



**Monitoreo del proceso de masticación mediante sensores de  
fotopleletismografía: estudio de factibilidad**

**Autor**

**Santiago Escobar Manrique  
Werner Gordon Uribe**

**Bioingeniero**

**Director**

**Erick Javier Argüello Prada**

**GIEIAM**

**Instrumentación, automatización y sistemas inteligentes**

**Ingeniería**

**Bioingeniería**

**Universidad Santiago de Cali  
Santiago de Cali - Colombia**

**2026**

# Monitoreo del proceso de masticación mediante sensores de fotopleletismografía: estudio de factibilidad

Monitoring the chewing process using photoplethysmography sensors: feasibility study

Santiago Escobar Manrique<sup>1</sup>  
santiago.escobar01@usc.edu.co

Werner Gordon Uribe<sup>1</sup>  
werner.gordon00@usc.edu.co

Erick Javier Argüello Prada, Ph.D.<sup>2</sup>  
erick.arguello@unimilitar.edu.co

Universidad Santiago de Cali, Facultad de Ingeniería, Programa de Bioingeniería (1)  
Universidad Militar Nueva Granada, Facultad de Ingeniería, Programa de Ingeniería Biomédica (2)

## Resumen

La masticación es una función esencial dentro del proceso digestivo y del equilibrio orofacial, entendido como la coordinación adecuada de los músculos y estructuras faciales que intervienen en funciones como la masticación, la deglución y la postura mandibular, por lo que resulta relevante explorar métodos no invasivos que permitan evaluarla con mayor comodidad y precisión. Este estudio analizó la factibilidad de utilizar sensores de fotopleletismografía (PPG) para registrar los movimientos mandibulares durante la masticación. Para ello, se desarrolló un sistema experimental que incorporó dos sensores PPG ubicados en el mentón y la articulación temporomandibular (ATM), junto con un sensor electromiográfico (EMG) de referencia en el músculo masetero. Se realizaron registros en veinticuatro participantes mientras masticaban alimentos de distintas texturas, incluyendo además intervalos de reposo y de habla controlada. Las señales fueron filtradas, normalizadas mediante un z-score robusto y analizadas con pruebas no paramétricas de Kruskal–Wallis y Dunn–Šidák. Los resultados mostraron que el canal PPG del mentón reflejó parcialmente los cambios asociados al movimiento mandibular, aunque sin diferencias estadísticamente significativas entre las fases de masticación y reposo. En contraste, la señal electromiográfica sí presentó variaciones claras entre condiciones, lo que reafirma su sensibilidad al esfuerzo muscular. Estos hallazgos indican que, aunque el PPG todavía no permite distinguir con precisión los eventos masticatorios, su respuesta demuestra la viabilidad técnica del enfoque y su potencial para futuras aplicaciones en sistemas portátiles de monitoreo orofacial orientados a la detección de patrones de habla y masticación.

*Palabras Clave:* fotopleletismografía; electromiografía; masticación; actividad mandibular; monitoreo orofacial.

## Abstract

Mastication is an essential function in the digestive and orofacial system, understood as the coordinated activity of the facial muscles and structures involved in chewing, swallowing, and mandibular posture, making it relevant to explore non-invasive methods that allow its evaluation with greater comfort and accuracy. This study assessed the feasibility of using photoplethysmography (PPG) sensors to record mandibular movements during the chewing process. An experimental setup was designed with two PPG sensors positioned on the chin and the temporomandibular joint (TMJ), along with a reference electromyography (EMG) sensor placed on the masseter muscle. Data was collected from twenty-four participants while they chewed foods of different textures, including controlled intervals of rest and speech. The signals were filtered, normalized using a robust z-score, and analyzed through non-parametric Kruskal–Wallis and Dunn–Šidák tests. The results showed that the chin PPG channel partially reflected changes related to mandibular movement, although no statistically significant differences were found between chewing and resting phases. In contrast, the EMG signal displayed clear variations among conditions, confirming its sensitivity to muscle effort. These findings suggest that, while PPG does not yet allow precise discrimination of masticatory events, its behavior demonstrates the technical feasibility of this approach and its potential for future applications in portable orofacial monitoring systems aimed at detecting speech and chewing patterns.

*Keywords:* photoplethysmography; electromyography; mastication; orofacial monitoring.

## I. INTRODUCCIÓN

La digestión requiere la masticación ya que promueve la absorción de nutrientes y evita problemas de salud. Sin embargo, el desconocimiento sobre la importancia de la forma y frecuencia adecuadas para masticar ha llevado a problemas como la obesidad y el atragantamiento, un riesgo significativo que en 2021 fue la tercera causa de muerte no natural en España, con un total de 2.994 muertes registradas (Gutiérrez, 2023). En 2022, el 43% de los adultos tenía sobrepeso y el 16% padecía obesidad, de acuerdo con un informe de la Organización Mundial de la Salud (OMS); esto demuestra que es necesario contar con herramientas que promuevan costumbres alimenticias más sanas (World Health Organization, 2022). Estudios poblacionales, como el de Otsuka et al. (2006), han encontrado que comer a alta velocidad se asocia con un mayor índice de masa corporal y con un riesgo más elevado de obesidad; no obstante, esta relación no establece causalidad directa. Más bien, indica que los hábitos de masticación pueden influir en la regulación del apetito y en la eficiencia del proceso digestivo, dado que una masticación insuficiente puede alterar la sensación de saciedad, dificultar la descomposición mecánica inicial de los alimentos y generar molestias digestivas que, a largo plazo, repercuten en el metabolismo.

Se han creado varios métodos en el ámbito de la tecnología aplicada al monitoreo de la masticación, como en Cadavid et al. (2011), donde se emplearon métodos de visión computacional para identificar eventos de masticación, aunque tuvieron dificultades vinculadas con la privacidad debido a que necesitaban cámaras que registraban el rostro de cada uno de los usuarios. De la misma forma, la sincronización y calibración de los sensores limita su uso en actividades cotidianas y constituye una de sus principales dificultades. Otros estudios, tales como el de Papapanagiotou et al. (2017), lograron optimizar la precisión mediante la combinación de señales PPG (fotopleletismografía) y audio con clasificadores. En el estudio de Zhang et al. (2020) sugirieron algoritmos que tienen como base las series de tiempo, pero para que estos funcionen de manera óptima es necesario contar con volúmenes amplios de datos para el aprendizaje, lo cual limita su capacidad de generalizarse a otros usuarios y circunstancias. Por otra parte, se ha comprobado la factibilidad de supervisar el proceso de masticación con señales biomédicas gracias a estas investigaciones, sin embargo, también han revelado limitaciones prácticas y técnicas. En este contexto, los sensores PPG brindan una opción alentadora por su sensibilidad al movimiento. Esta cualidad puede ser un inconveniente en otras aplicaciones; sin embargo, permite detectar cambios en el flujo sanguíneo relacionados con la actividad de los músculos orofaciales cuando se trata de monitorear la masticación. Asimismo, su carácter no invasivo, el bajo costo y la sencillez para integrarse a dispositivos móviles los convierten en una solución al alcance de todos para supervisar los hábitos alimenticios sin poner en riesgo la privacidad del usuario.

En función de lo mencionado anteriormente, el presente estudio busca determinar si es factible utilizar sensores de fotopleletismografía (PPG) para monitorear el proceso de masticación. Esta perspectiva tiene como objetivo comprobar si los sensores PPG son capaces de diferenciar con exactitud los eventos de masticación y evitar interferencias con otros movimientos faciales, lo cual podría ayudar a desarrollar herramientas orientadas a fomentar hábitos alimenticios más saludables. Igualmente, el estudio incluyó breves fragmentos de habla controlada con el fin de investigar la habilidad de los sensores fotopleletismográficos para distinguir entre movimientos orofaciales asociados y no asociados a la masticación, proporcionando pruebas sobre la viabilidad del método en situaciones reales de interacción oral.

El resto del documento está organizado de la siguiente forma: La sección "Marco teórico" explica los fundamentos fisiológicos y conceptuales del proceso de la masticación; la "Metodología" describe el diseño experimental y los materiales empleados; en la sección "Resultados y discusión", se estudian los datos recolectados y se comparan con investigaciones anteriores; finalmente, las "Conclusiones" resaltan las implicaciones del estudio y las futuras líneas de investigación.

## II. MARCO TEÓRICO

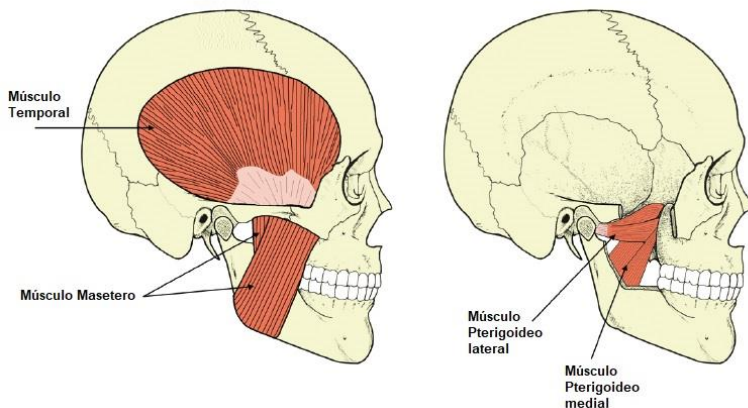
### 2.1 Estructuras involucradas en el proceso de masticación.

La masticación es una función biomecánica esencial que permite transformar los alimentos en un bolo adecuado para su deglución. En ella intervienen múltiples estructuras anatómicas coordinadas, entre las que destacan los músculos

masticatorios, los huesos maxilar y mandibular, y las articulaciones temporomandibulares. Los principales músculos involucrados en el proceso masticatorio son el masetero, el temporal, el pterigoideo medial y el pterigoideo lateral. El masetero es el músculo más potente de este grupo, se ubica en la región lateral de la mandíbula y se encarga principalmente de elevarla para cerrar la boca. El músculo temporal, localizado en la región lateral del cráneo (fosa temporal), también participa en la elevación mandibular y en su retracción. Los músculos pterigoideos, situados en la cara interna de la mandíbula, permiten movimientos de lateralidad y protrusión, fundamentales para triturar el alimento en sentido transversal (Neumann, 2009). Estos músculos se representan en la Figura 1, junto con la ubicación anatómica del punto mentoniano en la figura 2, el cual ha sido identificado como un sitio clave para la medición externa del desplazamiento mandibular. En cuanto a las estructuras óseas, la mandíbula es el único hueso móvil del cráneo, articulándose con el hueso temporal a través de la articulación temporomandibular (ATM). Esta articulación, ubicada justo por delante del oído externo, permite los movimientos de apertura, cierre, desplazamiento anterior, posterior y lateral de la mandíbula. La Figura 3 muestra la disposición anatómica de los huesos craneales y mandibulares, destacando la ATM como punto de interés para la captación de señales externas asociadas a movimientos mandibulares sutiles.

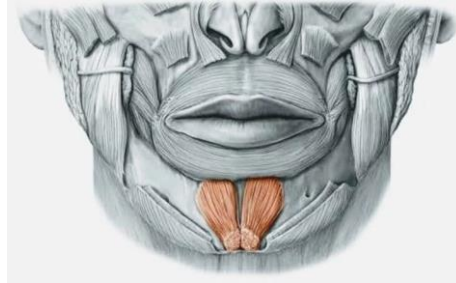
Durante el ciclo masticatorio, la región del mentón experimenta un movimiento descendente y ascendente con cada apertura y cierre mandibular. Este movimiento es especialmente visible en el punto mentoniano (fosa mentoniana), una depresión anatómica ubicada en la parte media del mentón, libre de interferencia lingual. Por su parte, en la zona de la ATM se generan desplazamientos articulares menores, pero que pueden ser indicativos del inicio o fin de cada ciclo de masticación. En esta investigación, las regiones seleccionadas para la captura óptica son exclusivamente el mentón (punto mentoniano) y la ATM. Estas dos regiones han sido seleccionadas estratégicamente para la colocación de los sensores ópticos PPG por su relevancia funcional y accesibilidad externa durante la masticación; adicionalmente, el músculo masetero se reconoce como el principal efector del cierre mandibular y estructura de referencia para validación electromiográfica en este estudio (Neumann, 2009).

**Figura 1. Músculos del sistema masticatorio.**



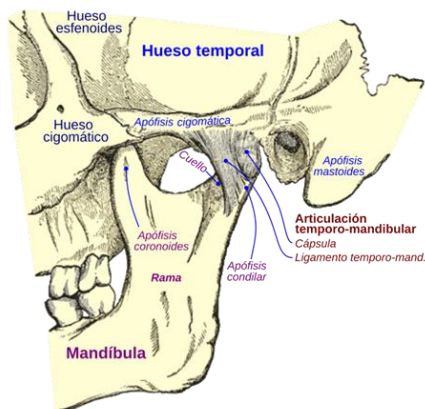
**Fuente:** Adaptado de Torres, B. (2013).

**Figura 2. Punto mentoniano.**



**Fuente:** Tomado de Beltre, Anatomía Topográfica, 2025. (s.f.) Músculo mentoniano.

**Figura 3. Huesos y articulaciones**

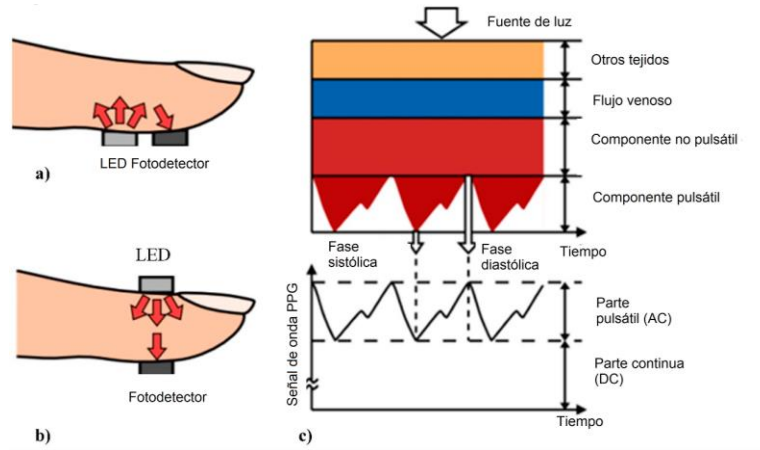


**Fuente:** Tomado de Fisioterapia Sol y Luz. (s. f.). Anatomía de la articulación temporomandibular.

## 2.2 Principios de la fotopleletismografía.

La fotopleletismografía (PPG) es una técnica óptica que permite detectar cambios en el volumen sanguíneo, los cuales son ampliamente utilizados para monitorear parámetros fisiológicos como la frecuencia cardíaca, la saturación de oxígeno y la variabilidad del pulso. Su principio se basa en la emisión de luz (generalmente infrarroja o roja) hacia la piel y la posterior medición de la cantidad de luz reflejada o transmitida, que varía de acuerdo con la perfusión sanguínea en el área de interés (Elgendi, 2012).

**Figura 4. Funcionamiento de la fotopletismografía (PPG).**



**Fuente:** Adaptado de Human Emotion Recognition, por Dzedzickis et al. 2020.

En este proyecto, la fotopletismografía se emplea no solo como un instrumento para detectar cambios hemodinámicos, sino también como una técnica que permite identificar movimientos orofaciales vinculados con el ciclo masticatorio. Cuando se mueve una parte del rostro, como el mentón o la articulación temporomandibular, la distancia y alineación entre el sensor y la piel varía, este movimiento altera la cantidad de luz reflejada. Es decir, estas modificaciones ópticas no se entienden como pulsos de sangre, sino como señales indirectas de movimiento superficial mecánico, lo cual posibilita la identificación del comienzo, el periodo y el final de cada masticación.

### 2.3 Trabajos relacionados.

Se han realizado varias investigaciones sobre tecnologías y métodos para monitorear procesos vinculados con la masticación. Para abordar las limitaciones prácticas y técnicas en la detección de eventos relacionados con la ingesta alimenticia, estos estudios han empleado una diversidad de sensores y algoritmos. En la tabla 1, se muestran los enfoques más importantes, así como sus descubrimientos clave y limitaciones, los cuales son la base de este trabajo:

**Tabla 1. Estado del arte**

Cita	Enfoque y hallazgo principal	Limitaciones
Papapanagiotou et al. 2017	La identificación de eventos de masticación es factible por medio de señales de fotopletismografía y audio, que se combinan con un clasificador SVM de núcleo RBF, según lo evidenció esta investigación. La integración de señales de audio y PPG aumenta considerablemente la sensibilidad y precisión en la detección, mejorando aún más cuando se agrega un acelerómetro.	Necesita modificaciones particulares para cada persona debido a las diferencias individuales y a las posibles interferencias de actividades físicas. Además, es necesario etiquetar manualmente para entrenar y validar el clasificador.

Park et al. 2022	Se centraron en optimizar la exactitud de las mediciones PPG durante la masticación, enfrentando problemas de ruido y localizando picos en la señal, que se ven perjudicados por artefactos de movimiento, desviación basal y perfusión deficiente.	A pesar de que preprocesan las señales en el dominio de frecuencia, las mediciones de PPG en la masticación enfrentan ruidos y artefactos no estacionarios significativos, lo cual las limita.
Supelnic et al. 2023	El artículo examina configuraciones de sensores y lugares de medición para la fotopleletismografía (PPG) fuera del entorno del laboratorio. A pesar de no enfocarse en la masticación, proporciona pruebas sobre la calidad del PPG en distintas partes del cuerpo, lo cual apoya la selección de lugares anatómicos apropiados para este proyecto.	Se estudiaron dos grupos de edad: adultos jóvenes (de 20 a 30 años) y adultos mayores (de 60 a 70 años). Se observaron diferencias en la calidad de las señales entre estos grupos, lo que sugiere la necesidad de ajustes específicos por edad.
Zuzarte et al. 2019	Este estudio cuantificó el movimiento en neonatos prematuros a partir de señales PPG, considerando el movimiento como una señal útil en lugar de un artefacto. Validaron su método contra anotaciones humanas y sensores de referencia, alcanzando sensibilidades y especificidades cercanas al 80%.	El trabajo se centró en población neonatal y en movimiento global del cuerpo, no en masticación. Por tanto, sus resultados deben extrapolarse con cautela al contexto orofacial.

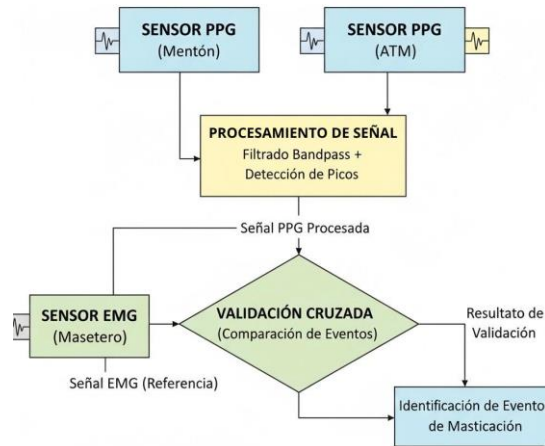
**Fuente:** Elaboración propia, 2025.

### III. METODOLOGÍA

#### 3.1 Enfoque propuesto

El presente proyecto plantea detectar eventos masticatorios a partir de desplazamientos en los tejidos faciales, registrados por sensores PPG ubicados en puntos clave del rostro. El sistema se centra en dos regiones anatómicamente relevantes: el mentón y la articulación temporomandibular (ATM). Estos puntos permiten captar variaciones ópticas asociadas a los movimientos mandibulares sin requerir canales adicionales de referencia. De esta manera, el enfoque se simplifica, priorizando la captura directa de la actividad orofacial mediante señales ópticas sincronizadas con la referencia electromiográfica (EMG) del músculo masetero.

**Figura 5. Flujo metodológico de adquisición y validación de señales PPG frente a señal de referencia EMG**

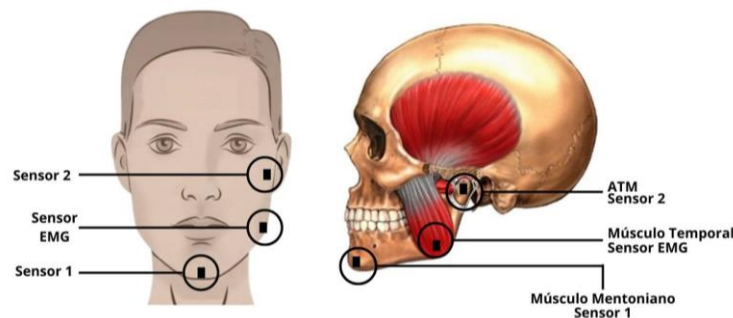


**Fuente:** Elaboración propia, 2025.

### 3.2 Identificación de las Regiones Orofaciales

Antes de la construcción del sistema de adquisición, la selección de estas zonas se realizó con base en observaciones clínicas proporcionadas por una profesional en fonoaudiología, complementadas con una revisión bibliográfica sobre anatomía y biomecánica orofacial (Neumann, 2009; Ferrario et al., 2004). Se seleccionaron dos zonas anatómicas para la colocación de sensores ópticos PPG tipo TCRT1000 y una zona adicional para el sensor patrón de EMG. La elección de estos puntos respondió a criterios de accesibilidad externa, estabilidad anatómica y relevancia funcional dentro del ciclo masticatorio. El primer sensor PPG (Sensor 1) fue ubicado en el punto o fosa mentoniano, una depresión anatómica situada en el centro del mentón. Esta región presenta un desplazamiento vertical prominente durante la apertura y cierre mandibular, sin interferencia del movimiento lingual. El segundo sensor PPG (Sensor 2) se colocó sobre la articulación temporomandibular (ATM), en la región preauricular. Esta zona permite registrar movimientos sutiles de apertura y cierre mandibular, útiles para segmentar el ciclo masticatorio. Finalmente, el sensor de electromiografía de superficie (EMG) se colocó sobre el músculo máscetero, ya que este presenta la mayor activación durante la contracción mandibular, además de ofrecer una superficie accesible y estable para la fijación del sensor. La Figura 6 ilustra la distribución de los sensores sobre el rostro y su correspondencia con las estructuras anatómicas involucradas en el proceso masticatorio.

**Figura 6. Regiones orofaciales seleccionadas para la colocación de sensores.**



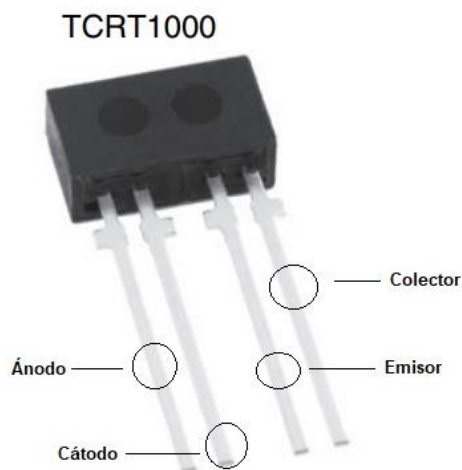
**Fuente:** Adaptado de Blog músculos masticadores, por Diana Curiel, 2020; Graziella Moraes (s.f.). Autodiagnóstico.

### 3.3 Sistema de adquisición.

El sistema experimental de adquisición se compone de un sensor EMG (electromiografía) que está en el músculo masetero y sirve como patrón de referencia para validar los eventos detectados, así como de dos sensores PPG (ATM y mentón), cada uno con su propio circuito analógico acondicionador. Un microcontrolador Arduino, encargado de digitalizar las señales y enviarlas a un entorno de análisis como MATLAB, fue el dispositivo al cual todos los sensores se conectaron. El sistema tiene una frecuencia de muestreo fijada cerca de 64 Hz, lo que significa que el intervalo de adquisición entre cada muestra es de 15.625 ms; este se configura en el código Arduino. Con el fin de asegurar una apropiada resolución temporal, se eligió este valor, teniendo en cuenta que las frecuencias comunes de los ciclos masticatorios suelen estar entre 0,5 a 2 Hz. A fin de garantizar exactitud sin agregar demoras extra que pudieran desfasar las señales, la función `millis()` se empleó para ajustar el tiempo de espera en el bucle principal del código y así determinar la tasa de muestreo. Con el fin de asegurar que los canales estén sincronizados, el código de Arduino leyó los datos del sensor EMG (A3 para el masetero) y de los sensores PPG (A1 para el sensor en el punto mentoniano y A2 para el sensor de la ATM) en una misma secuencia dentro de un ciclo de adquisición. Esto garantiza que las muestras de cada sensor se recojan en lapsos de tiempo muy próximos, lo que disminuye la probabilidad de que haya desajuste temporal entre las señales durante el análisis.

Los sensores TCRT1000, que se emplearon en este estudio, están diseñados para identificar alteraciones de proximidad a través de la reflexión óptica. Cada uno de estos sensores incluye un fototransistor y un emisor infrarrojo, con una longitud de onda de 950 nm; ambos elementos están integrados en una única carcasa. Esto posibilita la identificación de movimientos mediante cambios en el nivel de luz reflejada. Dos sensores TCRT1000 fueron utilizados en este proyecto, ubicados en la ATM y el mentón, cada uno conectado a su propio circuito independiente e instalado en una zona concreta de la cara para impedir interferencias entre las señales. La figura 7 ilustra la constitución física del sensor.

**Figura 7. Sensor óptico.**



**Fuente:** Adaptado de Vishay, 2021.

Para proporcionar una señal de referencia, se utilizó un sensor de electromiografía de superficie MyoWare, colocado en el músculo masetero. Este módulo cuenta con preamplificación integrada, salida analógica en tiempo real y fácil adherencia a la piel, lo que lo hace ideal para monitorear actividad muscular durante la masticación.

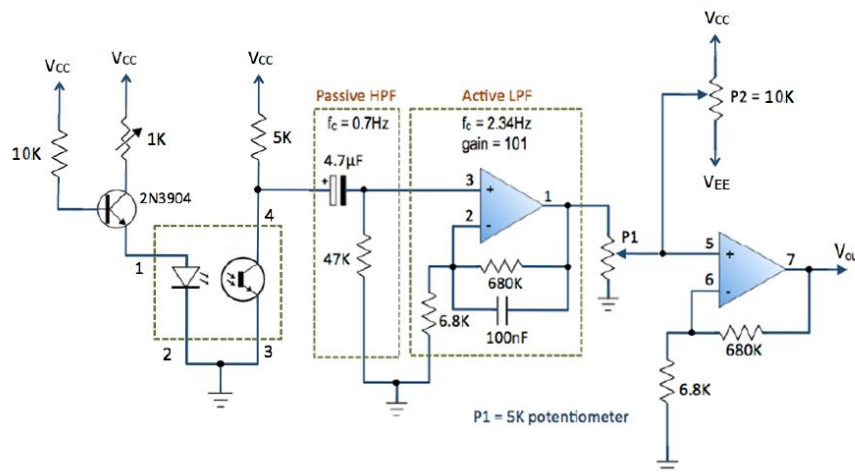
**Figura 8. Sensor patrón de electromiografía (EMG) MyoWare.**



**Fuente:** Tomado de Cirkuit Design, s. f.

Dado que el sensor TCRT1000 no incorpora procesamiento interno, fue necesario construir un circuito adicional para amplificación y filtrado de la señal captada por el fototransistor. Por ende, este circuito incluye un potenciómetro ajustable en serie con el LED emisor infrarrojo, lo que permite controlar con precisión la corriente de excitación y, por ende, la intensidad de la señal reflejada. La señal recibida es amplificada mediante un amplificador operacional LM358, configurado en modo no inversor, y posteriormente filtrada mediante un filtro pasivo pasa-altas con frecuencia de corte aproximada de 0,7 Hz, seguido de un filtro pasa-bajas activo con frecuencia de corte cercana a 2,34 Hz y ganancia de 101, diseñada para eliminar componentes de alta frecuencia y reducir el ruido. El diseño mostrado en la Figura 9 corresponde a una adaptación del circuito Easy Pulse desarrollado por Embedded Lab, el cual fue modificado para ajustarse a los requerimientos de adquisición de movimiento orofacial en este estudio. La salida del circuito es una señal analógica que varía de acuerdo con los desplazamientos del tejido frente al sensor.

**Figura 9. Esquema eléctrico del circuito PPG.**



**Fuente:** Adaptado de Embedded Lab, 2012.

El microcontrolador utilizado fue Arduino Uno, el cual fue el encargado de digitalizar las señales analógicas provenientes de los sensores y enviarlas vía puerto serial a un equipo externo. El circuito se implementó en una protoboard para facilitar pruebas y ajustes. La fijación de los sensores se realizó mediante una faja facial de neopreno, en la cual los módulos ópticos fueron cosidos en las regiones correspondientes al mentón y la ATM. Esta estructura permitió mantener los sensores en contacto estable con la piel, a la vez que ofrece comodidad al participante.

**Figura 10. Máscara de soporte para barbilla**



**Fuente:** Tomado de Amazon (s. F.).

### **3.4 Sujetos de prueba**

La población del estudio estuvo compuesta por personas adultas, con edades comprendidas entre los 18 y los 60 años, sin antecedentes de trastornos en la masticación ni enfermedades bucodentales diagnosticadas. Para la selección de los participantes, se utilizó un muestreo por conveniencia, reclutando un total de 24 voluntarios, número que coincide con las 24 combinaciones posibles de presentación de los alimentos. De esta forma, cada participante experimentó un orden único durante la sesión de registro, garantizando la variabilidad y aleatoriedad del experimento

Todos los participantes fueron informados sobre los objetivos del estudio y firmaron un consentimiento informado previamente a la participación. El presente estudio fue aprobado por el Comité de Ética de la Facultad de Ingeniería de la Universidad Santiago de Cali, cumpliendo con la normativa establecida en la Resolución 8430 de 1993 del Ministerio de Salud. Este aval garantiza que la intervención fue clasificada como investigación sin riesgo, al tratarse de mediciones externas no invasivas, sin aplicación de sustancias ni modificación de estructuras fisiológicas.

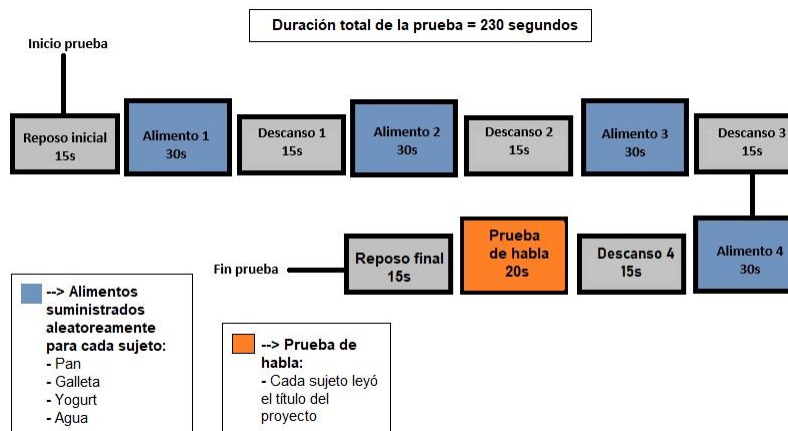
### **3.5 Protocolo experimental.**

La adquisición de datos se realizó en condiciones controladas, manteniendo únicamente una iluminación constante para reducir interferencias externas que pudieran afectar la precisión del sistema. Los participantes realizaron tareas masticatorias con cuatro alimentos seleccionados según la escala IDDSI: galletas, pan tajado, yogur y agua (International Dysphagia Diet Standardisation Initiative [IDDSI], 2019; actualización 2024). Los alimentos fueron administrados en orden completamente

aleatorio, generando un total de 24 posibles combinaciones, de manera que cada participante recibió una secuencia distinta de los cuatro alimentos. Cada alimento tuvo un tiempo de 30 segundos para su consumo, seguido de un periodo de descanso de 15 segundos. Al finalizar la prueba, los participantes pronunciaron el título de la tesis durante 20 segundos, lo que permitió evaluar el desempeño del sistema ante la interferencia de la fonación. Esta configuración permite evaluar la correspondencia entre la actividad registrada en los sensores PPG y la actividad muscular medida por el EMG, facilitando la discriminación de eventos masticatorios reales de movimientos faciales generales.

El procesamiento de las señales incluyó una etapa de filtrado digital destinada a eliminar el ruido de alta frecuencia y conservar únicamente las componentes asociadas a los movimientos orofaciales propios de la masticación. Para ello, se aplicó un filtro digital pasa-bajas Butterworth de cuarto orden con una frecuencia de corte de 3 Hz, complementando el filtrado analógico implementado en los circuitos de adquisición, conformado por un pasa-altas de 0,7 Hz y un pasa-bajas de 2,34 Hz. En el caso del canal EMG, la señal fue rectificada y posteriormente se extrajo su valor RMS mediante una ventana móvil de 200 ms, seleccionada por su capacidad para suavizar variaciones rápidas y capturar el perfil general de activación muscular durante cada ciclo masticatorio. Este RMS fue utilizado como métrica comparativa entre las distintas condiciones experimentales. Finalmente, las señales PPG obtenidas se compararon con la referencia electromiográfica (EMG) del músculo masetero para evaluar la precisión y confiabilidad del sistema en la detección de los ciclos masticatorios.

**Figura 11. Esquema de trabajo experimental.**



**Fuente:** Elaboración propia, 2025.

Una vez obtenidos los registros, las señales fueron procesadas y analizadas de manera estadística utilizando el software MATLAB R2017a (MathWorks Inc., Estados Unidos). Para facilitar la comparación entre participantes y condiciones, se aplicó una normalización individual mediante un z-score robusto, calculado a partir de la mediana y de la desviación absoluta mediana (MAD). Este procedimiento permitió minimizar las diferencias asociadas a la variabilidad biológica y técnica de cada sujeto, conservando únicamente las tendencias comunes entre los registros. Las grabaciones se segmentaron según las seis fases definidas durante el protocolo: reposo, cuatro intervalos de masticación (correspondientes a los alimentos agua, yogur, pan y galleta) y una fase final de habla controlada. Para cada segmento y canal de registro (PPG mentón, PPG ATM y EMG masetero), se calcularon los principales estadísticos descriptivos: media, mediana, desviación estándar y rango intercuartílico (IQR). Antes de realizar las comparaciones entre condiciones, se verificó el tipo de distribución de los datos empleando la prueba de Lilliefors. Cuando los valores mostraron un comportamiento normal se utilizó un análisis de varianza de una vía (ANOVA), mientras que en los casos no normales se recurrió a la prueba no paramétrica de Kruskal-Wallis. Posteriormente, se aplicaron pruebas post-hoc (Tukey-Kramer o Dunn-Šidák, según el caso) para identificar los

pares de condiciones que presentaban diferencias estadísticamente significativas. Se estableció un nivel de significancia de  $p < 0,05$  y se estimó el tamaño de efecto ( $\eta^2$  o  $\epsilon^2$ , de acuerdo con la prueba utilizada) para determinar la magnitud relativa de las diferencias halladas. Los resultados fueron representados mediante diagramas de caja, mostrando la mediana y el intervalo intercuartílico, lo que permitió apreciar de forma visual la variabilidad interindividual y las tendencias de cada canal en las diferentes condiciones experimentales.

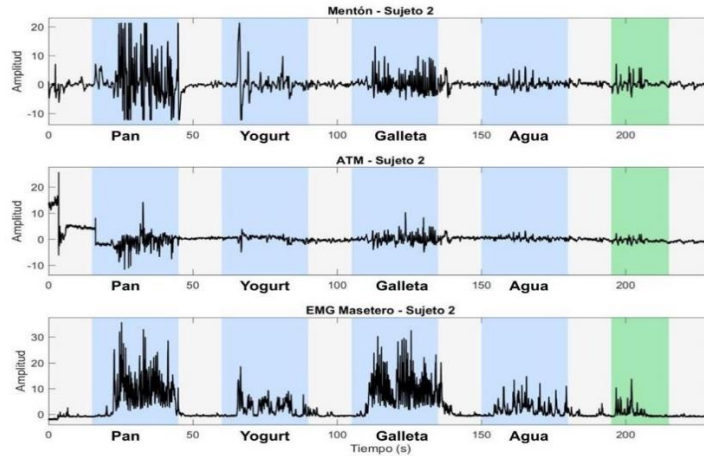
## IV. RESULTADOS

En esta sección se presentan los principales hallazgos obtenidos a partir del procesamiento de las señales adquiridas con los sensores PPG ubicados en el mentón y la articulación temporomandibular (ATM), junto con el registro EMG tomado como referencia. Los resultados se muestran en dos partes: primero se ilustran las señales representativas de dos participantes, uno con registro limpio y otro con registro intermedio, y luego se presentan los análisis estadísticos grupales obtenidos a partir de los 24 registros procesados.

### 4.1 Descripción general de las señales

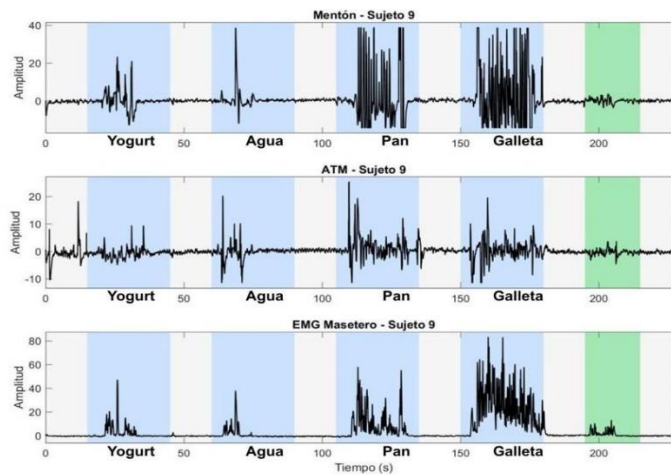
En la figura 12 se muestra un registro significativo de alta calidad que incluye los tres canales de adquisición: la fotopletismografía en el mentón (PPG), la PPG en la articulación temporomandibular (ATM) y la electromiografía en el músculo masetero (EMG), en dicha prueba el orden de los alimentos fue: pan, yogurt, galleta, agua. Las etapas del protocolo experimental se pueden identificar en el gráfico: los segmentos de color azul representan la fase de masticación, los grises la de reposo y los verdes el intervalo de habla controlada. En el canal EMG, se observan picos periódicos con mayor amplitud en las fases de masticación y descensos significativos durante los periodos de reposo. El canal que se encuentra en la ATM muestra oscilaciones de menor tamaño y un ruido basal más notorio, mientras que la señal óptica del mentón mantiene un patrón rítmico que está sincronizado con la actividad eléctrica de los músculos. La figura 13 presenta un registro que se considera de calidad media, siguiendo el orden de los alimentos de la siguiente manera: yogurt, agua, pan, galleta. En este caso, aunque se nota una mayor variabilidad en la amplitud de la señal óptica y alteraciones irregulares fuera de las ventanas de masticación, las señales conservan la coherencia general entre EMG y PPG. Esta variabilidad se debe a las diferencias naturales que existen entre los sujetos, además de los cambios en la manera en que el sensor se acopla a la superficie cutánea.

**Figura 12. Señales representativas de los tres canales (PPG mentón, PPG ATM y EMG masetero) correspondientes a un registro de alta calidad (Sujeto 02).**



Fuente: Elaboración propia, 2025.

**Figura 13. Señales representativas de los tres canales (PPG mentón, PPG ATM y EMG masetero) correspondientes a un registro de calidad media (Sujeto 09).**



Fuente: Elaboración propia, 2025.

## 4.2 Resultados del análisis comparativo

La evaluación cuantitativa de las señales permitió identificar diferencias en la magnitud de respuesta entre los canales y las condiciones experimentales. Los resultados obtenidos para cada canal se resumen en la Tabla 2. En el canal PPG del mentón se encontraron variaciones leves pero consistentes entre las fases de masticación y reposo, mientras que la ATM presentó una respuesta más dispersa y sin cambios relevantes. Por su parte, el canal EMG del masetero registró diferencias claras entre los tipos de alimento, con valores considerablemente mayores en los alimentos sólidos (pan y galleta) frente a los líquidos (agua y yogurt). En conjunto, estos resultados evidencian que el canal óptico del mentón reproduce de forma coherente las variaciones de la señal electromiográfica, validando su comportamiento frente a la actividad muscular real, mientras que la ATM muestra una respuesta menos estable frente a los desplazamientos mandibulares.

**Tabla 2. Resultados globales por canal**

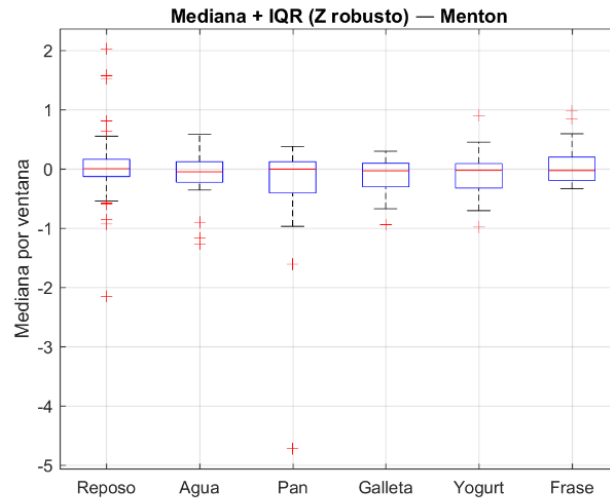
Canal	Método aplicado	Valor p (global)	Tamaño de efecto	Interpretación
<b>PPG Mentón</b>	Kruskal–Wallis + Dunn-Šidák	0,041	$\epsilon^2 = 0,16$	Variaciones leves entre masticación y reposo
<b>PPG ATM</b>	Kruskal–Wallis + Dunn-Šidák	0,784	$\epsilon^2 = 0,03$	Sin diferencias significativas
<b>EMG Masetero</b>	Kruskal–Wallis + Dunn-Šidák	<0,001	$\epsilon^2 = 0,52$	Diferencias marcadas entre condiciones

**Fuente:** Elaboración propia a partir de Resultados\_Estadistica.xlsx (2025).

### 4.3 Distribución por condición experimental

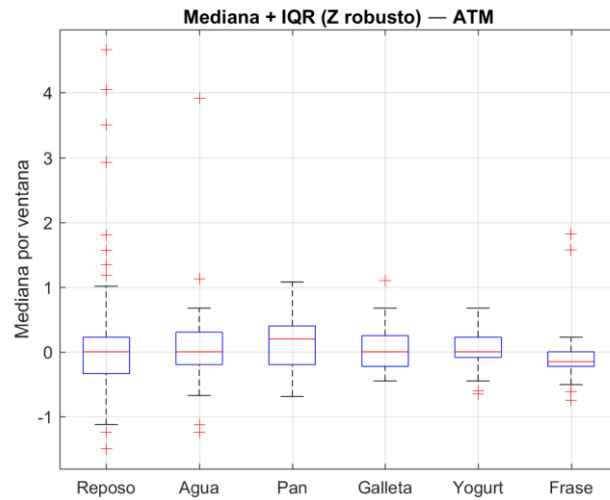
Las Figuras 14 a 16 ilustran la distribución de las medianas normalizadas para cada canal y condición experimental. Se incluyen las seis fases del protocolo: reposo, masticación de los cuatro alimentos (agua, yogur, pan y galleta) y el intervalo de habla controlada. En el canal PPG del mentón (Figura 14), las medianas se concentran cerca de cero, con intervalos intercuartílicos reducidos y pocos valores atípicos. Se aprecia un aumento leve en la amplitud durante la masticación de alimentos sólidos, en contraste con los líquidos y el reposo, lo que sugiere que el mentón constituye una zona estable y adecuada para registrar desplazamientos cutáneos vinculados a la actividad mandibular. En la ATM (Figura 15), las distribuciones muestran mayor dispersión y amplitudes menores, sin diferencias notorias entre condiciones, lo que confirma su baja capacidad discriminativa frente a las variaciones orofaciales. Finalmente, el canal EMG (Figura 16) presenta diferencias marcadas entre condiciones, con medianas más altas durante la masticación de alimentos sólidos y valores bajos durante el reposo y el habla. Este comportamiento reafirma que la señal electromiográfica refleja con precisión el esfuerzo muscular requerido según la textura del alimento.

**Figura 14. Diagramas de caja de la mediana normalizada por condición experimental para el canal PPG mentón.**



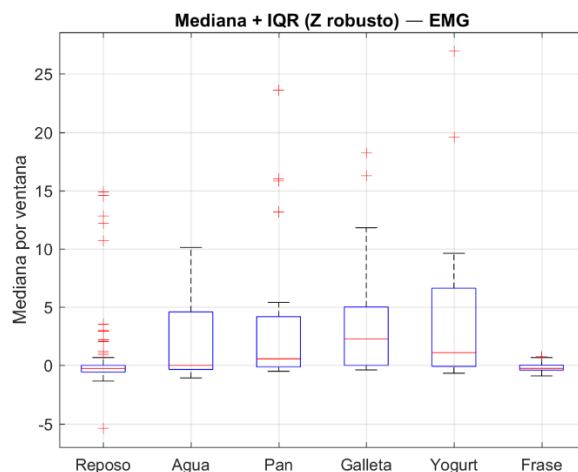
**Fuente:** Elaboración propia, 2025.

**Figura 15. Diagramas de caja de la mediana normalizada por condición experimental para el canal PPG ATM.**



**Fuente:** Elaboración propia, 2025.

**Figura 16. Diagramas de caja de la mediana normalizada por condición experimental para el canal EMG masetero.**



**Fuente:** Elaboración propia, 2025.

Durante el proceso experimental se incluyeron, además de las fases de masticación, breves intervalos de habla controlada con el propósito de evaluar si los sensores eran capaces de diferenciar movimientos orofaciales no relacionados con la ingesta de alimentos. De manera cualitativa, se observó que las señales obtenidas por el sensor EMG y los sensores PPG durante el habla presentaron patrones irregulares, de menor amplitud y sin periodicidad definida, a diferencia de las oscilaciones rítmicas propias de la masticación. Por otro lado, el análisis post hoc de Dunn-Šidák permitió precisar entre qué condiciones se presentaron las diferencias detectadas por la prueba global de Kruskal-Wallis. Así mismo, en el canal EMG del masetero se identificaron diferencias significativas entre las fases de reposo y la masticación de alimentos sólidos (pan y galleta), así como entre los alimentos sólidos y los líquidos (agua y yogurt), lo que confirma su sensibilidad para reflejar variaciones en la intensidad muscular según la textura del alimento. En el canal PPG del mentón se observó una tendencia leve a diferenciar entre reposo y pan, aunque sin alcanzar una significancia robusta, mientras que la señal obtenida en la ATM no mostró contrastes relevantes entre las condiciones evaluadas.

## V. DISCUSIÓN

Los resultados obtenidos no permiten establecer una correspondencia estadísticamente sólida entre la actividad electromiográfica del músculo masetero y la señal fotopletiomográfica registrada en el mentón. Aunque las formas de onda muestran una tendencia visual similar, las pruebas estadísticas reflejan que las diferencias entre condiciones fueron significativas únicamente en el canal EMG, mientras que el PPG evidenció variaciones leves sin alcanzar un nivel de significancia robusto. Esta correspondencia parcial se aprecia tanto en las señales individuales (Figuras 12 y 13) como en los patrones grupales mostrados en los diagramas de caja (Figuras 14–16). Durante la masticación de alimentos sólidos, el canal óptico del mentón mostró ligeros incrementos en la amplitud, pero sin diferenciar de manera clara entre tipos de alimento, a diferencia del registro electromiográfico, que evidenció cambios más definidos y consistentes con la intensidad muscular esperada. A pesar de ello, el sensor PPG, al ser un método óptico y no invasivo, consiguió captar ciertas variaciones mecánicas relacionadas con los movimientos mandibulares, lo que indica que su uso es viable, pero requiere optimización en las condiciones de acoplamiento y procesamiento de señal. En comparación, el sensor ubicado en la ATM mostró un comportamiento menos estable, con mayor presencia de ruido y menor capacidad para distinguir entre las diferentes condiciones experimentales. Esto podría atribuirse a la movilidad de los tejidos blandos cercanos a la articulación

y a las variaciones en el contacto del sensor con la piel, por lo que estos factores generan artefactos ópticos y reducen la sensibilidad del registro. Debido a lo anterior, este punto anatómico no parece ser el más adecuado para medir desplazamientos mandibulares mediante PPG, especialmente cuando se busca identificar diferencias sutiles entre tipos de alimento o fases de actividad orofacial. Por otro lado, el canal EMG, reafirmó su utilidad como referencia para la comparación, mostrando diferencias notorias entre los alimentos sólidos y líquidos. El tamaño de efecto elevado ( $\epsilon^2 = 0.52$ ) y el valor de significancia global ( $p < 0.001$ ) confirman la capacidad del EMG para detectar con precisión el esfuerzo muscular asociado a la masticación. Al comparar ambas señales, se logró observar que el canal óptico del mentón reproduce parcialmente la tendencia general del EMG, aunque con amplitudes más pequeñas y una menor resolución temporal, el cual es un resultado coherente con la naturaleza óptica del método. Esto sugiere que, aunque el PPG aún no logra equiparar la especificidad del EMG, sí puede reflejar indirectamente la dinámica mandibular, lo cual es relevante para fines de monitoreo no invasivo.

Las señales PPG durante los intervalos de reposo presentaron baja dispersión y valores próximos al nivel basal, lo que demuestra una adecuada normalización y estabilidad del sistema de medición. En los tramos de habla controlada, tanto la señal EMG como la PPG mostraron oscilaciones irregulares y de menor amplitud, sin el patrón rítmico propio de la masticación. Esto indica que el sistema puede distinguir entre la fonación y la masticación, lo cual representa un primer paso hacia el desarrollo de algoritmos de clasificación automática capaces de identificar distintos movimientos orofaciales en tiempo real. Por lo tanto, estos resultados se alinean parcialmente con lo reportado por Supelnic et al. (2023), quienes destacaron una mayor estabilidad de la señal PPG en zonas con mejor perfusión tisular, como el mentón, y una menor sensibilidad en regiones cercanas a estructuras óseas. Asimismo, difieren de los hallazgos de Park et al. (2022), quienes propusieron el uso de filtros adaptativos para compensar los artefactos de movimiento, mientras que en este estudio la normalización robusta fue suficiente para reducir la variabilidad intersujeto. En contraste, Papapanagiotou et al. (2017) demostraron que el PPG puede detectar eventos masticatorios en combinación con audio, lo que refuerza la idea de integrar modalidades complementarias en futuras investigaciones. Finalmente, Zuzarte et al. (2019) reinterpretaron los artefactos de movimiento como fuentes de información mecánica, enfoque que también se refleja en este trabajo al considerar las fluctuaciones del PPG como indicadores indirectos del desplazamiento mandibular.

Este estudio presenta ciertas limitaciones que deben ser consideradas. En primer lugar, la muestra fue relativamente pequeña y no se controló de forma estricta el ritmo ni la velocidad de masticación, factores que pueden influir en la respuesta de los sensores. Además, el acoplamiento óptico dependió de las características individuales de la piel, generando variaciones en la intensidad de la señal. Tampoco se exploraron distintas configuraciones de filtrado ni se compararon otros puntos anatómicos potencialmente más estables. Estas limitaciones abren oportunidades para futuros estudios dirigidos a optimizar el posicionamiento del sensor, refinar los algoritmos de procesamiento y mejorar la sensibilidad del sistema ante diferentes tipos de estímulo orofacial.

## VI. CONCLUSIONES

Después de haber realizado este estudio, se logró comprobar que las variaciones ópticas obtenidas por medio de los sensores fotoplestismográficos (PPG) reflejan parcialmente los movimientos mandibulares que ocurren durante el ciclo masticatorio, aunque no logran tener diferencias estadísticamente significativas frente a los periodos de reposo. El canal ubicado en el mentón mostró una tendencia coherente con la actividad electromiográfica, lo que indica que la señal PPG es sensible a los desplazamientos mecánicos que son generados por la contracción muscular, aun así, no con la precisión necesaria para discriminar entre los distintos tipos de alimento o fases de la actividad masticatoria. Por otro lado, el sensor instalado en la articulación temporomandibular presentó una respuesta menos estable, afectada por el movimiento articular y la variabilidad en el acoplamiento óptico. Estos resultados no confirman la hipótesis inicial de correspondencia directa entre la señal óptica y la actividad electromiográfica, sin embargo, sí validan la factibilidad técnica del uso del PPG como una herramienta no invasiva para el monitoreo de la masticación. El siguiente paso será optimizar el posicionamiento de los sensores y aplicar algoritmos de procesamiento y clasificación automática que permitan diferenciar de manera confiable

las diferentes fases dentro del ciclo de la masticación, los momentos de reposo y el habla, de esta manera se puede seguir avanzando hacia el desarrollo de sistemas portátiles más precisos para el monitoreo de la actividad mandibular de una manera funcional.

## REFERENCIAS

- Amazon. (s. f.). Máscara de soporte para barbilla [Fotografía]. Amazon. <https://m.media-amazon.com/images/I/61NS34o6khL.AC.SX679.jpg>
- Beltre. (2025, 21 marzo). Músculo mentoniano. Anatomía Topográfica. <https://anatomiatopografica.com/musculos/musculo-mentoniano/>
- Cadavid, S., Abdel-Mottaleb, M., & Helal, S. (2011). Exploiting visual quasi-periodicity for real-time chewing event detection using active appearance models and support vector machines. *Personal And Ubiquitous Computing*, 16(6), 729-739. <https://doi.org/10.1007/s00779-011-0425-x>
- Circuit Design. (s. f.). Circuit Designer Tutorials. <https://docs.circuitdesigner.com/component/b92eda56-61bf-430f-83e1-49fd0339300e/myoware-muscle-sensor-10>
- DianaCuriel.com. (2020s. f.). <https://www.dianacuriel.com/blog-educacion/musculos-masticadores>
- Dzedzickis, A., Kaklauskas, A., & Bucinskas, V. (2020). Human Emotion Recognition: Review of Sensors and Methods. *Sensors*, 20(3), 592. <https://doi.org/10.3390/s20030592>
- Elgendi, M. (2012). On the analysis of fingertip photoplethysmogram signals. *Current Cardiology Reviews*, 8(1), 14–25. <https://doi.org/10.2174/157340312801215782>
- Ferrario, V. F., Sforza, C., Zanotti, G., Tartaglia, G. M., & Serrao, G. (2004). Three-dimensional mandibular movements during mastication in healthy young adults: A pilot study. *Archives of Oral Biology*, 49(6), 425–431. <https://doi.org/10.1016/j.archoralbio.2003.12.005>
- Fisioterapiasolyuz. (2024, 9 julio). Anatomía de la Articulación Temporomandibular: Todo lo que necesitas saber sobre la ATM. Fisioterapia Sol y Luz. [https://fisioterapiasolyuz.es/anatomia-de-la-articulacion-temporomandibular-todo-lo-que-necesitas-saber-sobre-la-atm/?expand\\_article=1](https://fisioterapiasolyuz.es/anatomia-de-la-articulacion-temporomandibular-todo-lo-que-necesitas-saber-sobre-la-atm/?expand_article=1)
- Gutiérrez, A. (2023, 11 julio). Atragantamiento, la tercera causa de muerte no natural. Ludus. <https://www.ludusglobal.com/blog/atragantamiento-estadisticas-datos-de-muertes#:~:text=Las%20.994%20muertes%20por%20atragantamiento,las%20que%20mucho%20gente%20imagina>
- International Dysphagia Diet Standardisation Initiative (IDDSI). (2019/2024). Marco de referencia IDDSI 2.0: Definiciones detalladas y métodos de prueba (versión armonizada en español, actualización febrero 2024). [https://www.iddsi.org/images/Publications-Resources/DetailedDefnTestMethods/SpanishHarmonised/V2Detailed\\_DefnHSpanishFeb2024.pdf](https://www.iddsi.org/images/Publications-Resources/DetailedDefnTestMethods/SpanishHarmonised/V2Detailed_DefnHSpanishFeb2024.pdf)
- Neumann, D. A. (2009). *Kinesiology of the musculoskeletal system: Foundations for rehabilitation* (2nd ed.). Mosby Elsevier.
- Otsuka, R., Koji, T., Yatsuya, H., Murata, C., Sekiya, A., Wada, K., Zhang, H. M., Matsushita, K., Sugiura, K., Takefuji, S., Ouyang, P., Nagasawa, N., Kondo, T., Sasaki, S., & Toyoshima, H. (2006). Eating Fast Leads to Obesity: Findings Based on Self-administered Questionnaires among Middle-aged Japanese Men and Women. *Journal Of Epidemiology*, 16(3), 117-124. <https://doi.org/10.2188/jea.16.117>

- Papapanagiotou, V., Diou, C., Zhou, L., Van Den Boer, J., Mars, M., & Delopoulos, A. (2017). A Novel Chewing Detection System Based on PPG, Audio, and Accelerometry. *IEEE Journal Of Biomedical And Health Informatics*, 21(3), 607-618. <https://doi.org/10.1109/jbhi.2016.2625271>
- Park, J., Seok, H. S., Kim, S., & Shin, H. (2022). Photoplethysmogram Analysis and Applications: An Integrative Review. *Frontiers In Physiology*, 12. <https://doi.org/10.3389/fphys.2021.808451>
- R-b. (2012, 12 septiembre). Introducing Easy Pulse: A DIY photoplethysmographic sensor for measuring heart rate | Embedded Lab. <https://embedded-lab.com/blog/introducing-easy-pulse-a-diy-photoplethysmographic-sensor-for-measuring-heart-rate/>
- Supelnic, M. N., Ferreira, A. F., Bota, P. J., Brás-Rosário, L., & Da Silva, H. P. (2023). Benchmarking of Sensor Configurations and Measurement Sites for Out-of-the-Lab Photoplethysmography. *Sensors*, 24(1), 214. <https://doi.org/10.3390/s24010214>
- Torres, B. (2013). Músculos de la masticación: (a) temporal, (b) masetero, (c) pterigoideo lateral, (d) pterigoideo medial [Imagen]. En *La voz y nuestro cuerpo: un análisis funcional*. *Revista de Investigaciones en Técnica Vocal*, 1, 40–58. ResearchGate. [https://www.researchgate.net/figure/Musculos-de-la-masticacion-a-temporal-b-masetero-c-pterigoideo-lateral-d\\_fig9\\_281859366](https://www.researchgate.net/figure/Musculos-de-la-masticacion-a-temporal-b-masetero-c-pterigoideo-lateral-d_fig9_281859366)
- Vishay. (s. f.). Keyword and Part Number Search Results | Vishay. <https://www.vishay.com/search/?searchChoice=part&query=TCRT1000>
- World Health Organization: WHO. (2022). Obesidad y sobrepeso. <https://www.who.int/es/news-room/fact-sheets/detail/obesity-and-overweight>
- Zhang, R., Amft, O., (2020). Retrieval and Timing Performance of Chewing-Based Eating Event Detection in Wearable Sensors. *Sensors* 20(2), 57. <https://doi.org/10.3390/s20020557>
- Zuzarte, I., Indic, P., Sternad, D. et al. Quantifying Movement in Preterm Infants Using Photoplethysmography. *Ann Biomed Eng* 47, 646–658 (2019). <https://doi.org/10.1007/s10439-018-02135-7>