce el contacto con la esfera virtual que se debe tocar.

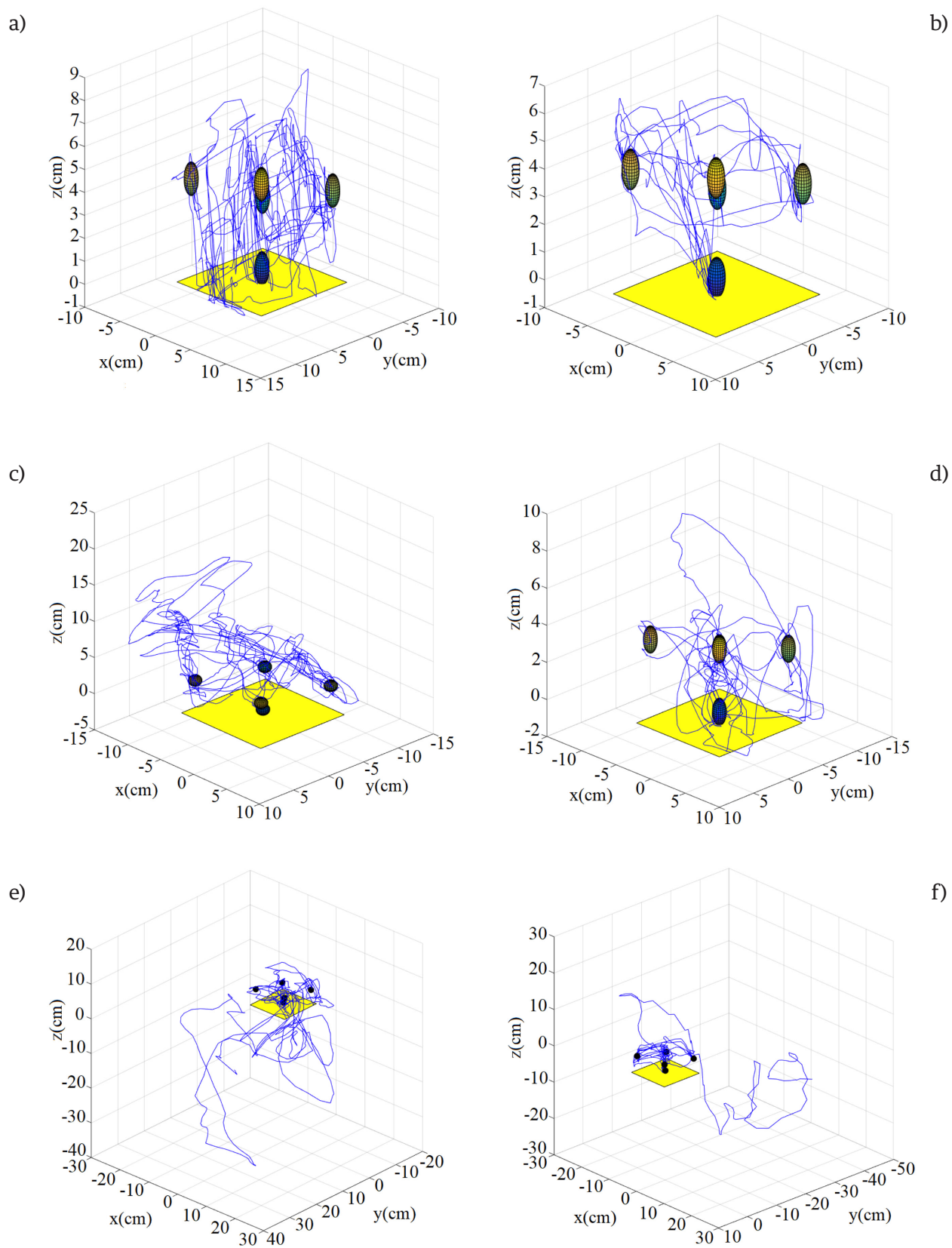


FIGURA 9. Trayectorias seguidas por los pacientes. (a) Sujeto 1- sesión inicial, (b) Sujeto 1- sesión final, (c) Sujeto 2- sesión inicial, (d) Sujeto 2- sesión final, (e) Sujeto 3- sesión inicial y (f) Sujeto 3- sesión final.

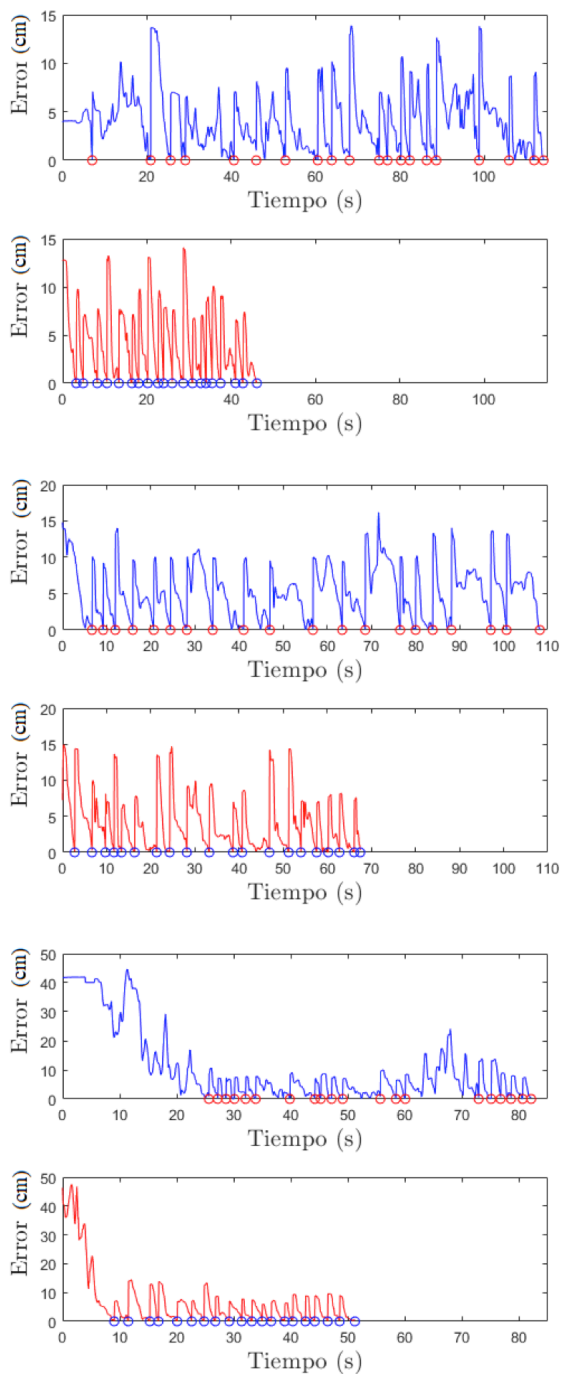


FIGURA 10. Norma del error de trayectoria.

(a) Sujeto 1, (b) Sujeto 2 y (c) Sujeto 3.

Se observa que una vez producido el contacto el error crece súbitamente, debido a que en ese instante cambia la esfera que se debe tocar, existiendo entonces una distancia entre la posición del cursor y la nueva esfera que se debe tocar, lo cual incrementa el valor del error.

a)

En color azul se presentan las gráficas de los tres sujetos de prueba en la primera sesión de terapia y en color rojo las gráficas de la sesión número 20; en todos los casos es posible notar cómo el error decrece de una forma más suave y con un tiempo de ejecución mucho menor en la última sesión de rehabilitación.

Evaluación de la condición muscular

Para esta segunda etapa de evaluación del sistema de terapia, además de los criterios de trayectoria seguida por el paciente y la norma del error de seguimiento de trayectoria utilizados en la etapa anterior, se evalúa la condición muscular de los pacientes. Para este fin se registran señales EMG con el protocolo descrito previamente y se hace una evaluación de las señales obtenidas utilizando las Ecuaciones (16), (17), (18) y (19).

b)

La duración de esta segunda etapa de pruebas fue de tres meses, donde cada uno de los pacientes asistió a dos sesiones de terapia semanales. Los resultados aquí presentados corresponden a muestras tomadas en cada uno de los pacientes en la primera y en la última sesión de rehabilitación. De manera ilustrativa se presentan los resultados de los dos sujetos de prueba que fueron más constantes durante el periodo de evaluación.

c)

El primer sujeto de prueba fue diagnosticado con artrogriposis, por lo que el músculo a evaluar y sobre el que se tomaron las señales de EMG fue el músculo flexor, ya que éste es el responsable del agarre de la mano con la que el paciente sujeta el sistema háptico. Por otra parte, el diagnóstico del sujeto dos es amputación transcarpiana (desarticulado de muñeca), por lo que el músculo a evaluar y donde se realizan las mediciones de EMG es el deltoides, ya que éste es el encargado del movimiento de su prótesis.

En la Figura 11 se observan las gráficas de trayectorias seguidas por ambos sujetos de prueba en la primera (Figuras 11(a) y 11(c)) y en la última sesión de terapia (Figuras 11(b) y 11(d)), de igual forma que con los resul-

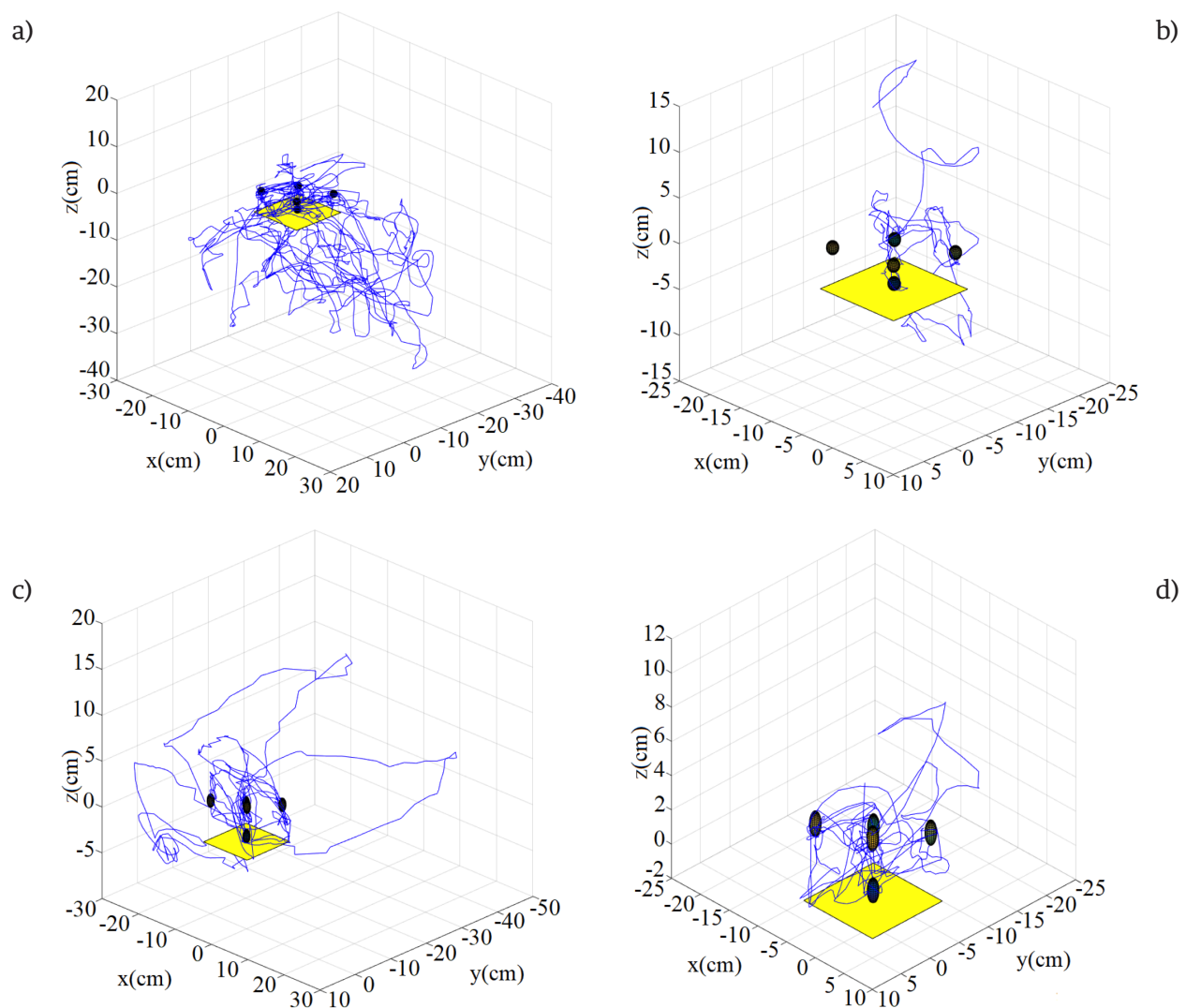


FIGURA 11. Trayectorias seguidas por los pacientes. (a) Sujeto 1- sesión inicial, (b) Sujeto 1- sesión final, (c) Sujeto 2- sesión inicial, (d) Sujeto 2- sesión final.

tados de los pacientes mostrados en la sección anterior, existe una mejoría notable después de las sesiones de rehabilitación, lo cual indica un mayor control en los movimientos finos de todos los pacientes. De igual forma se muestran las gráficas de error de ambos sujetos de prueba (ver Figura 12), donde también se puede observar un tiempo mucho menor al realizar el ejercicio, amplitudes de error menores y una disminución del error con respecto al tiempo mucho más suave si se comparan la primera y la última sesión de terapia.

Por último, se presentan los resultados del análisis de la señal de EMG para el sujeto uno (ver tabla 2), éstos

son congruentes con lo que se podría esperar, es decir, tanto en la primera como en la última sesión de terapia se puede observar una disminución en los índices calculados después de la terapia de rehabilitación, lo cual indica cierto grado de fatiga muscular. Haciendo una comparativa de los índices calculados entre la primera y la última sesión, se observa un aumento en todos los parámetros, lo cual indica un fortalecimiento de los músculos que se ejercitaron con la terapia.

En la tabla 3 se observan los datos obtenidos de la señal de EMG del segundo sujeto de prueba. En este caso los resultados no concuerdan con lo esperado,

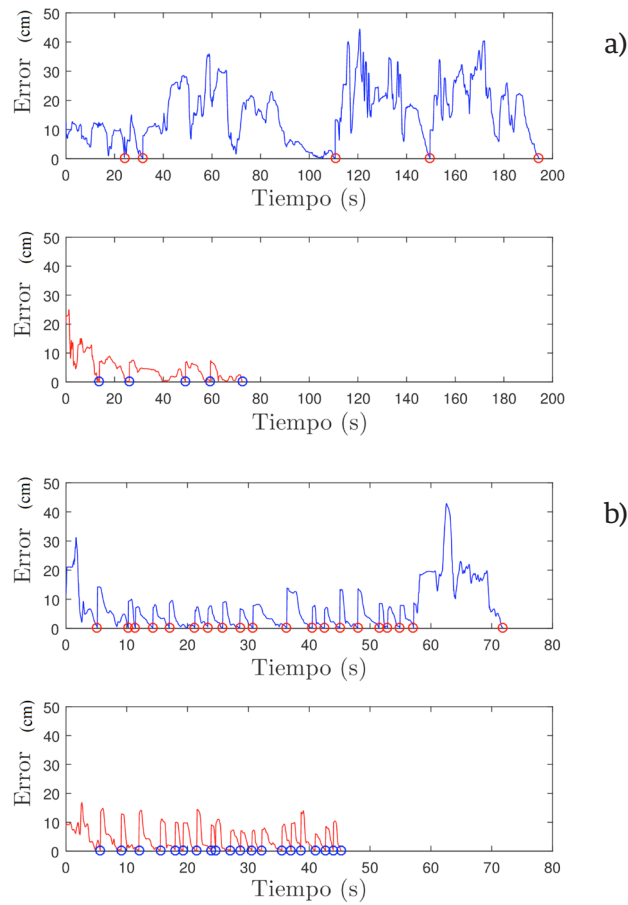


FIGURA 12. Norma del error de trayectoria.
(a) Sujeto 1, (b) Sujeto 2.

una posible explicación a los resultados obtenidos es que debido a la dificultad propia de la condición del paciente, este no podía realizar las contracciones mus-

culares de la forma que se le solicitó, por lo que se tuvo que reducir el periodo de análisis de la señal, pudiendo con esto afectar los resultados de la prueba.

TABLA 2. Índices calculados para el sujeto de prueba 1 (AT: antes de la terapia, DT: después de la terapia).

Índice	Primera sesión	
	AT	DT
PT (HZ)	30378±1348	26982±270
MDF (Hz)	256.49±1.27	249.39±1.6
RMS (V)	0.1957	0.1800
wL (V)	550.3690	500.1089
Índice	Última sesión	
	AT	DT
PT (HZ)	38892±58.9	432230±976.8
MDF (Hz)	228.29±0.98	222.59±6.5
RMS (V)	0.2579	0.2893
wL (V)	744.3286	859.7678

TABLA 3. Índices calculados para el sujeto de prueba 2 (AT: antes de la terapia, DT: después de la terapia).

Índice	Primera sesión	
	AT	DT
PT (HZ)	7366±1308	5939.7±712
MDF (Hz)	73.24±15.9	81.49±3.53
RMS (V)	0.2614	0.2614
wL (V)	140.2341	155.54
Índice	Última sesión	
	AT	DT
PT (HZ)	2488.1±14.6	3265±487.45
MDF (Hz)	78.74±0.35	85.99±4.24
RMS (V)	0.0957	0.1375
wL (V)	61.1777	79.5895

Valoración de los pacientes por parte de un terapeuta ocupacional

Con la finalidad de dar mayor validez a los resultados cuantitativos aquí presentados, se le pidió a un terapeuta valorar el estado general de los pacientes que utilizaron el sistema; la valoración se realizó antes y después de las sesiones de terapia, las conclusiones de este análisis se presentan a continuación.

De manera general, el terapeuta coincide que después de utilizar el sistema todos los pacientes tuvieron mejorías en aspectos físicos de las extremidades superiores como aumento del tono muscular y del rango de movimiento, mejoras notables en la coordinación gruesa y fina, así como mejora en la fuerza, destreza, resistencia motriz y habilidades visomotoras.

En opinión del terapeuta los cambios logrados en los sujetos de prueba no solamente son perceptibles en el aspecto físico, si no que también se lograron mejoras en aspectos cognitivos y psicológicos, tales como mejoras en el procesamiento cognitivo, logrando respuestas adecuadas en resolución de problemas de mayor complejidad de acuerdo a la edad de los pacientes, aumento en la capacidad de aprendizaje, buena disposición para participar de las terapias, aumento en el autoreconocimiento de los avances logrados, así como mayor autoaceptación de su condición física.

Por otra parte, se observó el comportamiento de los participantes para determinar su nivel de satisfacción, ya que por su corta edad se consideró poco confiable realizarles una encuesta. En el análisis, se pudo observar una gran disposición de participar en las sesiones, aunque, por la naturaleza repetitiva de los ejercicios y la corta edad de los pacientes, estos mostraban aburrimiento entre los 10 y 15 minutos de utilizar el sistema.

Por último, es importante mencionar que los sujetos de prueba mostraron cierta incomodidad e incluso mareos al usar los lentes de inmersión, por lo que

todos prefirieron realizar las sesiones de terapia utilizando como medio de visualización un monitor. Cabe señalar que durante el periodo de prueba del sistema, éste fue utilizado por otro grupo de personas (mayores de edad), coincidiendo todos que una de las características más atractivas del sistema era la posibilidad de ver los objetos reales mezclados con virtuales a través de los lentes de inmersión, por lo que se puede pensar que la negativa de utilizar los lentes por parte de los sujetos de prueba fue debido al tamaño de los mismos y no a su funcionamiento.

CONCLUSIONES

Se desarrolló un sistema novedoso en el área de rehabilitación robótica, principalmente enfocado a la rehabilitación de movimientos finos de extremidades superiores, cuya principal característica es la posibilidad de interactuar de forma visual y táctil con objetos virtuales mezclados con escenarios del mundo real. La característica mencionada previamente hace de éste un sistema muy versátil, ya que permite realizar modificaciones a la terapia de rehabilitación, generando con esto distintas rutinas de rehabilitación con diferentes grados de dificultad sin la necesidad de equipo adicional al mencionado previamente.

En pruebas realizadas con pacientes con distintos tipos de condiciones que dificultan los movimientos de sus extremidades superiores, fue posible observar el potencial que tiene el sistema como herramienta auxiliar a las terapias de rehabilitación tradicional al permitir guardar los datos generados por los usuarios en cada una de sus terapias, destacando que en la mayoría de los casos, el análisis cuantitativo de dichos datos muestran mejoras significativas en el control de los movimientos del paciente, disminución del tiempo de ejecución en los ejercicios y fortalecimiento muscular.

Un punto importante a resaltar, es que las sesiones de rehabilitación robótica fueron supervisadas por el terapeuta de los sujetos de prueba, realizando evalua-

ciones de los mismos antes y después de las sesiones de terapia, concluyendo que el uso del sistema ayudó a los pacientes al mejorar características como fuerza, destreza, resistencia, coordinación, rango de movimiento, etc., lo cual muestra el potencial del sistema como herramienta de rehabilitación.

Según los terapeutas, una de las situaciones que propician que un paciente no continúe con un programa de rehabilitación es el tedio producido por la constante repetición de los ejercicios. El sistema presentado tiene la característica de incentivar a los pacientes a continuar con sus terapias por medio de un sistema de rehabilitación novedoso, lo cual quedó demostrado, ya que los pacientes mostraron entusiasmo al utilizar el sistema y estar presentes en todas las sesiones de terapia.

Es importante mencionar que una de las principales limitantes con las que cuenta actualmente el sistema propuesto es que sólo procesa imágenes de forma bidimensional, de manera que tanto las imágenes virtua-

les como las del mundo real son proyectadas al usuario sin que éste pueda percibir de forma adecuada la profundidad de la escena, lo que dificulta el proceso de familiarización por parte de los usuarios. Así mismo, los resultados obtenidos en esta primera fase experimental han sido limitados por la disponibilidad, la cantidad y la variedad de padecimientos de los sujetos de prueba evaluados; esperando a futuro contar con una muestra más grande y homogénea.

Por último es conveniente mencionar que el sistema presentado demuestra potencial para ser una herramienta útil como complemento a las terapias de rehabilitación convencionales, debiéndose realizar pruebas experimentales con un grupo mayor de sujetos de prueba para corroborar los datos obtenidos hasta el momento, así como desarrollar un número mayor de terapias de rehabilitación virtuales con ayuda de terapeutas para aumentar el interés por parte de los pacientes en el sistema y propiciar el no abandono de sus terapias.

REFERENCIAS

- [1] Banco Mundial, "Informe mundial sobre la discapacidad," Organización Mundial de la Salud (2011), 2011.
- [2] Instituto Nacional de Estadística y Geografía, "La discapacidad en México. Datos al 2014.," Publicaciones INEGI, 2016.
- [3] World Health Organization, "The world health report 2006: working together for health," 2006.
- [4] K. B. Valles, S. Montes, M. J. Madrigal, A. Burciaga, M. E. Martínez, and M. J. Johnson, "Technology-assisted stroke rehabilitation in México: a pilot randomized trial comparing traditional therapy to circuit training in a robot/technology-assisted therapy gym," *Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation*, vol. 13, no. 1, p. 83, 2016. DOI: [10.1186/s12984-016-0190-1](https://doi.org/10.1186/s12984-016-0190-1)
- [5] I. Díaz, J. J. Gil, and E. Sánchez, "Lower-limb robotic rehabilitation: literature review and challenges," *Journal of Robotics*, vol. 2011, 2011.
- [6] N. Yozbatiran, J. Berliner, M. K. O'Malley, A. U. Pehlivan, Z. Kadivar, C. Boake, and G. E. Francisco, "Robotic training and clinical assessment of upper extremity movements after spinal cord injury: a single case report," *Journal of rehabilitation medicine*, vol. 44, no. 2, pp. 186-188, 2012. DOI: [10.2340/16501977-0924](https://doi.org/10.2340/16501977-0924)
- [7] A. Borboni, M. Mor, and R. Faglia, "GloReha - hand robotic rehabilitation: design, mechanical model, and experiments," *Journal of Dynamic Systems, Measurement, and Control*, vol. 138, no. 11, p. 111003, 2016. DOI: [10.1115/1.4033831](https://doi.org/10.1115/1.4033831)
- [8] J. Sivenius, K. Pyörälä, O. Heinonen, J. Salonen, and P. Riekinen, "The significance of intensity of rehabilitation of stroke—a controlled trial.," *Stroke*, vol. 16, no. 6, pp. 928-931, 1985. DOI: [10.1161/01.STR.16.6.928](https://doi.org/10.1161/01.STR.16.6.928)
- [9] G. Kwakkel, R. C. Wagenaar, T. W. Koelman, G. J. Lankhorst, and J. C. Koetsier, "Effects of intensity of rehabilitation after stroke," *Stroke*, vol. 28, no. 8, pp. 1550-1556, 1997. DOI: [10.1161/01.STR.28.8.1550](https://doi.org/10.1161/01.STR.28.8.1550)
- [10] N. Barrett, I. Swain, C. Gatzidis, and C. Mecheraoui, "The use and effect of video game design theory in the creation of game-based systems for upper limb stroke rehabilitation," *Journal of Rehabilitation and Assistive Technologies Engineering*, vol. 3, pp. 1-16, 2016. DOI: [10.1177/2055668316643644](https://doi.org/10.1177/2055668316643644)
- [11] F. D. Rose, B. M. Brooks, and A. A. Rizzo, "Virtual reality in brain damage rehabilitation: review," *Cyberpsychology & behavior*, vol. 8, no. 3, pp. 241-262, 2005. DOI: [10.1089/cpb.2005.8.241](https://doi.org/10.1089/cpb.2005.8.241)
- [12] D. Jack, R. Boian, A. S. Merians, M. Tremaine, G. C. Burdea, S. V. Adamovich, M. Recce, and H. Poizner, "Virtual reality-enhanced stroke rehabilitation," *IEEE transactions on neural systems and rehabilitation engineering*, vol. 9, no. 3, pp. 308-318, 2001. DOI: [10.1109/7333.948460](https://doi.org/10.1109/7333.948460)
- [13] J. H. Shin, H. Ryu, and S. H. Jang, "A task-specific interactive game-based virtual reality rehabilitation system for patients with stroke: a usability test and two clinical experiments," *Journal of neuroengineering and rehabilitation*, vol. 11, no. 1, p. 32, 2014. DOI: [10.1186/1743-0003-11-32](https://doi.org/10.1186/1743-0003-11-32)
- [14] G. Saposnik, M. Mamdani, M. Bayley, K. Thorpe, J. Hall, L. Cohen, and R. Teasell, "Effectiveness of virtual reality exercises in stroke rehabilitation (evrest): rationale, design, and protocol of a pilot randomized clinical trial assessing the wii gaming system," *International Journal of Stroke*, vol. 5, no. 1, pp. 47-51, 2010. DOI: [10.1111/j.1747-4949.2009.00404.x](https://doi.org/10.1111/j.1747-4949.2009.00404.x)
- [15] G. Saposnik, M. Levin, S. O. R. C. S. W. Group, et al., "Virtual reality in stroke rehabilitation," *Stroke*, vol. 42, no. 5, pp. 1380-1386, 2011. DOI: [10.1161/STROKEAHA.110.605451](https://doi.org/10.1161/STROKEAHA.110.605451)
- [16] V. C. L. Chiang, K.-H. Lo, and K. S. Choi, "Rehabilitation of activities of daily living in virtual environments with intuitive user interface and force feedback," *Disability and Rehabilitation: Assistive Technology*, pp. 1-9, 2016. DOI: [10.1080/17483107.2016.1218554](https://doi.org/10.1080/17483107.2016.1218554)
- [17] A. Turolla, O. A. Daud Albasini, R. Oboe, M. Agostini, P. Tonin, S. Paolucci, G. Sandrini, A. Venneri, and L. Piron, "Haptic-based neurorehabilitation in poststroke patients: a feasibility prospective multicentre trial for robotics hand rehabilitation," *Computational and mathematical methods in medicine*, vol. 2013, 2013. DOI: [10.1155/2013/895492](https://doi.org/10.1155/2013/895492)
- [18] C. González, D. Vallejo, J. Albusac, and J. Castro, "Realidad aumentada. Un enfoque práctico con artoolkit y blender," 2013.
- [19] M. S. Hossain, S. Hardy, A. Alamri, A. Alelaiwi, V. Hardy, and C. Wilhelm, "Ar-based serious game framework for post-stroke rehabilitation," *Multimedia Systems*, vol. 22, no. 6, pp. 659-674, 2016. DOI: [10.1007/s00530-015-0481-6](https://doi.org/10.1007/s00530-015-0481-6)
- [20] A. Y. Dvorkin, F. S. Zollman, K. Beck, E. Larson, and J. L. Patton, "A virtual environment-based paradigm for improving attention in tbi," in 2009 IEEE International Conference on Rehabilitation Robotics, pp. 962-965, IEEE, 2009. DOI: [10.1109/ICORR.2009.5209629](https://doi.org/10.1109/ICORR.2009.5209629)
- [21] A. Phinyomark, G. Chujit, P. Phukpattaranont, C. Limsakul, and H. Hu, "A preliminary study assessing time-domain emg features of classifying exercises in preventing falls in the elderly," in *Electrical Engineering/Electronics, Computer, Telecommunications and Information Technology (ECTI-CON)*, 2012 9th International Conference on, pp. 1-4, IEEE, 2012. DOI: [10.1109/ECTICon.2012.6254117](https://doi.org/10.1109/ECTICon.2012.6254117)
- [22] Mario Cifrek, Vladimir Medved, and Stanko Tonkovic, "Surface EMG based muscle fatigue evaluation in biomechanics," in *Clinical Biomechanics*, vol. 24, no. 4, pp. 327-340, 2009. DOI: [10.1016/j.clinbiomech.2009.01.010](https://doi.org/10.1016/j.clinbiomech.2009.01.010)
- [23] Angkoon Phinyomark, S. Hirunviriya, C. Limsakul, and P. Phukpattaranont, "Evaluation of EMG feature extraction for hand movement recognition base on Euclidean distance and standard deviation," in *Electrical Engineering/Electronics Computer Telecommunications and Information Technology (ECTI-CON)*, pp. 856-860, IEEE, 2010.
- [24] Reza Boostani, and Mohammad Hassan Moradi, "Evaluation of the forearm EMG signal features for the control of a prosthetic hand," in *Physiological measurement*, vol. 24, no. 2, pp. 309-321, 2003.
- [25] C. Vidrios-Serrano, I. Bonilla, F. Viguera-Gómez, and M. Mendoza, "Development of a haptic interface for motor rehabilitation therapy using augmented reality," in *Engineering in Medicine and Biology Society (EMBC)*, 2015 37th Annual International Conference of the IEEE, pp. 1156-1159, IEEE, 2015. DOI: [10.1109/EMBC.2015.7318571](https://doi.org/10.1109/EMBC.2015.7318571)
- [26] C. Vidrios-Serrano, I. Bonilla, and F. Viguera-Gómez, "Interfaz háptica para terapias de rehabilitación utilizando realidad aumentada," *AMRob Journal, Robotics: Theory and Applications*, vol. 3, no. 3, pp. 74-80, 2015.

- [27] A. M. Torres Hernández, B. E. Amaro Amaro, V. I. Ramírez Vera, M. O. Mendoza Gutiérrez, and I. Bonilla Gutiérrez, "Cuantificación del avance en terapia de rehabilitación de miembros superiores mediante el uso de una interfaz háptica y realidad aumentada," in *Memorias XXXVIII Congreso Nacional de Ingeniería Biomédica (CNIB)*, pp. 297-300, Sociedad Mexicana de Ingeniería Biomédica, 2015. DOI: [dx.doi.org/10.24254/CNIB.15.48](https://doi.org/10.24254/CNIB.15.48)
- [28] R. Hartley and A. Zisserman, "Multiple view geometry in computer vision," Cambridge university press, 2003.
- [29] P. Hough, "Method and means for recognizing complex patterns," Dec. 18 1962. US Patent 3,069,654.
- [30] G. Simon, A. W. Fitzgibbon, and A. Zisserman, "Markerless tracking using planar structures in the scene," *Augmented Reality*, 2000. (ISAR 2000). Proceedings. IEEE and ACM International Symposium on, pp. 120-128, 2000. DOI: [10.1109/ISAR.2000.880935](https://doi.org/10.1109/ISAR.2000.880935)
- [31] G. H. Golub and C. F. Van Loan, "Matrix computations," JHU Press, vol. 3, 2012.
- [32] F. Reyes Cortes, "Robótica: control de robots manipuladores," 2011.
- [33] P. A. Tipler and G. Mosca, "Física para la ciencia y la tecnología," Reverté, vol. 2, 2005.
- [34] H. I. Krebs, J. J. Palazzolo, L. Dipietro, M. Ferraro, J. Krol, K. Ranekleiv, B. T. Volpe, and N. Hogan, "Rehabilitation robotics: Performance-based progressive robot-assisted therapy," *Autonomous robots*, vol. 15, no. 1, pp. 7-20, 2003. DOI: [10.1023/A:1024494031121](https://doi.org/10.1023/A:1024494031121)
- [35] S. Thongpanja, A. Phinyomark, P. Phukpattaranont, and C. Limsakul, "Mean and median frequency of emg signal to determine muscle force based on time-dependent power spectrum," *Elektronika ir Elektrotechnika*, vol. 19, no. 3, pp. 51-56, 2013. DOI: [10.5755/j01.eee.19.3.3697](https://doi.org/10.5755/j01.eee.19.3.3697)

[dx.doi.org/10.17488/RMIB.39.2.3](https://doi.org/10.17488/RMIB.39.2.3)

Incubadora neonatal con ventilación mecánica embebida

Mechanical Ventilation embedded in Neonatal Incubator

C. A. Mugruza-Vassallo^{1,3}, C. B. Castellón-Lévano², H. Román-Linares²

¹Universidad Tecnológica de Lima Sur (UNTELS)

²Pontificia Universidad Católica del Perú

³Anteriormente en la Pontificia Universidad Católica del Perú

RESUMEN

Se presenta un equipo de soporte de vida neonatal (ESVIN) que emplea la terapia térmica y terapia ventilatoria (neumática) en un solo equipo para proveer ventilación pulmonar con aire caliente, humedecido y enriquecido con oxígeno, en un ambiente caliente, humidificado y estéril. El equipo es capaz de simultáneamente dar ventilación pulmonar e incubar, siendo una de sus características principales la minimización de la condensación del agua en el corrugado y ofrece la característica adicional de evitar la movilización y/o desconexión del neonato para realizar ciertos procedimientos tales como: cirugías e intubaciones, entre otras. Los principales resultados son el tiempo de acceso al neonato menor a 2 s y minimización de la condensación de agua. Asimismo, los resultados del control térmico son de tiempo de estabilización en el habitáculo de 75 minutos para la temperatura de 36 °C y tiempo de estabilización de la temperatura de la piel del neonato de 58 minutos.

PALABRAS CLAVE: equipo de soporte de vida neonatal; ventilación pulmonar; incubadora; Presión Inspiratoria Máxima (PIM); Unidad de Cuidados Intensivo Neonatal (NICU)

ABSTRACT

A neonatal life support equipment (ESVIN) employing simultaneously thermal therapy and ventilatory (pneumatic) therapy is presented in a single kit to provide pulmonary ventilation with warm, moistened and oxygen enriched air in a warm, humidified and sterile environment. The invention behind ESVIN provided simultaneously pulmonary ventilation and incubation having optimized the minimization of water condensation in the corrugated pipe and offered the additional feature of avoiding the mobilization and / or disconnection of the neonate to perform certain procedures such as: surgeries and intubations, among others. ESVIN has an access to newborns of less than 2 s and non-visible water condensation. The main results in thermal control were a stabilization time in the newborn compartment of 75 minutes for the temperature of 36 °C and a stabilization of the temperature of the skin of the neonate of 58 minutes.

KEYWORDS: neonatal life support team (ESVIN), pulmonary ventilation, incubator, Maximum Inspiratory Pressure (PIM), Neonatal Intensive Care Unit (NICU)

Correspondencia

DESTINATARIO: Carlos Andrés Mugruza-Vassallo
INSTITUCIÓN: Universidad Tecnológica de Lima Sur
(UNTELS)
DIRECCIÓN: Sector 3 Grupo 1A 03, Av. Central y Av.
Bolivar, Villa El Salvador, Perú
CORREO ELECTRÓNICO: cmugruza@yahoo.com

Fecha de recepción:

6 de octubre de 2017

Fecha de aceptación:

30 de enero de 2018

INTRODUCCIÓN

En la actualidad, la atención de salud de los neonatos críticos en la Unidad de Cuidados Intensivos Neonatales (UCIN) si bien es de rutina al mezclarse con otros aparatos, es caótica e ineficiente debido a que cada uno de los principales equipos de soporte de vida han evolucionado de forma independiente. Así, se han generado consecuencias negativas tanto para UCIN como para la atención de salud de los neonatos tales como dificultad para manejo, exceso de interfaces entre los equipos y el neonato crítico, interferencia entre equipos, excesivo espacio ocupado por los equipos, exceso de gastos por concepto de adquisición, instalación, mantenimiento de equipos complementarios y la capacitación de profesionales para el manejo de equipos. Este grupo de observaciones se ha realizado por el Grupo de Investigación y Desarrollo de Equipos Médicos y Sistemas (GIDEMS) en 15 años de trabajo, por ejemplo en ^[1] se consideró un árbol de problemas que incluye la instrumentación y las capacidades y conocimientos en ciencia y tecnología de ventilación mecánica como una de las características base.

Además de los problemas expuestos, hay otros que reportan la mayoría de médicos neonatólogo, como: condensación de agua en los tubos corrugados por donde se administra la mezcla de aire y oxígeno; deficiente distribución de calor en el habitáculo neonatal; dificultad para atender al neonato en caso de emergencia (e.g. paro cardíaco o paro respiratorio); y dificultad para volver a conectar catéteres, sondas, tubos, sensores, etc. después de haber pasado la emergencia siendo así que el tiempo de apertura de los equipos para acceder al neonato es de 15 a 18 segundos para una persona entrenada (comunicación personal con neonatólogos, e.g. la neonatóloga Martina Leonila Zegarra Linares).

Para mejorar la atención de los neonatos de mediano riesgo en los hospitales, el GIDEMS de la Pontificia Universidad Católica del Perú (PUCP) desarrolló tres patentes. La primera fue la Burbuja Artificial Neonatal

(BAN), patentada en USA (US6884211) ^[2] y Perú (PE000622-2002/OIN) ^[3], la cual está constituida por un circuito cerrado de aire temperado, y por un circuito ventilatorio continuo y ha demostrado tener mejores características funcionales que las incubadoras convencionales en: la propagación uniforme de calor, la adaptación a ambientes no controlados de cuidados intensivos, la duración de filtros bacterianos, el menor ruido sonoro en el habitáculo que contiene al recién nacido, menor probabilidad de contaminación entre neonatos, la menor pérdida de calor, el menor consumo de oxígeno, etc. Además, se le han incorporado otras ventajas como: reproductor de sonidos para mejorar el bienestar de los neonatos, mezclador de aire y oxígeno, y mejor sistema de humidificación. Sin embargo, dicha BAN no cuenta con un circuito de ventilación pulmonar para neonatos. Por ello, se realizó la segunda patente que consiste en un sensor de flujo gaseoso bidireccional, patentado en USA (US7028560) ^[4] y Perú (PE000594- 2002/OIN) cuya idea de la variación de las medidas de acuerdo a la compresión en las tuberías se basaron en el manejo de presiones en tuberías flexibles reportados experimentalmente ^[1] y que puede variar de acuerdo al gas ^[20]. Finalmente, la tercera patente que se gestionó fue una Burbuja Neonatal con Presurizador de Vías Aéreas, solicitud de patente PE001492-2007/OIN ^[5], el cual posee las ventajas de la BAN (asepsia, ambiente humidificado, temperatura uniforme y bajo ruido sonoro) y le añade una función muy importante para la atención de neonatos de alto riesgo que es el control de parámetros de la mezcla gaseosa que se administra a las fosas nasales del recién nacido crítico como temperatura y presión positiva. También incluye un sensor de flujo gaseoso bidireccional desarrollado por el GIDEMS. Sin embargo, este prototipo si bien presuriza las vías aéreas del neonato, no controla el flujo de la ventilación pulmonar del neonato.

Por otro lado: la patente EP1529547 presenta un equipo que difiere de los ventiladores convencionales en su portabilidad, funcionando complementaria-

mente con las incubadoras ^[6], la patente de invención DE102006030520 de la empresa Dragar ha desarrollado un sistema de control para ventilación pulmonar que difiere de los demás solamente en su algoritmo de control, y que también funciona complementariamente con incubadoras ^[7]. Asimismo, las solicitudes de patentes US2008125619 ^[8], US2008081943 ^[9] y US2008076962 ^[10] muestran los últimos inventos sobre incubadoras neonatales, representando las últimas modificaciones importantes al estado de la técnica, que tampoco integran la función de ventilación pulmonar.

Todas estas invenciones no integraban la función de ventilación pulmonar con la función de incubación. Además, todas ellas implican la movilización del neonato para realizar ciertos procedimientos tales como cirugías e intubaciones, entre otras.

Para la atención de neonatos de alto riesgo se emplea la Unidad de Cuidados Intensivos Neonatal (NICU), que de acuerdo a una estadística de 229 centros en EE. UU y 290 a 349 centros de Reino Unido, que suele cobijar a los recién nacidos entre 500 g y 1500 g entre un rango de 40 a 90 días como reportó Merritt ^[11]. Se sabía que neonatos de menos de 2500 g al nacer son 50 % más propensos que los de peso normal a requerir de educación especial según Chaiking y Corman ^[12]. Existe evidencia que, para neonatos de menos de 30 semanas de gestación o menos de 1250 g, un menor tiempo de ventilación pulmonar favorece el incremento del tamaño cerebral a los 2 años como reportó Anderson ^[13] lo cual se toma en este estudio como un índice de la calidad de ventilación en una NICU. Es decir, si el ambiente de la NICU es mejor, el neonato necesitará un menor tiempo de terapia de ventilación pulmonar.

Castillón Lévano, Mugruza Vassallo y Coello Durand plantearon una solución presentada y publicada por el Tratado de Cooperación de Patentes (PCT) como “EQUIPO PARA ATENCIÓN INTEGRAL DE NEONATOS CRÍTICOS” en 17 de marzo de 2011 (WO/2011/030177)

^[14] que acá llamamos equipo de soporte de vida neonatal (ESVIN). ESVIN consistió en reivindicar un equipo para atención neonatal que integre las funciones de un ventilador pulmonar, incubadora, mezclador de gases, humidificador y monitor de signos vitales para que este único equipo tenga la capacidad de ventilar los pulmones con aire calentado humedecido y enriquecido con oxígeno, en un ambiente temperado humidificado y estéril, pero que evite la condensación del agua en el corrugado de administración de la mezcla gaseosa para ventilación, facilite la atención de emergencia y evite la excesiva manipulación del neonato durante la atención y la función de supervisión de signos vitales.

De esta manera en este trabajo se buscó materializar la construcción y empleo biomédico de este concepto de ventilación mecánica sin condensación en una incubadora neonatal mediante pruebas neumáticas de ventilación, térmicas en la piel del neonato y fisiológicas en ensayos en pulmones animales.

METODOLOGÍA

Concepto del equipo de soporte de vida neonatal

Para el desarrollo del Equipo de Soporte de Vida Neonatal se han tomado en cuenta las normas: IEC 60601-1-4 ^[15], que da recomendaciones sobre la seguridad para la fabricación; IEC 60601-2-12 (2001) ^[16], que especifica los requerimientos para realizar ventilación pulmonar, y IEC 601-2-19 ^[17], que establece los requerimientos exigibles para el desarrollo de incubadoras con temperaturas de mando de 32 a 36 °C en períodos mayores a 1 hora y cuya temperatura media dentro de la incubadora no debe diferir en más de 0,8 °C.

Asimismo, para el diseño del prototipo se utilizó la metodología “Modelo en V” (e.g. en los 1990s ^[18] y la década de 2000s ^[19]), que consiste en dividir el sistema en subsistemas, y los subsistemas en otras divisiones de nivel inferior y así sucesivamente.

Tomando en consideración que el manejo del flujo a bajas presiones permite cuantificar una relación entre la presión y el flujo por medio de la ecuación de Van der Waals para gases ideales [20], en la Figura 1.a se presenta un esquema del funcionamiento del sistema eléctrico-neumático del flujo ventilatorio del equipo presentado en la solicitud de patente WO/2011/030177 [17] que comprende un primer recipiente con agua (308) que limita tanto la presión de inspiración como la presión de espiración del neonato, y un segundo recipiente con agua (310) que humidifica el gas en la línea de inspiración, que en conjunto con los demás elementos indicado en la Figura 1 funciona de la siguiente manera: se puede controlar y visualizar la presión inspiratoria y específicamente la presión pico (ver Figura 1.a parte superior), para la fase inspiratoria, la primera tubería (309) sumergida en el primer recipiente con agua (308) muestra visualmente que la inspiración no excede la presión manométrica inspiratoria máxima y si la presión supera esa presión inspiratoria máxima hay fuga

de aire en dicha tubería, limitando la presión positiva de la línea de inspiración; y la segunda tubería (317), sumergida en el primer recipiente con agua (308), asegura la presión manométrica positiva al final de la espiración que por ejemplo se presenta en torno a 1 cmH₂O según se observa más adelante en la Figura 7. Este manejo de bajos cambios de presión y con pocos niveles de flujo de volumétrico del gas en condiciones similares a la ventilación mecánica se observó en simulaciones previas [20], pero recién en la patente en mención y en este trabajo se observó experimentalmente.

El concepto del equipo de soporte de vida neonatal se basa en un sistema neumático controlado por un sistema electrónico tal como se puede apreciar en la Figura 1.b, donde: el compresor (7) es el elemento que moviliza y suministra el flujo regulado de aire-oxígeno que se entrega al neonato localizado en el habitáculo neonatal (10); el control de todo el sistema neumático y la temperatura del anillo térmico (11) son

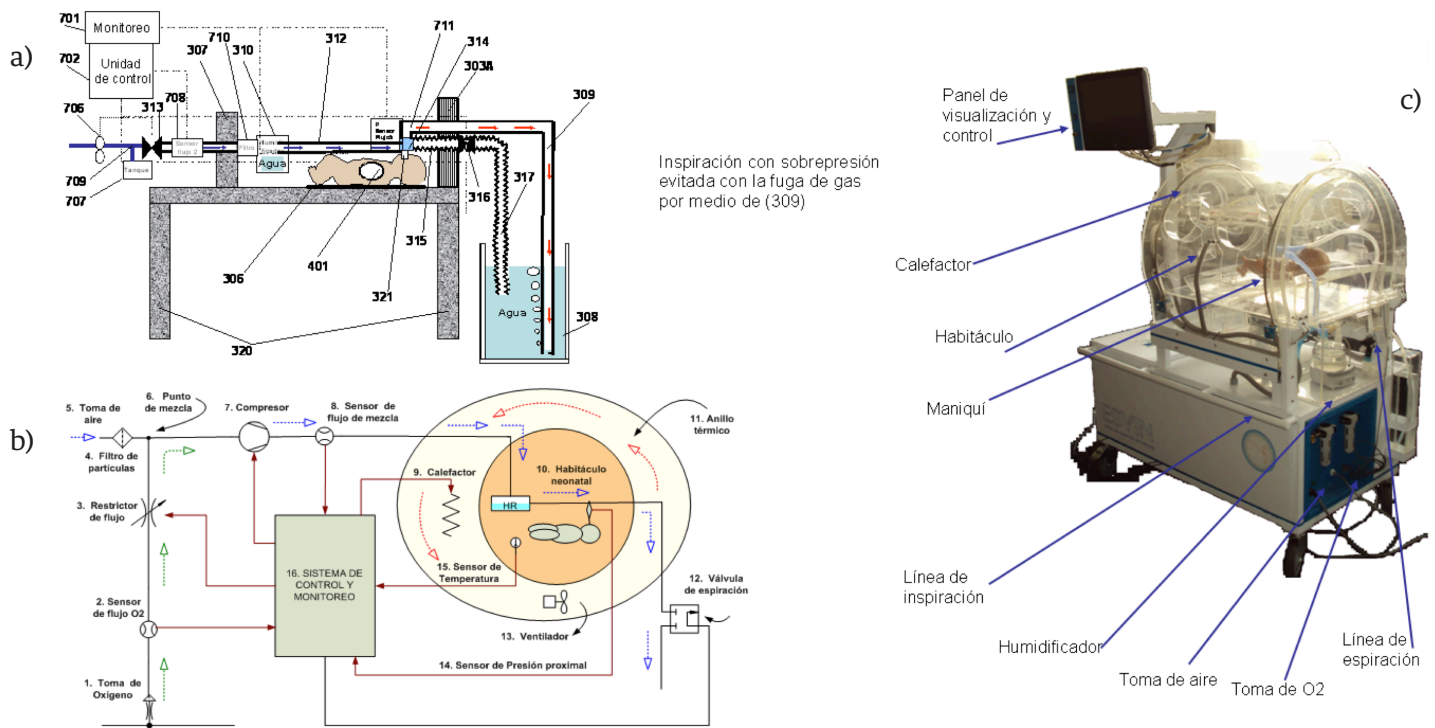


FIGURA 1. Esquema del concepto del equipo de soporte de vida neonatal. (A) Diseño general en solicitud de patente publicada WO/2011/030177 [17] (B) Diagrama conceptual (C) Fotografía de la implementación final.

realizados por el sistema de control y monitoreo (16); la válvula de espiración es el elemento que controla tanto el nivel de presión del gas que entrega al recién nacido y así como el tiempo que dura cada ciclo respiratorio [14]. Así la válvula también es controlada por el sistema de control y monitoreo (16) en las tomas de regulación de presión conectados en serie a las tomas de aire y oxígeno en la Figura 1.c

La implementación final consiste en un sistema neumático y térmico controlado por un sistema electrónico tal como se puede apreciar en la Figura 1.c, donde se muestra: el panel de visualización y control, los calefactores, el habitáculo, un maniquí o pulmón que es objetivo de este trabajo. De esta manera, se simula el neonato, el tubo de inspiración, el humidificador, la toma de aire y de oxígeno (O2) y el tubo de espiración.

En la Figura 2 se ilustra el funcionamiento del sistema mecánico del equipo, donde la ventaja técnica y funcional está en acceso rápido al neonato mediante el desplazamiento del anillo cilíndrico térmico a lo largo

del eje de anillo (318) sin necesidad de mover al neonato, esta función permite al personal de salud realizar procedimientos de emergencia sobre el neonato que está en terapia ventilatoria y térmica. En la Figura 2.a, en el gráfico superior se muestra el anillo térmico cerrado en su parte posterior por una puerta, permitiendo así el funcionamiento adecuado de la terapia térmica, además se cuenta con una puerta anterior la cual se puede abrir (501) desde su posición superior (303A) hacia su posición inferior (303C). En la Figura 2.b, en el gráfico inferior se muestra la puerta desplegada y el anillo térmico desplazado que permite acceso al neonato, a la que se accede cuando la puerta giró (501) a su posición inferior (303C), y se desplaza (502) el anillo térmico (304) que son un bloque mecánico según se observa en las flechas que indican el movimiento 502 y 503 [14]. En la implementación física de forma similar el diseño final muestra en las partes Figura 2.d y 2.e como se realiza el desplazamiento mecánico del cuerpo con el anillo término y el giro de la puerta que permite un acceso inmediato al neonato desde la posición inicial (Figura 2.a).

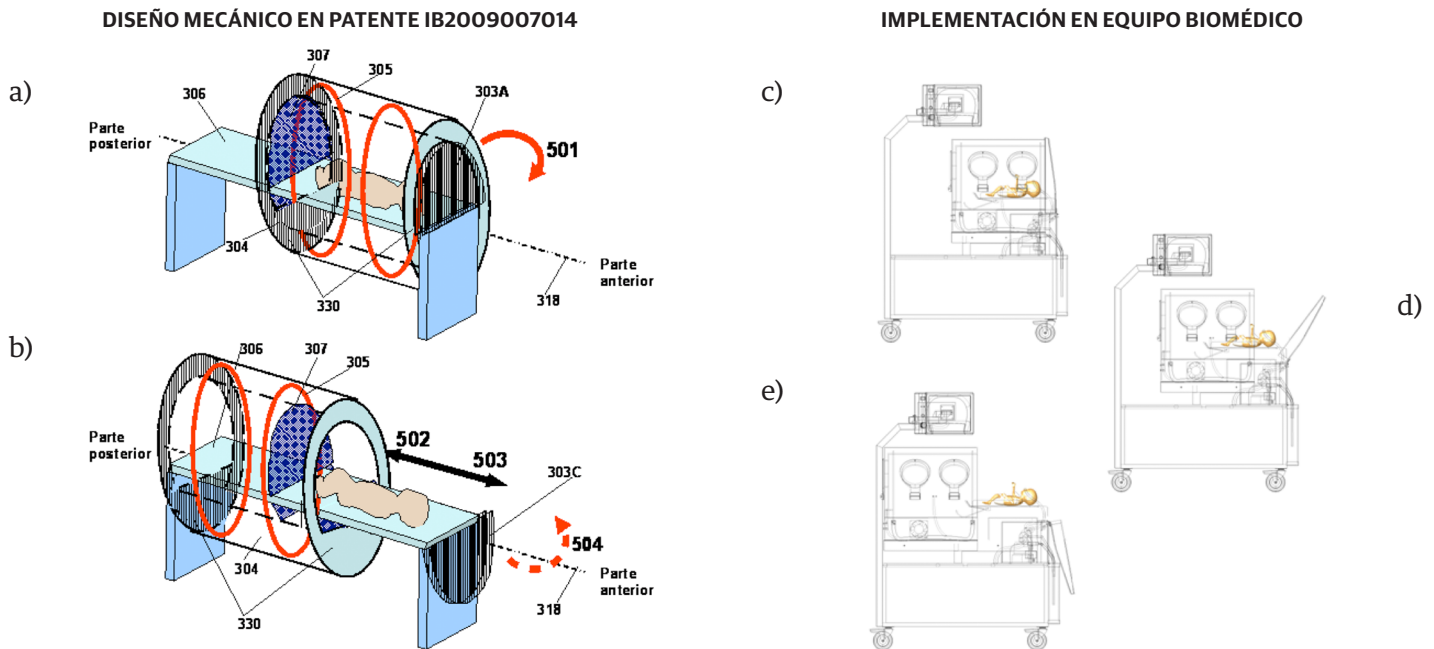


FIGURA 2. Esquema del concepto mecánico del equipo de soporte de vida neonatal. (A, B) Diseño general en solicitud de patente publicada WO/2011/030177 (IB2009007014) [17] (C, D, E) Implementación final.

En la Figura 3.a se muestra a un ventilador (319) que es fuente del flujo de aire que circula sobre las resistencias calefactoras y que uniformiza la temperatura del flujo del anillo térmico. Figura 3.b, se observan las compuertas (601) con un ángulo que favorece el acceso al neonato, las flechas que indican el flujo del aire que

es calentado por las resistencias calefactoras. Figura 3.c, se ven compuertas (601) que permiten el acceso al neonato según ^[14], y en las Figuras 3.d y 3.e se observa lo correspondiente a las correspondientes Figuras 3.a y 3.b tanto cuando hay terapia térmica y/o cuando hay terapia ventilatoria.

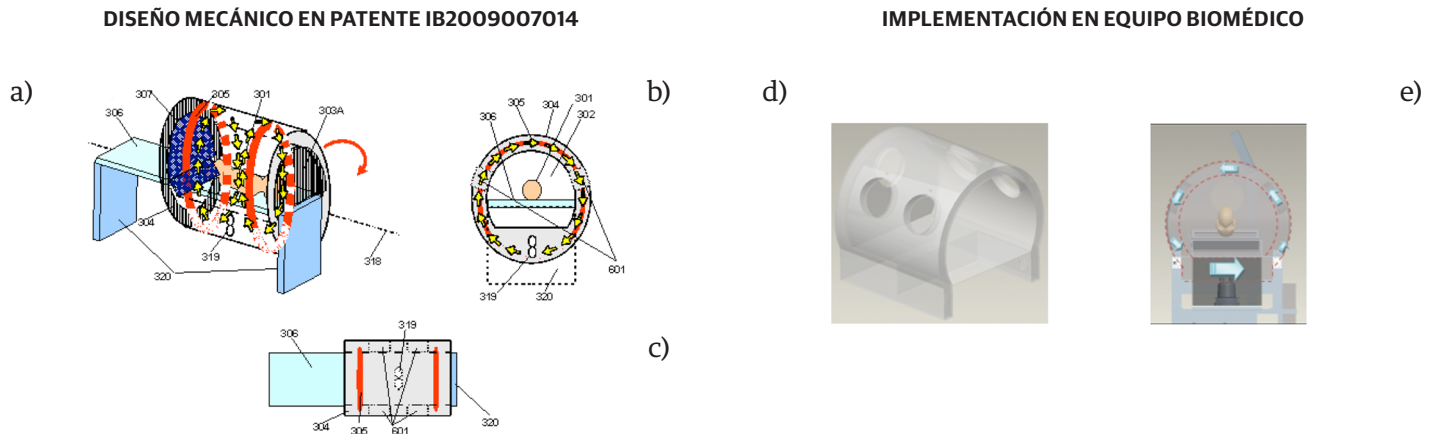


FIGURA 3. Esquema del concepto termoventilatorio del equipo de soporte de vida neonatal.
(A, B, C) Diseño general en solicitud de patente publicada WO/2011/030177 (IB2009007014) ^[14]
(D, E) Diseño industrial empleado para la implementación final.

Electrónica

El diseño e implementación del sistema electrónico está enfocado en la robustez y confiabilidad de su funcionamiento, los bloques básicos que la conforman se ilustran en el Figura 4. Los sensores de temperatura (rango 25 a 37 °C @ 10000 a 6014 ohm @ error lineal de temperatura de -4.39 a -4.09 %/°C, Spectrum 1004Z ^[21]), presión (rango -70 a 70 cmH₂O, Honeywell 40PC001B1A ^[22]) y flujo (rango hasta 20 LPM, cambios de flujo de 5 LPM/s ^[23]). El sensor de flujo mide 2 LPM en cambios de 0.4 s, que está en el rango de ventilación neonatal y con una relación de I/E de 1/2 permite ventilar y sensar en tiempo real hasta 50 respiraciones por minuto. Las calibraciones de flujo volumétrico fueron basadas en el desarrollo de previos considerando el desplazamiento de fluido incompresible generando diferencias de presión proporcionales al volumen ^[24] y cuya calibración a compliancia constante ^[25] ha mostrado ser eficiente en flujos volumétricos del orden neonatal ^[1].

Cuenta con una unidad primaria de control cuyos componentes principales se describen en la Tabla 1, la cual utiliza los datos que recibe de los sensores de temperatura, presión y flujo para ejecutar rutinas y procedimientos que afectan el estado y magnitud de los actuadores como: calefactor, compresor, ventilador, válvulas y humidificador con el fin de mantener constantes los parámetros configurados por el usuario mediante la interfaz de usuario, en dicha interfaz se proyectan las gráficas y datos numéricos de los diferentes parámetros monitoreados de forma local, por medio de un monitor de pantalla táctil y de forma remota a través de una conexión Ethernet. El sistema (ver Figura 4) cuenta con una unidad de respaldo, dicha unidad cuenta con sensores independientes de temperatura y flujo y es capaz de modificar el comportamiento de los actuadores, frente a fallos de la unidad de control primaria. Todo ello con el propósito de proteger la integridad del paciente.

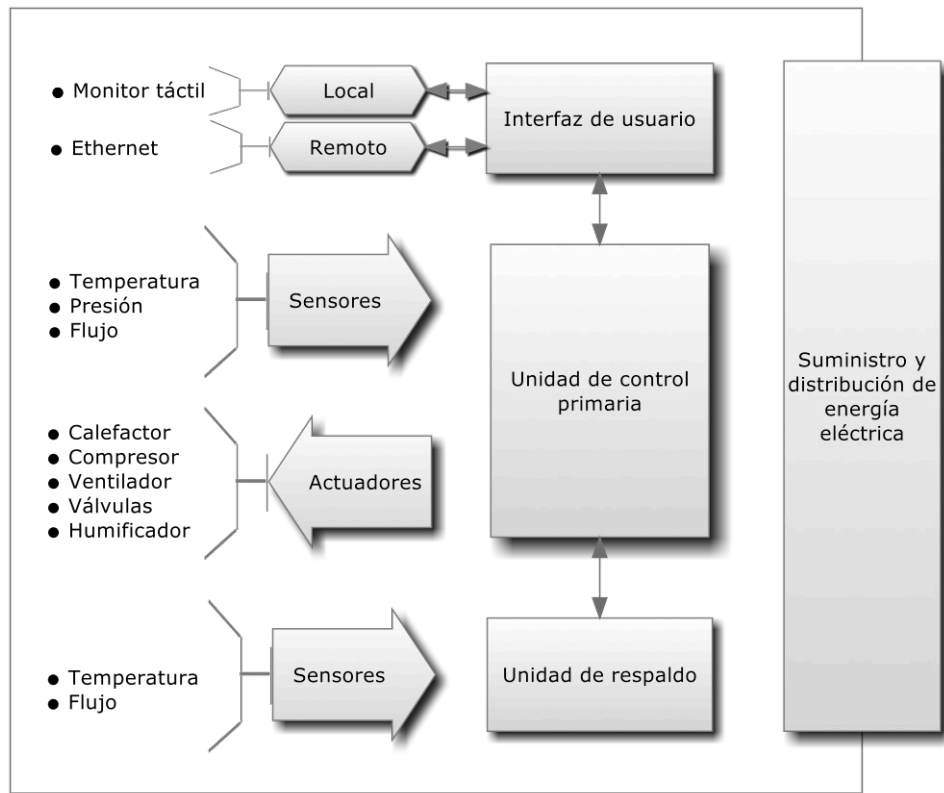


FIGURA 4. Esquema del concepto electrónico del equipo de soporte de vida neonatal.

Finalmente, el suministro y distribución de energía eléctrica proporciona los voltajes y corrientes adecuados para cada componente del sistema electrónico.

TABLA 1. Principales componentes electrónicos de ESVIN.

Principales componentes electrónicos Relacionados a la unidad primaria	
Módulo de adquisición de datos	TSADC16, 16 bits de resolución y 100 ksps
Módulo de procesamiento de datos	TS-7350, ARM a 200 MHz
Interfaz gráfica con el usuario	ET1515L
Sensores	Temperatura Spectrum 1004Z
	Presión Honeywell 40PC001B1A
	Flujo AWM5104VA

Control

En la Figura 1 se presentó el diseño e implementación del sistema de control de temperatura en el habitáculo neonatal (10) de ESVIN, basado en la norma internacional IEC 60601-2-19 [15] referente a la seguridad básica y funcionamiento de las incubadoras neonatales.

Para encontrar un modelo matemático que describiera el comportamiento dinámico del sistema se usó el Método de Identificación de Sistemas. El resultado permitió diseñar y simular la estrategia de control PID digital según los requerimientos de control de temperatura del habitáculo, de acuerdo a [15]. El control PID de 2 polos tuvo parámetros de sintonización originalmente aproximados y finalmente ajustados experimentalmente para una temperatura programada mayor a 35°C fueron $z_1 = 0.98$ y $z_2 = 0.9$ para $k = 1$ y la constante auxiliar kT , ver Ecuación (1)

$$kT = k/(1 - z_1 * z_2 - z_1 - z_2) \tag{1}$$

Ensayos pre-clínicos

Para el diseño y desarrollo de equipos que serán utilizados en seres humanos, como es el caso de ESVIN, es necesario que, antes de su uso en la práctica médica, atraviesen una serie de pruebas llamadas Ensayos Pre-clínicos, inicialmente con órganos aislados y luego con animales de experimentación, con la intención de identificar posibles errores y fallas de los sub-sistemas operativos, las cuales serán subsanadas y puestas a punto para garantizar su perfecto funcionamiento.

Primero, según el conocimiento de los presentes autores, no hay tablas reportadas de compliancia a ventilación de presión soporte; por ello, se han buscado gráficos de la literatura y en base a ello se calculó la compliancia pulmonar, para validar la ventilación pulmonar con el ensayo pre-clínico. Dado que generalmente vienen como gráficas en otros artículos científicos, procedimos a realizar una extracción de curvas de las figuras y de allí se calculó la compliancia pulmonar. Los pasos fueron: copiar la figura en un editor gráfico (en nuestro caso Irfanview disponible en www.irfanview.com/), almacenarlo en formato TGA, pasar la figura a escala de grises, de allí hemos extraído las curvas por medio del MatLab y se realiza el cálculo de compliancia dinámica (C_{din}) según la Ecuación (2).

$$C_{din} = \Delta Volumen / \Delta Presión \quad (2)$$

Segundo, se realizó la disección de pulmones frescos de conejos sacrificados el mismo día del experimento. Para ello, se llevó a cabo una incisión cérvico-torácica, visualizándose tráquea, laringe y mediastino anterior, posteriormente se procedió a la disección lateral visualizándose ambos pulmones y corazón, los cuales fueron extraídos de manera intacta. Se seleccionaron animales de masas equivalentes a recién nacidos prematuros entre 26 semanas y 32 semanas de gestación aproximadamente, edades que requieren con más frecuencia el uso de asistencia respiratoria mecánica en la práctica clínica.

Los pulmones se colocaron en solución fisiológica (cloruro de Sodio al 0,9%) y se procedió a intubar la tráquea con tubo endotraqueal 2.5 mm que se fijó a 1 cm aproximadamente por encima de la bifurcación de la tráquea con Catgut Crómico 2/0 para evitar fugas de aire.

Finalmente, se corroboró si el nivel de compliancia de los pulmones de conejo son ventilados adecuadamente y a una compliancia similar a la que se puede deducir de los datos reportados en la literatura.

RESULTADOS

Resultados del tiempo de apertura del equipo y acceso al neonato

El tiempo de apertura para el acceso al neonato es menor a 2 segundos, pudiéndose abrir la compuerta (Figura 5.b y 5.c) en simultáneo con el bloque mecánico que contiene los anillos térmicos (Figura 5.d). Tal como se puede apreciar el proceso toma menos de 2 segundos desde que el personal de salud observa el interior de ESVIN (Figura 5.a).



FIGURA 5. Apertura del equipo y acceso al neonato.
En la parte inferior izquierda se muestra los tiempos, resultando el proceso en menos de 2 segundos.

Resultados del lazo de control de temperatura en el habitáculo y piel

Se comprobó la evolución de la humedad y temperatura del aire en el habitáculo de la incubadora a lo largo de 3 horas. El ensayo realizado, consistió en configurar

la incubadora encender el sistema de humidificación en el modo aire a 36.0 °C, y con un valor inicial de humedad de 25.0 °C y luego de unas horas llevarlo a 36.0 °C presentado en la Figura 6.

En la Figura 6.a y 6.b se observa la respuesta del sistema del control del hábitaculo en lazo cerrado sin considerar al simulador del neonato, mientras que en la Figura 6.c y 6.d se observa la respuesta del sistema del control en la piel del neonato. En la Figura 6.a se observa que el tiempo (T_r) en temperatura en que el hábitaculo alcanza el valor deseado de 36.0 °C es de 52 minutos, mientras que en la Figura 6.c el tiempo en que la temperatura de piel del neonato alcanza los 36.0 °C es de 58 minutos.

Por otro lado, en la figura 6.b se observa que el error de estado estacionario en temperatura en que el hábitaculo alcanza el valor deseado de 36.0 °C es de 0.13 °C, mientras que en la Figura 6.d el tiempo en que la temperatura de piel del neonato alcanza los 36.0 °C es de 0.09 °C en un rango de 0.17 °C de variación máxima.

De esta forma, en este nuevo equipo de soporte de vida neonatal, los resultados del sistema de control permitieron lograr una variación menor a 0.3 °C cumpliendo la norma y además el tiempo de estabilización fue menor a una hora, solicitado por la norma EC 601-2-19 elevando la efectividad y fiabilidad con respecto a los anteriores diseños del GIDEMS y otros reportados en la literatura.

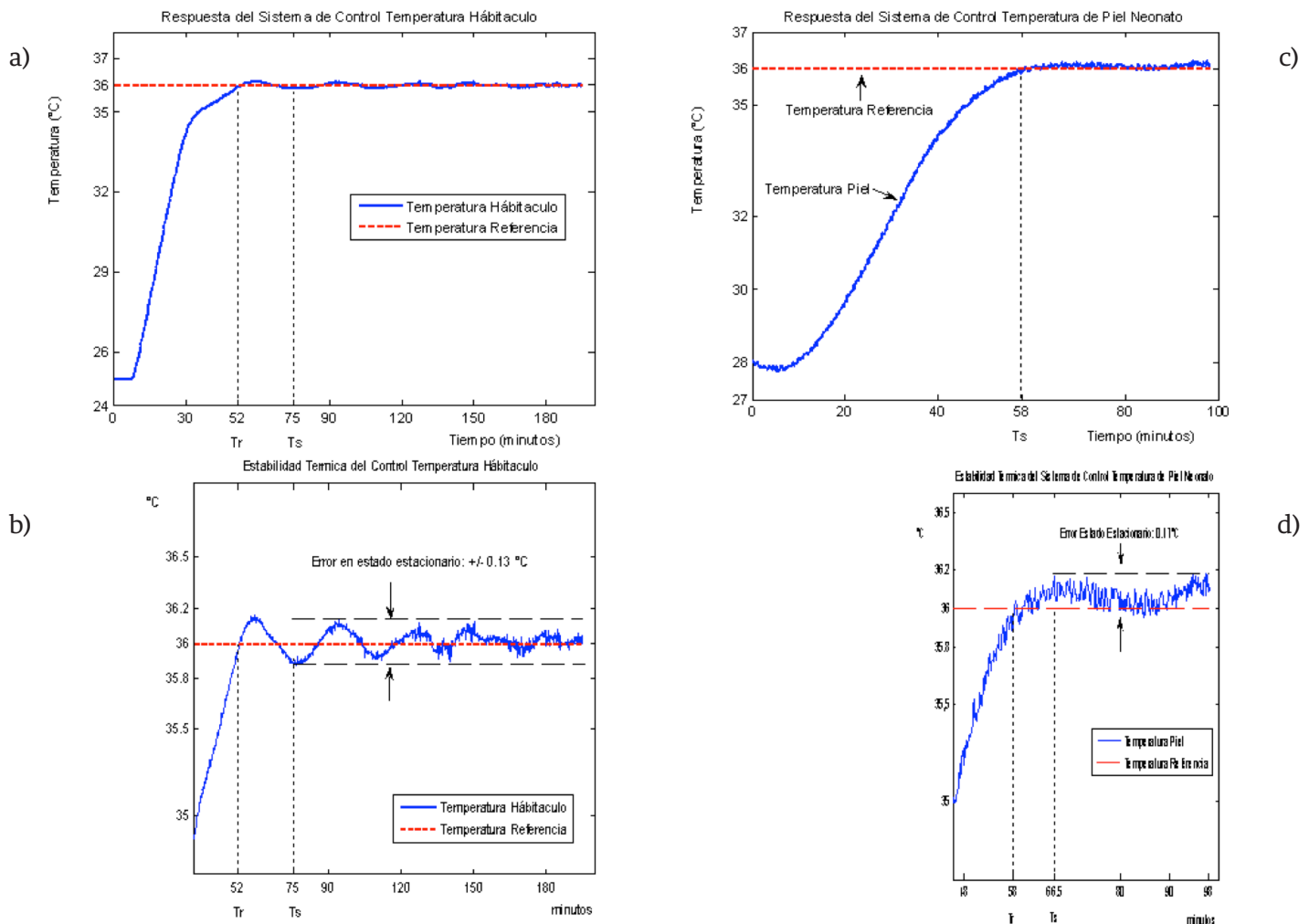


FIGURA 6. Respuesta en lazo cerrado para una temperatura de referencia de 36 °C.

Resultados de flujo Ventilador Pulmonar

El ventilador del Prototipo Experimental: Equipo de Soporte de Vida Neonatal (ESVIN), tiene la capacidad de brindar asistencia respiratoria mecánica controlada, con diferentes presiones positivas intermitentes, ciclado por tiempo y limitado por presión y también brinda soporte respiratorio tipo CPAP (Presión Positiva continua en la vía aérea) que es una forma de ventilación no invasiva.

Se obtuvieron gráficas de presión proximal, flujo inspiratorio y volumen medio espirado coherentes con el proceso de ventilación a presión positiva intermitente.

La válvula de seguridad de presión se ha comportado de acuerdo a lo diseñado, mostrando su eficacia.

A continuación, se presenta la ventilación pulmonar en modo sincronizado.

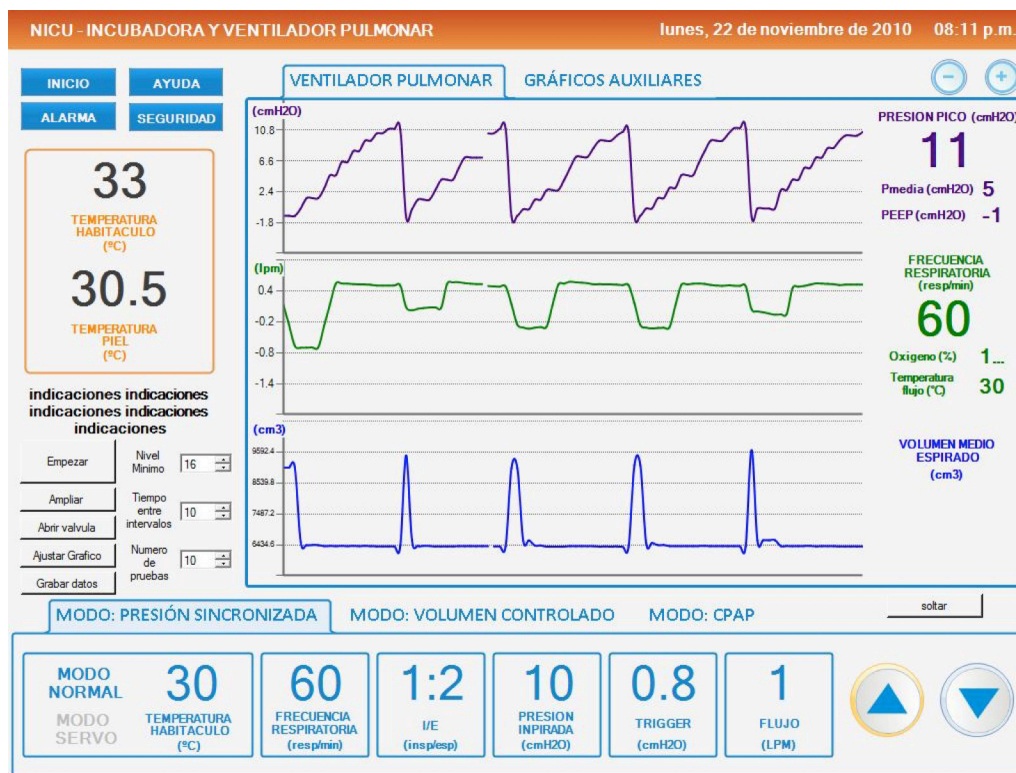


FIGURA 7. Resultado de modo sincronizado mostrados dentro de la interfaz gráfica de usuario del prototipo, configurado en modo touch screen, en la parte izquierda (recuadro naranja se observa el resultado de la parte térmica y en la parte derecha se observa la ventilación pulmonar.

Resultados Modo Sincronizado

En la Figura 7 se muestra la gráfica de presión y volumen del modo sincronizado para un flujo de 1 LPM y 60 respiraciones por minuto.

El equipo muestra todas las variables necesarias para que se haga un seguimiento y manejo óptimo de la ventilación pulmonar. En la Figura 7 se muestra la interfaz gráfica de ESVIN. En la parte izquierda se observa los

parámetros y monitoreo de la función de incubación; en la parte central se muestran los gráficos de presión proximal, flujo inspiratorio y volumen medio espirado; en la parte derecha se observa los parámetros y medida de ventilación pulmonar: presión pico, presión media, presión positiva al final de la espiración (PEEP), frecuencia respiratoria, porcentaje de oxígeno, temperatura del flujo de inspiración; y en la parte inferior se muestra los parámetros de ventilación del modo selec-

cionado “presión sincronizada”, que muestra la temperatura del habitáculo, la frecuencia respiratoria, la relación inspiración/espирación (I/E), la presión inspirada, el disparo o “trigger” de presión y el flujo volumétrico.

Evaluación pre-clínica

Siguiendo el primer paso, de la ventilación de presión soporte documentada en la literatura, en la Figura 8.a-d se muestra la ventilación de presión soporte

según Becker y Donn [26]. Las formas de onda ayudan a distinguir las respiraciones mandatorias (que proveen el soporte total, ver las flechas en Figura 8.a de las respiraciones espontáneas realizada con presión soporte, predeterminadas para liberar la presión soporte. Así, es posible realizar el cálculo de la compliancia pulmonar (Figura 8.d) según (2) para elegir/corroborar el modelo pulmonar a emplearse en el ensayo pre-clínico.

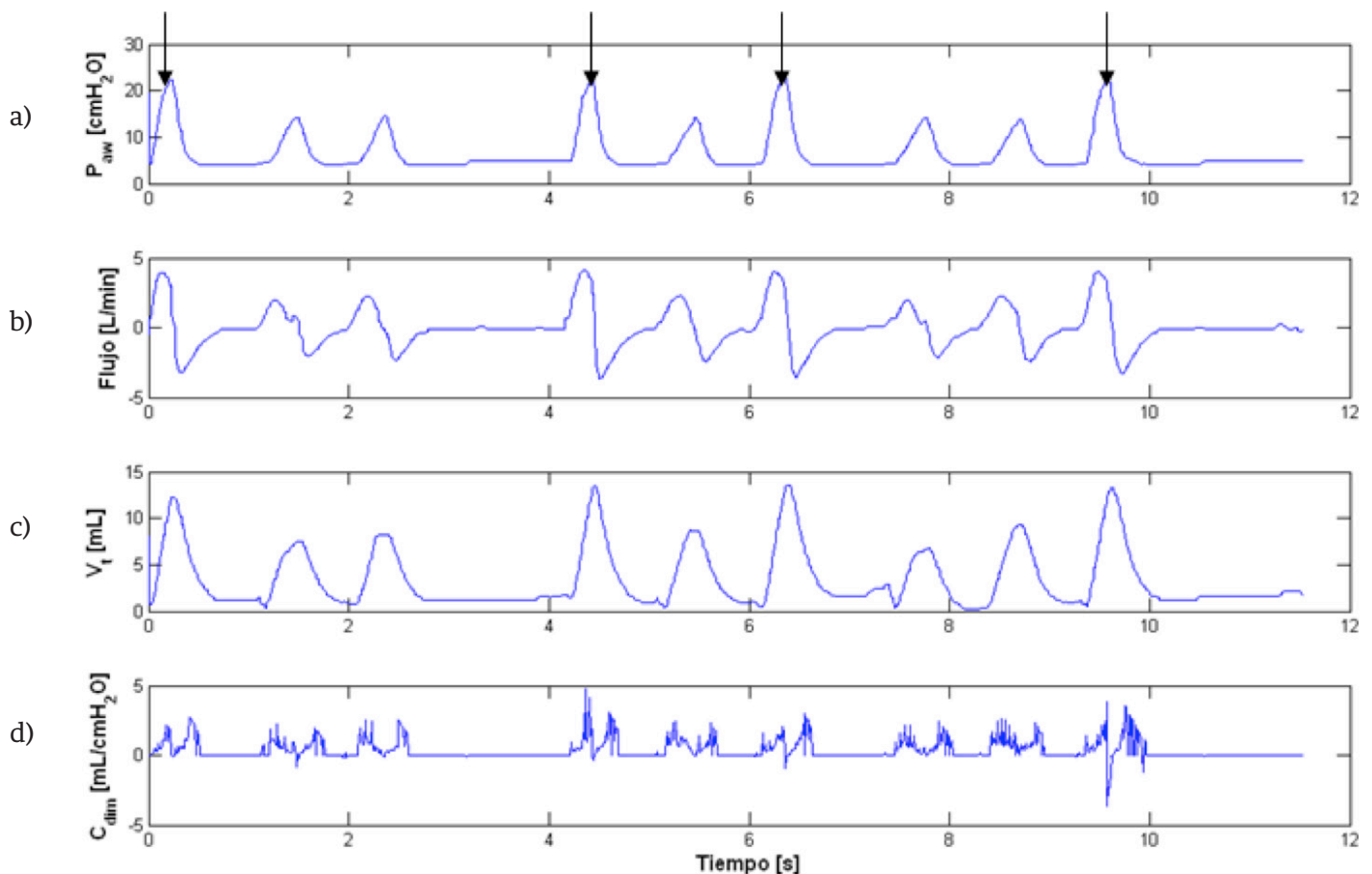


FIGURA 8. Extracción del parámetro de compliancia de presión soporte para emplear dicho rango en los ensayos pre-clínicos. (A, B, C) presión proximal, flujo inspiratorio y volumen medio espirado (digitalizado de la figura 24 en Becker y Donn [26], (D) Compliancia calculada según (2) para el neonato.

Continuando con el segundo paso del ensayo pre-clínico, según la Figura 9. En las Figuras 9.a y 9.b se observan los médicos en contacto con el pulmón de conejo y 3 de ellos ubicados en torno del neonato después de deslizar la cúpula a una posición similar a la mostrada en la Figura 2.b o Figura 2.d. En la figura 9.c se observa

al pediatra preparando la conexión neumática en Y para el ensayo en un pulmón de conejo. En la figura 9.d se muestra un ejemplo de espiración en pulmón de conejo. En la figura 9.e se muestra un ejemplo exagerado de inspiración en pulmón de conejo, de manera que sea apreciable su visualización en el presente reporte.



FIGURA 9. Ensayos pre-clínicos.

(A, B) Pediatras y profesionales electrónicos preparando el ensayo en un pulmón de conejo, (C) Preparando la conexión del pulmón de conejo a la tubería Y de ventilación pulmonar, (D) Espiración en pulmón de conejo, (E) Inspiración en pulmón de conejo.

Luego los pulmones de conejo fueron conectados a la pieza en “Y” del ventilador ESVIN, iniciándose el proceso de ventilación con los los parámetros obtenidos según se indica en la Tabla 2.

TABLA 2. Parámetros de ventilación mecánica preclínica obtenidos en ESVIN.

Ventilación preclínica	
Presión inspiratoria máxima (PIM)	10 cmH ₂ O
Flujo	2 LPM
Frecuencia Respiratoria (respiraciones/minuto)	40
Relación Inspiración/Espiración	1/2
Temperatura	30°C

En un cálculo aproximado: el cociente flujo de 2 LPM con frecuencia respiratoria de 40 respiraciones por minuto y el tiempo de inspiración de 0.5 s (relación de inspiración $\frac{1}{2}$) da volumen de intercambio o tidal de 16.67 mL; y la diferencia de presiones es de aproximadamente 10 cmH₂O pico con la positiva menos la presión positiva final de la espiración de 1 cmH₂O, dando unos 9 cmH₂O. Tomando estos datos tendríamos que en promedio la compliancia inspiratoria sería de 1.85 mL/cmH₂O, lo cual está en el rango de compliancia neumática en neonatos mostrados en la Figura 8.

Cualitativamente: Al inicio no se evidencian mayores cambios en la expansión pulmonar, a medida que se va aumentando el volumen se originan cambios de presión y los pulmones se van distendiendo de menor a mayor magnitud, esto es lo que se conoce como distensibilidad estática la cual refleja las propiedades elásticas del pulmón. Cabe resaltar que cualquier obstrucción en la vía aérea, como sucedió en el ensayo (debido a la presencia de un coágulo en la tráquea) aumenta la resistencia y obstaculiza el paso de aire a través de la vía aérea. Esto se superó al aspirar el coágulo.

Se fue incrementando lentamente el volumen, produciendo expansión pulmonar y llegando a presiones pico de 15, 20, 25 y 30 cmH₂O. Al llegar a 30 cmH₂O se produce una fuga de aire en lóbulo apical izquierdo. Se intentó llegar a presiones más altas pero el ventilador mecánico en prueba tiene un mecanismo de seguridad que no permite llegar a niveles de PIM mayores de 30 cmH₂O. Durante el proceso se notó una correlación cualitativamente adecuada entre presión administrada e insuflación pulmonar obtenida.

Todo el proceso fue cuidadosamente observado por 7 profesionales de Ingeniería electrónica, colaboradores del proyecto, dándole especial énfasis a las gráficas registradas en el monitor y también a la válvula de seguridad de presión, la cual se fue variando de parámetros para poner a prueba su eficacia.

CONCLUSIONES

La presente realización de ESVIN comprobó su eficacia en las funciones de incubación con un tiempo de 52 minutos para estabilizar el interior del habitáculo y de 58 minutos para estabilizar la piel del neonato. Además, los estudios pre-clínicos en pulmones de conejos demuestran que es posible el control de inspiración y espiración (Figura 8) de un neonato con un pulmón de distensibilidad equivalente al rango de 26 a 32 semanas de gestación. Los ensayos pre-clínicos se realizaron dentro de los límites previstos, no ocurriendo ningún evento adverso o fuera de control. Sin embargo, queda pendiente medir experimentalmente la distensibilidad pulmonar, por la dificultad técnica de mantener los pulmones insuflados debajo del agua dentro de los recipientes graduados para tal efecto.

Debido a que en el experimento extirpamos el pulmón de la caja torácica y la consecuente pérdida de resistencia neumática, puede generar lesiones en los pulmones de conejos, sobre todo con presiones por encima de 30 cmH₂O. Anteriormente se ha reportado efectos de la inspiración in vivo, donde de acuerdo al grado de presión se va incrementando el volumen alveolar, hasta llegar a una sobredistensión por volumen [27]. Sin embargo, desde nuestro experimento podemos decir no solo que es importante el grado de presión alcanzado (barotrauma), sino el grado de distensión pulmonar regional y de sobredistensión por volumen (volutrauma) lo que contribuye a la lesión pulmonar.

DISCUSIÓN GENERAL

El equipo de soporte de vida neonatal ofrece las siguientes ventajas técnicas:

1. Permite mayor fiabilidad del proceso de ventilación mecánica al neonato intubado, porque las tuberías de conexión entre el equipo y el neonato quedan fijas a la cuna, independientemente del movimiento del anillo térmico. Permite el rápido y amplio acceso al paciente para realizar procedi-

mientos médicos de emergencia, tal como intubación endotraqueal, o cuando se está ventilando, sin requerir de un giro de 90° al neonato sobre su cuna, e inclusive permite cirugías sin movilizar al neonato de la cuna; debido a que el anillo térmico que circunda a la superficie de la cuna se desliza longitudinalmente al habitáculo.

2. Uniformiza la temperatura dentro del habitáculo, mediante resistencias calefactoras que se encuentran en el espacio interior del anillo, las cuales calientan el flujo de aire que pasan alrededor de ellas. Tal como se demostró en la Figura 6, si bien la temperatura en el neonato demora en estabilizarse 6 minutos más que la del habitáculo, la temperatura en el neonato sería más estable, estabilizando con un rango de error de 0.17 °C. Esto tiene consecuencias favorable para el neonato, sabiendo que simulaciones han sugerido que la variación de temperatura dentro de una incubadora es de 0.6 °C de acuerdo con Kim [28], además variaciones de temperatura en el ambiente son importantes en la temperatura cerebral de cerdos neonatales de 14 h [29] y cobra más importancia dado que la relación cerebro/masa del cerdo neonatal es del 2% que es menor al 18 % en el neonato humano que tendría implicancia en futuro desarrollo del neonato, según se dijo en la introducción. Finalmente, cerca del 45 % de neonatos de menos de 32 semanas de gestación entre 26 y 32 semanas de nacidos en el Reino Unido tienen problemas cognitivos o de malformaciones cerebrales. Es decir, tal como se manifestó en la introducción creemos que un futuro uso de este equipo en neonatos mejorará la asistencia térmica y podría permitir permanecer menos tiempo en ventilación asistida y por consiguiente tener una mayor masa cerebral al largo plazo.
3. El equipo implementado evita la condensación del agua en las tuberías, mediante la ubicación de un segundo recipiente con agua (humidificador) den-

- tro del habitáculo y del tanque en el interior del anillo térmico, anulando las diferencias de temperaturas entre los procesos de ventilación, humidificación e incubación. Esta minimización de condensación al reducir la incomodidad del neonato puede reducir el tiempo de terapia ventilatoria y prevenir la elongación de ciertos marcadores bioeléctricos como el retraso de las P300 mostrado en niños en el caso de problemas ventilatorios ^[30].
4. Reduce la resistencia al flujo de gases de la línea de inspiración, debido a que la línea de inspiración es mucho más corta al ubicar el humidificador cerca al neonato. En nuestra ESVIN, la ventilación y la calefacción están integradas y esto hace que las longitudes del conducto que va desde el humidificador hacia el neonato y del neonato hacia la válvula de espiración son de 60 cm y 60 cm, respectivamente, con diámetros de 12.7 mm. En contraparte en la práctica usual, debido al uso complementario de equipos, las distancias son de 150 cm (e.g. complementación empleada por las NICU en el país), respectivamente, creando una resistencia aproximada de 2.5 cmH₂O en las mismas condiciones de manejo y diámetros de las tuberías.
 5. Puede trabajar en ambientes abiertos, debido al principio del anillo. En el caso del presente prototipo el anillo es doble (Figura 1.a) y hay un anillo que se ubicó dentro del prototipo (Figura 3.a izquierda) y otro hacia la parte externa por donde se desliza la cúpula (Figura 3.b derecha), esto permite seguir irradiando calor de forma ininterrumpida y sin movilizar al neonato. Si bien al abrir la parte lateral de la cúpula se expone la cabeza del neonato a la temperatura ambiente, no tendría desventaja frente a los modelos de NICU, pues habría otras fuentes de calor por parte del personal médico, que normalmente obstruyen la fuente de calor de las NICU (e.g. Koch en ^[9]).

AGRADECIMIENTOS

Se agradece al Programa Nacional de Innovación para la Competitividad y Productividad, Innóvate Perú del Ministerio de la Producción por financiar el Proyecto “Incubadora con Respirador Artificial” (2016-2018).

Así como al Unidad Coordinadora del Programa de Ciencia y Tecnología de la Presidencia del Consejo de Ministros (FINCYT) por financiar el proyecto “Equipo Telemédico de Soporte de Vida para Neonatos Críticos” (2009-2011).

REFERENCIAS

- [1] Mugruza-Vassallo CA. Análisis, diseño y prueba de transductores de flujo de gases. Disertación de tesis. Pontificia Universidad Católica del Perú; 2001
- [2] Castellón-Lévano B, Ajito-Lam E, inventores; Pontificia Universidad Católica del Perú, titular. Neonatal Artificial Bubble US6884211B2. 2005, Apr 26.
- [3] Castellón-Lévano B, Ajito-Lam E, inventores; Pontificia Universidad Católica del Perú, titular. Neonatal Artificial Bubble EP1380276B1. 2007, Mar 28.
- [4] Castellón-Lévano B, inventor; Pontificia Universidad Católica del Perú, titular. Method to linearly measure gas volume flow in ducts and flow sensor US7028560. 2006, Apr 18
- [5] Castellón-Lévano B, Ajito-Lam E, Albino-Rivera CA, Barrios-Montalvo AR, Chipana-Quispe RD, Davalos-Pinto JA, Obregon-Nuñez JM, Quispe-Salcedo RN, Solorzano Rosales-Edwin M, Tarrillo-Olano JF, Yamamoto-Noguchi CC, inventores; Pontificia Universidad Católica del Perú, titular. Burbuja Neonatal con Presurizador de Vías Aéreas. PE001567-2006/OIN. 2012, Ene 26
- [6] Bowden K, Laswick R, inventor; O two Medical Technologies Inc, titular. Automatic ventilator for cardio pulmonary resuscitation with chest compression timer and ventilation alarms. EP1529547. 2005, May 11.
- [7] Eger M, Matthiessen H, Weismann D, inventores; Draeger Medical GmbH, titular; Vorrichtung und Versorgung eines Patienten mit Atemgas und Verfahren Vorrichtung zum Regeln einer Beatmungsvorrichtung. DE102006030520. 2007, Jun 21
- [8] Otte, T; Draeger Medical GmbH. Incubator with diferent operating states". US2008125619. 2008, May 29 y US8613697B2. 2013, Dic 24
- [9] Otte T, Koch J, Chung-Che A, inventores; Draeger Medical GmbH. Incubator or open patient care unit with automatically actuated side panels". US2008081943. 2008, Apr 03 y US8613697B2. 2013, Dic 24
- [10] Miyagawa K, Sato M, Matsubara K, inventores; Atom Medical Corp, titular. Oxygen concentration control apparatus for incubator, and incubator using the same" US2008076962. 2008, Mar 27
- [11] Merritt TA, Pillers D, Prows SL. Early NICU discharge of very low birth weight infants: a critical review and analysis. In Seminars in neonatology 2003 Apr 1 (Vol. 8, No. 2, pp. 95-115). Elsevier. DOI: [https://doi.org/10.1016/S1084-2756\(02\)00219-1](https://doi.org/10.1016/S1084-2756(02)00219-1)
- [12] Chaikind S, Corman H. The impact of low birthweight on special education costs. Journal of health economics. 1991 Oct 1;10(3):291-311. DOI: [https://doi.org/10.1016/0167-6296\(91\)90031-H](https://doi.org/10.1016/0167-6296(91)90031-H)
- [13] Anderson PJ, Hunt RW, Lee KJ, Doyle LW, Inder TE. Neurodevelopmental and perinatal correlates of simple brain metrics in very preterm infants. Archives of pediatrics & adolescent medicine. 2011 Mar 7;165(3):216-22. DOI: <https://doi.org/10.1001/archpediatrics.2011.9>
- [14] Castellón-Lévano CB, Mugruza-Vassallo CA, Coello-Durán JL, inventores; Pontificia Universidad Católica del Perú, titular. Neonatal Intensive Care Unit. PCT/IB2009-007014. 2009, Sep 11 y WO/2011/030177. 2011, Mar 17
- [15] International Electrotechnical Commission. This particular standard amends and supplements IEC 60601-1:2005, Medical electrical equipment - Part 1: General requirements for basic safety and essential performance. This second edition cancels and replaces the first edition published in 1990 and its Amendment 1 (1996). This edition constitutes a technical revision. It was revised to structurally align with the third edition (2005) of IEC 60601-1. IEC 60601-2-19:2009 (2009) specifies safety requirements for infant incubators.
- [16] International Electrotechnical Commission. Amendment 1 - Medical electrical equipment - Part 1: General requirements for safety - 4. Collateral standard: Programmable electrical medical systems. IEC 60601-1-4-am1 ed1.0. 1999, Oct.
- [17] International Electrotechnical Commission. Medical electrical equipment - Part 2-12: Particular requirements for the safety of lung ventilators - Critical care ventilators. IEC 60601-2-12 ed2.0 withdrawn. 2001, Oct 24.
- [18] Forsberg K, Mooz H. The relationship of system engineering to the project cycle. In INCOSE International Symposium 1991 Oct 1 (Vol. 1, No. 1, pp. 57-65). DOI: <https://doi.org/10.1002/j.2334-5837.1991.tb01484.x>
- [19] Forsberg K, Mooz H, Cotterman H. Visualizing Project Management, 3ª edición, John Wiley and Sons, Nueva York, NY, 2005.
- [20] Mugruza-Vassallo C. Van der Waals and Ideal gas models for compressibility by means of pressure in pneumatic pipes from 1 to 100 Lpm. In Engineering in Medicine and Biology Society, 2004. IEMBS'04. 26th Annual International Conference of the IEEE 2004 Sep 1 (Vol. 1, pp. 2034-2037). IEEE. DOI: <https://doi.org/10.1109/IEMBS.2004.1403598>
- [21] TE Connectivity. Sensores de temperatura [Internet] (Accesado el 2010, Jun 12). Disponible en: <https://goo.gl/SHpeq9>
- [22] Honeywell Inc. Sensores de Presión [Internet] 40PC001B1A (Accesado el 2010, Jun 12). Disponible en: <https://goo.gl/XYxoMz>
- [23] Honeywell Inc. Sensores de flujo [Internet] AWM5104VA (Accesado el 2010, Jun 12). Disponible en: <https://goo.gl/kLKVzA>
- [24] Laubscher TP, Heinrichs W, Weiler N, Hartmann G, Brunner JX. An adaptive lung ventilation controller. IEEE Transactions on Biomedical Engineering. 1994 Jan;41(1):51-9. DOI: <https://doi.org/10.1109/10.277271>
- [25] Mugruza-Vassallo C. Flow gas transducer on basis of a hot wire with a nickel-titanium alloy in its flow calibration system. In Engineering in Medicine and Biology Society, 2001. Proceedings of the 23rd Annual International Conference of the IEEE 2001 (Vol. 3, pp. 3124-3127). IEEE. DOI: <https://doi.org/10.1109/IEMBS.2001.1017464>
- [26] Becker MA, Donn SM. Real-time pulmonary graphic monitoring. Clinics in perinatology. 2007 Mar 1;34(1):1-7. DOI: <https://doi.org/10.1016/j.cip.2006.12.002>

- [27] Tsuchida S, Engelberts D, Peltekova V, Hopkins N, Frndova H, Babyn P, McKerlie C, Post M, McLoughlin P, Kavanagh BP. Atelectasis causes alveolar injury in nonatelectatic lung regions. *American journal of respiratory and critical care medicine*. 2006 Aug 1;174(3):279-89. DOI: <https://doi.org/10.1164/rccm.200506-10060C>
- [28] Kim YH, Kwon CH, Yoo SC. Experimental and numerical studies on convective heat transfer in a neonatal incubator. *Medical and Biological Engineering and Computing*. 2002 Jan 1;40(1):114-21. DOI: <https://doi.org/10.1007/BF02347704>
- [29] Liu X, Chakkarapani E, Hoque N, Thoresen M. Environmental cooling of the newborn pig brain during whole body cooling. *Acta Paediatrica*. 2011 Jan 1;100(1):29-35. DOI: [10.1111/j.1651-2227.2010.01956.x](https://doi.org/10.1111/j.1651-2227.2010.01956.x)
- [30] Guan GT, Jin YP, Zheng RP, Liu FQ, Wang YL. Cognitive P300 evoked potentials in school age children after surgical or transcatheter intervention for ventricular septal defect. *Pediatrics International*. 2011 Dec 1;53(6):995-1001. DOI: [10.1111/j.1442-200X.2011.03407.x](https://doi.org/10.1111/j.1442-200X.2011.03407.x)

[dx.doi.org/10.17488/RMIB.39.2.4](https://doi.org/10.17488/RMIB.39.2.4)

Noticeable Bone Degradation on a Plain Radiography: a Case

Degradación Ósea Observable en una Radiografía Simple: un Caso

A. Jaramillo-Núñez¹, B. E. Sánchez-Rinza², M. Pérez-Meza³

¹Instituto Nacional de Astrofísica, Óptica y Electrónica

²Facultad de Ciencias de la Computación, Benemérita Universidad Autónoma de Puebla

³Licenciatura en Informática, Universidad de la Sierra Sur

ABSTRACT

In this paper, an image of the humeral head obtained from a plain radiography was analyzed. The radiograph was obtained from a forty year-old female with diagnosed breast cancer and discomfort on the right shoulder. The aim of the study was to determine whether it is possible to observe early bone metastasis with plane radiography using the so called scanning method. Plotting the intensity distribution along the rows of the image is a fast, qualitative way to know if the bone has some abnormality. If the curves are “smooth” then the bone is healthy, but if they are discontinuous then it is sick. To obtain quantitative results, the rows intensities were analyzed around discontinuous zones. Using this technique it was possible to observe bone degradations of the order of 11%.

KEYWORDS: cancer, metastasis, simple radiography

RESUMEN

En este trabajo se analiza una imagen de una cabeza humeral obtenida de una radiografía simple. La radiografía se obtuvo de una mujer de cuarenta años de edad diagnosticada con cáncer de mama y molestias en el hombro derecho. El objetivo del estudio fue determinar si es posible observar metástasis ósea temprana en una radiografía plana utilizando el método de escaneo. Graficar la distribución de intensidad de las filas de la imagen es una manera rápida y cualitativa de saber si el hueso tiene alguna anomalía. Si las curvas son "suaves" entonces el hueso está sano, pero si son discontinuas entonces está enfermo. Para obtener resultados cuantitativos, se debe analizar la intensidad de las filas alrededor de las zonas discontinuas. Utilizando esta técnica fue posible observar una degradación ósea del orden del 11%.

PALABRAS CLAVE: cáncer, metástasis, radiografía simple

Correspondencia

DESTINATARIO: Alberto Jaramillo Núñez

INSTITUCIÓN: Instituto Nacional de Astrofísica, Óptica y Electrónica

DIRECCIÓN: Luis E. Erro # 1, Santa María Tonatzintla, C. P. 72840, A. P. 51 y 216, Puebla, Puebla, México

CORREO ELECTRÓNICO: ajaramil@inaoep.mx

Fecha de recepción:

16 de noviembre de 2017

Fecha de aceptación:

15 de marzo de 2018

INTRODUCTION

Bone density measurements which are used to know the degree of bone demineralization are useful in evaluating patients suffering from bone discomfort due to either sickness or natural aging. Some of the sicknesses, where such degradation is desirable to know, are osteoporosis and bone metastasis. In other cases, such measurements are done to monitor if therapies and treatments using medicine relating to the osseous system are working well.

To observe bone metastasis with plain radiography, considerable bone damage must be present. It has been estimated that 30%-70% reduction in bone density is required to visualize a metastasis ^{[1] [2] [3] [4] [5] [6]}. Some efforts have been made in order to decrease this range in such a manner that plain radiographies can be digitally analyzed. In the literature, it has been reported that it is feasible to observe bone degradation between 3% and 12% by using digital techniques based on first-order statistics of gray level histogram of the image.

One of the first works in this field was reported by Thomas and Karin ^[7], where alveolar bone was analyzed to detect osteoporosis by digitalizing dental radiographies. In such work it is reported that 5.7% bone degradation was observed in ideal conditions and 9.4%-12.6% in not ideal conditions. Later on, Kouloulis et al ^[8] reported to have detected a 3.17% bone decalcification while evaluating bone re-calcification after applying radiotherapy to a patient with bone metastasis problems. In similar work ^[9], a 9.3%-13.7% bone degradation was reported when monitoring the use of disodium pamidronate together with radiotherapy in patients suffering bone metastasis. Finally, Jaramillo and Pérez ^[10], by using digital techniques to find early bone metastasis, shown that it was feasible to detect differences bellow the estimated critical limit 30-60% on plain radiographies, although no value was reported.

In this work, the analyzed images by Jaramillo and Pérez were used again to find the quantitative bone loss that can be detected in them. This reported technique has two significant advantages compared to the method mentioned in Reference10, including: the bone increment/decrement can be quantified, and the area where the degradation is taking place can be located from the graphs of the scanned rows in the image.

Background

In reference 10, three simple radiographs taken throughout one year were analyzed. The time interval between the first and second x-rays was fifty days, and between the first and third was one year. The radiographs were taken for a forty year-old female with diagnosed breast cancer and pain in the right shoulder. The aim of the study was to determine whether it is possible to observe bone degradation less than 30% from plane radiographs.

In previous work ^[10], the first radiograph was used as a reference but assumed to be healthy. So far, it is not known whether it was really healthy. This information is necessary to give an effective conclusion to this study.

Figure 1 shows the obtained intensity distributions (gray levels) of the humeral head of the first and third x-ray images. As can be seen, there are significant differences in intensity as in texture of the intensity surface among both 3-D images. At first sight, this could be a fast qualitative way to visualize a metastasis.

METHODOLOGY

The patient's radiograph is placed in a negatoscope (X-ray film viewer), and digitized by using a Pixelink camera model PL-B781U to digitize the image in 3000 x 2208 pixels (H X V) with a bit depth of 8 and 10. Dimensions of active area are 10.5 x 7.73 mm with a pixel pitch of 3.5 x 3.5 microns.

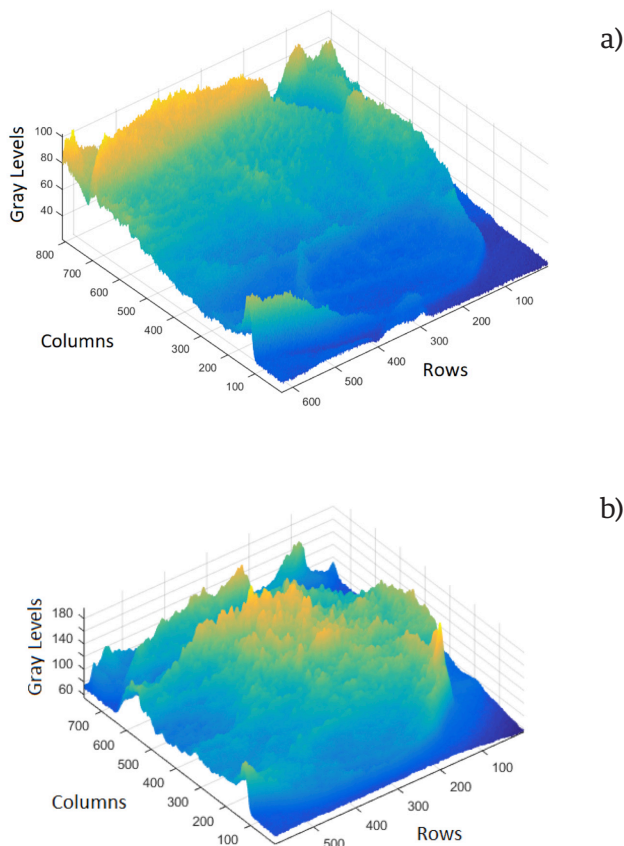


FIGURE 1. Intensity distribution of the humeral head, a) of the first and b) third radiography.

Two Computer lenses (M5018-MP2 and M3516-MP2 models) are used and chosen according to the size of the region to be digitized. A lens with focal length of 50 mm and F 1.8 is used if the region is greater than 8 X 8 cm but lens with a focal length of 35 mm and F 1.65 is used if the region is less than 8 x 8 cm. It is recommended to fully open the diaphragm of the lens before taking the photograph so that the photographic process does not modify the radiograph's information.

The Pixelink camera can save the digitized image in BMP, JPG, and TIFF formats. The BMP format was chosen in this investigation to save the images because the images were saved with a pixel bit depth of 8. Next, the Matlab libraries (Toolbox) of digital image processing are used to carry out the analysis. First, the digitized

image is read, then the region of interest (ROI) is selected and separated from the image. Finally, the ROI is graphed in 3D to quickly observe if there is any area developing metastases. If it so, then the image is scanned where anomalies were observed to quantify it. When the metastases are asymptomatic it is necessary to plot in 3D larger regions in order to find them. If no metastases are found the work is complicated because it is necessary to perform random scans in regions with high probability of metastases. This additional work can be time-consuming, but it is necessary to make sure that the analyzed ROI is free of metastases.

Analysis

In this section, a reduced area of the radiography will be studied, with the main aim to detect from intensity profiles some noticeable characteristics of bone degradation.

Figure 2 shows the obtained humeral head of the first radiograph with a 380X500-pixel region of interest (ROI), which will be analyzed. The selected ROI assures that information of other bone areas is not considered.

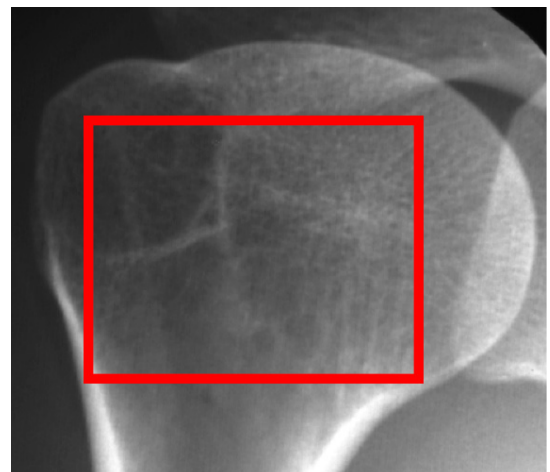


FIGURE 2. Humeral head of the first radiography.

The analyzed rows are between the rows 20 to 340. The set of graphs can be divided in two groups; in the first one from the row 20 to 160 and in the second from the row 200 to 340.

The graphs of the first group are characterized to have crests and periods with greater amplitude; with respect to the second group.

The differences observed in the graphs agree with that observed in the Fig. 1(b); the progress of the metastasis in the center and upper area of the humeral head is greater than in the lower. It is obvious that in the early stage the metastasis followed the same behavior of that in the later stage; that is, the main differences are in the center and upper part of the humeral head.

RESULTS

To determine the bone degradation, it is necessary to choose a quantitative procedure over a qualitative comparison of graphs. Using the scanning method, in Table 1 are shown some results of sixteen rows analyzed.

TABLE 1. Results from the selected rows.

Row number	Mean	Min	Max	Interval width (Min+Max)
20	45.43	-6	6	12
40	44.99	-6	5	11
60	45.34	-5	8	13
80	45.78	-6	7	13
100	46.38	-7	12	19*
120	47.35	-9	7	16
140	47.3	-7	10	17
160	46.14	-7	6	13
180	45.95	-6	9	15
200	44.85	-6	7	13
220	45.32	-5	7	12
240	45.21	-5	8	13
260	45.27	-4	7	11
280	45.52	-4	7	11
300	45.59	-5	5	10*
340	47.11	-5	6	11

The first column shows the selected row number. Column two shows the mean of the gray levels of the selected row. The third column contains the difference between the mean value and the maximum gray level of the selected row (see Figs. 4 and 5). Column fourth shows the difference between the mean value and the

minimum gray level of the corresponding row. Finally, column five shows the sum of the absolute values of columns three and four. As can be seen, quantitative indicators can be increases of: the mean, interval wide, and standard deviation (the latter not shown in the table 1 but shown in Figs. 3 and 4).

Figures 3 and 4 show the results for rows 100 and 300, which show the greatest and smaller width, respectively (see Table 1). The shown minimum, maximum, mean intensity values and the intensity profiles were obtained using Matlab ^[11].

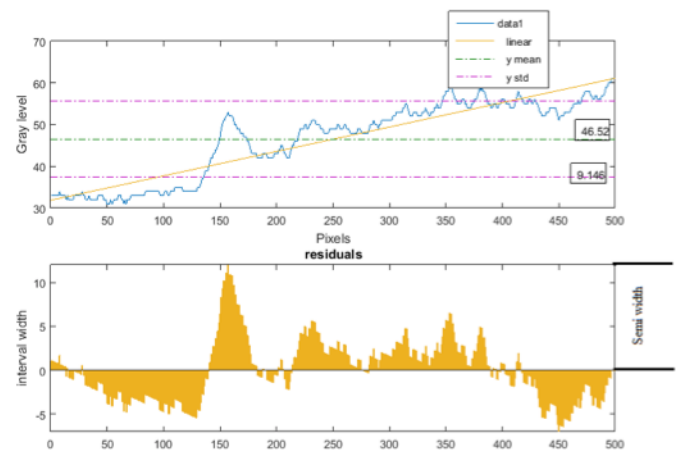


FIGURE 3. Interval showing the gray levels from row 100.

The bone degradation (BD) of a given row is calculated in the same manner as percentage error of a measurement ^[12]:

$$BD = \frac{|\text{mean value} - \text{measured value}|}{\text{mean value}} \times 100\% \quad (1)$$

The difference between mean value and measured value is equal to the semi-width on the graph. For example, for the Fig. 4 the bone degradation is between 25.87% and 15%.

To calculate the minimum bone degradation for the case under examination, row 300 was used and a bone degradation of 10.96% was obtained. A theoretical analysis (not reported) suggests that it is feasible to

DISCUSSION

When a patient, whit diagnosed breast cancer, is suffering from bone pain, it is common to perform a simple radiography. If demineralization is not evident, it is possible to get a negative diagnosis to metastasis even when it is present. However, for metastasis of about 10% or more, then it is possible to detect it. Now, just after a patient, with diagnosed cancer, has osseous pain mainly, the simple radiography could be enough, in some cases, to diagnose if such a patient is going through metastasis. By using the scanning method, the simple radiography can be employed as a method of monitoring^[14], to know if the metastasis is progressing, even when if the demineralization is small, for about 10%. This will be good for the patient because will avoid to be radiated if other techniques of monitoring are used, such as CT.

The value obtained of 11% for the bone degradation of the analyzed case is substantially an improvement over the mentioned critical range in the literature. Additionally, it is similar to the one reported in reference 7, but differs from reported value in reference 8. Furthermore, it is close of the rank mentioned in the literature where is established that the bone scintigraphy can detect osteoblastic activity as little as a 5%-10% change^{[15] [16]}. The obtained value from our method becomes important when looking for early metastasis. Now, we can assure quantitatively that the humeral head shown in Fig. 2, shows positive evidence of early bone metastasis. Such result has an important implication: plain radiographies, in special cases, can be used to look for early bone metastasis if the scanning method and plotting of the intensity distribution of the image is employed. From graphs as those of Figs. 3 and 4 it is possible quickly find out if the bone is in an abnormal metabolic activity, as widely described in reference 10.

It's necessary to use the method in others documented cases to know its scopes and limitations. If the

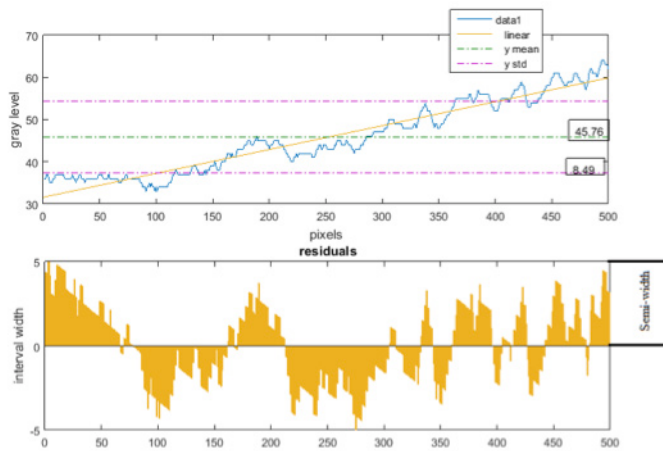


FIGURE 4. Interval showing the gray levels from row 300.

observe bone degradation on plane radiographs between 5% and 10%. The value depends principally on the magnitude of the noise on the regions of healthy bone. Before analysis can take place it is necessary to perform noise reduction. Noise reduction was accomplished with a median filter which is reported in the literature to reduce the noise in x-rays^[13].

So far, the method has been applied in a bone not overlapping with other ones. This is not feasible when there is an overlap between bones; in this case the line-to-line method fails.

However, the graphical method can be very helpful in this case. Figure 5 shows the intensity distributions of the coracoid bone with and without metastases. These images were obtained from the same X-rays mentioned previously.

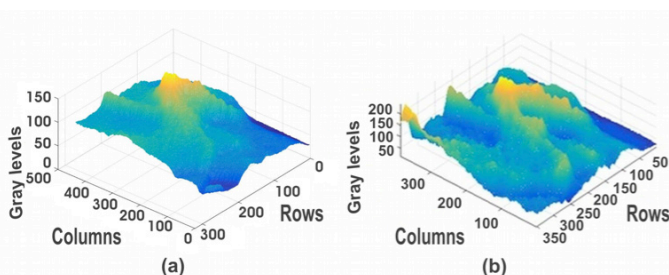


FIGURE 5. Intensity distributions of the coracoid bone a) of the first and b) second radiograph.

results are acceptable we will pass to the test stage in a medical center so that the work does not stay in the field of research but has a direct application in patients. We believe that its implementation is feasible because it does not require expensive or sophisticated equipment.

CONCLUSIONS

One method to find early bone metastasis on a humeral head has been presented. Plotting the intensities profiles distribution along some rows of the image could be a fast qualitative way to know if the bone has some abnormality, if the graph is “smooth” then is healthy, but if it is discontinuous then it is sick.

The line-to-line scanning method is relevant because it can detect the early metastasis from three points of view. Visual, for example, Fig. 2 shows crests with greater period and amplitude. Quantitative, for example, for the case shown in Figs. 4 and 5 the mean value was 46.38 and 45.59, respectively. The increment of

the interval wide and standard deviation could be considered as quantitative indicators too. Finally, plotting the rows scanned we can see the zones where there is bone change which lets us be sure of the area where the sickness is progressing.

However, the analysis was made after knowing where the lesion was; in real practice, this will not happen this way. Hence, the task for finding the lesions will be for who interprets the radiographies, but the expert won't be able to find something that cannot “see”; consequently we would be back to the wrong diagnosis. Our suggestion is that the radiographies of patients with probability of suffering from metastasis and having a negative diagnosis must be carefully examined using a computer software.

ACKNOWLEDGMENTS

The Authors express their sincere gratitude to thereferes for critical reading and many suggestions for improvement.

REFERENCIAS

- [1] Nishikant A D, Chandrasekhar B, Bandopadhyaya G P, Lalit K, Praveen K, Arun M, Sneth L, The role of ¹⁸F-fluoride PET-CT in the detection of bone metastases in patients with breast, lung and prostate carcinoma: a comparison with FDG PET/CT and ^{99m}Tc-MDP bone scan, *Jpn Radiol* 2013; 31, 262-9.
- [2] Taylor AK, Lundy MW, Libant CR, Baylink DJ, in *Metabolic bone and mineral disorders*, Edited S. C. Manolagas, J. M. Olefsky, Churchill-Livingstone, New York 1988; 33-62.
- [3] Alhava EM. Bone density measurements, *Calcif Tissue Int.* 49 (suppl) 1991; 21S-23S.
- [4] Avioli LV, Lindsay R, in *Metabolic Bone Disease and Clinically Related Disorders*, Edited L. V. Avioli, and S. M. Krane, Philadelphia 1990; 397-451.
- [5] Davila D, Antoniou A, Chaudhry MA. Evaluation of osseous metastasis in bone scintigraphy, *Sem Nucl Med* 2014; 45, 3-15.
- [6] Even-Sapir E. Imaging of malignant bone involvement by morphologic, Scintigraphic, and hybrid modalities, *J Nucl Med* 2005; 46, 1356-67.
- [7] Southard ET and Southard KA. Detection of Simulated Osteoporosis in Maxillae Using Radiographic Texture Analysis, *IEEE Transactions on biomedical Engineering* 1996; 43, 123-132.
- [8] Kouloulis V, Antypas C, Dardoufas C, Kouvaris J, Sandilos P, Seferlis S, Matsopoulos G, Uzunoglu N, Asvestas P and Vlahos L, Evaluation of Recalcification of Bone Metastases after Radiotherapy and I.V. Infusion of Disodium Pamidronate, Using Measurements of the Optical Density of Plain Radiography, *Physica Medica* 2001; 17, 17-24.
- [9] Kouloulis V, Antypas C, Dardoufas C, Kouvaris J, Sandilos P, Seferlis S, Matsopoulos G, Uzunoglu N, Asvestas P and Vlahos L, Use of Image Processing Techniques to assess effect of disodium pamidronate in conjunction with radiotherapy in patients with bone metastases, *Acta Oncológica* 2002; 41, 169-74.
- [10] Jaramillo-Núñez and M. Pérez-Meza, Búsqueda de Metástasis en Radiografías, *Anales de Radiología México* 2012, 2, 122-127.
- [11] The Mathworks, Inc., Matlab, version 8.5.0.197613, Natick (MA), <http://www.mathworks.com/products/matlab/>, 2015.
- [12] Baird DC Editor, *Experimentation: An introduction to measurement theory and experiment design*, 2nd Ed., New Jersey 1988.
- [13] Southard ET and Southard KA. Performance of filters for noise reduction in maxillary alveolar bone imaging, *IEEE Transactions on Biomedical Engineering* 1995; 42, 13-20.
- [14] Jaramillo-Núñez, Método digital para dar seguimiento a la eficiencia de terapias o fármacos en el sistema óseo, *Anales de Radiología México*, 2013, 175-83.
- [15] Reznick RH editors, *Imaging in Oncology*. Oxford, UK: Isis Medical Media Ltd. 1998.
- [16] Blake GM, Park Holohan SJ, Cook GJ, Fogelman I. Quantitative studies of bone with the use of ¹⁸F-fluoride and ^{99m}Tc-methylene diphosphonate, *Semin Nucl Med* 2001; 31, 28-49.

[dx.doi.org/10.17488/RMIB.39.2.5](https://doi.org/10.17488/RMIB.39.2.5)

PercepFiguras: programa computarizado de estimulación visual para evaluar conductual y electrofisiológicamente la percepción multiestable

PercepFiguras: a computerized visual stimulation program to assess, behaviorally and electrophysiologically, the multistable perception

E. E. Ortiz-Cruz¹, H. Rodríguez-Camacho¹, M. A. Rodríguez-Camacho¹, J. Bernal-Hernández²

¹Facultad de Estudios Superiores de Iztacala, UNAM, México

²Facultad de Estudios Superiores de Iztacala, UNAM, México; Instituto de Neuropsicología y Neurociencias Cognitivas

RESUMEN

En la investigación de la percepción visual comúnmente se usan programas computarizados comerciales para la presentación de los estímulos, configurados por lo general para admitir una respuesta por cada estímulo presentado. Sin embargo, el estudio de la percepción multiestable, requiere la presentación de un estímulo que permanece invariable aunque la percepción de éste puede variar en dos o más configuraciones, lo que demanda que el programa admita respuestas para cada cambio en la percepción de un mismo estímulo. Se presenta *PercepFiguras* desarrollado con lenguaje de programación C++ que es un sistema de estimulación visual que permite al usuario: a) presentar imágenes y recibir una o varias respuestas a cada una, b) sincronizar las respuestas con un sistema de registro electroencefalográfico mediante el envío de pulsos TTL, c) generar un archivo conductual y d) generar un archivo con el total de respuestas y promedios de las latencias a cada tipo de figura. Se realizó un estudio piloto con una tarea de presentación continua de una figura ambigua alternando con dos variantes de menor ambigüedad, se obtuvo mayor frecuencia de cambios perceptuales y menor estabilidad perceptual para la figura ambigua respecto a las de menor ambigüedad, comprobándose la utilidad del programa.

PALABRAS CLAVE: cubo de Necker, figura ambigua, presentación continua, respuestas variables, sistema computacional

ABSTRACT

In the study of visual perception, the use of computerized commercial programs for the presentation of stimuli, usually configured to admit a response for each stimulus presented, is common. However, the study of multistable perception requires the presentation of a stimulus that remains unchanged, although the perception of it can vary in two or more configurations during its observation, which demands that the program admit responses for each change in perception of the same stimulus. *PercepFiguras* is a system developed with C++ programming language that allows: a) present images and receive multiple responses to the same stimulus, b) synchronize the responses with an electroencephalographic recording system by sending TTL pulses, c) generate a behavioral file, d) generate a file with the total responses and averages of the latencies for each type of figure. In the pilot study with a task of continuous presentation of an ambiguous figure to alternating with two variants of less ambiguity, we observe greater frequency of perceptual and less perceptual stability to the ambiguous figure with respect to the less ambiguous figures, which proves the usefulness of the program.

KEYWORDS: Necker cube, ambiguous figure, continuous presentation, variable responses, computer system

Correspondencia

DESTINATARIO: Jorge Bernal Hernández

INSTITUCIÓN: Facultad de Estudios Superiores de
Iztacala, UNAM, México

DIRECCIÓN: Av. de los Barrios #1, Los Reyes Iztacala,
Tlalnepantla, C. P. 54090, Estado de México, México

CORREO ELECTRÓNICO: jbernal@unam.mx

Fecha de recepción:

15 de enero del 2018

Fecha de aceptación:

12 de abril del 2018

INTRODUCCIÓN

Cuando los estímulos presentan características ambiguas, el sistema visual alterna espontáneamente entre dos o más interpretaciones posibles, a pesar de que el estímulo físico siga siendo el mismo; a este fenómeno se le conoce como percepción multiestable. Un ejemplo claro ocurre con las figuras ambiguas, en donde el sujeto puede percibir de dos o más formas diferentes un estímulo que no cambia. Tales percepciones se alternan en el tiempo, dando lugar a cambios perceptuales espontáneos ^[1].

Una de las figuras ambiguas más utilizada en el estudio de la percepción multiestable es el “cubo de Necker” ^[2], donde la orientación percibida de la profundidad de la cara principal del cubo tiene dos posibles interpretaciones (orientada a la derecha o a la izquierda) que se alternan en el tiempo. Se ha descrito que alrededor de cada 4 segundos se reporta un cambio perceptual en la orientación del cubo ^{[3] [4]}. La frecuencia de los cambios perceptuales puede ser influenciada por el modo de presentación de los estímulos. De esta forma, cuando la figura se presenta de manera discontinua, se observa una disminución de los cambios perceptuales conforme más corto es el tiempo interestímulo ^[5].

El interés principal al estudiar la percepción multiestable es explicar los procesos cognoscitivos responsables de la ocurrencia de los cambios perceptuales espontáneos; en general se habla de una interacción entre las características físicas de los estímulos y los procesos de control voluntario ^[6], tal como la atención y la memoria. Estas conclusiones se derivan a partir de los resultados de respuestas conductuales (frecuencia de cambios y duración de la percepción). No obstante los resultados conductuales no logran dar una explicación satisfactoria sobre los procesos cognoscitivos responsables del cambio perceptual espontáneo. Por esta razón, se ha incursionado en el estudio de la actividad eléctrica cerebral presente cuando sucede un cambio

perceptual espontáneo al observar figuras ambiguas. Esto permitiría describir los procesos jerárquicos que dan lugar a la conciencia perceptual de dichos cambios. Por otra parte, en el área clínica permitiría investigar las alteraciones del funcionamiento cerebral en padecimientos que incluyen alteraciones perceptuales, como la esquizofrenia y los trastornos del espectro autista. Específicamente, en el caso de la esquizofrenia se han observado fallas en el mantenimiento de la coherencia perceptual, los pacientes dependen en mayor medida de la información sensorial, respecto a personas sanas ^[7]. Es posible que esta característica se pueda utilizar como un indicador temprano para detectar esta entidad patológica.

Para el estudio de este fenómeno, es necesario el uso de programas computarizados de estimulación visual que puedan sincronizarse con los registros electrofisiológicos, y brinden precisión en la medición del tiempo de duración de los estímulos, así como en la medición de la latencia y el número de respuestas en la unidad de tiempo. Para lograr el registro sincronizado de la presentación de los estímulos y las respuestas motoras con la actividad cerebral asociada a estos sucesos, es importante que los programas marquen en el registro electrofisiológico el momento de aparición del estímulo y el momento en que los participantes responden, permitiendo así el estudio conductual y electrofisiológico simultáneo de este fenómeno perceptual.

La mayoría de las investigaciones al respecto han utilizado el método de presentación discontinua, donde el estímulo se presenta intermitentemente en periodos cortos de tiempo (800 ms), con tiempos interestímulo igualmente cortos (de 100 ms a 500 ms). En este tipo de tareas se pide al participante indicar, si cuando se le presenta un estímulo (e.g un cubo de Necker), la orientación en la que lo percibe es igual o diferente al anterior ^{[8] [9]}. Sin embargo, el uso de duraciones cortas del estímulo y el aumento del intervalo interestímulo, reduce los cambios espontáneos en la percepción ^[10]. Estas

últimas características requieren mayor demanda atencional, además de comprometer procesos de memoria, al requerir la comparación de la imagen previa con la actual, para tomar una decisión y dar una respuesta ^[11].

Estas limitaciones se eliminan utilizando programas de presentación continua de estímulos con figuras que permanecen invariables. En dichos estudios se presenta una imagen ambigua que permanece estable por periodos de tiempo relativamente prolongados (de 1 a 6 minutos), instruyendo al sujeto que indique cada vez que perciba espontáneamente un cambio en la orientación del cubo ^{[12] [13]}. No obstante, la presentación de estímulos por períodos muy prolongados provoca movimientos oculares y parpadeos, que inducen por sí mismos el cambio perceptual ^[14], y provocan artefactos eléctricos que dificultan el análisis confiable de la actividad eléctrica cerebral. Por lo que se puede inferir que utilizando períodos de presentación de estímulos, inferiores al intervalo de 1-6 minutos es posible asegurar suficientes épocas de análisis libres de artefactos oculares que distorsionan el registro electrofisiológico.

Otra característica deseable de los paradigmas de percepción multiestable, es que permitan la presentación de figuras control, que induzcan el cambio perceptual (por ejemplo hacia una posición determinada en el cubo de Necker). De esta manera, se podría comparar la conducta y la actividad cerebral asociadas al cambio perceptual espontáneo con las asociadas al cambio inducido. Sin embargo, de los artículos citados en el presente trabajo, sólo se encontraron 5 que usaron este tipo de figuras inductoras. Algunos las presentan alternadas con la figura ambigua, pero con duraciones diferentes ^{[14] [15] [16] [17]}, mientras que otros lo hacen en bloques de presentación separados ^[13].

Si bien el diseño de las tareas se puede realizar con programas de acceso libre como Psychtoolbox ^[18], éste utiliza un conjunto de funciones en Matlab, que requiere del usuario cierto conocimiento en programa-

ción. También puede utilizarse el PTT ^[19], que permite la creación de figuras y brinda precisión en los tiempos de presentación, sin embargo éste no muestra información clara sobre la presentación de los datos de latencia de las respuestas. Igualmente, el programa “MemPavox” permite la presentación de palabras o de cualquier otro estímulo visual; no obstante, se desarrolló con un objetivo específico para la evaluación de la memoria de trabajo y en la actualidad no se encuentra disponible en la web para valorar sus características ^[20].

Por otra parte, el uso de sistemas de estimulación (e.g. STIM de la compañía Compumedics) que complementan los programas de registro electrofisiológico como el NeuroSCAN o Curry (de la misma compañía) están diseñados para usarse en el estudio de los correlatos de la actividad eléctrica cerebral asociada a diversos procesos cognoscitivos, en donde no es necesario el registro de varias respuestas a un mismo estímulo, por lo que con estos programas, resulta difícil elaborar una tarea con las características mencionadas anteriormente. Estos programas son herramientas de cuarta generación, que permiten al usuario hacer una presentación de estímulos mediante la elección de instrucciones computacionales preestablecidas que definen la presentación de cada estímulo, al cual le corresponde exclusivamente una respuesta. De acuerdo a nuestra experiencia, este problema podría resolverse en el programa STIM presentando n veces la misma figura con una duración más corta ($1/n$ de la duración requerida) hasta completar la duración deseada, para poder recibir así una respuesta en cada uno de ellos. Sin embargo, esta solución requiere por parte del investigador, de complicadas manipulaciones adicionales de los archivos de datos conductuales y de registro.

El objetivo del presente trabajo fue desarrollar un programa flexible de estimulación visual para el estudio de la percepción multiestable (llamado *PercepFiguras*) que pueda ser usado libremente por investigadores en el área de la salud interesados en la percepción multiestable.

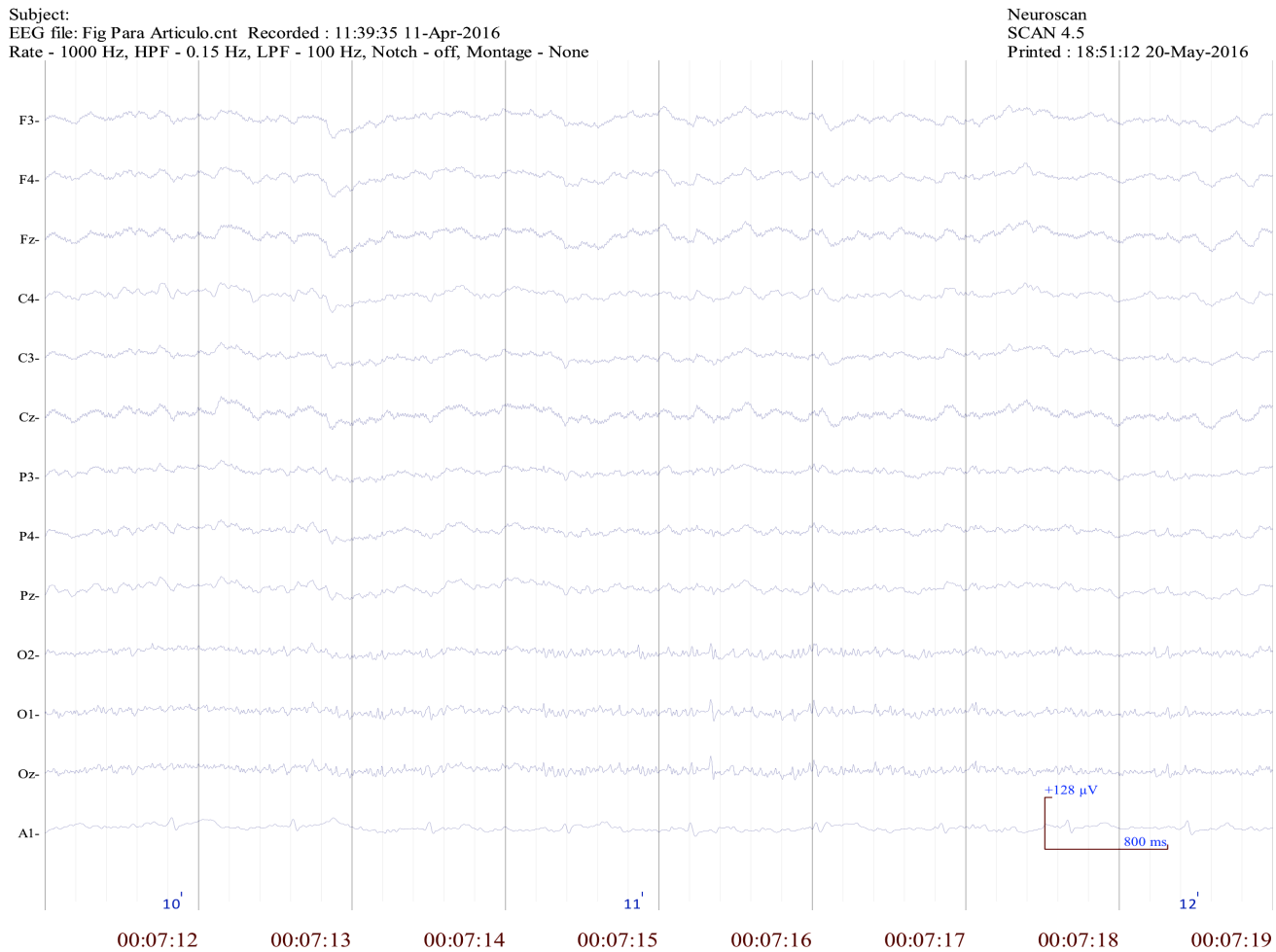


FIGURA 1. Fragmento del registro electrofisiológico de un participante. Se registran los pulsos de inicio de la presentación de la figura ambigua, representada por el número 10, y secuencialmente aparecen las respuestas que da el participante señaladas con los números 11 y 12, para indicar un cambio en la percepción de la cara principal del cubo hacia alguno de los lados. Ver explicación en el apartado "Archivo conductual".

METODOLOGÍA

PercepFiguras se realizó en VISUAL C++ que es un lenguaje de programación de tercera generación. Su ventaja es su flexibilidad para programar de acuerdo a los requerimientos de esta investigación. *PercepFiguras*, permite sincronizar la presentación de los estímulos y respuestas de los participantes con los sistemas de registro electrofisiológico. En este programa es importante tener una adecuada precisión en el registro de la respuesta conductual y la actividad cerebral asociada, lo cual no siempre ha sido posible con los programas disponibles para este fin ^[19].

PercepFiguras se desarrolló de acuerdo a los requerimientos de los sistemas de adquisición de registros electrofisiológicos que se emplean en la actualidad en los laboratorios de investigación (e.g NeuroSCAN). Corre en el sistema operativo Windows (XP o superior), con requerimiento mínimo de procesador Pentium 3.

El programa puede ser descargado del siguiente enlace (donde también se encuentra el manual del usuario):

<http://www.mediafire.com/file/gizlneh5w8z7yxz/PercepFiguras.rar>

Características de PercepFiguras

El programa se diseñó para permitir al usuario elaborar una tarea de presentación continua de estímulos visuales, definir la secuencia de presentación, incluir cualquier tipo de figuras, recibir múltiples respuestas a una misma figura y manipular la duración y el intervalo de presentación entre éstas.

PercepFiguras puede acoplarse con cualquier sistema de registro electrofisiológico que reciba pulsos TTL, enviando un pulso con estas características desde la computadora de estimulación al sistema de registro, en el preciso momento en que se presenta el estímulo. También se envía un pulso al momento en el que el participante emite cada respuesta (Figura 1). Al final de cada sesión experimental, *PercepFiguras* crea un archivo con las respuestas conductuales (Archivo conductual) que registra el tipo de respuestas y el tiempo entre ellas, para que sea posible acoplarlo, fuera de línea, con el registro electroencefalográfico obtenido.

Adicionalmente, para cada ejecución, el programa genera automáticamente un archivo que contiene el número total de cada tipo de respuestas para cada tipo de figura, con su respectivo promedio de latencias (archivo de totales y promedios).

Funcionamiento del programa

El programa requiere tener en el mismo directorio: el archivo ejecutable, el archivo “imagenes.txt”, el archivo “secuencia.txt” y los subdirectorios de “sonidos” e “imagenes”¹.

El subdirectorio “imagenes” aloja el archivo “figuras ambiguas.bmp”, que contiene nueve imágenes en una matriz de 4X3, con espacio para añadir tres más (Figura 2). Si se requiere incorporar más de tres figuras nuevas, pueden remplazarse las figuras ya incluidas.

¹Se recomienda que los nombres de archivos y subdirectorios no incluyan acentos, para asegurar compatibilidad.

Cada renglón del archivo “imagenes.txt” contiene la etiqueta numérica y el nombre del archivo de imágenes, donde se encuentra la figura que habrá de presentarse, así como sus coordenadas de localización dentro de ese archivo. Los detalles y procedimientos para definir estos datos se pueden consultar en el manual del usuario.

En la Figura 3a se muestra un ejemplo del contenido del archivo “imagenes.txt”, en el que se utilizan tres figuras: el cubo ambiguo al que se le dio la etiqueta (“10”), el cubo con la cara principal a la izquierda (“20”) y el cubo con la cara principal a la derecha (“30”), indicándose la ruta de ubicación y las coordenadas (últimas dos columnas) según el arreglo de imágenes de la Figura 2.

El archivo “secuencia.txt” contiene la secuencia de todas las figuras que se presentan en el experimento, separadas en bloques de 12, por una pantalla de descanso. Contiene además, el tipo de figura y su duración en milisegundos.

En la Figura 3b se presenta un fragmento de este archivo. El primer renglón indica el número de figuras a presentarse antes de una pantalla de descanso.

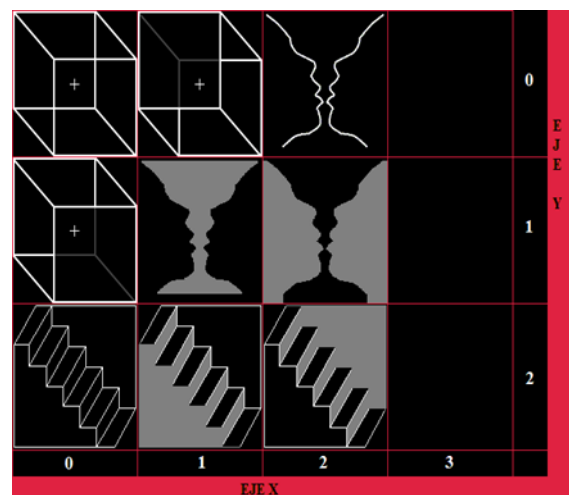


FIGURA 2. “imagenes”. Muestra nueve figuras ambiguas con sus coordenadas (x,y) y espacios vacíos para añadir tres figuras adicionales.

Este número puede cambiarlo el usuario. Después, cada renglón contiene un número secuencial por cada ensayo comenzando con el 1, el tipo de figura y su duración en milisegundos.

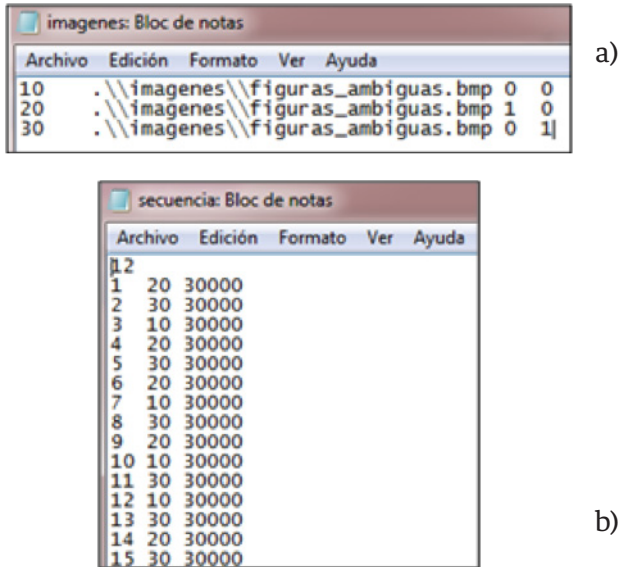


FIGURA 3. Ejemplo de creación de archivos.

a) es el archivo de figuras, donde se especifica la etiqueta de las figuras, su ruta de acceso y las coordenadas (x,y) en el archivo de imágenes.

b) es el archivo de secuencia, donde se definen las características de presentación del estímulo.

Una vez definidos los archivos de imágenes y de secuencia, se puede correr el programa *PercepFiguras*. Al inicio se muestra una pantalla de menú con tres opciones: PRÁCTICA, permite correr la tarea sin guardar nada en memoria, para que el usuario pueda familiarizarse con la tarea que habrá de ejecutar. En la opción PRUEBA se realiza el experimento; en ésta el programa guarda en el disco duro los resultados conductuales en un archivo llamado "Archivo Conductual". Finalmente, la opción SALIR termina el programa.

El experimento consiste en presentar una secuencia de imágenes en donde el participante deberá responder cada vez que cambie su percepción, con las teclas de navegación (flechas izquierda y derecha) represen-

tadas en el archivo conductual como 1, si en respuesta a la presentación del estímulo se presiona la tecla flecha izquierda y 2 si se presiona la tecla flecha derecha.

Archivo Conductual

Como ya se dijo, al finalizar la tarea *PercepFiguras* crea un archivo conductual con el nombre "usuario.txt" (Figura 4). Cada vez que éste se ejecute, debe guardarse con otro nombre para evitar que se sobrescriba.

Archivo	Edición	Formato	Ver	Ayuda		
Trial	Resp	Type	Correct	Latency	Stim/Resp	
1	0	20	1	1065	Stim	
2	2	22	1	3005	Stim	
3	1	21	1	10137	Stim	
4	2	22	1	3286	Stim	
5	1	21	1	5633	Stim	
6	2	22	1	7595	Stim	
7	0	30	1	721	Stim	
8	1	31	1	815	Stim	
9	2	32	1	10169	Stim	
10	1	31	1	2567	Stim	
11	2	32	1	7510	Stim	
12	1	31	1	4256	Stim	
13	2	32	1	5716	Stim	
14	0	10	1	1754	Stim	
15	2	12	0	1628	Stim	
16	1	11	1	14486	Stim	
17	1	11	0	7791	Stim	
18	2	12	1	4781	Stim	
19	0	20	1	440	Stim	
20	1	21	1	7603	Stim	
21	2	22	1	5883	Stim	
22	1	21	1	5163	Stim	
23	1	21	0	9261	Stim	
24	2	22	1	4217	Stim	
25	0	30	1	2567	Stim	

FIGURA 4. Archivo conductual de *PercepFiguras*.

En este archivo aparecen los datos sobre la ejecución de cada participante. La columna "Trial" se refiere al número de ensayo, "Resp" indica el tipo de respuesta que se dio, mientras que "Type" dice el tipo de figura al que perteneció esa respuesta. Por su parte la columna "Correct" indica si ésta fue correcta o no; en "Latency" aparece el tiempo que hubo entre una respuesta y otra.

El significado para cada columna es el siguiente:

La primera columna, "Trial" es una serie de números consecutivos a partir de 1 que indica la aparición de una figura y/o una respuesta.

La columna "Resp" será 0 cuando ocurra la aparición de una figura, 1 si la respuesta se hizo con la tecla flecha izquierda, y 2 si se presionó la tecla flecha derecha.

En la columna “Type” se muestra la etiqueta que se asignó a la figura presentada (ejemplo: 10, 20, o 30). Si hubo respuestas a esa figura en “Resp”, el programa pondrá en “Type” el número de la etiqueta correspondiente a la figura, más 1 si la respuesta fue izquierda o más 2 si fue derecha (ejemplo: figura 10 con respuesta 1 será 11, figura 30 con respuesta 2 será 32, etc.). Si no hay ninguna respuesta, no se genera ningún renglón y aparece el código de la siguiente figura.

La columna “Correct” evalúa la respuesta dada en “Resp”, y será correcta (“1”) siempre que sea opuesta a la inmediata anterior, es decir si la respuesta en un ensayo fue hecha con la tecla izquierda (código 1), en el siguiente deberá ser hecha con la tecla derecha (código 2), porque el sujeto solo debe responder si percibe un cambio de orientación en la cara principal de la figura. En el inicio de cada bloque, la primera respuesta siempre será correcta.

En la columna “Latency”, se registra el tiempo transcurrido en milisegundos desde la aparición de una figura hasta la respuesta que se le da, o desde una respuesta a la siguiente, no importa que haya otra figura entre las dos respuestas (ver Figura 5, intervalo a). Para la última respuesta de un bloque, la latencia será el tiempo desde esta respuesta hasta terminar la presentación del bloque (ver Figura 5, intervalo b).

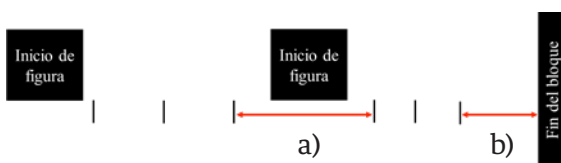


FIGURA 5. Muestra de los casos del último intervalo de respuesta a una figura. Las marcas verticales corresponden a las respuestas del participante.

La columna “Stim/Resp” es una columna adicional, sin significado para el programa, pero que se agregó para que el archivo conductual quedara tal como lo crea el programa STIM.

Archivo de totales y promedios

Este archivo se construyó para ofrecer un resumen de la ejecución conductual de los sujetos. Los datos que contiene son: el número total de respuestas izquierdas y derechas para cada tipo de figura (sección “frecuencias”, figura 6) en todo el experimento, así como el promedio de las latencias de las mismas. La Figura 6 presenta un ejemplo de este archivo.

Las “frecuencias” son el número de respuestas correctas específicas (percepción izquierda o derecha) a cada una de las figuras etiquetadas como 10, 20, o 30. La respuesta a la primera figura de cada bloque no cuenta, ya que no es un cambio espontáneo en la percepción.

En la sección “promedios” se presenta el promedio en milisegundos de las latencias de las respuestas correctas dadas a cada tipo de figura por separado. A diferencia de la “frecuencia”, en el cálculo del promedio de las latencias, sí se toma en cuenta el tiempo de la primera respuesta, porque el promedio refleja la duración total de la percepción y no del cambio de la percepción. Este archivo puede exportarse a un paquete de análisis estadístico para un análisis más completo.

Archivo	Edición	Formato	Ver	Ayuda
Figura	Frecuencias		Promedios	
10	izq 27	der 29	izq 6442	der 8043
20	izq 19	der 12	izq 16679	der 4481
30	izq 15	der 19	izq 3940	der 13951

FIGURA 6. Archivo de totales y promedios.

Solución al problema de la precisión del tiempo

Uno de los principales retos fue lograr precisión en la medición del tiempo de duración de los estímulos y de los tiempos de respuesta. Esto se resolvió calibrando al programa en la computadora de estimulación, con ayuda de un dispositivo externo, en este caso el equipo de registro electrofisiológico NeuroSCAN.

El programa utiliza de manera interna ciclos con una duración fija, que se logra colocando al principio del

ciclo una instrucción que accede al valor interno del timer (ver la instrucción de la Figura 7 “lee tiempo inicial del ciclo en el timer”); y al final de cada ciclo, otra instrucción que compara su valor actual con el primero, para asegurar que el tiempo transcurrido del ciclo sea siempre el mismo (ver la condición de la Figura 7 “¿ya pasaron 33 milisegundos?”). Para lograr que un estímulo tenga una duración “x” en segundos, se divide “x” entre la duración de un ciclo, dando como resultado el número total de ciclos que debe durar el estímulo.

Usando el procedimiento anterior el estímulo debería tener la duración esperada, pero en la práctica esto se comprueba corroborando con un instrumento externo. En el presente caso, la precisión del tiempo de duración de los estímulos se corroboró mandando una marca a los registros de Neuroscan tanto al momento de inicio como de finalización de la presentación del estímulo visual, para posteriormente medir el tiempo transcurrido entre dichas marcas. Un ejemplo de este procedimiento se puede observar en la figura 1: para un estímulo al que se dio una duración de 30 segundos, aparece sobre el registro electrofisiológico la marca “10” que indica el inicio del estímulo en el minuto 00:07:12 (7 minutos con 12 segundos); el segundo pulso, que indica su finalización (no observable en la Figura 1) apareció en el minuto 00:07:42, lo que permite corroborar que el tiempo de duración del estímulo fue el deseado (30 segundos: 00:07:12-00:07:42). De la misma forma, para evaluar la precisión en la medición de la latencia de las respuestas de los participantes, se procedió a medir en el registro electrofisiológico la diferencia entre las marcas de la respuesta ante un cambio perceptual y el siguiente cambio. Es decir, como se puede observar en la figura 1, la primera respuesta que dio el participante al estímulo “10” apareció al minuto 00:07:15, representada con la marca “11” y una segunda respuesta (marca “12”) fue dada en el minuto 00:07:18:5, lo que nos indica que el tiempo transcurrido entre las dos respuestas fue de 3

segundos con 500 milisegundos. Con el procedimiento anterior, se obtuvieron valores similares entre el cálculo hecho con *PercepFiguras* en el archivo conductual y la medición hecha con el aparato de registro externo. Aunque hubo pequeñas diferencias en algunas mediciones en su mayoría no superaron los 10 milisegundos.

Diagrama de flujo del programa *PercepFiguras*

La Figura 7 muestra el diagrama de flujo del programa *PercepFiguras* para el diseño de un bloque de 12 figuras de cubos, con duración de 30 segundos cada uno. De acuerdo al diseño de la tarea, el arreglo “iCUBOS” consta de 12 elementos que pueden ser una de tres figuras posibles: cubo ambiguo, cubo inductor izquierdo o cubo inductor derecho.

“Nciclos” es un índice que cuenta el número de ciclos, cada uno con una duración fija de 33 ms, por lo que se necesitan 900 ciclos para dar a cada cubo la duración aproximada de 30 segundos (29.9 s). En la instrucción “lee tecla” se puede tener tecla derecha y tecla izquierda. Más adelante cuando el sujeto responde, se manda el pulso de tecla, que envía al equipo de registro el código de respuesta, que corresponde a la columna “Type” del archivo conductual.

Estudio piloto

Con el objetivo de probar el programa *PercepFiguras*, se realizó un estudio piloto.

Tarea

Se diseñó una tarea en la que se presentaron 4 bloques con 12 cubos cada uno. La duración de cada cubo fue de 30 segundos, así cada bloque de presentación tuvo una duración de 6 minutos, que es el tiempo óptimo para evitar artefactos durante el registro electrofisiológico [13].

Las características de la tarea fueron las siguientes:

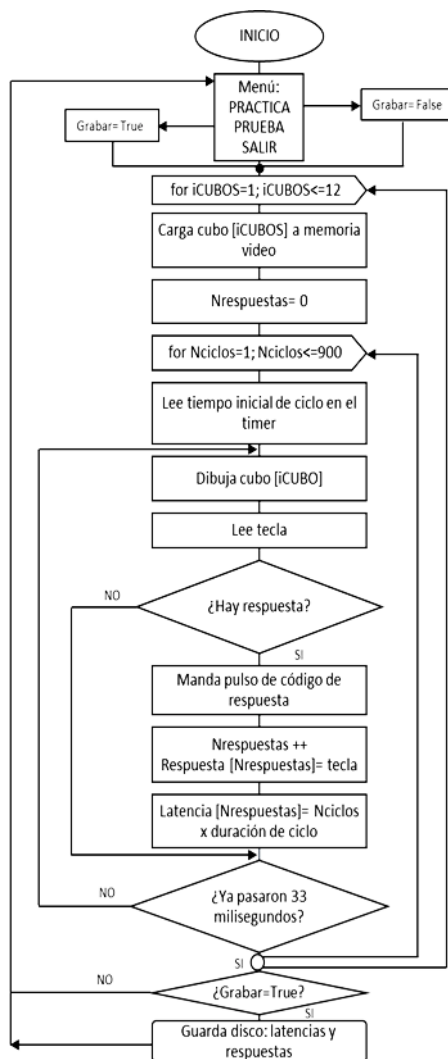


FIGURA 7. Diagrama de flujo del programa PercepFiguras.

- 1) Se seleccionaron tres tipos de cubos: un cubo ambiguo y dos cubos controles inducidos hacia el lado derecho o lado izquierdo: cubo izquierdo y cubo derecho (los tres cubos de la Figura 2).
- 2) En cada bloque, ninguna de las figuras se presentó dos o más veces seguidas.
- 3) La secuencia de figuras se presentó sin ningún evento intermedio entre ellas.
- 4) En cada bloque, cada uno de los cubos se presentó 4 veces.

- 5) Cada bloque tenía diferente secuencia de presentación. Al terminar cada bloque aparecía una pantalla de descanso, excepto en el último, en el que aparecía una pantalla de fin del experimento.

Se instruyó a los participantes para que respondieran cada vez que cambiara su percepción de la figura observada, presionando una de dos teclas posibles: la flecha izquierda cuando percibían la orientación de la cara principal del cubo hacia la izquierda y la flecha derecha cuando la percibían hacia la derecha.

Hipótesis

De acuerdo con los resultados de estudios previos [22] se plantearon 3 hipótesis, que de ser apoyadas en el presente estudio, mostrarían la utilidad del programa para el estudio de la percepción multiestable.

- a) El cubo ambiguo tendrá mayor número de cambios perceptuales con relación a los cubos control. En consecuencia, el tiempo de percepción estable (estabilidad) del cubo ambiguo será menor.
- b) Asimismo, se espera que la mayoría de los cambios perceptuales en las figuras control inductoras sea en la dirección del cambio perceptual inducido, en comparación con la dirección opuesta. Para el cubo ambiguo, no se esperan diferencias en los cambios perceptuales entre la orientación izquierda y derecha.
- c) En cuanto a la duración de la percepción, se espera que los cubos control inductores muestren mayor estabilidad en la dirección del cambio perceptual inducido (izquierdo o derecho). Es decir, se espera que una vez que se dé el cambio perceptual hacia el lado inducido, los individuos mantengan por más tiempo esta percepción, antes de que se produzca un nuevo cambio. En el caso del cubo ambiguo no se esperan diferencias en la estabilidad de la percepción hacia izquierda o derecha.

Material y método

Participaron 15 estudiantes universitarios (5 hombres), con una edad promedio de 20.6 años y desviación estándar de 3.14 años. La muestra fue seleccionada de manera no probabilística, la participación de todos fue voluntaria y fueron informados sobre los objetivos del estudio.

La prueba se realizó en un cuarto libre de distractores, la presentación del programa se hizo en una computadora con sistema operativo XP con un monitor de 19". El tamaño de los estímulos fue de 6.8 cm con un ángulo visual de 6° a una distancia de 62 cm entre el participante y el monitor. Al inicio de la prueba se pidió a los participantes que durante cada bloque, trataran de mantener la mirada en el punto de fijación de la figura.

Análisis estadístico

Se realizó un análisis de la varianza (ANOVA) de medidas repetidas de 2 factores para comparar la frecuencia de cambios y la estabilidad de la percepción por separado: factor Condición con 3 niveles (figuras ambigua, izquierda y derecha) y factor Dirección del cambio perceptual (Dcp) con 2 niveles (cambio izquierdo y cambio derecho). Se aplicó la prueba de esfericidad W de Mauchly; en caso de que no pasaran la prueba, se reportaron los valores de la corrección de Huynh-Feldt (ϵ Huynh-Feldt). Adicionalmente se obtuvieron los indicadores del tamaño del efecto (η^2p). En los análisis posthoc se utilizó la prueba de Bonferroni. Para comprobar la distribución normal de los datos, se realizó la prueba de Kolmogorov-Smirnov.

RESULTADOS Y DISCUSIÓN

Resultados conductuales

Para el análisis de los datos solo se tomaron en consideración las respuestas correctas, es decir, aquellas que indicaban que el participante había experimentado un cambio en la percepción. Se analizó la frecuencia de cambios perceptuales espontáneos por condi-

ción (cubo ambiguo, cubo derecho y cubo izquierdo), además se obtuvo el promedio de latencias, para medir el tiempo en que permaneció estable la percepción en una condición determinada.

El 85% de las 12 variables pasaron la prueba de normalidad aplicada, mostrando una probabilidad mayor a 0.05.

Con relación a la frecuencia de cambios perceptuales, se encontraron efectos principales entre las condiciones [$F(2,28)=16.52$, $p<0.001$, $\eta^2p=0.541$]. El promedio de la frecuencia de cambios en cada presentación del cubo ambiguo fue de 5 cambios en 30 segundos. De acuerdo a los análisis Posthoc, el cubo ambiguo tuvo en total un mayor número de cambios (Media=77, SD=42) respecto al cubo izquierdo (Media=53, SD=37) (DMTukey=24.26, $p<0.05$) y respecto al cubo derecho (Media=40, SD=32) (DMTukey=36.66, $p<0.001$). Asimismo, el cubo izquierdo tuvo significativamente mayor número de cambios con relación al cubo derecho (DMTukey=12.4, $p<0.05$).

Además, se encontró una interacción significativa Condición x Dcp, [$F(1.2,18.9)=62.7$, $p<0.0001$, ϵ Huynh-Feldt=0.677, $\eta^2p=0.818$]. De acuerdo a los análisis Posthoc (Figura 8), la figura ambigua presentó más cambios perceptuales derechos que izquierdos (Media=40, DS=20 vs Media=38, DS=21) (DMTukey=2.2, $p<0.001$). En la figura izquierda los cambios perceptuales izquierdos fueron más que los cambios derechos (Media=30, DS=17 vs Media=23, DS=19) (DMTukey=7.8, $p<0.001$) y en la figura derecha se observaron más cambios perceptuales derechos que izquierdos (Media=23, DS=15 vs Media=18, DS=17) (DMTukey=5.3, $p<0.001$).

En cuanto al análisis de la estabilidad de la percepción, se observaron efectos principales entre las condiciones [$F(2,28)=14.19$, $p<0.001$, $\eta^2p=0.503$]; el cubo ambiguo mostró menor estabilidad de la percepción (Media=6787ms, SD=3052ms) comparado con el cubo

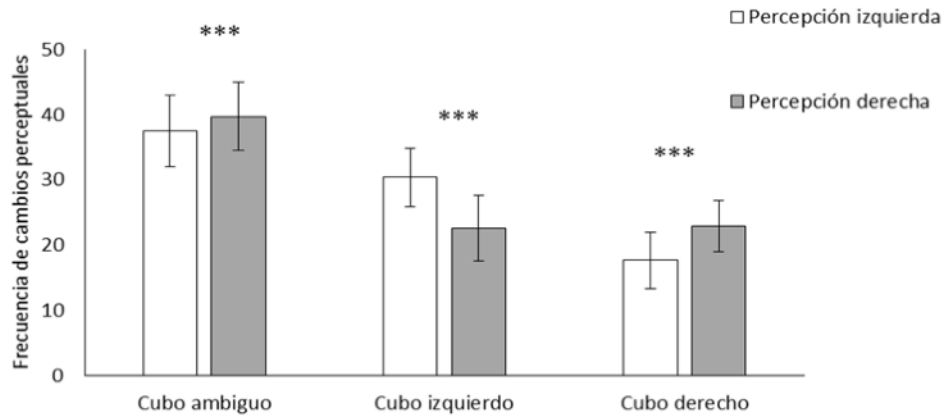


FIGURA 8. Comparación del número de cambios perceptuales entre condición para cada tipo de dirección del cambio perceptual. *** = $p \leq 0.001$. Las líneas verticales en las barras señalan el error estándar.

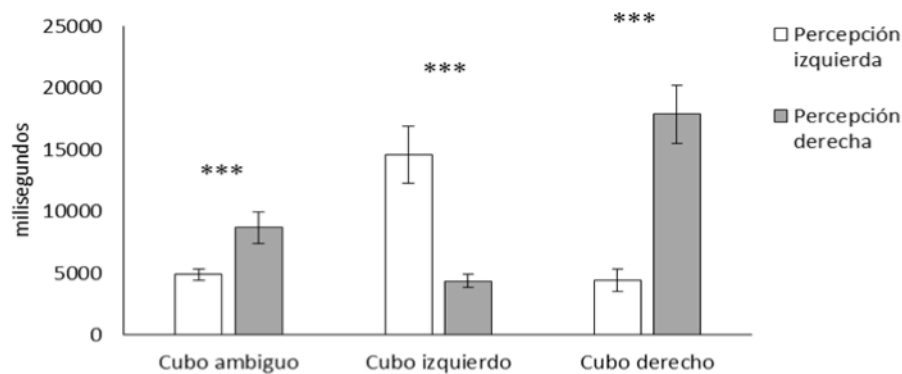


FIGURA 9. Comparación del tiempo (milisegundos) de estabilidad perceptual entre condición para cada tipo de dirección del cambio perceptual. *** $p \leq 0.001$. Las líneas verticales en las barras señalan el error estándar.

izquierdo (Media=9484ms, SD=4,744ms) (DMTukey=2697, $p < 0.01$) y con el cubo derecho (Media=11158ms, DS=5032) (DMTukey=4371, $p < 0.001$); sin embargo, las diferencias entre los cubos inductores izquierdo y derecho no fueron significativas (DMTukey=1674, $p = 0.14$).

Por otra parte, se observó una interacción significativa Condición x Dcp [$F(1,16) = 23.3$, $p < 0.0001$, ϵ Huynh-Feldt = 0.574, $\eta^2 p = 0.625$]. Como se muestra en la Figura 9 y de acuerdo a los análisis Posthoc, en el cubo ambiguo la percepción derecha duró más tiempo que la percepción izquierda (Media=8700ms, DS=4897ms vs Media=4872, DS=1834) (DMTukey=1078.3, $p < 0.0001$).

En el cubo izquierdo la estabilidad de la percepción izquierda fue mayor que la percepción derecha (Media=14596ms, DS=9047ms vs Media=4371ms, DS=1973ms) (DMTukey=2330.5, $p = 0.003$); mientras que en el cubo derecho se mantuvo más tiempo la percepción derecha en comparación con la izquierda (Media=17891ms, DS=9183ms vs Media=4424ms, DS=3566ms) (DMTukey=2487.3, $p < 0.0001$).

Discusión

En la mayoría de los estudios de percepción son poco comunes los estudios que evalúen las respuestas del individuo en ausencia de variaciones en el ambiente.

Sin embargo, estos métodos son empleados cuando se estudian fenómenos específicos de ilusiones perceptuales en sus diferentes modalidades sensoriales.

El objetivo del presente trabajo fue desarrollar el programa *PercepFiguras* como una herramienta en el estudio conductual y electrofisiológico de la percepción visual multiestable. El programa admite múltiples respuestas ante la presentación de un mismo estímulo, así como la medición precisa de los tiempos de presentación de los estímulos y de los tiempos de respuesta de los participantes; además de la sincronización con programas de registro electrofisiológico.

Los tiempos en los que ocurrieron los estímulos y respuestas, proporcionados por *PercepFiguras*, se compararon con técnicas de registro externo, lo que hizo posible ajustar la duración de los ciclos para obtener una mayor precisión. En comparación con los tiempos registrados con el aparato de registro externo se observaron algunas diferencias con los registrados con *PercepFiguras*; sin embargo, éstas fueron tan pequeñas que puede considerarse que *PercepFiguras* presenta una precisión bastante aceptable para tales estudios.

Para validar la utilidad de *PercepFiguras*, se consideró comparar los resultados obtenidos en el estudio piloto con lo reportado en trabajos previos^[21]. Los resultados del presente estudio mostraron el patrón de respuestas que se planteó en la primera hipótesis: mayores cambios perceptuales en la figura ambigua respecto a las figuras control inductoras. Aunque el número reducido de estudios que utilizan figuras control en un diseño de presentación continua hace difícil comparar nuestros resultados con los de la literatura, los resultados obtenidos con *PercepFiguras* se comportaron de acuerdo a lo que se puede esperar en este tipo de estudios.

El promedio de la frecuencia de cambios en el cubo ambiguo en este estudio, fue menor al que se reporta en otras investigaciones (9 vs 15 cambios por minuto)

[4]. Esta diferencia podría estar asociada con la mayor duración con la que se presentan los estímulos en la mayoría de los trabajos consultados, ya que a mayor tiempo de observación de la figura, se presentan mayor número de eventos oculares, que pueden inducir más cambios perceptuales, lo cual de ninguna manera es deseable cuando se realizan registros electrofisiológicos.

Asimismo, como se planteó en la segunda hipótesis, las figuras control tuvieron una mayor frecuencia hacia el lado inducido. Resultados similares se han obtenido en otras investigaciones donde los participantes detectan correctamente el 95% de los cambios inducidos^{[13][22]}. No obstante, el cubo ambiguo también tuvo mayores cambios significativos hacia la dirección derecha de la percepción, aunque en menor proporción que en las figuras control.

Con relación a la tercera hipótesis, los resultados obtenidos la apoyaron parcialmente, ya que si bien es cierto que ambas figuras control mostraron mayor duración en la percepción hacia el lado inducido, también hubo cambios significativos en la duración de la percepción hacia uno de los lados en la figura ambigua, no obstante, estas diferencias fueron menores que las ocurridas en las figuras control.

Tomando en cuenta los resultados anteriores, puede decirse que en general los resultados concuerdan con lo observado en estudios similares al presente^[4], por lo que una vez más es posible afirmar que *PercepFiguras* puede ser útil para el estudio de los fenómenos conductuales y electrofisiológicos de la percepción multiestable.

Desde el punto de vista psicológico, el hecho de encontrar algunas diferencias entre los resultados obtenidos y lo esperado en la segunda y tercera hipótesis, evidencia una preferencia en mantener la percepción hacia la derecha en el cubo ambiguo y los cubos

control. Este resultado podría relacionarse con la manera en que aprendemos a interpretar los objetos que aparecen con mayor frecuencia en el ambiente ^[23] ^[24]. La configuración espacial de la cara principal derecha del cubo se encuentra orientada hacia abajo, por lo que puede interpretarse como un objeto que está descansando sobre una superficie. En comparación las figuras cuya configuración es similar a la de la cara izquierda del cubo, que se encuentra orientada hacia arriba, dan la apariencia de un cubo que flota, lo que es menos común observar en un ambiente natural.

CONCLUSIONES

Tomando en consideración los resultados en conjunto, se podría decir que las diferencias encontradas entre la frecuencia de cambios y el tiempo de estabilidad perceptual entre figuras ambiguas y control, dan cuenta de que los cambios perceptuales pueden ser claramente influenciados por la modificación de las características físicas de los estímulos, apoyando así el modelo de aproximación “bottom-up” que atribuye un papel importante a la influencia de las rasgos sensoriales de los objetos sobre la percepción multiestable ^[25].

No obstante, a pesar de que los estímulos control inducen la percepción hacia un tipo de orientación, el hecho de seguir observando cambios perceptuales hacia el lado contrario al inducido, da cuenta de que la percepción multiestable se encuentra influenciada también por procesos intrínsecos del sistema perceptual (conocidos como “top-down”) ^[6].

A pesar de que existe bastante información acerca del fenómeno de percepción multiestable en adultos jóvenes sanos, su estudio se ha abordado poco en diferentes poblaciones, por lo que se propone estudiarlo en diferentes grupos de edad, en poblaciones clínicas con trastornos perceptuales (esquizofrenia, demencia, autismo, etc.) o simplemente con alguna característica psicológica (coeficiente intelectual, personalidad, creatividad, etc.).

AGRADECIMIENTOS

Este trabajo es parte de un proyecto de doctorado apoyado por una beca del Consejo Nacional de Ciencia y Tecnología (480412/335718). Los autores declaran no tener ningún conflicto de intereses.

REFERENCIAS

- [1] Orlandi N. Visual switching: the illusion of instantaneity and visual search. *Rev Philos Psychol*. Springer; 2012;3(4):469-80. DOI [10.1007/s13164-012-0098-z](https://doi.org/10.1007/s13164-012-0098-z)
- [2] Necker LA. LXI. Observations on some remarkable optical phænomena seen in Switzerland; and on an optical phænomenon which occurs on viewing a figure of a crystal or geometrical solid. *London Edinburgh Philos Mag J Sci*. Taylor & Francis; 1832;1(5):329-37.
- [3] Kogo N, Hermans L, Stuer D, van Ee R, Wagemans J. Temporal dynamics of different cases of bi-stable figure-ground perception. *Vision Res*. Elsevier; 2015;106:7-19. <http://dx.doi.org/10.1016/j.visres.2014.10.029>
- [4] Leopold DA, Wilke M, Maier A, Logothetis NK. Stable perception of visually ambiguous patterns. *Nat Neurosci*. Nature Publishing Group; 2002;5(6):605-9. DOI: [10.1038/nn851](https://doi.org/10.1038/nn851)
- [5] Kornmeier J, Hein CM, Bach M. Multistable perception: when bottom-up and top-down coincide. *Brain Cogn*. Elsevier; 2009;69(1):138-47. doi:[10.1016/j.bandc.2008.06.005](https://doi.org/10.1016/j.bandc.2008.06.005)
- [6] Intaitė M, Noreika V, Šoliūnas A, Falter CM. Interaction of bottom-up and top-down processes in the perception of ambiguous figures. *Vision Res*. Elsevier; 2013;89:24-31. <http://dx.doi.org/10.1016/j.visres.2013.06.011>
- [7] Basar-Eroglu C, Mathes B, Khalaidovski K, Brand A, Schmiedt-Fehr C. Altered alpha brain oscillations during multistable perception in schizophrenia. *Int J Psychophysiol*. Elsevier; 2016;103:118-28. <http://dx.doi.org/10.1016/j.ijpsycho.2015.02.002>
- [8] Ehm W, Bach M, Kornmeier J. Ambiguous figures and binding: EEG frequency modulations during multistable perception. *Psychophysiology*. Wiley Online Library; 2011;48(4):547-58. DOI: [10.1111/j.1469-8986.2010.01087.x](https://doi.org/10.1111/j.1469-8986.2010.01087.x)
- [9] Kornmeier J, Bach M. Object perception: when our brain is impressed but we do not notice it. *J Vis. Association for Research in Vision and Ophthalmology*; 2009;9(1):7. doi:[10.1167/9.1.7](https://doi.org/10.1167/9.1.7).
- [10] Kornmeier J, Ehm W, Bigalke H, Bach M. Discontinuous presentation of ambiguous figures: How interstimulus interval durations affect reversal dynamics and ERPs. *Psychophysiology*. Wiley Online Library; 2007;44(4):552-60. DOI: [10.1111/j.1469-8986.2007.00525.x](https://doi.org/10.1111/j.1469-8986.2007.00525.x)
- [11] Pearson J, Brascamp J. Sensory memory for ambiguous vision. *Trends Cogn Sci*. Elsevier; 2008;12(9):334-41. doi:[10.1016/j.tics.2008.05.006](https://doi.org/10.1016/j.tics.2008.05.006)
- [12] Nakatani H, van Leeuwen C. Transient synchrony of distant brain areas and perceptual switching in ambiguous figures. *Biol Cybern*. Springer; 2006;94(6):445-57. DOI [10.1007/s00422-006-0057-9](https://doi.org/10.1007/s00422-006-0057-9)
- [13] Ozaki TJ, Sato N, Kitajo K, Someya Y, Anami K, Mizuhara H, et al. Traveling EEG slow oscillation along the dorsal attention network initiates spontaneous perceptual switching. *Cogn Neurodyn*. Springer; 2012;6(2):185-98. DOI [10.1007/s11571-012-9196-y](https://doi.org/10.1007/s11571-012-9196-y)
- [14] Nakatani H, Orlandi N, van Leeuwen C. Precisely timed oculomotor and parietal EEG activity in perceptual switching. *Cogn Neurodyn*. Springer; 2011;5(4):399-409. DOI [10.1007/s11571-011-9168-7](https://doi.org/10.1007/s11571-011-9168-7)
- [15] Nakatani H, van Leeuwen C. Individual differences in perceptual switching rates; the role of occipital alpha and frontal theta band activity. *Biol Cybern*. Springer; 2005;93(5):343-54. <https://doi.org/10.1007/s00422-005-0011-2>
- [16] Nakatani H, van Leeuwen C. Antecedent occipital alpha band activity predicts the impact of oculomotor events in perceptual switching. *Front Syst Neurosci*. Frontiers Media SA; 2013;7. doi: [10.3389/fnsys.2013.00019](https://doi.org/10.3389/fnsys.2013.00019)
- [17] Gaetz M, Weinberg H, Rzepoluck E, Jantzen KJ. Neural network classifications and correlation analysis of EEG and MEG activity accompanying spontaneous reversals of the Necker cube. *Cogn brain Res*. Elsevier; 1998;6(4):335-46. [https://doi.org/10.1016/S0926-6410\(97\)00038-4](https://doi.org/10.1016/S0926-6410(97)00038-4)
- [18] D. H. Brainard, D. G. Pelli MK. *Psychophysics Toolbox*. [Online]. <http://www.psychtoolbox.org/HomePage>, March. 2012;
- [19] Plong M, Shen K, Van Vliet M, Robben A, Van Hulle M, Geurts L. Accurate visual stimulus presentation software for EEG experiments. *Proceedings of the First Asian Conference on Information Systems*. 2012.
- [20] Sanz-Martin, A., Gumá-Díaz, E., Guevara, M. A., & Hernández-González, M. MemPavox: prueba computarizada para evaluar la memoria de trabajo visual-verbal. *Revista mexicana de ingeniería biomédica*, 2014, vol. 35, no 1, p. 81-92.
- [21] Toppino, T. C., & Long, G. M. Time for a change: What dominance durations reveal about adaptation effects in the perception of a bi-stable reversible figure. *Attention, Perception, & Psychophysics*, 2015, vol. 77, no 3, p. 867-882.
- [22] Kornmeier J, Bach M. Early neural activity in Necker cube reversal: Evidence for low level processing of a gestalt phenomenon. *Psychophysiology*. Wiley Online Library; 2004;41(1):1-8. DOI: [10.1046/j.1469-8986.2003.00126.x](https://doi.org/10.1046/j.1469-8986.2003.00126.x)
- [23] Palmer SE. *Vision science: Photons to phenomenology*. MIT press Cambridge, MA; 1999.
- [24] Hoffman DD, Menezes M. *Inteligencia Visual: Cómo creamos lo que vemos*. Paidós Ibérica; 2000.
- [25] Kornmeier J, Bach M. Ambiguous figures-what happens in the brain when perception changes but not the stimulus. *Front Hum Neurosci*. Frontiers Media SA; 2012;6. doi: [10.3389/fnhum.2012.00051](https://doi.org/10.3389/fnhum.2012.00051)

[dx.doi.org/10.17488/RMIB.39.2.6](https://doi.org/10.17488/RMIB.39.2.6)

Caracterización y Clasificación de Señales de Auscultación Cervical Adquiridas con Estetoscopio para Detección Automática de Sonidos Deglutorios

Characterization and Classification of Cervical Auscultation Signals Acquired with Stethoscope for Automatic Detection of Swallowing Sound

Y. Sánchez-Cardona¹, A. Orozco-Duque¹, S. Roldán-Vasco^{1,2}

¹Instituto Tecnológico Metropolitano, Medellín, Colombia

²Universidad de Antioquia, Medellín, Colombia

RESUMEN

La evaluación automática de sonidos de auscultación cervical (AC) es una herramienta no invasiva para evaluación de la deglución. Sin embargo, los eventos deglutorios pueden verse enmascarados por fuentes de ruido. Este trabajo propone una metodología de caracterización y clasificación de señales de AC con alta resolución temporal a partir de estetoscopio, para discriminar entre sonidos deglutorios y asociados a ruido. Se adquirieron señales de AC en 10 sujetos sanos durante tres pruebas: toma de líquido, pronunciación del fonema /a/ y aclaramiento de garganta. Se extrajeron características de la señal de AC basadas en coeficientes cepstrales en la escala Mel, transformada wavelet discreta y entropía de Shannon. Las características con mayor relevancia fueron utilizadas como entrada a una máquina de vectores de soporte. Utilizando ventanas de 60 ms - alta resolución temporal - y validación cruzada, se obtuvieron exactitudes del 97.7% para detección de eventos acústicos y 91.7% para sonidos deglutorios. El método propuesto permite clasificación de sonidos deglutorios utilizando estetoscopio -dispositivo común en la práctica clínica- con exactitud comparable a otros trabajos que tienen menor resolución temporal o que utilizan otro tipo de sensores. Este trabajo constituye una primera etapa en el desarrollo de un algoritmo robusto para clasificación de sonidos deglutorios, a partir de auscultación cervical asociados a desórdenes de la deglución, para fines de diagnóstico automático.

PALABRAS CLAVE: deglución, sonidos deglutorios, auscultación cervical, estetoscopio, análisis cepstral, algoritmo de clasificación

ABSTRACT

Automatic evaluation of cervical auscultation sounds (AC) is a non-invasive tool for swallowing assessment. However, the swallowing events could be perturbed by acoustic noise. This paper proposes a methodology of characterization and classification of AC signals acquired by stethoscope with high temporal resolution, in order to discriminate between swallowing sounds and other acoustic noise. AC signals from 10 healthy individuals were acquired with stethoscope during three tasks: liquid ingestion, phoneme /a/ pronunciation and throat clearing. Features based in Mel frequency cepstral coefficients, discrete wavelet transform and Shannon entropy, were extracted. Features with highest Fisher's discriminant ratio were used as input of a support vector machine. By application of 60 ms windows and cross validation, the obtained accuracies were 97.7% for acoustic event detection and 91.7% for swallowing sound detection. The proposed method allows classification swallowing sounds higher temporal resolution than other works but with comparable accuracy. Furthermore, the use of stethoscope could lead to better acceptance than other sensors by physicians, because it is a common device in clinical practice. This work is a first stage in the development of a robust classification algorithm for sounds in swallowing disorders, oriented to automatic diagnosis.

KEYWORDS: swallowing, swallowing sounds, cervical auscultation, stethoscope, cepstral analysis, classification algorithm

Correspondencia

DESTINATARIO: Andrés Orozco Duque
INSTITUCIÓN: Instituto Tecnológico Metropolitano
DIRECCIÓN: Carrera 65 #98 A-75, Medellín,
Antioquia, Colombia
CORREO ELECTRÓNICO: andresorozco@itm.edu.co

Fecha de recepción:

3 de noviembre de 2017

Fecha de aceptación:

5 de abril de 2018

INTRODUCCIÓN

Diversas patologías asociadas a problemas de funcionamiento muscular o nervioso pueden causar síntomas asociados a desórdenes de la deglución, donde se dificulta o se imposibilita el transporte del bolo alimenticio desde la boca al estómago; dichos síntomas reciben el nombre de disfagia. Enfermedades como Parkinson, Alzheimer y esclerosis lateral amiotrófica, y otros eventos tales como trauma encéfalo craneano y accidente cerebro vascular están fuertemente ligados a la disfagia [1] [2] [3]. Hay varios riesgos asociados a la disfagia, entre los que se encuentran la bronco aspiración, la neumonía por aspiración, malnutrición y deshidratación [1], complicaciones que se suman a la patología de base, deteriorando el estado de salud y afectando el pronóstico del paciente.

El diagnóstico inicial de la disfagia se realiza principalmente mediante valoración clínica, la cual depende de la experiencia del especialista y, por lo tanto, tiene un alto grado de subjetividad. También se cuenta con dos herramientas diagnósticas: la videofluoroscopia [4] y la endoscopia por fibra óptica [2]. Estas dos técnicas tienen la desventaja de ser invasivas. Como técnica no invasiva, la auscultación cervical utilizando estetoscopio (AC-S) es una de las técnicas instrumentales más utilizadas en fonoaudiología para apoyar la evaluación funcional de la disfagia [5]. La AC-S tiene como finalidad detectar los sonidos de la fase faríngea de la deglución, incluyendo sonidos pre y post deglutorios. Esto con el fin de determinar la posibilidad de compromiso de la vía aérea, la probabilidad de penetración/aspiración y la presencia de disfagia [3]. La técnica permite evidenciar la integridad del mecanismo de protección de la vía aérea, es decir, el cierre glótico que constituye el sonido característico de la deglución. Sin embargo, la exactitud de la AC-S es debatible, debido a que la interpretación de las señales es subjetiva y que hay muy pocos estudios de análisis de la correlación entre la información de los sensores y los eventos fisiológicos [6].

Con el fin de aumentar la objetividad en la evaluación de los sonidos deglutorios, en la literatura se han reportado diversos trabajos que utilizan auscultación cervical (AC) digital y métodos de procesamiento de señales para realizar un análisis automático que no dependa de la interpretación del evaluador clínico [7]. La AC digital es en una técnica genérica que hace referencia al análisis acústico no invasivo de la deglución [8], cuya información se puede adquirir mediante distintos dispositivos tales como acelerómetros [9] [10] [11], micrófonos [12] o estetoscopios [13].

Los acelerómetros y los micrófonos son los dispositivos que más se reportan en investigación. Sin embargo, no existe consenso frente a la confiabilidad y validez de estos dispositivos [14]. Por otro lado, la AC digital utilizando estetoscopio (AC-S) tiene como ventaja que trabaja bajo los mismos criterios utilizados por los evaluadores clínicos, de tal forma que les permite escuchar los sonidos tal y como se perciben con un estetoscopio analógico [13], lo que puede generar una mayor aceptación en el personal asistencial. Por otro lado, el dispositivo es relativamente barato, fácil de movilizar, tiene alta disponibilidad, su posicionamiento es sencillo y no requiere cooperación [4].

Usualmente, los reportes sobre el uso de técnicas automáticas para interpretar objetivamente las señales de AC -y correlacionarlas con los sonidos deglutorios- están orientados a la clasificación biclase entre sonidos normales y anormales asociados a desórdenes de la deglución [15]. De acuerdo con Dudik et al. [6], una de las necesidades actuales para mejorar estos métodos automáticos es utilizar más de dos clases en la clasificación con el fin de poder distinguir eventos no asociados a la deglución que pueden enmascarar los sonidos deglutorios, tales como sonidos de voz o sonidos considerados como otras fuentes de ruido, por ejemplo, el aclaramiento de la garganta. La identificación de estos eventos facilitaría la discriminación entre sonidos deglutorios normales y anormales.

En la literatura se han reportado trabajos orientados a la clasificación entre sonidos deglutorios y otras fuentes de ruido, principalmente dirigidos al monitoreo de la ingesta de alimentos [16]. Estos trabajos tienen la limitación de utilizar ventanas de análisis muy grandes, entre 500 ms y 1.5 s [7] [17]. Estas ventanas, aunque son adecuadas para la detección del evento deglutorio completo, tienen muy baja resolución temporal, dificultando la identificación de las diferentes componentes del sonido deglutorio: ascenso laríngeo, apertura del esfínter esofágico superior y relajamiento glótico post-deglutorio [18]. Aunque el evento deglutorio completo tiene una duración de 732 ± 201 ms [19], el sonido de doble clic producido por el cierre glótico tiene una duración aproximada de 33 ms [15]. Además, existe consenso que las señales fisiológicas de corta duración tienen estacionariedad local, lo que en deglución implica tiempos en el orden de los milisegundos [20].

En este trabajo se propone un esquema para la detección de sonidos deglutorios a partir de la caracterización tiempo-frecuencia de las señales adquiridas con estetoscopio y la utilización de algoritmos de aprendizaje de máquina. El esquema propuesto utiliza ventanas de análisis de 60 ms, de tal forma que sea posible la identificación temporal de los segmentos de clic que identifican las diferentes componentes de la señal de auscultación cervical. La metodología fue evaluada en sujetos sanos y se incluyeron diferentes fuentes de ruido que pueden ser generadas por el paciente durante la adquisición de los datos: sonidos de voz de corta duración (un solo fonema) y sonidos correspondientes a aclaramiento de garganta.

METODOLOGÍA

Protocolo de Toma de Datos

En el presente estudio participaron de forma voluntaria 10 sujetos sanos (6 hombres y 4 mujeres), teniendo como criterios de exclusión que no presentaran ningún desorden en la deglución, ni procesos inflamatorios

activos en la boca o garganta. La edad promedio fue de 27.3 ± 5.4 años y todos firmaron consentimiento informado, aprobado por el Comité de Ética del Instituto Tecnológico Metropolitano. A cada sujeto se le solicitó la ejecución de cuatro tareas: deglución de 5 mL de agua, deglución de 10 mL de agua, pronunciación del fonema /a/ durante 1 s (dos repeticiones), y aclaramiento de la garganta (dos repeticiones). Cada sujeto realizó tres repeticiones completas de las cuatro tareas solicitadas. Se hizo variación de volumen pero no de consistencia, ya que la duración de la señal AC-S solo se ve afectada por el primer factor [21]. Durante la ejecución de las acciones, se registraron las señales de AC-S por medio de un estetoscopio digital conectado a un equipo de adquisición de señales (ver Adquisición de señales). El estetoscopio se posicionó en la garganta, de forma lateral al cartílago cricoides [3]. Simultáneamente, se registró la señal de un pulsador presionado por el evaluador al observar el ascenso y descenso de la laringe en el caso de la deglución, o al momento de emitir los sonidos requeridos en cada prueba. El pulsador se utilizó como señal de referencia para validación de los segmentos correspondientes a cada acción en la señal de AC-S.

Adquisición de Señales

Para la adquisición de señales de sonido por AC-S, se usó un estetoscopio electrónico (E-scope® Cardionics). Este dispositivo se conectó al polígrafo PowerLab 16/35 (AD Instruments Inc.). La frecuencia de muestreo fue de 4 kHz. La frecuencia de muestreo se seleccionó teniendo en cuenta que otros autores han reportado que la banda de interés para el análisis de los sonidos deglutorios se encuentra entre 50Hz y 2500Hz [15]. Sin embargo, el diafragma del estetoscopio funciona como filtro pasabajos con frecuencia de corte en 1000 Hz [13]. Con estos criterios, se seleccionó un filtro pasabanda entre 80Hz y 2000 Hz. La frecuencia de corte baja se seleccionó con el fin de filtrar al mismo tiempo el ruido de 60Hz y la frecuencia de corte alta se seleccionó como filtro *antialiasing*. Las señales, tanto de audio como del pulsador de referencia, fueron exportadas a un formato

compatible con MATLAB (The Mathworks, USA). La Figura 1 ilustra una señal AC-S donde se evidencian las componentes del sonido deglutorio.

Conjunto de Entrenamiento y Validación

Para seleccionar los segmentos de señal utilizados en los conjuntos de entrenamiento y validación, se hizo identificación visual de la señal y se miró la correspondencia con los eventos marcados con el pulsador de referencia. Se asignaron etiquetas para discriminación de línea base, eventos deglutorios, sonidos de voz y sonidos de aclaramiento de garganta, estos dos últimos considerados como fuentes de ruido para la detección del cierre glótico. Adicional al pulsador de referencia, todas las señales fueron reproducidas en audio con el fin de confirmar la etiqueta asignada a cada evento. Se seleccionaron 216 segmentos, correspondientes a 54 segmentos por tarea, de tal forma que los grupos estuvieran balanceados. El ancho de la ventana de evaluación de los segmentos se estableció en 60 ms, lo que corresponde a 240 muestras. Con esta ventana se asegura que el evento de doble clic quede contenido en la misma. Una vez seleccionados los segmentos, se construyó una matriz de características de 216 filas (segmentos) y 17 columnas (características). Se utilizaron como características 10 coeficientes cepstrales, la energía de 6 coeficientes de detalle generados por la transformada wavelet discreta y la entropía de Shannon.

Extracción de Características

Coefficientes Cepstrales

Los coeficientes cepstrales en la escala de frecuencia Mel (MFCC - *Mel-frequency cepstral coefficient*) constituyen un método muy utilizado para el procesamiento de audio, especialmente en esquemas de reconocimiento de voz. MFCC utiliza un banco de filtros triangulares escalados logarítmicamente (escala de Mel) [22].

Las frecuencias centrales en la escala Mel de cada filtro están determinadas por:

$$Mel(f) = 1127 \ln\left(1 + \frac{f}{700}\right) \quad (1)$$

donde f es la frecuencia a re-escalar.

Se aplicó un filtro preénfasis FIR de primer orden y, posteriormente, se calculó la transformada discreta de Fourier de cada segmento:

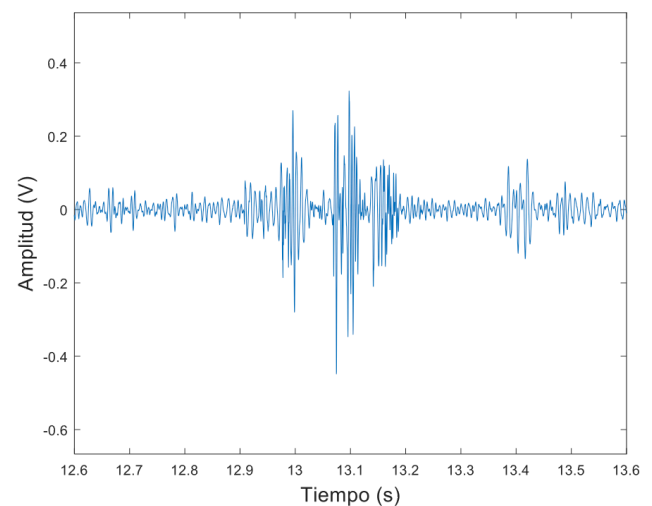


FIGURA 1. Evento deglutorio en una señal de auscultación cervical con estetoscopio.

$$X[k] = \sum_{n=0}^{N-1} w[n]s[n]e^{-j\frac{2\pi kn}{N}} \quad (2)$$

Donde k es el contador de frecuencias, n es el contador de muestras, $s[n]$ es cada segmento, N es la longitud de cada segmento y $w[n]$ es una ventana de Hamming descrita por:

$$w[n] = \begin{cases} 0.54 - 0.46 \cos\left(\frac{2\pi n}{N-1}\right), & 0 \leq n \leq N-1 \\ 0, & \text{en otro caso} \end{cases} \quad (3)$$

Para cada escala, la salida de los filtros se expresa de forma logarítmica y se calcula mediante la multiplicación de la magnitud del espectro de frecuencia de la señal por la respuesta en frecuencia de su filtro triangular correspondiente, tal como lo indica la siguiente ecuación [23]:

$$Xf[m] = \ln\left(\sum_{k=0}^{N-1} |X[k]| H_m[k]\right) \quad (4)$$

donde m es un contador de filtro entre 1 y el número de filtros utilizados M , en este caso 10, N es la longitud de cada segmento, k es un contador de frecuencia, y $H_m[k]$ representa la respuesta en frecuencia de la magnitud de los filtros pasa-banda triangulares.

Los coeficientes cepstrales se calculan con la transformada coseno discreta aplicada sobre $Xf[m]$ de acuerdo con la siguiente ecuación:

$$C_{c_l} = \sum_{m=0}^{M-1} Xf[m] \cos\left(\frac{l\pi}{M}\left(m - \frac{1}{2}\right)\right) \quad (5)$$

$l = 1, \dots, M.$

El cálculo de los coeficientes cepstrales se realizó utilizando ventanas deslizantes con solapamiento del 50%. En la aplicaciones prácticas usualmente se utilizan entre 5 y 15 coeficientes [22]. Para este trabajo se calcularon 10 coeficientes cepstrales, debido a que, después de evaluar 15 coeficiente, se encontró que solo los primeros 10 proporcionaban información relevante de la señal. Finalmente, a partir de la técnica MFCC se construyó el subconjunto de características $[C_{c_1}, \dots, C_{c_{10}}]$.

Energía de los Coeficientes Wavelet

Se implementó la Transforma Wavelet Discreta (DWT-Discrete Wavelet Transform) [23]. Se calcularon los coeficientes de detalle y aproximación a partir de la descomposición wavelet con 6 niveles utilizando la wavelet madre *Daubechies* de orden 6.

A partir de la DWT se estimó como característica la energía relativa wavelet de los coeficientes de detalle (EcD), que representa la energía que cada nivel de detalle aporta al total de la energía de la señal [24]. El subconjunto de características construido es el siguiente: $\{EcD_1, \dots, EcD_6\}$.

Entropía de Shannon

La entropía de Shannon (H) mide la incertidumbre de una fuente de información. La entropía de Shannon es

máxima cuando todos los valores de la señal tienen la misma probabilidad. Se parte entonces de la hipótesis de que los datos menos probables contienen más información. El cálculo de la entropía de Shannon está definido por [25]:

$$H(x) = -\sum_i p(x_i) \log_2 p(x_i) \quad (6)$$

Donde $p(x_i)$ es la probabilidad de ocurrencia de los valores de una variable x en el rango i . Los rangos i se definen para la construcción del histograma.

Análisis de Relevancia

Para evaluar la relevancia de cada característica respecto a la selección de las tres clases definidas, se registró la distribución en diagramas de cajas. Asimismo, se calculó el radio discriminante de Fisher (FDR) [26]. El FDR permite cuantificar la capacidad de una característica para separar las clases en un problema específico. Está definido por la siguiente ecuación:

$$FDR = \sum_j^C \sum_{k \neq i}^C \frac{(j - \mu_k)^2}{\sigma_j^2 + \sigma_k^2} \quad (7)$$

Donde $\{\mu_j, \sigma_j^2\}$ y $\{\mu_k, \sigma_k^2\}$ son las medias y varianzas de las clases j y k , respectivamente. C es el número de clases.

Clasificación

Se implementó una máquina de vectores de soporte (SVM) con *kernel* lineal [27]. La selección de las características utilizadas para entrenamiento y validación del modelo se realizó a partir de la evaluación del índice FDR. Se utilizó validación cruzada con cinco particiones para el reporte de los resultados de rendimiento del clasificador.

Se implementaron tres esquemas de clasificación: a) clasificación multiclase para la discriminación entre sonidos deglutorios y fuentes de ruido; b) clasificación biclase para la detección de eventos sonoros; y c) clasificación biclase para la detección de sonidos degluto-

rios. Para el esquema multiclase se definieron las siguientes etiquetas: clase 0, correspondiente a segmentos de línea base; clase 1, correspondiente a sonidos deglutorios; y clase 2, que contiene segmentos con sonidos de voz y sonidos de aclaramiento de garganta, ambos considerados como otras fuentes de ruido. El entrenamiento de la SVM multiclase se realizó bajo el método uno contra uno. Para el esquema b, las etiquetas se definieron así: clase 0, para la línea base; y clase 1, que contiene cualquier evento sonoro. Para el clasificador c las etiquetas son: clase 0, que contiene tanto línea base como otras fuentes de ruido; y la clase 1, que contiene solo sonidos deglutorios.

RESULTADOS Y DISCUSIÓN

En la Figura 2A se observa la señal de AC-S en azul y la señal de referencia en rojo. Para el proceso de asignación de etiquetas, el desfase entre el pulsador y los eventos representados en la señal se ajustaron a partir de la señal de audio. Todos los registros tienen la siguiente secuencia de eventos: deglución de 5 mL de agua, deglución de 10 mL de agua, dos eventos de voz y dos eventos de aclaramiento de garganta.

La Figura 2B muestra que Cc_2 incrementa su amplitud y presenta picos positivos por encima de la línea base en los intervalos con sonido. Por otro lado, la Figura 2C muestra un ejemplo del comportamiento de Cc_4 , el cual toma valores positivos donde se presentó una deglución de 5 mL (aproximadamente a los 5 s), mientras que en la deglución de 10 mL (aproximadamente a los 13 s) toma valores positivos y negativos, y para voz y aclaramiento de garganta (últimos cuatro eventos después de los 30 s) solo toma valores negativos. El comportamiento anterior fue común en la mayoría de los registros.

La Tabla 1 presenta el resultado de la evaluación de la relevancia de las características utilizando el índice FDR. A partir de estos resultados, las características seleccionadas fueron Cc_2 , Cc_3 , Cc_4 , EcD_5 , EcD_6 y $H(x)$. Es de notar que, aunque la característica EcD_1 presentó

un índice FDR superior al índice de Cc_4 , esta característica fue descartada porque el coeficiente EcD_1 en la transformada wavelet está asociado usualmente a ruido de alta frecuencia.

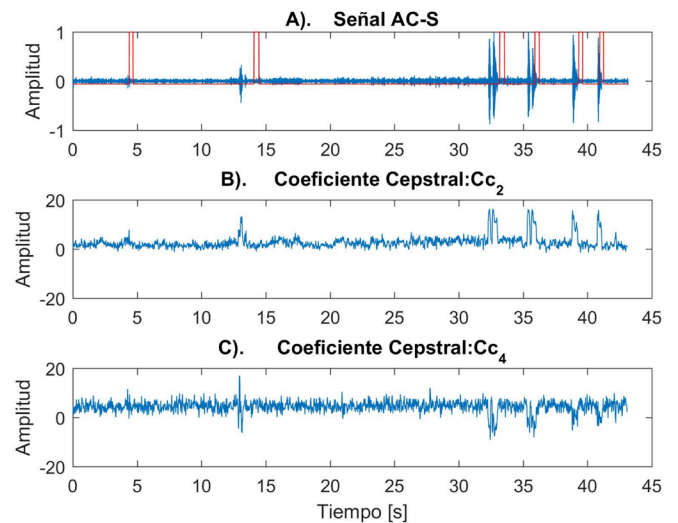


FIGURA 2. Ejemplo de coeficientes cepstrales 2 y 4 de una señal de AC-S.

La Figura 3 ilustra la distribución en diagramas de cajas de las características seleccionadas. Se puede observar que las características que presentan una mayor distancia entre las medias y una mejor separación de clases son Cc_2 y EcD_6 , lo que corresponde a las características con un mayor FDR. Las demás características seleccionadas presentan una distribución que contribuye a discriminar alguna de las clases: Cc_3 presenta valores altos para la clase 0, en Cc_4 los valores más altos se presentan en la clase 1, EcD_5 presenta valores bajos para la clase 2, mientras en $H(x)$ la clase 2 presenta los valores más altos y dicha clase se separa claramente de las demás. Cabe destacar que para $H(x)$, aunque el gráfico de cajas muestra una buena separación de las clases, las medias de la clase 0 y la clase 1 están muy cercanas, lo que afecta el índice FDR.

La Figura 4 ilustra la distribución del espacio de características utilizando las dos características con mayor relevancia - Cc_2 y EcD_6 - de acuerdo con el índice

FDR. En esta representación, se observa que la separación entre línea base (clase 0) y demás sonidos está más definida que la separación entre sonidos deglutorios (clase 1) y ruido (clase 2). Al implementar el clasificador solo con estas dos características se obtiene una tasa de aciertos de 82.9%. Al probar el clasificador con las seis características seleccionadas, presentó una tasa de acierto del 91.7%. Para confirmar que el descarte de la característica EcD_1 fue correcto, se implementó el clasificador incluyendo esta característica y el rendimiento disminuyó a 91.2%.

La Tabla 2 presenta los resultados de los tres esquemas de clasificación implementados. La clasificación entre eventos sonoros y línea base (esquema b) fue 97.7%. La clasificación entre deglución y las otras clases (esquema c) fue 90.3%.

La Tabla 3 muestra la matriz de confusión para el caso multiclase. Se puede observar que, con el esquema propuesto, la discriminación de la línea base presenta

una tasa de aciertos muy elevada. El mayor reto está en la clasificación entre sonidos deglutorios y otras fuentes de ruido.

TABLA 1. Evaluación de la relevancia de las características utilizando el índice FDR. En negrilla se presentan las características seleccionadas para a implementación del clasificador.

Coeficientes Cepstrales		Energía de detalle Wavelet	
Cc₁	0.7704	EcD₁	1.8096
Cc₂	23.2831	EcD ₂	0.1614
Cc₃	4.8351	EcD ₃	1.1282
Cc₄	1.5228	EcD ₄	1.1847
Cc₅	0.2693	EcD₅	2.3545
Cc₆	0.4742	EcD₆	9.8992
Cc₇	0.9071	Entropía de Shannon	
Cc₈	0.1762	H(x)	4.3845
Cc₉	0.6038		
Cc₁₀	0.3179		

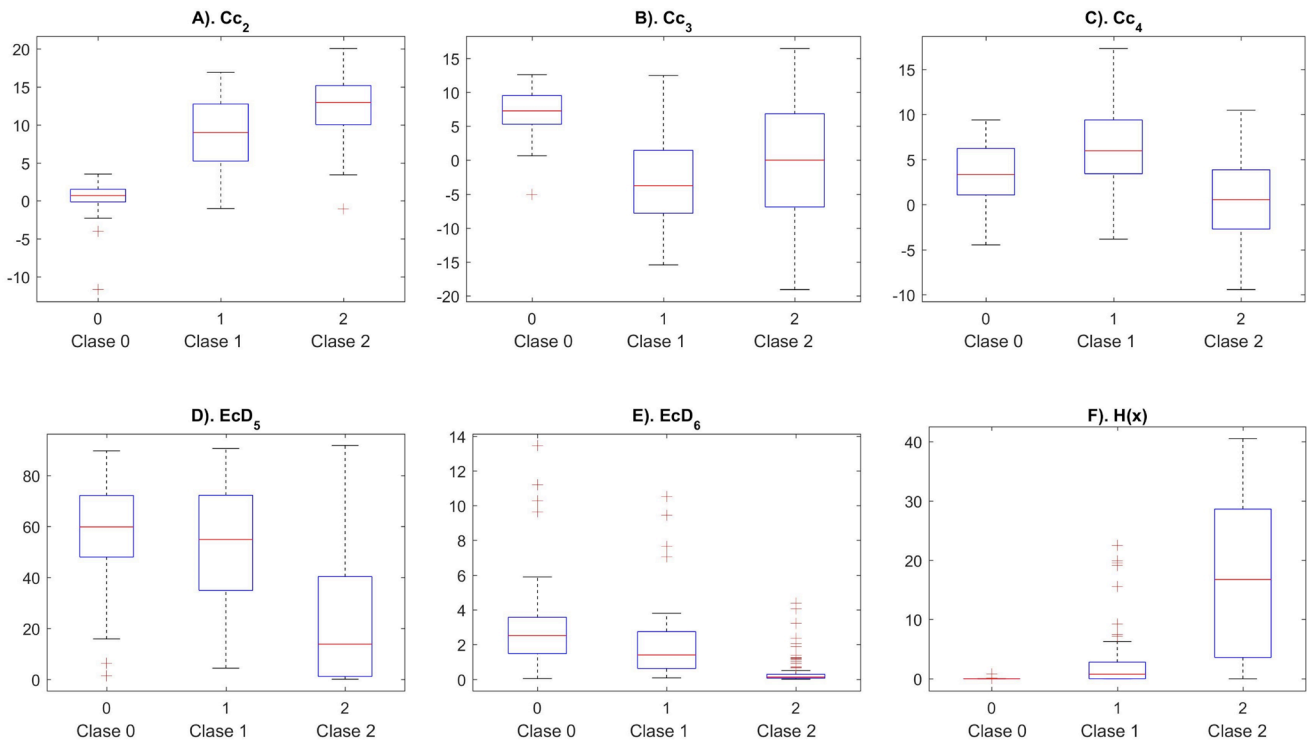


FIGURA 3. Diagramas de cajas de las características con mayor FDR.

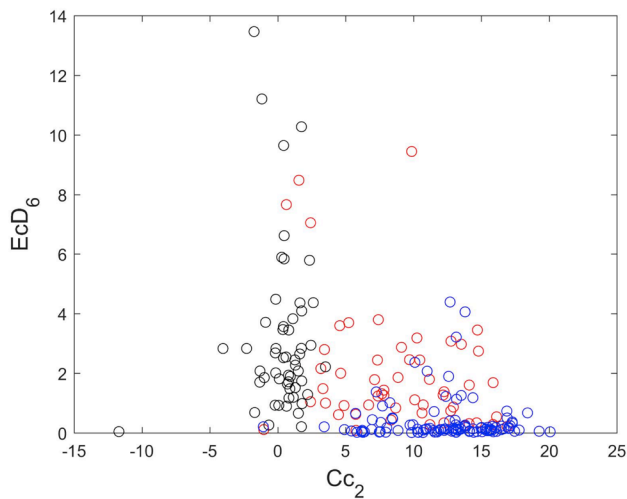


FIGURA 4. Espacio de las dos características con mayor FDR. Los círculos negros representan la línea base, los rojos deglución y el azul otros eventos acústicos (voz y aclarar garganta).

El resultado de este trabajo es comparable con los resultados reportados por Aboofazeli et al. [28], quienes obtuvieron una tasa de acierto de 91% para la detección del sonido de la deglución tanto en sujetos sanos como en pacientes. Sin embargo, Aboofazeli et al. no incluyeron fuentes de ruido en su trabajo ni implementaron estetoscopio. Asimismo, nuestros resultados pueden ser comparados con el trabajo de Sejdic et al. [10], aunque ellos usaron otro tipo de sensor. Dicho trabajo está orientado a identificar degluciones con aspiración y degluciones sanas, a partir de señales de acelerometría medidas en el cartílago cricoides; emplearon análisis de discriminante lineal como clasificador y *wavelet packet* para caracterización, logrando 90% de exactitud [10].

Lazareck et al. [29], hicieron un análisis más robusto de señales adquiridas con acelerómetros a partir de un espacio de características mayor. Evaluaron la capacidad de clasificación para varios tipos de bolos, encontrando una especificidad de 100%, pero una sensibilidad reducida (70%) en alimentos semisólidos [15]. Lazareck et al., al igual que en nuestro trabajo, incluyen ventanas de evaluación cortas de 50 ms con el fin de detectar los eventos de clic característicos del cierre glótico; sin

embargo, no incluyen otras fuentes de ruido y su trabajo emplea sensores inerciales, con los cuales no están familiarizados los especialistas en fonología.

Con respecto a otros trabajos que han incluido otras fuentes de ruido, se destaca el de Sazonov et al. [7], quienes reportan el desarrollo de algoritmos de detección automática de la deglución a partir de sonidos, y en el cual incluyeron ruido de la voz y del ambiente. Ellos reportan 96.8% de acierto en detección de eventos sonoros y 84.7% para la detección de sonidos deglutorios. El trabajo de Sazonov et al. emplea ventanas de tiempo muy grandes comparado con nuestro trabajo (1.5 s vs 60 ms), lo cual dificulta el desarrollo de algoritmos que detecten los diferentes eventos tipo clic.

Yagi et al. [30], aplicaron un sistema para la detección de la deglución utilizando no solo información de los sonidos de auscultación cervical obtenidos con micrófono, sino también información de sensores de flujo respiratorio y sensores de movimiento de la laringe. Ellos obtuvieron una exactitud del 98.2% en la detección de eventos deglutorios, pero dicha exactitud bajó al 88.3% cuando incluyeron otras fuentes de ruido como el habla y los artefactos de movimiento.

TABLA 2. Resultados de los clasificadores.

Clasificador	Tasa de aciertos
SVM multiclase (a) Uno contra uno	91.7%
SVM biclase (b) Detección de eventos acústicos	97.7%
SVM biclase (c) Detección de sonidos deglutorios	90.3%

Ellos utilizaron un esquema de caracterización con MFCC y análisis de componentes principales y un clasificador SVM. Reportan una exactitud en la detección de eventos deglutorios intra-sujeto de 80.4%, pero dicha exactitud cae a 66.7% en el caso inter-sujeto.

TABLA 3. Matriz de confusión del clasificador multiclase.

	Clase estimada		
	C0	C1	C2
C0	54	0	0
C1	3	41	10
C2	0	5	103

Olubanjo and Ghonvanloo^[17], reportaron un esquema de detección de la deglución utilizando un micrófono para la auscultación cervical. En el experimento incluyeron eventos como hablar, masticar, toser y aclarar garganta. La ventana de observación fue reducida a 500ms, pero en una prueba con cuatro sujetos la precisión fue solo del 67.6%.

En nuestro trabajo se reporta un esquema de clasificación de sonidos deglutorios, respecto a la línea base y a eventos de ruido, con una mejora en la resolución temporal respecto a los trabajos anteriormente mencionados, ya que se utilizan ventanas de tiempo de corta duración. Igualmente, la tasa de acierto alcanzado con el esquema propuesto en este trabajo es mayor a la reportada en los trabajos previos que incluyen fuentes de ruido y es comparable a la alcanzada a partir de otros dispositivos de adquisición. Sin embargo, se deben tener en cuenta algunas limitaciones. Una de ellas está relacionada con la forma en que se seleccionaron los segmentos.

La matriz de entrenamiento y validación contiene solo 56 segmentos de línea base (con el fin de ajustar el balance de clases), lo que pudo haber excluido segmentos de línea base que podrían contener otras fuentes de ruido diferentes a las evaluadas, por ejemplo, los artefactos de movimiento. En futuros trabajos, se propone utilizar segmentos extraídos del registro completo para entrenar el clasificador. Igualmente, es necesaria una evaluación posterior con mayor número de eventos acústicos, tales como diferentes fonemas, otras fuentes de ruido, el acto de toser, o ruido externo

al sujeto proveniente del entorno. Igualmente, se requiere una validación comparando la detección de los eventos deglutorios contra la prueba gold standard, en este caso, la videofluoroscopia, para validar los hallazgos y su posible utilización en la práctica clínica.

Este trabajo constituye una primera etapa para el desarrollo de un algoritmo robusto para clasificación de sonidos deglutorios entre sujetos sanos y pacientes con desórdenes de la deglución, para fines de diagnóstico automático. Con este fin, y teniendo como base la alta resolución temporal, en futuros proyectos se deben analizar los sonidos respiratorios que aparecen inmediatamente después de la deglución, ya que cuando ocurre aspiración o penetración laríngea estos sonidos sufren alteraciones. Se debe estudiar la tasa de clasificación de otros eventos deglutorios propios de la evaluación clínica que realizan los terapeutas, tales como el pre-clic, el “lub-dub” (parecido al latido del corazón durante la deglución)^[4], y el de la respiración.

CONCLUSIONES

En el presente trabajo se presenta la evaluación de un esquema de clasificación de señales de AC-S mediante SVM, a partir de la caracterización en dominios de frecuencia y tiempo-frecuencia. Se analizaron características extraídas a partir de los MFCC y los coeficientes DWT, además de la entropía de Shannon, con lo cual se alcanzó una tasa de aciertos del 91.7% para detección de sonidos deglutorios debido al cierre glótico, en presencia de otras fuentes de ruido (en particular pronunciación de un fonema y el sonido de aclaramiento de garganta). El aporte de este trabajo está orientado a la utilización de un esquema que mejora la resolución temporal respecto a otros trabajos basados en sonidos deglutorios adquiridos mediante estetoscopios, el cual es un equipo de uso común en la práctica clínica. La exactitud reportada en este trabajo es comparable con otros trabajos similares que utilizan ventanas de tiempo con menor resolución temporal o que adquieren la señal con otros dispositivos.

Futuros trabajos deben ir orientados a la evaluación de otras posibles fuentes de ruido. Una vez resuelto este problema, se debe aplicar la metodología implementada a un grupo de pacientes para determinar diferencias, entre las características de los sonidos en degluciones sanas y patológicas. Esto ayudará a mejorar el entendimiento de las relaciones existentes entre

los eventos acústicos que se detectan con AC-S y la fisiología de la deglución.

AGRADECIMIENTOS

Este trabajo ha sido financiado por:
COLCIENCIAS - República de Colombia,
proyecto No. 115071149746.

REFERENCIAS

- [1] Stegemann S, Gosch M, Breikreutz J. Swallowing dysfunction and dysphagia is an unrecognized challenge for oral drug therapy. *Int J Pharm* 2012;430(1-2):197-206.
- [2] Alvo A, Olavarría C. Decannulation and assessment of deglutition in the tracheostomized patient in non-neurocritical intensive care. *Acta Otorrinolaringol Esp* 2014;65(2):114-9.
- [3] Fonseca MAIB. Guía de práctica basada en la evidencia para la auscultación cervical en disfagia orofaríngea. 2008;
- [4] Leslie P, Drinnan MJ, Zammit-Maempel I, Coyle JL, Ford GA, Wilson JA. Cervical auscultation synchronized with images from endoscopy swallow evaluations. *Dysphagia* 2007;22(4):290-8.
- [5] Bolzan GDP, Christmann MK, Berwig LC, Rocha RM. Contribution of the cervical auscultation in clinical assessment of the oropharyngeal dysphagia. *Rev CEFAC* 2013;15(2):455-65.
- [6] Dudik JM, Coyle JL, Sejdi E. Dysphagia Screening : Contributions of Cervical Auscultation Signals and Modern Signal-Processing Techniques. *IEEE Trans Human-Machine Syst* 2015;45(4):1-13.
- [7] Sazonov E, Makeyev O, Schuckers S, Lopez-Meyer P, Melanson E, Neuman M. Automatic Detection of Swallowing Events by Acoustical Means for Applications of Monitoring of Ingestive Behavior. *IEEE Trans Biomed Eng* 2010;57(3):626-33.
- [8] Zenner PM, Losinski DS, Mills RH. Using cervical auscultation in the clinical dysphagia examination in long-term care. *Dysphagia* 1995;10(1):27-31.
- [9] Movahedi F, Kurosu A, Coyle JL, Perera S, Sejdić E. A comparison between swallowing sounds and vibrations in patients with dysphagia. *Comput Methods Programs Biomed* 2017;144:179-87.
- [10] Sejdic E, Steele CM, Chau T. Classification of penetration-aspiration versus healthy swallows using dual-axis swallowing accelerometry signals in dysphagic subjects. *IEEE Trans Biomed Eng* 2013;60(7):1859-66.
- [11] Dudik JM, Coyle JL, El-Jaroudi A, Mao Z-H, Sun M, Sejdić E. Deep learning for classification of normal swallows in adults. *Neurocomputing* [Internet] 2018;0:1-9. Available from: <http://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S0925231218300201>
- [12] Klahn MS, Perlman AL. Temporal and durational patterns associating respiration and swallowing. *Dysphagia* 1999;14(3):131-8.
- [13] Hamlet S, Penney DG, Formolo J. Stethoscope acoustics and cervical auscultation of swallowing. *Dysphagia* 1994;9(1):63-8.
- [14] Leslie P, Drinnan MJ, Finn P, Ford GA, Wilson JA. Reliability and validity of cervical auscultation: A controlled comparison using videofluoroscopy. *Dysphagia* 2004;19(4):231-40.
- [15] Lazareck LJ, Moussavi ZMK. Classification of normal and dysphagic swallows by acoustical means. *IEEE Trans Biomed Eng* 2004;51(12):2103-12.
- [16] Makeyev O, Lopez-Meyer P, Schuckers S, Besio W, Sazonov E. Automatic food intake detection based on swallowing sounds. *Biomed Signal Process Control* [Internet] 2012;7(6):649-56. Available from: <http://dx.doi.org/10.1016/j.bspc.2012.03.005>
- [17] Olubanjo T, Ghovanloo M. Real-time swallowing detection based on tracheal acoustics. In: Conference, Ieee International Processing, Signal. 2014. page 4417-21.
- [18] Hanna F, Molfenter SM, Cliffe RE, Chau T, Steele CM. Anthropometric and demographic correlates of dual-axis swallowing accelerometry signal characteristics: A canonical correlation analysis. *Dysphagia* 2010;25(2):94-103.
- [19] Honda T, Baba T, Fujimoto K, Goto T, Nagao K, Harada M, et al. Characterization of swallowing sound: Preliminary investigation of normal subjects. *PLoS One* 2016;11(12).
- [20] Chau T, Chau D, Casas M, Berall G, Kenny DJ. Investigating the Stationarity of Paediatric Aspiration Signals. *IEEE Trans Neural Syst Rehabil Eng* 2005;13(1):99-105.
- [21] Hammoudi K, Boiron M, Hernandez N, Bobillier C, Moriniere S. Acoustic study of pharyngeal swallowing as a function of the volume and consistency of the bolus. *Dysphagia* 2014;29(4):468-74.
- [22] Sigurdson S, Petersen KB, Larsen J. Mel Frequency Cepstral Coefficients: An Evaluation of Robustness of MP3 Encoded Music. *Proc 7th Int Conf Music Inf Retr* 2006;(m):3-6.
- [23] Poornachandra S. Wavelet-based denoising using subband dependent threshold for ECG signals. *Digit Signal Process* [Internet] 2008 [cited 2012 Jan 25];18(1):49-55. Available from: <http://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S1051200407001388>
- [24] González Castañeda EF, Torres-García AA, Reyes-García CA, Villaseñor-Pineda L. Aplicación de la Sonificación de Señales Cerebrales en Clasificación Automática. *Rev Mex Ing Biomed* 2015;36(3):235-50.
- [25] Dudik JM, Jestrovi I, Luan B, Coyle JL, Sejdi E. A comparative analysis of swallowing accelerometry and sounds during saliva swallows. *Biomed Eng Online* 2015;14(3):1-15.
- [26] Sergios Theodoridis and Konstantinos Koutroumbas. *Pattern Recognition*. 4th ed. Academic Press; 2009.
- [27] Burges CJC. A Tutorial on Support Vector Machines for Pattern Recognition. *Data Min Knowl Discov* [Internet] 1998;2(2):121-67. Available from: <http://www.springerlink.com/index/Q87856173126771Q.pdf>
- [28] Aboofazeli M, Moussavi Z. Analysis and classification of swallowing sounds using reconstructed phase space features. *ICASSP, IEEE Int Conf Acoust Speech Signal Process - Proc* 2005;V:421-4.
- [29] Lazareck LJ, Moussavi Z. Swallowing sound characteristics in healthy and dysphagic individuals. *Conf Proc IEEE Eng Med Biol Soc* 2004;5:3820-3.
- [30] Yagi N, Nagami S, Lin M kuan, Yabe T, Itoda M, Imai T, et al. A non-invasive swallowing measurement system using a combination of respiratory flow, swallowing sound, and laryngeal motion. *Med Biol Eng Comput* 2017;55(6):1001-17.