

Home Study Environments: Assessment of Posture and Muscle Fatigue Using Superficial Electromyography in the Context of Virtual Education After the Pandemic

C. Boggio, M. Cama , J. Sandoval, A. Valle

1. Facultad de Ciencias e Ingeniería, Universidad Peruana Cayetano Heredia, Lima, Perú

2. Facultad de Ciencias e Ingeniería, Pontificia Universidad Católica del Perú, Lima, Perú

catherine.boggio@upch.pe, melany.cama@upch.pe, juan.sandoval@upch.pe,
alessandra.valle@upch.pe

Abstract—The COVID-19 pandemic led to a rapid shift to virtual education, raising concerns about the ergonomics and posture of college students at home. This project aims to optimize home study environments by assessing posture and muscle fatigue using surface electromyography (EMG). It identifies and quantifies musculoskeletal problems caused by non-ergonomic home setups and analyzes the relationship between prolonged screen time, poor posture, and muscle fatigue. Using the BITalino (r)evolution EMG kit and Kinovea software, university students who studied virtually during the pandemic were assessed. The data is processed to propose ergonomic recommendations to improve posture, reduce muscle fatigue, and promote a healthier study environment for better academic performance.

Keywords—posture ,virtual education, Muscle Fatigue, surface electromyography, signal processing, Kinovea software

I. INTRODUCCIÓN

Con la pandemia de COVID-19, las instituciones educativas globales adoptaron la enseñanza virtual, generando preocupaciones sobre la ergonomía y postura de los estudiantes universitarios. La falta de ambientes ergonómicos adecuados en el hogar puede causar mala postura y aumentar el riesgo de problemas musculoesqueléticos [1].

Estudiantes que recibieron clases en línea desde casa presentaron un riesgo postural medio, necesitando ajustes debido a entornos domésticos no ergonómicos como sofás y camas [2]. El uso prolongado de dispositivos móviles y computadoras en posiciones inadecuadas incrementó problemas como dolor de cuello, espalda baja y hombros [3], [4], [5], [6]. Estas condiciones afectan el bienestar físico y el rendimiento académico de los estudiantes [4].

En Perú, un estudio en una universidad de Lima encontró que el 60.3% de los estudiantes encuestados experimentaron molestias musculoesqueléticas durante sus clases virtuales, reportando dolor en el cuello, espalda baja y hombros debido al uso de dispositivos electrónicos en posiciones inadecuadas [7]. Otro estudio nacional reveló que el 20% de los estudiantes interrumpieron sus estudios durante el primer semestre de 2020 por falta de acceso a servicios básicos y tecnología adecuada.

La EMG es una herramienta útil para entender mejor la relación entre la postura y la fatiga muscular en el estudio en línea, midiendo la actividad eléctrica de los músculos [8]. Perú ha implementado políticas para mejorar la infraestructura tecnológica y la capacitación docente en la educación virtual, pero persisten desafíos de equidad y acceso a recursos adecuados para todos los estudiantes. La continuidad de la educación virtual subraya la necesidad de entornos de estudio óptimos en casa para garantizar un aprendizaje efectivo y saludable [9], [10].

II. PLANTEAMIENTO DE PROBLEMA

La problemática a abordar es la identificación, cuantificación y concientización de los problemas musculoesqueléticos que surgen debido a la falta de ambientes ergonómicamente adecuados en los hogares de los estudiantes universitarios peruanos durante la educación virtual. En particular, se trata de evaluar cómo las posturas inadecuadas adoptadas durante el estudio prolongado en casa al estar sentados en una silla o un sofá afectan la salud física de los estudiantes y cómo el uso de la Electromiografía Superficial (EMG) puede ayudar a cuantificar la actividad muscular.

III. PROPUESTA DE SOLUCIÓN

Evaluar los problemas de postura y fatiga muscular en estudiantes universitarios peruanos durante la educación virtual, utilizando EMG y análisis postural mediante fotogrametría con el software Kinovea.

IV. METODOLOGÍA

A. Materiales

Para capturar con precisión las señales en nuestras evaluaciones, utilizamos un kit BiTalino con una frecuencia de muestreo de 1000 Hz, que incluye una entrada de EMG con tres electrodos, junto con el software Open Signals para la medición y extracción de datos. Adicionalmente, utilizamos una cámara con una resolución de 12 MP (megapíxeles), una silla y un sofá para el análisis de fotogrametría mediante el software Kinovea. Para refinar y filtrar estas señales de manera eficiente, empleamos el lenguaje de programación Python en Integrated Development Environment (IDE) Visual Studio Code.

B. Participantes

En este estudio participaron cuatro mujeres entre 20 y 24 años entre 8° a 10° ciclo de la Universidad Peruana Cayetano Heredia. La participación fue voluntaria. Se realizaron dos experimentos para asegurar la mala o buena postura de cada participante.

C. Preparación Inicial

Se identificó el músculo objetivo en cada participante, el trapecio superior. Una vez identificado, se preparó la piel limpiando las áreas con alcohol isopropílico al 70%, en las cuales se colocarían los electrodos. Posteriormente, se colocaron los electrodos en las posiciones adecuadas: uno positivo, uno negativo y uno de referencia. Finalmente, se instruyó a los participantes a sentarse primero en una silla y luego en un sofá, como suelen hacerlo al tomar su clase virtual, permaneciendo en cada posición durante 2 horas. Dentro de esas dos horas, se tomaron fotos a cada participante al estar sentados en una silla o el sofá.

D. Evaluación de la Actividad Muscular del Trapecio

Para el caso del trapecio superior, nos basamos en el protocolo que brinda la guía del bitalino [11]. La ubicación de los electrodos es como se muestra en la Figura 1, donde la distancia entre cada electrodo es de 1 cm.

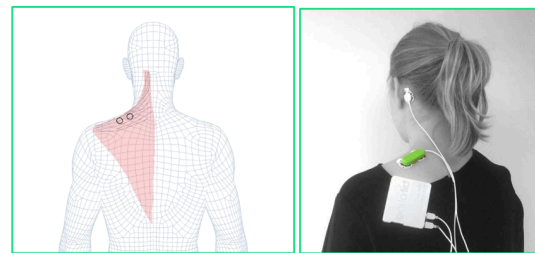


Figura 1. Ubicación de los electrodos en trapecio superior [11].

Se realizó una toma de datos de 30 segundos antes de comenzar las clases virtuales y una toma después de las clases. Con un intervalo entre toma y toma de 2 horas.

E. Evaluación de Postura por medio de fotogrametría usando Software Kinovea

Durante la toma de datos EMG se tomarán fotos al estar en la silla y en el sofá. Luego, se importarán las imágenes al software Kinovea. Y se medirán los ángulos que se encuentran en la Tabla 1.

Tabla 1. Rangos normales que indican una postura correcta [12][13].

Ángulos	Rango Normales (en grados)
Ángulo Cráneo-Vertebral (CV)	50-55
Ángulo Sagital de la Cabeza	0-34.7
Ángulo de Protracción/Retracción	65.3-178.7

F. Procesamiento y tratado de Señal

Una vez obtenida la señal a través de Open Signals, se procesa la señal en Visual Studio Code. Primero se realiza la conversión la amplitud a milivoltios (mV) y muestras por tiempo (segundos), esto para un mejor análisis de la señal en el dominio del tiempo.

Posteriormente, se realizó la Transformada Rápida de Fourier (FFT), revelando que el espectro de frecuencia de la señal se concentraba entre 0 y 80 Hz. Debido a la presencia de ruido producido por la corriente eléctrica, que típicamente ocurre a 60 Hz, aplicamos un filtro pasabajas IIR para eliminar esta interferencia y atenuar posibles ruidos.

Luego se procede a hacer la el método para Descomposición Empírica de Modo Conjunto (EEMD) y un umbral mejorado de wavelet para eliminar el ruido aleatorio de la señal EMG, en este método se realiza un estimación del ruido, una umbralización y la reconstrucción de la señal a partir de los coeficientes de wavelet umbralizados [14].

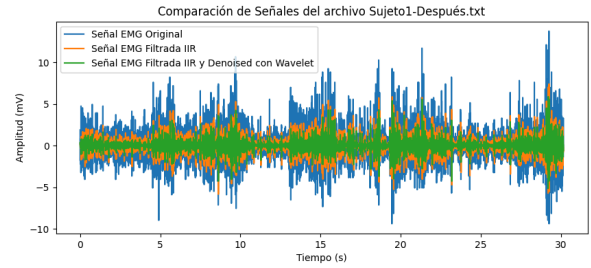


Figura 2. Filtrados realizados a la señal del Sujeto 2.

G. Extracción de características

Se realizó la detección de activaciones musculares en la señal EMG utilizando la librería de biosignals notebooks. Posteriormente, se extrajeron y analizaron las características de la duración de los bursts, incluyendo el tiempo máximo, mínimo, promedio y desviación estándar. Además, se calcularon parámetros de la señal filtrada, como el valor máximo y mínimo, el valor promedio y la desviación estándar. También se determinó la raíz cuadrada media (RMS) y el área acumulada bajo la curva. Finalmente, se calculó el espectro de potencia de la señal utilizando el método de Welch, obteniendo la potencia total, la frecuencia mediana y la frecuencia de máxima potencia. Todos estos resultados se presentaron gráficamente para una mejor interpretación.

H. Análisis estadístico

Tras extraer las características, estas se organizaron por participante y tipo de lugar de estudio. Se realizó un análisis para el músculo elegido. Entre las técnicas empleadas en el estudio, se utilizó un diagrama de caja y bigotes para identificar la presencia de valores atípicos y asimetrías en los datos. También se analizaron la media, mediana, varianza, desviación estándar y el coeficiente de variación de los valores máximos. Posteriormente, se aplicó la prueba de Shapiro-Wilk para comprobar si los datos seguían una distribución normal. Finalmente, se hizo un Análisis de Varianza (ANOVA), con el fin de determinar si existen diferencias significativas entre las medias de dos grupos con cada participante.

V. RESULTADOS Y DISCUSIÓN

En base a las características extraídas de la señal, se presentan las principales métricas para evaluar la

fatiga de los sujetos y los valores estadísticos para evaluar la variabilidad y distribución para identificar posibles anomalías musculares.

A. EMG del Músculo Trapecio Superior

Los valores obtenidos por los sujetos 1 y 2 indican una actividad muscular sostenida, lo que puede ser un indicio de fatiga muscular, estas características son consistentes con estudios que muestran cómo las posturas no ergonómicas incrementan la actividad muscular y la fatiga [15]. Por otro lado los sujetos 2 y 4 indican menor actividad muscular y menos fatiga, lo que podría reflejar una postura más eficiente [16]. En general, los parámetros extraídos de las señales EMG proporcionan una visión detallada de cómo las posturas adoptadas durante el estudio en casa pueden afectar la actividad muscular y la fatiga.

En este estudio, se desarrolló un enfoque integral para el análisis de señales electromiográficas (EMG) utilizando técnicas estadísticas y de procesamiento de señales. Primero, se leyeron datos EMG desde archivos de texto (TXT), extrayendo y centrando la señal de interés. Cada señal se dividió en 10 segmentos para un análisis detallado, calculando el valor RMS (Root Mean Square) para evaluar la magnitud de la actividad muscular.

Se generaron diagramas de caja y bigotes para visualizar la distribución de los valores RMS y se calcularon estadísticas descriptivas, incluyendo media, desviación estándar, valores mínimos y máximos, percentiles y coeficiente de variación, redondeados a cinco cifras significativas. Además, se realizó la prueba de Shapiro-Wilk para verificar la normalidad de los valores RMS.

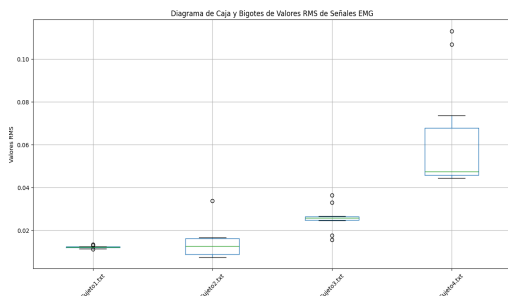


Figura 6. Diagrama de caja y bigotes de valores RMS de cada persona analizada

Tabla 3. Tabla estadística con parámetros de cada señal.

	count	mean	std	min	25%	50%	75%	max	Coef de Variación
('Sujeto1.txt', 'RMS')	10	0.012209	0.0062869	0.011192	0.011996	0.012202	0.012379	0.013334	0.051493
('Sujeto2.txt', 'RMS')	10	0.024903	0.0076239	0.007466	0.008902	0.012371	0.020128	0.033838	0.35353
('Sujeto3.txt', 'RMS')	10	0.025716	0.0066874	0.015692	0.024863	0.025723	0.026492	0.036375	0.26972
('Sujeto4.txt', 'RMS')	10	0.062114	0.026716	0.044504	0.045746	0.047489	0.067951	0.1132	0.43012

Según los resultados de la Tabla 4 el valor F obtenido de 191.628421 es muy alto, lo que indica una variabilidad significativa entre los grupos (sujetos) en comparación con la variabilidad dentro de los grupos (error). El valor-p de 3.488760e-22 es extremadamente bajo, mucho menor que el umbral típico de 0.05. Esto significa que las diferencias observadas entre los grupos son estadísticamente significativas, permitiéndonos rechazar la hipótesis nula que establece que no hay diferencias significativas entre los valores RMS de los diferentes sujetos.

El tamaño del efecto (η^2 parcial) es muy alto, con un valor de 0.941069, lo que sugiere que una gran proporción de la variabilidad en los valores RMS puede ser explicada por las diferencias entre los sujetos. Este tamaño del efecto es muy grande, indicando una fuerte influencia del factor "Sujeto" en los valores RMS.

Tabla 4. Tabla estadística con parámetros de cada señal

	Source	SS	DF	MS	F	p-unc	np2
0	Sujeto	0.00862	3	0.002873	191.628421	3.48E-22	0.941069
1	Within	0.00054	36	0.000015	NaN	NaN	NaN

En la tabla 5, no se encontró una diferencia estadísticamente significativa entre los sujetos 1 y 2 (p-tukey = 0.101).

Entre los sujetos 1 y 3, hay una diferencia estadísticamente significativa (p-tukey = 0.000), con el sujeto 3 mostrando mayores valores RMS.

También hay una diferencia significativa entre los sujetos 1 y 4 (p-tukey = 0.000), con el sujeto 4 mostrando valores RMS significativamente mayores.

Entre los sujetos 2 y 3, se observó una diferencia estadísticamente significativa (p-tukey = 0.000), con el sujeto 3 mostrando mayores valores RMS.

Entre los sujetos 2 y 4, también hay una diferencia significativa (p-tukey = 0.000), con el sujeto 4 mostrando mayores valores RMS.

Finalmente, entre los sujetos 3 y 4, hay una diferencia estadísticamente significativa (p-tukey = 0.000), con el sujeto 4 mostrando mayores valores RMS.

Tabla 5. Tabla estadística con parámetros de cada señal

	A	B	mean(A)	mean(B)	diff	se	T	p-tukey	hedges
0	Sujeto1	Sujeto2	0.012	0.009	0.004	0.002	2.373	0.301	4.563
1	Sujeto1	Sujeto3	0.012	0.023	-0.011	0.002	-6.52	0	-2.064
2	Sujeto1	Sujeto4	0.012	0.046	-0.034	0.002	-19.458	0	-22.109
3	Sujeto2	Sujeto3	0.008	0.023	-0.015	0.002	-8.893	0	-2.795
4	Sujeto2	Sujeto4	0.008	0.046	-0.038	0.002	-19.45	0	-22.704
5	Sujeto3	Sujeto4	0.023	0.046	-0.022	0.002	-12.937	0	-3.969

B. Fotogrametría

Tabla 2. Valores obtenidos de la medición con Kinovea.

Sujeto	Nombre del ángulo	Posición en silla	Ángulo (°)	Posición en sofá	Ángulo (°)
1	Ángulo Craneo vertebral		53,1		69
	Ángulo Sagital de la Cabeza		13,64		13,7
	Ángulo de Protracción/Retracción		95,2		122,5

2	Ángulo Craneo vertebral		52,9		69,5
	Ángulo Sagital de la Cabeza		20,5		14,1
	Ángulo de Protracción/Retracción		112,3		135,9

4	Ángulo Craneo vertebral		50,8		46,5
	Ángulo Sagital de la Cabeza		22,4		19,4
	Ángulo de Protracción/Retracción		118,1		119,5

Los datos indican que la postura en el sofá durante las clases virtuales no es adecuada debido a los valores obtenidos en el ángulo cráneo-vertebral. En la posición en sofá, la mediana del ángulo cráneo-vertebral es 57.75°, con una desviación estándar de 17.15°, significativamente mayor que en la silla (media de 51.9° y desviación estándar de 6.23°). En este caso la media no ha sido tomada en cuenta como relevante debido a la alta varianza. Estos resultados sugieren una mayor variabilidad y una alineación inadecuada de la columna cervical en el sofá. La cual muestra una peor alineación postural, con valores fuera del rango recomendado para todos los sujetos. Esto se puede encontrar en el siguiente

link:

https://docs.google.com/spreadsheets/d/1XpaTwIC_Hg3rIDeFN-y3_8hJM1Do86-8HZ8u3Qf8kaVo/edit?usp=sharing

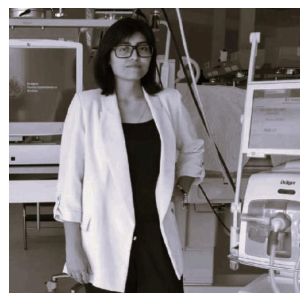
VI. CONCLUSIÓN

El estudio de Electromiografía Superficial (EMG) reveló que las posturas adoptadas por los estudiantes universitarios durante las clases virtuales en el hogar, especialmente en entornos no ergonómicos como sofás, resultan en una actividad muscular sostenida y una mayor fatiga muscular. La cantidad y duración de las activaciones musculares indicaron posturas inestables que demandan ajustes constantes del músculo. Los valores altos de RMS y área bajo la curva reflejaron una carga muscular elevada y continuada, lo que sugiere una relación directa entre la falta de ergonomía en los ambientes de estudio y el incremento en la fatiga muscular. Estos hallazgos subrayan la necesidad de mejorar los entornos de estudio en casa para reducir la fatiga muscular y promover una postura saludable.

Los resultados obtenidos con Kinovea indican que la posición en el sofá no es adecuada para los entornos en línea. Puesto a que posee una mayor variabilidad y una alineación inadecuada de la columna cervical. Esto sugiere que la postura en el sofá podría contribuir a problemas de salud postural. Por lo tanto, se recomienda adoptar una postura más ergonómica, preferentemente en una silla adecuada, para mantener una correcta alineación de la columna cervical y evitar problemas posturales.[17]

REFERENCIAS

- [1] B. E. Vallespin y Y. Tri Prasetyo, «Posture Analysis of Students doing Online Class at Home during COVID-19 Pandemic», en *2020 IEEE 7th International Conference on Engineering Technologies and Applied Sciences (ICETAS)*, Kuala Lumpur, Malaysia: IEEE, dic. 2020, pp. 1-6. doi: 10.1109/ICETAS51660.2020.9484281.
- [2] I. Akulwar-Tajane, M. Darvesh, M. Ghule, S. Deokule, y B. Deora, «Medical & Clinical Research», 2020.
- [3] C. Symanzik *et al.*, «Back and neck problems as well as disadvantageous ergonomic behavior patterns in university students: Concomitants of the pandemic?», *Sports Orthop. Traumatol.*, vol. 39, n.º 1, pp. 50-57, mar. 2023, doi: 10.1016/j.orthtr.2022.11.011.
- [4] I. H. Susilowati, L. M. Kurniawidjaja, S. Nugraha, S. M. Nasri, I. Pujiriani, y B. P. Hasiholan, «The prevalence of bad posture and musculoskeletal symptoms originating from the use of gadgets as an impact of the work from home program of the university community», *Heliyon*, vol. 8, n.º 10, p. e11059, oct. 2022, doi: 10.1016/j.heliyon.2022.e11059.
- [5] P. Gorce y J. Jacquier-Bret, «Postural prevalence, time of day and spent time activities during smartphone weekday use among students: A survey to prevent musculoskeletal disorders», *Heliyon*, vol. 9, n.º 12, p. e22796, dic. 2023, doi: 10.1016/j.heliyon.2023.e22796.
- [6] P. Intolo, B. Shalokhon, G. Wongwech, P. Wisiasut, S. Nanthavanij, y D. G. Baxter, «Analysis of neck and shoulder postures, and muscle activities relative to perceived pain during laptop computer use at a low-height table, sofa and bed», *Work*, vol. 63, n.º 3, pp. 361-367, jul. 2019, doi: 10.3233/WOR-192942.
- [7] Y. F. Alamo Honorio *et al.*, «Cambios en la ergonomía en tiempos de COVID-19 en estudiantes de una universidad Peruana», *J Health Med Sci Print*, pp. 67-74, 2021.
- [8] M. F. Prada, G. Elacqua, C. Méndez, R. Novella, K. L. Vargas, y D. Vásquez, «El impacto de la crisis del COVID-19 en estudiantes vulnerables de educación superior: el caso de Perú», *IDB Publ.*, mar. 2022, doi: 10.18235/0004149.
- [9] S. LR, «COVID-19 y educación: ¿cómo afectó la pandemia en el aprendizaje de los alumnos? | clases virtuales | clases presenciales | cuarta ola | Minedu | Sociedad | La República». Accedido: 17 de mayo de 2024. [En línea]. Disponible en: <https://larepublica.pe/sociedad/2022/07/22/covid-19-y-educacion-como-afecto-la-pandemia-en-el-aprendizaje-de-los-alumnos-clases-virtual-es-clases-presenciales-cuarta-ola-minedu>
- [10] E. Maza-Córdova, «Una mirada a la educación virtual en el Perú en tiempos de la COVID-19», *Rev. Científica Episteme Tekne*, vol. 2, n.º 1, Art. n.º 1, ene. 2023, doi: 10.51252/rceyt.v2i1.459.
- [11] EXPERIMENTAL GUIDES TO MEET and L. Y. Biosignals, «BITalino (r)evolution Lab Guide» *Pluxbiosignals.com*. Accedido: 17 de mayo de 2024. [En línea]. Disponible en: https://support.pluxbiosignals.com/wp-content/uploads/2022/04/HomeGuide1_EMG.pdf.
- [12] D. Singla, Z. Veqar, y M. E. Hussain, «Photogrammetric assessment of upper body posture using postural angles: a literature review», *J. Chiropr. Med.*, vol. 16, n.º 2, pp. 131-138, 2017.
- [13] I. D. Pinzón Ríos, «Cabeza hacia adelante: una mirada desde la biomecánica y sus implicaciones sobre el movimiento corporal humano», *Rev. Univ. Ind. Santander Salud*, vol. 47, n.º 1, pp. 75-83, 2015.
- [14] Z. Sun *et al.*, «Surface electromyography signal denoising via EEMD and improved wavelet thresholds», *Math. Biosci. Eng.*, vol. 17, n.º 6, pp. 6945-6962, 2020, doi: 10.3934/mbe.2020359.
- [15] B. E. Vallespin and Y. T. Prasetyo, «Posture analysis of students doing online class at home during COVID-19 pandemic», in *2020 IEEE 7th International Conference on Engineering Technologies and Applied Sciences (ICETAS)*, IEEE, 2020, pp. 1-6.
- [16] P. Intolo, B. Shalokhon, G. Wongwech, P. Wisiasut, S. Nanthavanij, and D. G. Baxter, «Analysis of neck and shoulder postures, and muscle activities relative to perceived pain during laptop computer use at a low-height table, sofa and bed», *Work*, vol. 63, no. 3, pp. 361-367, 2019.
- [17] E. H. C. Woo, P. White, y C. W. K. Lai, «Ergonomics standards and guidelines for computer workstation design and the impact on users' health – a review», *Ergonomics*, vol. 59, n.º 3, pp. 464-475, mar. 2016, doi: 10.1080/00140139.2015.1076528.



C. Boggio was born in Lima, Peru in 2001. She is an undergraduate student of biomedical engineering at both the Pontificia Universidad Católica del Perú (PUCP) and Universidad Peruana

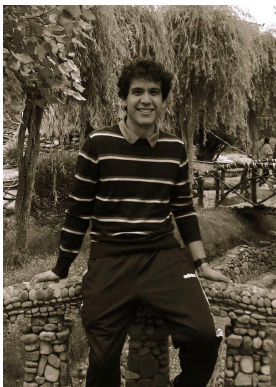
Cayetano Heredia (UPCH).

Her areas of interest lie within clinical engineering, specifically in equipment management and maintenance, as well as biomechanics. She has developed interdisciplinary projects with professors from PUCP in 2023, such as "Development of a personalized 3D printed orthosis for the non-surgical treatment of supracondylar humerus fractures". She also worked as an intern at Clínica Delgado de AUNA and is an assistant to organize ASPIC (Peruvian Association of Clinical Engineers) documents.



M. Cama, a ninth-semester student born in Lima in 2002, aims to gain experience in Clinical Management and use her skills to apply medical technologies that benefit vulnerable

populations, thereby contributing to transforming healthcare in Peru. Her interest in Biomedical Engineering is driven by her desire to improve the country's healthcare system through effective management. Additionally, Melany has a strong interest in biomaterials and has designed a personalized orthosis with Voronoi holes.



J. Sandoval was born in Chiclayo, Peru in 2002. He is an undergraduate student of biomedical engineering at both the Pontificia Universidad Católica del Perú (PUCP) and Universidad Peruana Cayetano Heredia (UPCH).

His areas of interest are within tissue engineering and clinical engineering, with a particular focus on biomaterials. He has developed projects such as "Development of alginate hydrogels with xanthan gum for the controlled release of water and urea for sustainable agriculture." Additionally, he has conducted conferences on the use of 3D bioprinters and their application in the field of cell regeneration.



A. Valle was born in Chiclayo, Peru in

2001. She is an undergraduate student of biomedical engineering through the PUCP-UPCH joint program.

Her focus is centered on Clinical Engineering and Biomechanics and Rehabilitation Engineering. She is particularly passionate about the design and development of innovative medical devices, specifically prosthetics. Her ultimate goal is to contribute to advancements in medical technology that significantly improve patient outcomes.