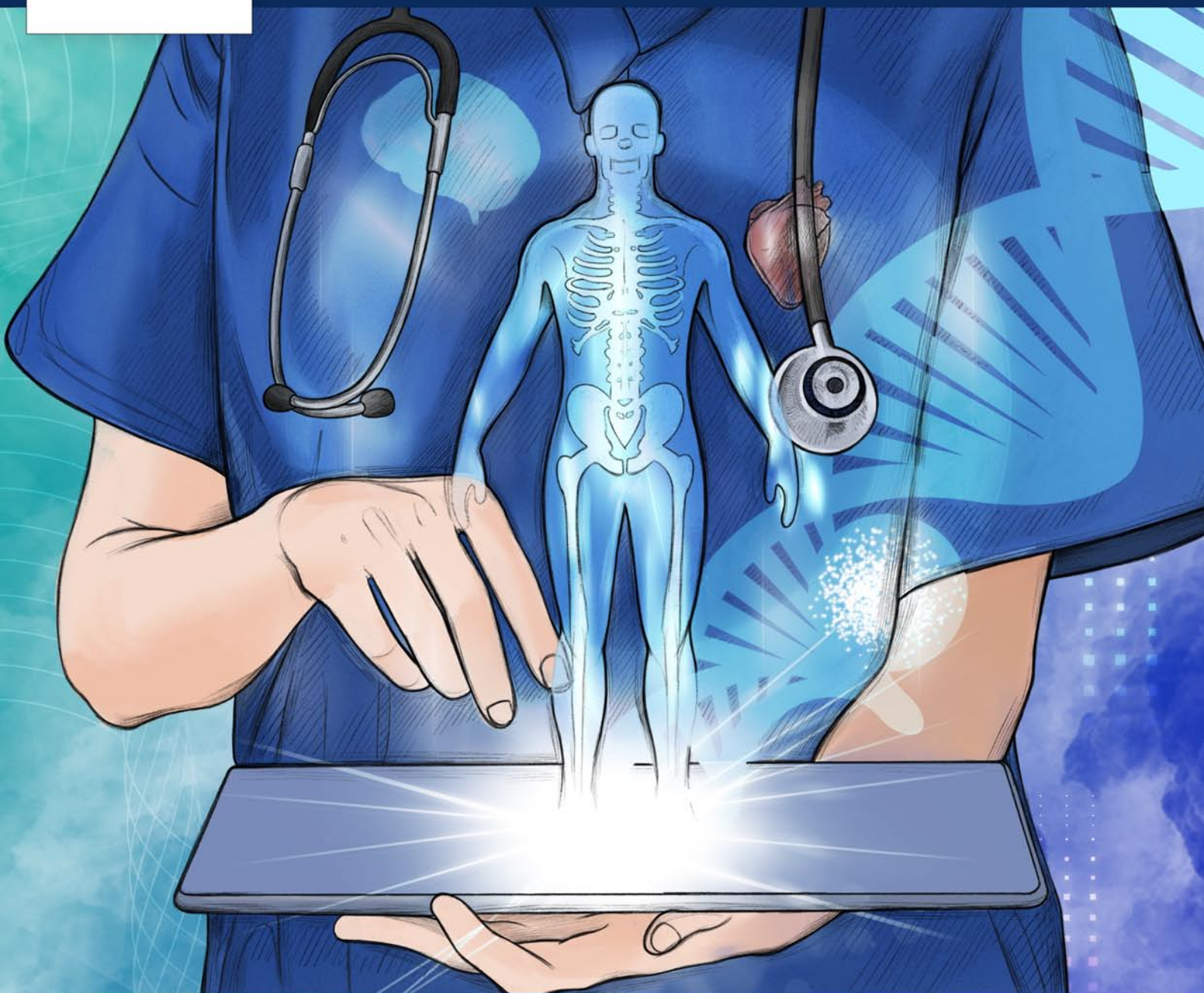




CASEIB
2021
XXXIX

XXXIX CONGRESO ANUAL DE LA SOCIEDAD ESPAÑOLA DE INGENIERÍA BIOMÉDICA



LIBRO DE ACTAS

ORGANIZAN:



UNIVERSIDAD
POLITÉCNICA
DE MADRID





CASEIB
2021
XXXIX

Congreso Anual
de la Sociedad
Española de
Ingeniería
Biomédica

LIBRO DE ACTAS

Madrid, 25 y 26 de noviembre de 2021

XXXIX Congreso Anual de la Sociedad Española de Ingeniería Biomédica

Presidente del Comité Organizador:

Enrique J. Gómez Aguilera

Secretaria del Comité Organizador:

Patricia Sánchez González

Editores:

Paloma Chausa Fernández

Gema García Sáez

Enrique J. Gómez Aguilera

M. Elena Hernando Pérez

Patricia Sánchez González

Diseño de portada:

Sandra Martínez

ISBN: 978-84-09-36054-3



Libro de Actas del XXXIX Congreso Anual de la Sociedad Española de Ingeniería Biomédica
Se distribuye bajo una licencia de Creative Commons Reconocimiento-NoComercial-Sin Obra
Derivada 4.0 Internacional.

ORGANIZADORES

Grupo de Bioingeniería y Telemedicina
Escuela Técnica Superior de Ingenieros de Telecomunicación
Universidad Politécnica de Madrid

Sociedad Española de Ingeniería Biomédica



SOCIEDADES INTERNACIONALES QUE AUSPICIAN EL CONGRESO

European Alliance for Medical and Biological Engineering & Science

International Federation for Medical and Biological Engineering



COLABORADORES



EMPRESAS COLABORADORAS DE LA SEIB



Medtronic

ÍNDICE DE SESIONES CIENTÍFICAS

Jueves 25 de Noviembre de 2021, a las 11:45

Premios FENIN para alumnos de Grado en Ingeniería Biomédica

Moderador: D. Roberto Hornero

Implementing an optical tweezers setup as a microrheology technique to study the mechanical properties of the cytoplasm	2
Diseño e implementación de algoritmos de machine learning para la caracterización objetiva del temblor patológico mediante señales cinemáticas y fisiológicas	6
Monitorización longitudinal de la compliancia pulmonar basada en la TIE en pacientes infectados por COVID-19	10
A Virtual Reality Application for Training Medical Students in a Pneumothorax Procedure	14
Reconstrucción en 3D del microambiente inmunológico de tumores de cáncer pancreático	18
Estudio de la arquitectura temporal de la actividad neuronal en la demencia por enfermedad de Alzheimer mediante técnicas de conectividad funcional dinámica	22
Optimización de hidrogeles inyectables y liberación de factores de crecimiento hepático.....	26
Discovering the drivers of aberrant splicing in cancer	30
Análisis de texturas como ayuda al diagnóstico neurooncológico en imágenes de resonancia magnética	34
Análisis de las variables biomecánicas para el estudio del índice de ruptura de la Triple A	38
SleepBCI: a platform for memory enhancement during sleep based on automatic scoring	42
Telerehabilitation of post-stroke motor impairment	46

Premios José María Ferrero Corral

Moderadora: Dña. Elisabete Aramendi

Prediction of short-term survival in glioblastoma patients with total tumor resection from multimodal pre-surgical MRI images using machine learning	51
Evaluación de la robustez de la red neuronal funcional en la enfermedad de Alzheimer	55
Análisis de las alteraciones en la organización jerárquica de la actividad neuronal debidas a la enfermedad de Alzheimer	59
Modelo de deep learning basado en la combinación de redes neuronales convolucionales y recurrentes para clasificar eventos de apnea e hipopnea mediante la señal de oximetría	63
Surgical phase recognition for non-intrusive surgical skills' assessment in educational contexts based in speech and video	67
La importancia dinámica como indicador de comportamiento de hub en la región parietal de la red neuronal por defecto	71
Sub-surface laser engraving application for hexagonal SiPM	75
Methodologies for the quantification and classification of nuclear medicine neuroimaging for clinical decision support	79
La importancia de la aurícula izquierda en la alteración del sustrato auricular tras ablación por catéter de Fibrilación Auricular Paroxística	83
Optimización preoperatoria de la configuración de los electrodos de estimulación con un modelo 3D de médula espinal personalizado al paciente	87
P-Wave detection using latent spaces from autoencoders and domain description classifiers	91
“Time-Warping” ponderado sobre la onda T para reducir el impacto de errores de delineación: implicaciones clínicas	95
Diseño e implementación de un sistema de simulación para el manejo de la fractura de pelvis	99
Cambio de FiO2 como alternativa al gadolinio para estudios de perfusión cerebral por resonancia magnética	103
Análisis de OCTA (angiografía por tomografía de coherencia óptica) mediante redes neuronales convolucionales para el diagnóstico de esclerosis múltiple	107

Desarrollo y validación de los bucles de control para las interfaces hápticas de un simulador de silla de ruedas manual	111
Modificación de un modelo de miocito ventricular humano para representar el papel de los canales SK en insuficiencia cardiaca	115
Análisis del impacto combinado del grupo sanguíneo y los antígenos leucocitarios humanos en la supervivencia del trasplante renal en Andalucía	119
Machine learning algorithms to predict adherence to treatment pathways in secondary prevention of patients with acute coronary syndrome	123
Deep learning-based segmentation of head and neck organs on CT for radiotherapy treatment: lessons learned with clinical data	127
Propuesta de modelos predictivos en salud mental para la personalización de terapias de rehabilitación en pacientes con adicción a la cocaína	131
Visualización de estudios preoperatorios en forma de nube de puntos volumétrica en dispositivos de realidad mixta	135
Evaluación de la calidad en registros electrocardiográficos para diagnósticos automáticos fiables mediante aprendizaje profundo y aumento de datos	139
Design, manufacture and validation of customized surgical guides for total knee replacement	143
Análisis paso a paso de registros de ablación por catéter en fibrilación auricular paroxística	147
Evaluación del riesgo de hipertensión a partir de registros fotopletimográficos utilizando clasificadores de deep learning	151
Diferencias entre patrones de ondas P y ondas de activación local del seno coronario durante ablación por catéter de fibrilación auricular paroxística	155
Reconocimiento automático de posiciones radiográficas en radiología	159
EEG-InceptionGen: una red convolucional de propósito general para la clasificación de señales EEG	163
Procesamiento de TAC de tórax para su uso en simulaciones de tomosíntesis.....	167
Electrophysiological modelling of left ventricle with heterogeneous scar to assess inducibility of reentry circuits	171
Inclusión de compensación de movimiento en un esquema deep learning basado en modelo para la reconstrucción de imágenes de cine cardíaco	175
Reconstrucción de imágenes para tomosíntesis de tórax mediante aprendizaje profundo	179
A simplified methodology to measure gait spatio-temporal parameters using low-cost inertial sensors	183

Wearable technology for predicting the quality of surgical performance and workload in laparoscopic surgery: preliminary results	187
Citometría de microflujo para estudios bacterianos	189
Información a priori obtenida con aprendizaje profundo para su uso en algoritmo de reconstrucción iterativo	193
Método para la caracterización de la señal de presión arterial invasiva continua durante la reanimación cardiopulmonar	197
Interfaz para el estudio del “jitter” neuromuscular	201
An immersive virtual reality training system for paediatric stroke code medical training	205

Premios Fenín Grado en Ingeniería Biomédica

Jueves 25 de Noviembre de 2021, 11:45

Monitorización longitudinal de la compliancia pulmonar basada en la TIE en pacientes infectados por COVID-19

I. Isasa Reinoso¹, A. Alberdi Aramendi¹, M. Barrenechea¹, R. Chen², A. Lovas³, K. Möller²

¹ Departamento de Ingeniería Biomédica, Mondragon Unibertsitatea, 20500 Mondragón, España, imanol.isasa@alumni.mondragon.edu, {aalberdiar, mbarrenetxea}@mondragon.edu

² Institute of Technical Medicine, Furtwangen University, Villingen-Schwenningen, Germany, {chr, moe}@hs-furtwangen.de

³ Kiskunhalas Semmelweis Hospital, Department of Anaesthesiology and Intensive Therapy, H-6400, Dr. Monzpart L. u. 1, Hungary, anlovas@gmail.com

Resumen

El COVID-19 es una infección vírica que causa complicaciones en el sistema respiratorio. Los síntomas más comunes sugieren que las tecnologías de imagen médica pueden ofrecer información relevante sobre el diagnóstico, tratamiento, y posterior recuperación de este tipo de infecciones. Entre estas técnicas de imagen se encuentra la Tomografía de Impedancia Eléctrica (TIE), la cual se trata de una técnica no invasiva, libre de radiación ionizante y de uso continuo seguro que genera imágenes utilizando secuencias de inyecciones de corriente eléctrica y mediciones de voltaje alrededor del cuerpo. Por todo ello, la TIE podría considerarse como una herramienta adecuada para el estudio y monitorización del comportamiento regional de los pulmones infectados. Además, esta técnica podría también ser una herramienta válida para una clasificación preliminar entre los fenotipos del COVID-19. Este estudio se basa en la monitorización longitudinal de dos pacientes infectados por el nuevo coronavirus: los resultados indican que uno de los pacientes podría pertenecer al fenotipo H, mientras que el segundo podría clasificarse como tipo L. Se ha concluido que la TIE es una herramienta muy útil a la hora de recopilar información sobre el COVID-19, así como de sus diferentes fenotipos.

1. Introducción

En noviembre de 2019 una nueva cepa de coronavirus fue descubierta en Wuhan, provincia de Hubei, China. Aunque en un primer momento se pensó que se trataba de un caso puntual, la situación se descontroló rápidamente. Hoy, en octubre de 2021, más de 242 millones de casos positivos confirmados de COVID-19 y más de 4,9 millones de muertes han sido comunicados por la Organización Mundial de la Salud (OMS) [1].

La enfermedad, causada por el virus SARS-CoV-2, se transmite principalmente mediante el contacto de aerosoles respiratorios, pudiendo provocar síntomas como fiebre, tos seca, anosmia y ageusia [2]. Además, la infección también es detectable en Tomografías Computarizadas (TCs), sugiriendo alteraciones en el tejido pulmonar intratorácico (p. ej.: neumonía).

Debido a estas posibles alteraciones morfológicas o funcionales, diversas técnicas de imagen médica pueden ser de gran ayuda para el diagnóstico, tratamiento y

recuperación de pacientes infectados por COVID-19. Entre las diversas tecnologías conocidas hasta la fecha, la Tomografía de Impedancia Eléctrica (TIE) puede ser una de las más apropiadas para este tipo de aplicaciones, ya que se trata de una herramienta no invasiva, libre de radiación, de uso continuo seguro y rentable [3].

La TIE se basa en la inyección de débiles corrientes eléctricas alternas en el cuerpo del individuo, induciendo variaciones de voltaje en las barreras del cuerpo (piel) [4]. Estas variaciones son resultado directo de la conductividad eléctrica intrínseca de cada tejido corporal, las cuales varían de forma significativa en cuanto a los tejidos torácicos se refiere, ofreciendo así una mayor o menor resistencia al paso de la corriente. Dado que estas variaciones pueden llegar a ser mínimas y estar localizadas alrededor de todo el cuerpo, es necesario el uso de varios electrodos (8, 16 o incluso 32) que se colocan seccionalmente alrededor del cuerpo. Las mediciones captadas por estos electrodos son posteriormente utilizadas para reconstruir imágenes del interior del cuerpo humano y medir, entre otros parámetros, la compliancia pulmonar, término que hace referencia a la distensibilidad del tejido pulmonar.

Como las variaciones temporales en tejidos pulmonares son medibles mediante la TIE, se ha valorado la posibilidad de realizar una clasificación preliminar de diferentes fenotipos del COVID-19. La identificación de los fenotipos específicos en cada caso puede ayudar a determinar el tratamiento más adecuado para cada paciente, mejorando así su pronóstico. En 2020, Gattinoni *et al.* presentaron una primera clasificación de estos fenotipos basada en el reclutamiento alveolar, la cual es una técnica de reexpansión de áreas pulmonares previamente colapsadas mediante un incremento breve y controlado de la presión transpulmonar. Estos investigadores consiguieron distinguir los pacientes con un reclutamiento alveolar alto o tipo H, de los pacientes con un reclutamiento alveolar bajo o tipo L [5]. Mientras que los primeros presentaban una alta elastancia de los tejidos, una alta derivación pulmonar de derecha a izquierda, y un peso pulmonar alto, los últimos mostraron una baja

elastancia del tejido pulmonar, un índice ventilación-perfusión bajo y un bajo peso pulmonar.

La hipótesis principal de este trabajo es que los distintos fenotipos del COVID-19 pueden ser detectados a través de mediciones de compliancia pulmonar obtenidas mediante la técnica de TIE. La compliancia pulmonar se define como la “medición de la facilidad con la que se expanden los pulmones y el tórax durante los movimientos respiratorios, determinada por el volumen y la elasticidad pulmonar” [6] y ha resultado ser de utilidad a la hora de diagnosticar varias enfermedades (como pueden ser un enfisema, la fibrosis pulmonar o incluso edemas pulmonares). Teniendo todo esto en cuenta y para obtener información relevante en cuanto al COVID-19 y a sus diferentes fenotipos se refiere, realizamos una evaluación de los cambios de compliancia pulmonar regional de dos pacientes que fueron sometidos a estrategias ventilatorias diariamente durante al menos una semana. También se incluyeron en la investigación análisis de Gasometrías Arteriales (GA), cuyos resultados pueden ser utilizados para evaluar la eficiencia de los pulmones a la hora trasladar el oxígeno a la sangre y retirar el dióxido de carbono de esta, complementando así la información recogida mediante la TIE.

2. Metodología

2.1. Descripción de los sujetos y el protocolo

Para este estudio, se recogieron datos de cuatro pacientes infectados por COVID-19, dos de los cuales fueron excluidos por la insuficiente longitud de su seguimiento (inferior a 7 días). Por tanto, los sujetos analizados durante la investigación fueron dos pacientes de COVID-19 (de ahora en adelante, los pacientes A y B) profundamente sedados y mecánicamente ventilados, los cuales fueron evaluados durante al menos una semana. La Tabla 1 muestra las características de estos sujetos.

Paciente	A	B
Sexo	F	F
Edad (años)	67	81
Peso (kg)	90	80
IMC (kg/m ²)	29,7	31,2
Días evaluados	7	12
Comorbilidades	Hipertensión, hipotiroidismo	Hipotiroidismo

Tabla 1. Características de los pacientes analizados infectados por COVID-19.

En cuanto al protocolo respiratorio que se les fue aplicado a los sujetos, una maniobra de reclutamiento alveolar diaria fue llevada a cabo utilizando una Ventilación Controlada por Presión (VCP), seguida de un análisis volumétrico de la Presión Positiva Espiratoria Final (PEEP, *Positive End-Expiratory Pressure*).

La fase de reclutamiento constó de un aumento progresivo de la PEEP, siendo esta presión basal de 10 cmH₂O y subiendo escalonadamente hasta 25 cmH₂O utilizando

incrementos de 3 cmH₂O. En la PEEP más alta, la presión intratorácica máxima alcanzada fue de 40 cmH₂O. El mismo protocolo escalonado fue llevado a cabo para la fase de deflación, donde la presión basal de 10 cmH₂O fue alcanzada nuevamente. Teniendo en cuenta que la duración de cada parcial aplicado fue de 2 minutos, la duración de cada grabación resultante es de aproximadamente 20 minutos. Adicionalmente, una GA fue llevada a cabo antes y después de cada maniobra respiratoria, facilitando así el análisis del efecto de las maniobras mediante el cálculo de las presiones parciales de oxígeno (pO₂) y dióxido de carbono (pCO₂) en sangre.

La recopilación de los datos fue llevada a cabo en Hungría, mientras que el análisis de estos fue realizado en Alemania. Cabe destacar que la investigación cumple con todas las regulaciones locales relacionadas con el uso de datos clínicos y las políticas institucionales, y fue realizada de acuerdo con los principios de la Declaración de Helsinki. Además, el ensayo clínico fue aprobado por el Comité de Revisión de Investigación Humana de la Universidad de Szeged (número de aprobación 37/2020-SZTE), y fue registrado en *clinicaltrials.gov* bajo el número de referencia NCT04360837. La documentación de conformidad pertinente fue recopilada por parte de los pacientes o sus respectivos representantes legales.

2.2. Adquisición de los datos de la TIE

Los datos relacionados a la conductividad eléctrica fueron captados mediante el dispositivo PulmoVista 500, de Dräger (Dräger, Lübeck, Alemania). De acuerdo con los estándares de posicionamiento de los electrodos, un cinturón de 16 electrodos se posicionó entre el 5° y 6° espacio intercostal, formando así un plano transversal alrededor del tórax. Las inyecciones de corriente eléctrica y las consiguientes mediciones de los voltajes resultantes fueron llevados a cabo utilizando electrodos adyacentes a una frecuencia de muestro de 50 Hz, obteniendo así una alta resolución temporal.

La reconstrucción de las imágenes derivadas de los voltajes eléctricos se llevó a cabo mediante el algoritmo *time-difference GREIT* [7].

2.3. Construcción de las imágenes de compliancia pulmonar

Las imágenes de compliancia pulmonar se basan en el procesamiento de imágenes funcionales de TIE (fTIE), concretamente, en imágenes funcionales de variación tidal (fTIE-VT), las cuales ofrecen información relacionada con los cambios de volumen entre el final de inspiración y del final de espiración durante ciclos respiratorios normales. Con el fin de obtener estas imágenes fTIE-VT, el primer paso fue el de determinar el contorno de los pulmones en las imágenes, de manera que las mediciones estuviesen centradas únicamente en el tejido pulmonar. Para ello, un valor umbral del 20 % fue aplicado en las imágenes fTIE-VT. Como los contornos pulmonares obtenidos para cada valor de PEEP variaban ligeramente los unos de los otros, el contorno final fue calculado mediante la superposición de todos los contornos generados por día y paciente. Finalmente, las fTIE-VT fueron obtenidas mediante el

cálculo de la diferencia entre los puntos inspiratorios y espiratorios finales de la señal de ventilación global.

Considerando la gran correlación que existe entre las variaciones tidales locales y las variaciones de las impedancias intratorácicas [8], la compliancia pulmonar por pixeles basada en la TIE puede calcularse mediante la siguiente expresión:

$$C_{px} = \frac{\Delta Z}{P_{meseta} - PEEP}$$

Donde ΔZ es la variación de la impedancia intratorácica y P_{meseta} es la presión meseta dentro de los conductos respiratorios. Una vez aplicada esta relación a cada pixel de las imágenes fTIE-VT, los mapas de compliancia pulmonar basada en TIE pueden ser visualizados.

Finalmente, para poder evaluar la reacción de los pacientes a las maniobras de reclutamiento alveolar, se calcularon las diferencias entre los mapas de compliancia provenientes de los PEEP iniciales y finales substrayendo las matrices correspondientes.

3. Resultados

Los mapas de compliancia presentan claras diferencias entre las evoluciones de ambos pacientes, sugiriendo que la reacción a las maniobras respiratorias del paciente B fue mejor que la del paciente A.

En el caso del paciente A, los mejores valores de compliancia se muestran el primer día de ensayo, seguido de un progresivo deterioro que termina con una ligera mejora durante el último día (Figura 1). En términos de presiones parciales de gases en sangre arterial, el paciente A sufrió un aumento progresivo de los valores de pCO_2 y una drástica disminución en los valores de pO_2 (Figura 2), hasta llegar al punto en el que no se aprecia mejora alguna en la oxigenación (día 6).

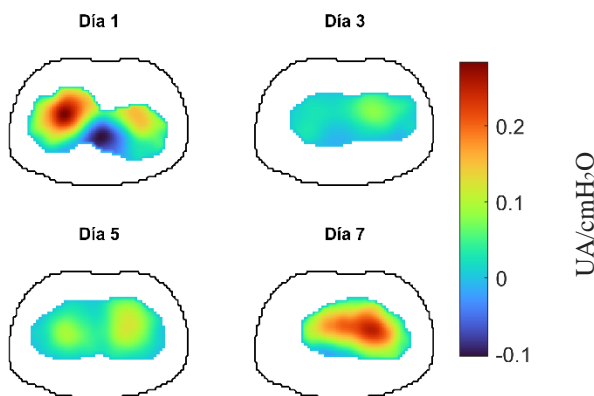


Figura 1. Resultados de los mapas de compliancia pulmonar basada en la TIE del paciente A. (UA: Unidad Arbitraria)

Por otro lado, se puede apreciar que los valores de compliancia resultantes del paciente B son generalmente más altos, los cuales siguen una tendencia más homogénea con el paso de los días (Figura 3). Además, no existe una clara tendencia en cuanto a los valores de la pO_2 obtenidos de las GAs, aunque los datos de los últimos cuatro días sugieren un claro deterioro fácilmente identificable. Además, los valores de la pCO_2 aumentan gradualmente

durante el paso de los días (Figura 4), lo cual es señal de una pobre ventilación pulmonar.

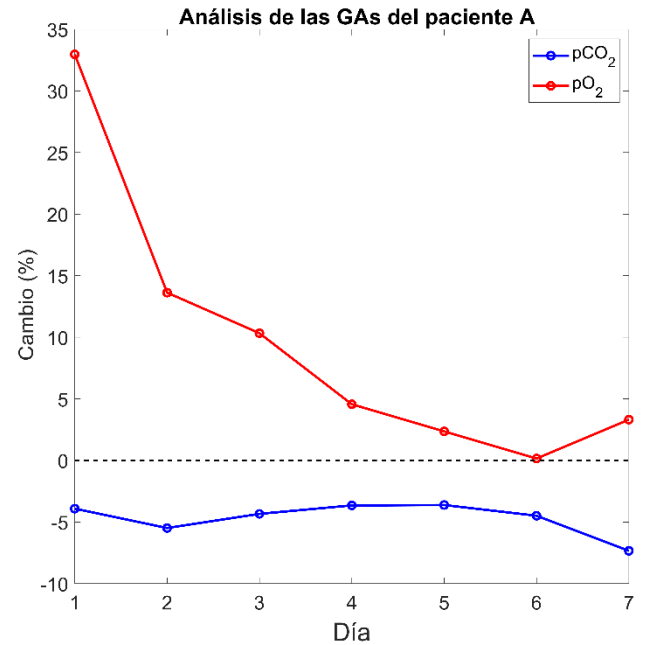


Figura 2. Evolución de los valores de la GA del paciente A.

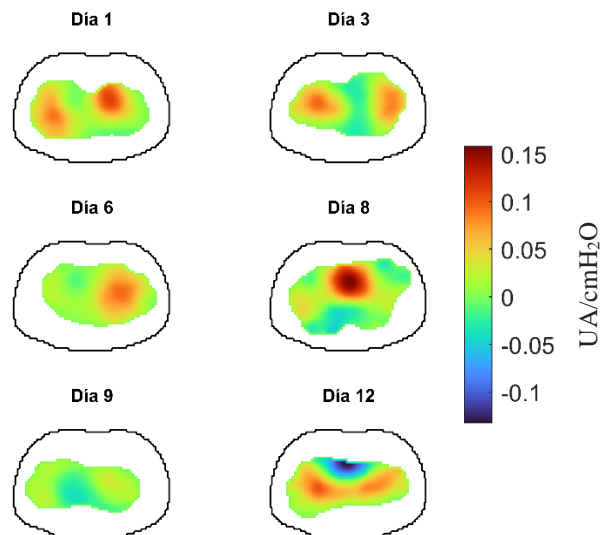


Figura 3. Resultados de los mapas de compliancia pulmonar basada en la TIE del paciente B.

4. Discusión

A lo largo de este trabajo se ha recopilado el proceso que se ha llevado a cabo para el análisis de la evolución de la compliancia pulmonar en pacientes infectados por COVID-19. Debido a la relativa novedad de la enfermedad, esta investigación es una de las pioneras en el ámbito, la cual se considera que será de gran ayuda para la toma de decisiones clínicas en el futuro.

En el estudio encontramos que los dos pacientes que fueron estudiados reaccionaron de manera diferente a las maniobras de reclutamiento alveolar, apreciable en la diferencia entre los valores de la Figura 1 y la Figura 3. Esta diferencia sugiere que el paciente A podría pertenecer al tipo L debido a la baja compliancia regional que presenta y, por otro lado, que el paciente B se podría clasificar como

tipo H, ya que la compliancia pulmonar que presenta es más alta y generalmente más estable. Es digno de destacar, además, que la clasificación preliminar presentada en este trabajo concuerda con la valoración realizada por el personal médico responsable de proveer los datos de los pacientes. Por otro lado, también cabe mencionar la posible transición desde el fenotipo L al fenotipo H del paciente A, conclusión basada en el cambio de compliancia apreciable en la Figura 1 (la compliancia del día 1 es considerablemente más alta que la de los siguientes días). En cuanto al paciente B, se sospecha un posible desajuste ventilación-perfusión basado en la deterioración progresiva de los resultados de las GAs y los valores mantenidos de compliancia pulmonar. En base a estos valores, los cuales aportan información sobre la ventilación pulmonar, se sugieren posibles disfuncionalidades en la perfusión alveolar.

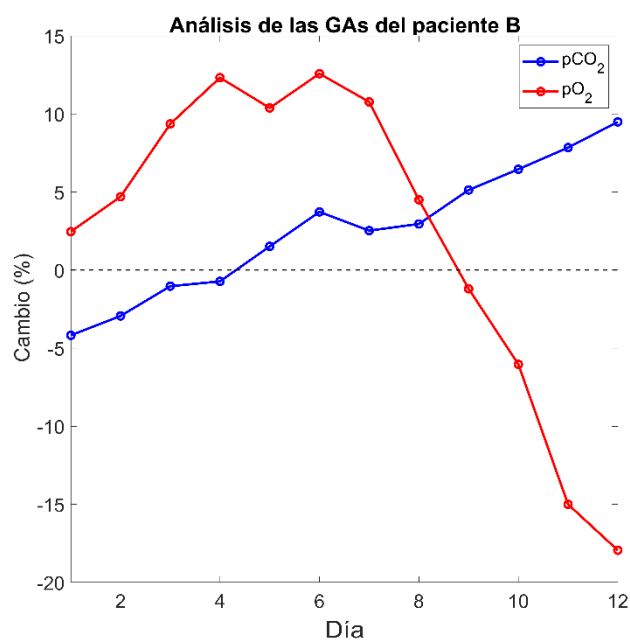


Figura 4. Evolución de los valores de la GA del paciente B.

Somos conscientes de que el presente trabajo tiene algunas debilidades. Por un lado, aunque el seguimiento realizado a los pacientes analizados en esta investigación fuese aceptable, la cantidad de sujetos analizados es demasiado bajo. Con el fin de obtener resultados estadísticamente significativos, sería necesario monitorizar más pacientes de esta enfermedad.

Además, el uso de un solo parámetro (p. ej.: compliancia pulmonar) para clasificar diferentes fenotipos del COVID-19 es posiblemente insuficiente. La combinación de distintos parámetros obtenidos mediante esta técnica de imagen puede incrementar la precisión de esta clasificación en el futuro.

Sin embargo, aunque la TC sea considerada el “gold standard” en cuanto al diagnóstico del COVID-19, se ha comprobado que la TIE es una opción prometedora para monitorizar posibles cambios en la infección, ya que ha sido comprobada la rapidez con la que esta evoluciona en el tiempo.

La recopilación de nuevos datos de TIE, así como la combinación de diferentes parámetros de medición y la utilización de técnicas más avanzadas de análisis de datos, ayudarán a comprender mejor la evolución de la enfermedad en diferentes tipos de pacientes, a optimizar la toma de decisiones clínicas en éstas y a mejorar su pronóstico.

5. Conclusiones

La TIE es una herramienta válida para la obtención de información relevante sobre los pacientes infectados por COVID-19 y sus respectivos tipos de progresión temporal (tipo L y tipo H), haciendo posible la monitorización y evaluación del comportamiento pulmonar regional en vivo, sugiriendo posibles transiciones entre fenotipos, e incluso planteando posibles desajustes entre la ventilación y perfusión de los tejidos respiratorios.

Agradecimientos

Este proyecto ha recibido financiación por parte del Plan de Acción de la Región Europea para la Movilidad de Estudiantes Universitarios (ERASMUS+, subvención 2019-1-ES01-KA103-060931), el Gobierno Vasco, el Ministerio Federal de Educación e Investigación Alemán (MOVE, subvención 13FH628IX6), y el marco de financiación Horizon 2020 MSCA RISE (#872488 DCPM).

Referencias

- [1] WHO, ‘WHO Coronavirus (COVID-19) Dashboard’, World Health Organization, 2021. [En línea]. Disponible en: <https://covid19.who.int/> [Accedido: 22-oct-2021].
- [2] R. Miller and K. Englund, ‘Clinical presentation and course of COVID-19’, *CCJM*, vol. 87, no. 7, pp. 384-388, Jul. 2020, doi: 10.3949/ccjm.87a.ccc013.
- [3] B. Schullcke, Bo Gong, and K. Moeller, ‘Steps towards 3D Electrical Impedance Tomography’, Milan, Aug. 2015, pp. 5323-5326, doi: 10.1109/EMBC.2015.7319593.
- [4] I. Frierichs et al., ‘Chest electrical impedance tomography examination, data analysis, terminology, clinical use and recommendations: consensus statement of the TRanslational EIT developmeNt stuDY group’, *Thorax*, vol. 72, no. 1, pp. 83-93, 2017, doi: 10.1136/thoraxjnl-2016-208357.
- [5] L. Gattinoni et al., ‘COVID-19 pneumonia: different respiratory treatments for different phenotypes?’, *Intensive Care Med*, vol. 46, pp. 1099-1102, Jun. 2020, doi: 1.1007/s00134-020-06033-2.
- [6] “Compliance pulmonar”, *Diccionario Médico de la Clínica Universidad de Navarra*, 2020. [En línea]. Disponible en: <https://www.cun.es/diccionario-medico/terminos/compliance-pulmonar> . [Accedido: 18-oct-2021].
- [7] A. Adler et al., ‘GREIT: a unified approach to 2D linear EIT reconstruction of lung images’, *Physiol. Meas.*, vol. 30, no. 6, pp. S35-S55, Jun. 2009, doi: 10.1088/0967-3334/30/6/S03.
- [8] E. L. V. Costa et al., ‘Bedside estimation of recruitable alveolar collapse and hyperdistension by electrical impedance tomography’, *Intensive Care Med*, vol. 35, pp. 1132-1137, Mar. 2009, doi: 10.1007/s00134-009-1447-y.

A Virtual Reality Application for Training Medical Students in a Pneumothorax Procedure

I. Méndez de Vigo Iriarte¹, J. A. Santos Paz¹, R. García Carmona¹

¹Escuela Politécnica Superior, Universidad CEU San Pablo, Madrid, Spain
{i.mendezvigo,joseangel.santospaz@usp.ceu.es}
rodrigo.garciacarmona@ceu.es

Abstract

A virtual reality application for training medical students in a pericardiocentesis procedure was developed and tested in Universidad CEU San Pablo. This document describes the extension of this application to add a pneumothorax procedure and a diagnosis module. The combination of both procedures creates a more challenging environment, where the user must make the correct diagnosis before deciding how to proceed. After making the decision, the user interacts with the virtual environment to treat the patient in a way similar to a real procedure. During this process, the user obtains real time feedback that enables them to learn from their mistakes. This work establishes the foundations for the development of a generic virtual reality framework for developing training scenarios for medical students, focusing more specifically in learning the steps of each procedure and making a correct diagnosis.

1. Introduction

Medical errors are preventable adverse effects of healthcare that could be harmful to the patient. A recent research states that such errors are among the most common causes of injury or death in the United States. Most medical errors occur as a failure to follow the right procedure for identifying and treating an illness. Loss of reputation can make healthcare professionals reluctant to admit making these mistakes. Consequently, since the medical errors are not properly documented, this can lead to an evolving cycle of committing the same misstep [1].

The performance of clinicians during surgical procedures depends widely on both their knowledge of the steps involved in it and their surgical skills (mostly hand-eye coordination and fine motor skills). Knowledge is acquired by the process of studying and understanding reliable, accurate and current information regarding the diagnosis and treatment of a particular disease. On the other hand, skills require surgical practice to be acquired [2].

Clinical skills could be considered as the key to health education. However, students sometimes complete their educational programs armed with theoretical knowledge but without many of the clinical skills vital for their day-to-day work. To solve this issue, simulators could provide the training scenarios required to obtain the necessary competences to become an accomplished clinician.

Medical simulators involve the use of technology to replicate clinical scenarios which can provide their users with experimental learning. Experimental learning is an active process during which the learner constructs new

knowledge by linking new information and new experience with previous knowledge and understanding. One technology that is particularly suited for accurately simulating medical situations is virtual reality (VR) [3,4].

Several medical procedures are particularly suitable to be simulated by VR simulators, and some of them, as the pneumothorax procedure, are related to the respiratory system.

The respiratory system main functionality is to provide oxygen to the human body and remove carbon dioxide produced in the internal respiration. The respiratory system is composed of the airways, the lungs, and the blood vessels. The airways are composed of the nose and nasal cavity, the sinuses, the mouth, the pharynx, the larynx, the trachea, the diaphragm, the lungs, the bronchial tubes/bronchi, the bronchioles, and the alveoli.

Inside the lungs, the exchange of oxygen and carbon dioxide between the capillaries and the alveoli is produced due to the Henry's law and the difference between the partial pressure between both gases in the capillaries and in the alveoli generated through the respiration.

The lungs are located on the chest cavity and are protected by the rib cage. To reduce any friction that could be produced between the lungs, rib cage and chest cavity during respiration, the lungs are surrounded by the pleura. The pleura is made up of a two-layers membrane separated by a viscous lubricant denominated pleura fluid [5].

There are two main types of pressures involved in the respiration, the intraalveolar pressure and the intrapleural pressure. The contraction and relaxation of the muscles involved in the respiration expand and contract the lungs. This increment and decrement in the volume of the lungs modifies the pressures involved in the respiration that force the air to be sucked into and pulled out of the lungs.

The collapse of a lung receives the name of pneumothorax. This collapse is produced by the entrance of air in the pleural space. The passage of air into the pleural space creates an increment of the intrapleural pressure that forces the lung to decrease its volume. Therefore, the intraalveolar pressure will increase and the air will be pushed out of the lung. In a normal situation, the contraction of the diaphragm will produce a negative intraalveolar pressure that allows the air flow into the lungs. But with a collapsed lung the contraction of the diaphragm would not be enough, and the lung loses its functionality.

To be able to properly design a simulation of a pneumothorax procedure, both its symptoms and the treatment that should be used must be properly understood.

The most common symptoms of a pneumothorax are sudden chest pain and shortness of breath. However, there are also other symptoms: as one lung will be collapsing less oxygen will enter the body, producing a decrement of oxygen saturation that can be detected by a pulse oximeter. Also, the respiratory sounds in the collapse lung will disappear. Regarding the cardiovascular system, blood pressure decreases and tachycardia occurs due to the increase in the speed of blood flow. With that said, a thorough diagnosis is still needed to verify that the patient suffers a pneumothorax. To properly identify it among other respiratory conditions, a technique to observe the lungs, such as an examination using ultrasound or X-rays, is still needed.

The treatment of a pneumothorax depends on its type and magnitude. In a minor pneumothorax a clinical intervention it is not usually required, while in more severe cases the air or liquid accumulated in the pleural space is needed to be drained. There are distinct technics to drain the fluid of the pleural cavity such as needle aspiration or chest tube insertion.

2. Materials and Methods

The aim of this work is to develop a VR application that faithfully reproduces the diagnosis and treatment of a patient with pneumothorax. This application will be used to train medical students and, therefore, can potentially have a sensible impact on the development of its user's aptitudes.

To develop and/or use this VR application, several components are required, both hardware and software. The hardware components, used both for development and actual usage, can be classified as input devices, used to interact with the virtual environment, output devices, that send feedback to the user depending on the information received from the input devices, and the actual computers required for running the VR software. Such computers could be part of the VR device itself or a powerful external personal computer.

A brief study to select the most appropriate VR hardware devices to fulfil the stated objectives was made. It concluded with the selection of the HTC Vive Pro Head Motion Display (HMD) device. One of the main reasons to select this HMD is its ability to track an area of up to 4.6 x 4.6 square meters, a condition that makes it ideal for our scenario, since the virtual emergency room must be big enough to let the user work on the procedure. Furthermore, this HMD features other attractive characteristics, as an ample field of view (110°), a resolution of 2880 x 1600 pixels and a weight of only 555g.

In addition to the HMD, other hardware components were required: a pair of HTC base stations, that work as beacons, and a pair of controllers. The HTC base stations, also called lighthouses, were therefore used for tracking both the HMD and the controllers.

Regarding the software, the final VR application will be a software component on itself. To be able to run it, a computer also needs SteamVR as an additional software component, since the application is compiled to work with the OpenVR library.

To develop the application, several software components were used, of which the most important were the VR modeling tools and the VR development tools. The former are used to create the 3D structures that represent the virtual objects. Tinkercad was used. The latter are used to define and implement the features of virtual environments [6]. Unity 2019.4.12f1 was selected. Unity is a platform that enables the creation of interactive content in real time. Other applications were also used in a minor way, as Photoshop, to create stains for the virtual objects.

All the elements that comprise the VR environment and are used to build the application receive the name of assets. They can be 3D models, image or sound files, among others. In Unity, all these assets are grouped in GameObjects. A single GameObject can be composed of different assets or even other GameObjects that realize different shapes, functionalities, or properties established by the components and the scripts attached to them.

Most of the assets used in Unity were extracted from a previous work, in which the author developed a virtual reality application for training medical students in a pericardiocentesis procedure. From this work, the hospital room, the patient and all the medical tools used in both procedures (pericardiocentesis and pneumothorax) were reused. Nevertheless, some utensils to treat the patient such as the scalpel, the chest tube or the male-to-male connector needed to be modeled from scratch. These tools were built by creating similar 3D shapes in Tinkercad. This tool allows for the combination of simple hollow or filled polyhedrons to obtain complex structures.

Once all the instruments were implemented and set up in their proper position inside the corresponding scene, several scripts were developed. Their aim is to define the functionality of each GameObject that could correspond to a tool required for the diagnosis or treatment of the patient. Some examples are an electrode, a syringe or a cloth.

Also, several scripts were created. They enable the user to grab or drop the different medical utensils by holding or releasing the trigger of the controllers. These controllers are shown as two human hands in the virtual scene. All of the GameObjects that realize these instruments must contain, in addition to their corresponding scripts and components, a collider, a Rigidbody and the "Pickupable" tag, which defines which objects can be grab and used. To let the user know that a particular object can be grabbed, a green aura is show when a controller approaches such utensil.

To simulate the interaction between the patient and the medical equipment, more than forty scripts were programmed in C#, which provided realistic feedback. As an example, a scalpel used to make an incision was programmed to show a stain created with Photoshop as soon as the user holds the scalpel on the area of the virtual patient that corresponds to the inner thoracic space.

3. Results

The virtual reality application is structured around several scenes, as is usual in Unity-based development. A scene is a virtual environment where the different virtual elements are displayed and can be interacted with.

3.1. The main menu scene

The evaluation scene, which also works as the starting scene, is composed of a canvas that will be displayed only on the monitor of the computer, to allow the professor that is supervising the activity to select a clinical situation without letting the student know which is. This canvas will just contain a text and a pair of buttons.

The buttons, that can be selected with the mouse of the computer, are disposed on two different GameObjects, one indicating that is a pneumothorax procedure with an image and a text, and another one doing the same for a pericardiocentesis procedure (see Figure 1).



Figure 1: Evaluation Scene.

3.2. The Pneumothorax scene.

This is the main scene of this application. At the start of this scene, the user can see the patient lying in the hospital bed at the center of the room and all the equipment that can be used for diagnosing and treating the pneumothorax disposed around it on trolleys (see Figure 2; **Error! No se encuentra el origen de la referencia.**).

The user is expected to start the diagnosis of the patient immediately, since its condition will worsen with time. The application is programmed so the user has a 10-minute time limit to finish with the whole diagnosis and procedure.

For the diagnosis of the pneumothorax, the user can use three electrodes (for an Electrocardiogram signal), a blood pressure cuff, a pulse oximeter, an stethoscope and two different medical imaging techniques: X-ray or ultrasound



examination. Though the utilization of these tools the user receives specific feedback that helps them identify the condition of the patient. For example, by using the electrodes, the blood pressure cuff and the pulse oximeter, the patient's vital signs can be measured. They are shown through different videos projected on a monitor placed next to the patient.

Before beginning the treatment, the user must use several menus disposed in the wall farthest from the patient (used as a kind of virtual interactive board) to determine the diagnosis that have been performed and to select the treatment that is going to be used for a posterior evaluation of its performance.

Regarding the treatment, there are distinct techniques to drain the fluid in the pleural cavity such as needle aspiration or chest tube insertion. Depending on the type of treatment selected, the user must use the correct virtual equipment and follow the proper steps.

With needle aspiration the user is expected to introduce a catheter into the pleural space, drain the accumulated fluid using a needle and expel that fluid to the environment through a stopcock. The catheter will be connected to the needle with a stopcock. In this procedure the user must use a syringe to introduce the catheter, introduce the catheter and utilize the last syringe, which can be distinguished easily by a label, to drain and expel the accumulated air in several steps.

With chest tube inspiration the user is expected to insert a chest tube into the patient, connect it to a draining machine and make an incision at the same level of the nipple past the anterior axillary line between the ribs. This is done to ensure that the chest tube is not placed too low and that it reaches the pleural space.

Once the incision is done, the clamp is used to dissect into the pleural space and hold the dissection to facilitate the introduction of the chest tube into the pleural cavity. As the chest tube could be displaced with the involuntary movements of the patient, it will also be immobilized to the skin using a suture.

Finally, the chest tube will be connected to the collection device through a male-to-male connector that will collect the excess fluids. Usually, the chest tube is kept inserted for two days, until there is no further leakage of fluid or air in the pleural space. Finally, a chest radiograph is performed and, if there is not any reaccumulating of fluid, the chest tube is removed.



Figure 2: Hospital Room.

Both procedures require the sterilization of all the utensils used during the treatment of the patient. Also, the field of the patient exposed to the treatment should be sterilized. However, this sterilization process is not present in the virtual procedure, since the user can assume that it has happened beforehand. However, the patient must be covered with a surgical cloth that does not cover the landmarks needed for the treatment as the nipple. The nipple is an important landmark because it determines the fourth inner thoracic space. This is a process that the user must perform.

To guarantee the safety and comfort of the patient a local anesthetic should also be injected. This must be done in all the cases that require a surgical procedure.

After both the diagnosis and the treatment of the patient are finished, the user presses a button to indicate as such. This action creates a canvas that shows the user if the diagnosis was performed correctly or not, and a comparison between the instruments that were and were not required and the ones that the user employed. This lets the user learn from their mistakes.

3.3. The Pericardiocentesis Scene

The last step of this work was its integration with an already existing virtual reality application, similar to this one, and initially developed for training medical students in a pericardiocentesis procedure. By putting together both applications, the user does not know which ailment the patient is suffering and must do a proper diagnosis.

This task required the expansion of the diagnosis of the pericardiocentesis procedure simulator, to include diagnosis based on imaging systems (X-ray and ultrasound). This is important to make both diagnosis procedures (pericardiocentesis and pneumothorax) indistinguishable, with all the components disposed in the same way on both scenes, even if they were not required. This fact ensure that the diagnosis should be performed correctly to proceed with an accurate treatment.

4. Discussion

The aim of this work was to develop a VR application for training medical students in the diagnosis and treatment of a pneumothorax, and its integration with an already existing application for the treatment of a pericardiocentesis.

The use of this application could potentially help medical students to internalize the steps that should be taken in these procedures and reduce the abundance of medical errors that are currently being made. However, it is important to note that this is a hypothesis that should be tested with real students in a pilot program, which is programmed to be run shortly after the publication of this work.

Additionally, the VR application is putting the users of this application in a position to make decisions that directly affect the health of the patient, albeit virtual. We hope that this simulated sense of responsibility could make them

internalize the responsibilities they will have to assume in their future medical practice [7].

Concerning the usability of this application, we are planning to conduct a thorough testing using standard usability questionnaires [8].

Finally, in the same way that this application extended and was integrated with an already existing one (pericardiocentesis), we believe that this work could in turn lay the foundations for a virtual reality application suite with many procedures. This way, medical education professional could expose their students to a simulation of a real hospital without risking the safety of real patients.

5. Acknowledgements

The development of this project would not have been able without the installations and equipment supplied by the Universidad CEU San Pablo.

Also, Dr. Alberto Rubio López deserves a special mention for his help during the development of this application, as well as for supplying several clinical resources to extract information relevant to the development of this work.

This research was funded by the Ministry of Science, Innovation, and Universities of Spain and by the European Regional Development Fund of the European Commission under grant number RTI2018-097122-A-I00.

6. References

1. Rodziewicz TL, Houseman B, Hipskind JE. Medical Error Reduction and Prevention. [Updated 2021 Jan 4].
2. Kneebone, R. (2003). Simulation in surgical training: educational issues and practical implications. *Medical education*, 37(3), 267-277.
3. Al-Elq, A. H. (2010). Simulation-based medical teaching and learning. *Journal of family and Community Medicine*, 17(1), 35.
4. Pottle, J. (2019). Virtual reality and the transformation of medical education. *Future healthcare journal*, 6(3), 181.
5. Charalampidis, C., Youroukou, A., Lazaridis, G., Baka, S., Mpoukovinas, I., Karavasilis, V., ... & Zarogoulidis, P. (2015). Pleura space anatomy. *Journal of thoracic disease*, 7(Suppl 1), S27.
6. Oluleke Bamodul and Xuming Ye¹, Virtual Reality and Virtual Reality System Components, Proceedings of the 2nd International Conference on Systems Engineering and Modeling (ICSEM-13), Published by Atlantis Press, Paris, France.2013.
7. Riva, G., & Wiederhold, B. K. (2015). The new dawn of virtual reality in health care: medical simulation and experiential interface. *Annual Review of Cybertherapy and Telemedicine* 2015, 3-6.
8. Bangor, A., Kortum, P. T., & Miller, J. T. (2008). An empirical evaluation of the system usability scale. *Intl. Journal of Human-Computer Interaction*, 24(6), 574-594.