



**UNIVERSIDAD CATÓLICA
DE SANTIAGO DE GUAYAQUIL
FACULTAD DE CIENCIAS DE LA SALUD
CARRERA DE ODONTOLOGÍA**

TEMA:

**Evaluación in vitro de la resistencia al impacto de
protectores bucales utilizados en deportes de contacto
amateur**

AUTOR (ES):

Vargas Erazo, Laura Alejandra

**Trabajo de titulación previo a la obtención del título de
ODONTÓLOGO**

TUTOR:

Dra. Guerrero Ferreccio, Jenny Delia

Guayaquil, Ecuador

26 de febrero del 2026



UNIVERSIDAD CATÓLICA
DE SANTIAGO DE GUAYAQUIL

FACULTAD DE CIENCIAS DE LA SALUD
CARRERA ODONTOLOGÍA

CERTIFICACIÓN

Certificamos que el presente trabajo de titulación fue realizado en su totalidad por **Vargas Erazo, Laura Alejandra**, como requerimiento para la obtención del título de **Odontólogo**.

TUTOR (A)

f. _____
Dra. Guerrero Ferreccio, Jenny Delia

DIRECTOR DE LA CARRERA

f. _____
Dra. Bermúdez Velasquez, Andrea Cecilia

Guayaquil, a los 26 del mes de febrero del año 2026



UNIVERSIDAD CATÓLICA
DE SANTIAGO DE GUAYAQUIL

**FACULTAD DE CIENCIAS DE LA SALUD
CARRERA DE ODONTOLOGÍA**

DECLARACIÓN DE RESPONSABILIDAD

Yo, **Vargas Erazo, Laura Alejandra**

DECLARO QUE:

El Trabajo de Titulación: **Evaluación in vitro de la resistencia al impacto de protectores bucales utilizados en deportes de contacto amateur**, previo a la obtención del título de **odontólogo**, ha sido desarrollado respetando derechos intelectuales de terceros conforme las citas que constan en el documento, cuyas fuentes se incorporan en las referencias o bibliografías. Consecuentemente este trabajo es de mi total autoría.

En virtud de esta declaración, me responsabilizo del contenido, veracidad y alcance del Trabajo de Titulación referido.

Guayaquil, a los 26 del mes de febrero del año 2026
E I A

EL AUTOR (A)

Vargas Erazo, Laura Alejandra



UNIVERSIDAD CATÓLICA
DE SANTIAGO DE GUAYAQUIL

**FACULTAD DE CIENCIAS DE LA SALUD
CARRERA DE ODONTOLOGÍA**

AUTORIZACIÓN

Yo, **Vargas Erazo, Laura Alejandra**

Autorizo a la Universidad Católica de Santiago de Guayaquil a la **publicación** en la biblioteca de la institución del Trabajo de Titulación: **Evaluación in vitro de la resistencia al impacto de protectores bucales utilizados en deportes de contacto amateur**, cuyo contenido, ideas y criterios son de mi exclusiva responsabilidad y total autoría.

Guayaquil, a los 26 del mes de febrero del año 2026

EL (LA) AUTOR(A):

f. _____

Vargas Erazo, Laura Alejandra

REPORTE COMPILATIO

 INFORME DE ANÁLISIS
magister

22 febrero TESIS LAURA VARGAS

0%
Textos sospechosos

0% Similitudes
0 % similitudes entre comillas
0 % entre las fuentes mencionadas
 $\Delta < 1%$ Idiomas no reconocidos (ignorado)

Nombre del documento: 22 febrero TESIS LAURA VARGAS.pdf
ID del documento: 58c27bbcd2fe36f15603da57652b37a28bec4d75
Tamaño del documento original: 103,2 kB

Depositante: Jenny Delia Guerrero Ferreccio
Fecha de depósito: 24/2/2026
Tipo de carga: interface
fecha de fin de análisis: 24/2/2026

Número de palabras: 3539
Número de caracteres: 25.115

Ubicación de las similitudes en el documento:

☰ Fuentes de similitudes



AGRADECIMIENTOS

Expreso mi más profundo agradecimiento, en primer lugar, a Dios, por ser mi guía, fortaleza y sostén a lo largo de todo este camino, por no abandonarme en los momentos de dificultad, por darme la sabiduría, la paciencia y el desenvolvimiento necesarios para atender a mis pacientes con vocación y humanidad, y por permitirme alcanzar esta meta tan importante. Su presencia constante en mi vida me ha dado la fe y la perseverancia necesarias para seguir adelante, tal como lo expresa su palabra en Mateo 28:20: *“Y he aquí yo estoy con vosotros todos los días, hasta el fin del mundo.”*

A mi madre, Julissa Ivana Erazo Vaca, por su amor infinito, su entrega incansable y los innumerables sacrificios realizados para que hoy pueda alcanzar este logro. Gracias por ser mi apoyo incondicional, mi refugio en los momentos difíciles y la persona que nunca dejó de creer en mí, incluso cuando yo misma dudaba. Su ejemplo de fortaleza, valentía y perseverancia ha sido la base sobre la cual he construido mis sueños.

A mis hermanos Alekxa Julissa, Giuliann Alekxandre, Aleksander Jesús y María Gabriela Vargas, por su cariño sincero, su compañía constante y por llenar mi vida de momentos de alegría aun en medio del cansancio y la presión. Gracias por su apoyo, por sus palabras de ánimo y por recordarme siempre la importancia de la familia.

A mi novio, John Adriano Freire Avellán, por su amor incondicional, su paciencia infinita y su comprensión durante todo este proceso. Gracias por sostenerme emocionalmente en los momentos de mayor estrés, por escucharme, animarme y recordarme que era capaz de lograrlo. Tu apoyo constante, tu confianza en mí y tu compañía han sido fundamentales para no desistir.

A mis queridos amigos Carlos Jesús, Fernanda Galarza, Lina Ospina, Jeinner Espinóza, Sebastián Orózco, Doménica Zúñiga, Julissa Encarnación, Roxana Roca, Orley Carpio y Elián Gúzman por su amistad sincera, su apoyo constante y por acompañarme en cada etapa de este proceso. Gracias por sus palabras de ánimo, por su comprensión ante mis ausencias y por demostrarme que nunca estuve sola.

A mis docentes, quienes con su conocimiento, vocación y compromiso contribuyeron significativamente a mi formación profesional. De manera

especial, a la Dra. Jenny Guerrero Ferreccio, tutora de esta tesis, por su valiosa guía, dedicación, paciencia y acompañamiento constante durante el desarrollo de este trabajo. A la Dra. Andrea Bermúdez Velásquez, directora de la carrera, por ser un ejemplo de liderazgo, excelencia y vocación, cuya trayectoria inspira a aspirar siempre a más, a superarse continuamente y a ejercer la profesión con ética, responsabilidad y pasión. Asimismo, a la Dra. María Angélica Terreros y a la Dra. Estefanía Ocampo, por sus enseñanzas y aportes a lo largo de mi formación. A todos los docentes que me han formado durante estos años de profesión, por compartir sus conocimientos, fundamentales para mi crecimiento académico y personal. Al Dr. Steven Cepeda, por su colaboración en la elaboración de los protectores bucales personalizados, indispensables para este estudio, y al Dr. que brindó su apoyo en el análisis estadístico, por su importante contribución técnica.

Al laboratorio LEMAT y a los ingenieros que participaron en el desarrollo experimental de esta investigación: Ing. Jairon Triguero, Ing. Oswaldo Borbor, Ing. Irina Ñacato e Ing. Paola Fischer, por su disposición, conocimientos y apoyo durante la ejecución de los ensayos.

A mis pacientes, quienes depositaron su confianza en mí y creyeron en mis capacidades, permitiéndome aprender, crecer y reafirmar mi vocación de servicio. Cada experiencia compartida contribuyó de manera invaluable a mi formación profesional y humana, recordándome siempre la responsabilidad y el privilegio que implica cuidar de la salud de los demás.

Y a todas las personas e instituciones que, de una u otra manera, creyeron en mí y contribuyeron a la culminación de este trabajo de investigación. Cada gesto de apoyo, cada palabra de aliento y cada ayuda brindada fueron fundamentales para alcanzar esta meta.

Gracias infinitas.

DEDICATORIA

A Dios, fuente de vida, amor y esperanza, por sostenerme en cada paso de este camino, por darme la sabiduría, la paciencia y el desenvolvimiento necesarios para atender a mis pacientes con vocación y humanidad, y por concederme la fortaleza para alcanzar esta meta. A Él encomiendo cada uno de mis logros y sueños, con profunda gratitud por su presencia constante en mi vida.

A mis ángeles, especialmente a mi papá, quien desde el cielo continúa guiando mis pasos. Gracias por haber sembrado en mí valores firmes, amor por Dios y la fortaleza para enfrentar la vida. Sé que habría estado inmensamente orgulloso de ver a su bebita alcanzar este momento tan importante. Su amor sigue vivo en mi corazón y en todo lo que soy.

A mi Canie, a quien amé y amaré con un amor profundo y sincero. Su partida dejó un vacío inmenso en mi vida, pero también recuerdos llenos de ternura, compañía y motivación. Mientras estuvo en este mundo fue una fuente de alegría y consuelo, y aún en mis sueños siento su presencia, impulsándome a seguir adelante. Su amor incondicional permanecerá siempre conmigo.

A mi madre, Julissa Ivana Erazo Vaca, por ser mi mayor bendición, mi ejemplo de lucha y la razón principal de este logro. Gracias por su amor infinito, por sus desvelos, sus sacrificios silenciosos y por sostenerme incluso cuando todo parecía difícil. Ha sido mi refugio, mi guía, mi fuerza y mi inspiración para no rendirme jamás. La amo infinitamente, y cada paso que doy lleva su huella; cada meta alcanzada también le pertenece, porque sin usted nada de esto habría sido posible.

A mis hermanos Alekxa Julissa, Giuliann Alekxandre, Aleksander Jesús y María Gabriela Vargas, por su amor, su compañía y por ser parte esencial de mi vida. Gracias por su apoyo incondicional, por los momentos compartidos y por recordarme siempre la importancia de la familia. Este logro también es para ustedes, como muestra de que los sueños se pueden alcanzar con esfuerzo y perseverancia.

A mi novio, John Adriano Freire Avellán, por su amor sincero, su paciencia y su apoyo constante en cada etapa de este proceso. Gracias por acompañarme en los días difíciles, por creer en mí cuando más lo necesitaba y por celebrar cada avance como si fuera propio. Tu presencia ha sido un pilar fundamental para llegar hasta aquí.

A mis queridos amigos Carlos Jesús, Fernanda Galarza, Lina Ospina, Jeinner Espinóza, Sebastián Orózco, Doménica Zúñiga, Ana Paula Sarcos, Freddy Moreno, Sara Marín y Guadalupe Saltos, por su amistad verdadera, por su apoyo incondicional y por llenar este camino de risas, comprensión y ánimo. Gracias por estar presentes aun en la distancia, por sus palabras de aliento y por demostrarme que la amistad sincera trasciende el tiempo y las circunstancias. Cada uno de ustedes ha sido parte importante de este logro y ocupa un lugar muy especial en mi corazón.

A la Dra. Jenny Guerrero Ferreccio, por su guía, apoyo y confianza, no solo en el desarrollo de esta tesis sino también en mi formación profesional. Su acompañamiento y enseñanzas han sido fundamentales para alcanzar esta meta.

Y a todas las personas que creyeron en mí, que confiaron en mis capacidades y me brindaron palabras de aliento en los momentos en que más lo necesité. Su fe en mi potencial fue una luz que me impulsó a seguir adelante y a no rendirme, recordándome siempre que los sueños son posibles cuando hay perseverancia y apoyo.

Con todo mi amor y gratitud.



**UNIVERSIDAD CATÓLICA
DE SANTIAGO DE GUAYAQUIL
FACULTAD DE CIENCIAS DE LA SALUD
CARRERA DE ODONTOLOGÍA**

TRIBUNAL DE SUSTENTACIÓN

f. _____

(NOMBRES Y APELLIDOS)

DECANO O DIRECTOR DE CARRERA

f. _____

(NOMBRES Y APELLIDOS)

COORDINADOR DEL ÁREA O DOCENTE DE LA CARRERA

f. _____

(NOMBRES Y APELLIDOS)

OPONENTE



**UNIVERSIDAD CATÓLICA DE SANTIAGO DE GUAYAQUIL
FACULTAD DE CIENCIAS DE LA SALUD – ODONTOLOGÍA
CARRERA DE ODONTOLOGÍA**

CALIFICACIÓN

TUTOR (A)

f. _____
Dra. Guerrero Ferreccio, Jenny Delia

RESUMEN

Objetivo: Evaluar y comparar *in vitro* la resistencia al impacto de protectores bucales personalizados y termomoldeables utilizados en deportes de contacto amateur, considerando el espesor y el número de capas. **Materiales y métodos:** Se realizó un estudio experimental comparativo *in vitro* con 32 especímenes distribuidos en cuatro grupos (n = 8): personalizados de una capa (1.5 mm), personalizados de doble capa (2.5 mm), termomoldeables simples y termomoldeables de doble capa. Los ensayos se efectuaron mediante una máquina de impacto por caída de dardo con altura estandarizada de 0.44 m, aplicando incrementos progresivos de masa hasta la fractura de uno o más dientes del modelo maxilar artificial. Se registró la carga al momento de la falla y la energía correspondiente, calculada mediante la ecuación de energía potencial gravitacional. El análisis estadístico incluyó pruebas de normalidad (Shapiro–Wilk) y comparación entre grupos mediante Kruskal–Wallis con corrección de Bonferroni. **Resultados:** Se observaron diferencias estadísticamente significativas entre los grupos ($p < 0,05$). Los protectores personalizados de doble capa presentaron los valores más elevados de energía al momento de la falla, seguidos por los personalizados de una capa, mientras que los termomoldeables mostraron valores inferiores. **Conclusión:** El tipo de fabricación, el espesor y el número de capas influyen significativamente en la resistencia al impacto, evidenciándose un mejor desempeño mecánico en los protectores personalizados multicapa bajo condiciones experimentales controladas.

Palabras Claves: Protectores bucales; Resistencia al impacto; Deportes de contacto; Ensayo *in vitro*; Energía de impacto; Odontología deportiva; EVA.

ABSTRACT

Objective: To evaluate and compare *in vitro* the impact resistance of custom and thermoformable mouthguards used in amateur contact sports, considering thickness and number of layers. **Materials and methods:** A comparative *in vitro* experimental study was conducted with 32 specimens distributed into four groups (n = 8): single-layer custom mouthguards (1.5 mm), double-layer custom mouthguards (2.5 mm), single-layer thermoformable mouthguards, and double-layer thermoformable mouthguards. Tests were performed using a dart impact machine with a standardized drop height of 0.44 m, applying progressive mass increments until one or more teeth of the artificial maxillary model fractured. The load at the moment of failure and the corresponding energy, calculated using the gravitational potential energy equation, were recorded. Statistical analysis included normality tests (Shapiro-Wilk) and comparisons between groups using the Kruskal-Wallis test with Bonferroni correction. **Results:** Statistically significant differences were observed between the groups ($p < 0.05$). Custom double-layer protectors exhibited the highest energy values at failure, followed by custom single-layer protectors, while thermoformable protectors showed lower values. **Conclusion:** The manufacturing method, thickness, and number of layers significantly influence impact resistance, with custom multi-layer protectors demonstrating better mechanical performance under controlled experimental conditions.

Keywords: Mouthguards; Impact resistance; Contact sports; *In vitro* testing; Impact energy; Sports dentistry; EVA.

INTRODUCCIÓN

Los traumatismos dentoalveolares constituyen un problema relevante de salud pública debido a su elevada frecuencia y a las secuelas funcionales y estéticas que generan a corto y largo plazo.¹ Afectan principalmente a niños, deportistas y adultos mayores; no obstante, la mayor incidencia se observa en deportistas, atribuida a la exposición constante a impactos físicos, caídas y colisiones propias de la práctica deportiva.²

Se han documentado prevalencias variables de traumatismos dentales asociados a la práctica deportiva, observándose en algunos estudios una mayor frecuencia en deportistas amateur en comparación con atletas de élite.³⁻⁵ Estas lesiones incluyen fracturas dentales, avulsiones, luxaciones y laceraciones de tejidos blandos, que pueden comprometer la integridad del sistema estomatognático, el rendimiento deportivo y la calidad de vida, particularmente en disciplinas de contacto físico frecuente.³⁻⁵

Entre las estrategias preventivas, los protectores bucales son considerados el método más eficaz para reducir las lesiones orofaciales,

ya que actúan como una barrera mecánica capaz de absorber y redistribuir la energía del impacto, disminuyendo la transmisión de fuerzas hacia dientes, tejidos blandos y estructuras óseas.^{6,7} Sin embargo, pese a su eficacia demostrada, su uso regular sigue siendo limitado entre los deportistas debido a incomodidad, alteraciones en la respiración o el habla y la percepción de menor rendimiento físico.^{8,9}

Según su método de fabricación, los protectores bucales se clasifican en prefabricados (stock), termomoldeables (boil-and-bite) y personalizados (custom-made).¹⁰ Los prefabricados presentan una adaptación anatómica limitada, lo que reduce su eficacia protectora.¹¹ Los termomoldeables, aunque permiten un mejor ajuste tras el calentamiento, muestran variaciones en el espesor y en la distribución del material que pueden comprometer su comportamiento mecánico y resistencia al impacto.^{11,12} Los personalizados, elaborados a partir de modelos dentales individuales, ofrecen una adaptación superior y una mayor capacidad de dispersión de fuerzas; sin embargo, su mayor costo y

menor accesibilidad limitan su uso en los deportistas amateur.^{13,14}

En cuanto a los materiales empleados, según Biqi et al. el etileno-vinil-acetato (EVA) continúa siendo el más utilizado en la fabricación de protectores bucales debido a su adecuada capacidad de amortiguación, flexibilidad, durabilidad y biocompatibilidad.^{6,15} Estudios *in vitro* han demostrado que el espesor constituye un factor determinante en la absorción de energía, evaluándose espesores que varían de 1 mm a 6 mm, con un incremento progresivo en la capacidad protectora a medida que aumenta el espesor.^{16,17} Por su parte, Messias et al. demostraron que el grosor y el número de capas influyen significativamente en el comportamiento mecánico de los protectores bucales, mostrando las configuraciones multicapa una mayor capacidad de absorción y dispersión de la energía del impacto.¹⁸⁻²¹

A pesar de los avances en el diseño y los materiales de los protectores bucales, la evidencia científica disponible sobre comparaciones *in vitro* bajo condiciones estandarizadas de impacto sigue siendo limitada, especialmente en

relación con variaciones en el espesor. Esta limitación dificulta una selección basada en evidencia del protector más adecuado para deportes de contacto amateur, donde la accesibilidad, el costo y el rendimiento mecánico son factores determinantes.^{22,23}

Por lo tanto, el objetivo del presente estudio fue evaluar y comparar *in vitro* la resistencia al impacto de protectores bucales personalizados y termomoldeables utilizados en deportes de contacto amateur, considerando el espesor y el número de capas, mediante un ensayo de impacto por caída de dardo. Los resultados contribuirán a fortalecer la evidencia científica disponible, optimizar la selección y el diseño de protectores bucales y respaldar estrategias de prevención de lesiones orofaciales en el ámbito de la odontología deportiva.

MATERIALES Y MÉTODOS

1. Diseño del estudio

Se realizó un estudio de enfoque cuantitativo, tipo comparativo, diseño experimental *in vitro*, llevado a cabo en el Laboratorio de Evaluación de Materiales (LEMAT),

pertenciente a la Escuela Superior Politécnica del Litoral (ESPOL). El estudio fue considerado exento por el Comité de Bioética de Investigación en Seres Humanos de la Universidad Católica de Santiago de Guayaquil (CEISH-UCASG) al no involucrar humanos.

2. Muestra y grupos de estudio

El tamaño muestral se estimó mediante un análisis de potencia para la comparación de cuatro grupos independientes (ANOVA de una vía, prueba F, efectos fijos, comparación global entre grupos). Se estableció un nivel de significancia de $\alpha = 0.05$ y una potencia estadística de 80% ($1-\beta = 0.80$). Considerando un tamaño de efecto grande (Cohen's $f = 0.65$), se determinó un tamaño total de muestra de 32 especímenes, distribuidos en cuatro grupos ($n = 8$ por grupo), según su tipo de fabricación, espesor y número de capas. Este diseño se fundamentó en estudios previos sobre resistencia al impacto y comportamiento mecánico de protectores bucales.^{3,13}

- **Grupo A1 (8 protectores bucales personalizados de una capa):**

Protectores bucales confeccionados a medida (*Shockprot®*), elaborados en EVA, con un espesor de 1.5 mm, destinados a la protección frente a impactos de menor intensidad.

- **Grupo A2 (8 protectores bucales personalizados de doble capa):**

Protectores bucales confeccionados a medida (*Shockprot® Guayaquil, Ecuador*), elaborados en EVA, con un espesor de 2.5 mm, diseñados para soportar impactos de mayor intensidad.

- **Grupo B1 (8 protectores bucales termomoldeables simples):**

Protectores bucales termomoldeados o *boil-and-bite* (*Aurik® Quito, Ecuador*), fabricados en EVA termomoldeable, adaptados a modelos maxilares artificiales (MMA) (*Dyna®*) mediante calentamiento previo.

- **Grupo B2 (8 protectores bucales termomoldeables de doble capa):**

Protectores bucales termomoldeados o *boil-and-bite* (marca *Aurik®*), fabricados en EVA termomoldeable, adaptados a MMA mediante calentamiento previo. (Fig.1)

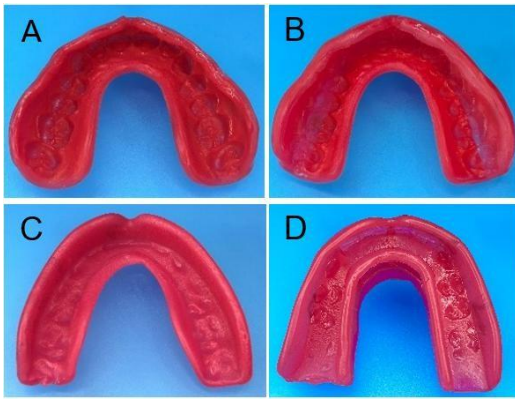


Figura 1. Tipos de protectores bucales evaluados: (A) grupo A1; (B) grupo A2; (C) grupo B1; (D) grupo B2

Fuente: Elaboración propia

Los protectores bucales termomoldeables de ambos grupos, correspondientes a la misma marca comercial, fueron adaptados directamente sobre el MMA conforme a las indicaciones del fabricante. Mientras que, los protectores bucales personalizados fueron elaborados por un odontólogo especialista en la elaboración de dispositivos de protección deportiva en el país, con 15 años de experiencia, siguiendo un protocolo clínico estandarizado. Se efectuó inicialmente la toma de impresión del MMA utilizando alginato (*Kromopan®*), obteniéndose posteriormente un modelo de trabajo en yeso piedra (*Hinridur®*). Sobre dicho modelo se termoforaron láminas de polímero

de EVA mediante una máquina termoformadora (*Scheu®*) por presión en positivo. Posteriormente, el dispositivo fue recortado y pulido para eliminar excesos y bordes irregulares, asegurando una adecuada adaptación anatómica y estabilidad. Finalmente, el protector fue probado en el MMA para verificar ajuste.

Cada protector bucal fue identificado mediante un código de muestra individual, lo que permitió su correcta trazabilidad durante el ensayo de impacto.

3. Instrumentos de medición y control

3.1 Balanza analítica digital (EM-071)

La masa inicial de cada protector bucal fue determinada mediante una balanza analítica digital (BAD) (*Mettler Toledo®*) previo al ensayo de impacto, como parte del control experimental. Este procedimiento permitió verificar la homogeneidad entre las muestras y asegurar la trazabilidad del estudio, conforme a lo descrito en investigaciones previas de caracterización mecánica de protectores bucales y dispositivos de protección oral.²⁴

3.2 Sistema de alineación del impacto

Con el fin de asegurar la precisión y reproducibilidad del punto de impacto, se utilizó un sistema de alineación mediante nivel láser (GLL 3X) (*Hilda*®), el cual permitió definir la trayectoria vertical del dardo y centrar el impacto en la región previamente establecida del protector bucal. El dispositivo fue orientado perpendicularmente al plano oclusal del modelo experimental, garantizando condiciones homogéneas entre muestras y minimizando variaciones posicionales, conforme a lo descrito en la literatura científica.^{24,26}

4. Máquina de Impacto por caída de Dardo (EM-086)

El ensayo de impacto se realizó utilizando una Máquina de Impacto por caída de Dardo (MICD) (*UJIAN*®),^{23,26} que permite aplicar impactos controlados mediante la caída vertical de un dardo metálico desde una altura predeterminada, generando energía de impacto reproducible sobre el protector bucal.²⁵ Esta metodología es ampliamente utilizada en estudios *in vitro* para evaluar la absorción de energía y el comportamiento

mecánico de protectores bucales frente a impactos deportivos.^{23,26}

El equipo consta de una columna vertical graduada que guía el desplazamiento rectilíneo del dardo, asegurando una trayectoria perpendicular al plano del impacto. El dardo está fabricado en acero, posee una punta de geometría semiesférica de 20.50 mm de diámetro, lo que permite concentrar la carga en un área definida y estandarizada, simulando un impacto puntual comparable a traumatismos orofaciales descritos en estudios previo.^{24,27}

La altura de caída se estableció en 0.44 m, medida con flexómetro desde la base de la máquina hasta el punto de suspensión del dardo. Este valor es similar a alturas empleadas en investigaciones *in vitro* para la evaluación de absorción de impacto en protectores bucales, permitiendo condiciones experimentales estandarizadas.^{23,25} El sistema fue adaptado para la evaluación comparativa de protectores bucales utilizados en deportes de contacto amateur, permitiendo analizar su capacidad de absorción y disipación de energía bajo condiciones controladas.^{23,24}

5. Procedimiento del ensayo de impacto

Previo a la realización del ensayo de impacto, todos los protectores bucales fueron pesados individualmente en una BAD, de acuerdo con la evidencia científica reportada para estudios de caracterización mecánica *in vitro*.^{23,24}

Todos los ensayos se realizaron bajo condiciones controladas, manteniendo una temperatura ambiente y en campo seco, con el propósito de estandarizar el procedimiento experimental y minimizar la variabilidad asociada a factores ambientales como cambios térmicos o presencia de humedad.

El MMA fue confeccionado en acrílico e incorporó dientes de resina rígida que simulan la dureza del esmalte dental, unidos a una encía artificial de caucho de silicona, diseñados para reproducir de manera aproximada el comportamiento mecánico de los tejidos duros y blandos del sistema dentoalveolar frente a cargas dinámicas, tal como se ha descrito en la evidencia científica disponible.²³

Posteriormente, cada protector bucal fue colocado sobre el maxilar superior del MMA, asegurando el contacto oclusal con el maxilar inferior con el fin de reproducir una condición clínica real y evitar que el maxilar superior permaneciera sin soporte durante el impacto, conforme a protocolos descritos en la literatura científica.^{23,26}

El conjunto conformado por el protector bucal y ambos maxilares fue fijado mediante un accesorio de sujeción con un torniquete manual, diseñado para posicionar el modelo de manera estable y reproducible dentro de la MICD. Este sistema de fijación tuvo como finalidad minimizar desplazamientos durante la aplicación de la carga y garantizar la repetibilidad de las condiciones experimentales, en concordancia con metodologías previamente reportadas.^{23,24}

Una vez posicionado el conjunto en la máquina de impacto, se realizó la alineación del punto de impacto mediante un sistema de nivel láser, el cual proyectó líneas láser verdes que permitieron definir la trayectoria vertical del dardo y el punto exacto de contacto, asegurando que el dardo impactara de forma repetible sobre el protector bucal en el área

interincisal central (entre los dientes 11 y 21), de acuerdo con lo reportado en estudios experimentales previos.^{24,26}

Como se mencionó anteriormente, la altura de caída del dardo fue establecida en 0.44 m. Si bien los valores específicos de masa inicial del dardo y altura de caída empleados en el presente estudio difieren de aquellos utilizados en investigaciones previas, el procedimiento se fundamenta en un enfoque de carga incremental y estandarización del impacto ampliamente descrito en la literatura para la evaluación mecánica de protectores bucales *in vitro*.^{23,24}

Cada muestra fue sometida a un ensayo de resistencia al impacto por caída de dardo, iniciando el procedimiento con una masa inicial del dardo de 1.3 kilogramos (kg), la cual fue previamente verificada mediante pesaje en una balanza industrial, aplicada de manera uniforme en todas las muestras. Después de cada aplicación de carga, el MMA fue retirado de la máquina para realizar una inspección visual directa con el fin de identificar la presencia de fractura en uno o más dientes. Se definió operativamente como

fractura la presencia de grietas visibles que comprometieran la integridad estructural de la corona del diente o su separación parcial o total de la base de soporte, este criterio se estableció con base en la evidencia científica disponible sobre traumatismos dentoalveolares en deportes de contacto.^{1,12,14}

La literatura muestra que las fracturas dentales en el maxilar superior asociadas a traumatismos pueden generar dolor y compromiso de la masticación; por ello, la presencia de la fractura dental se utilizó como un desenlace relevante.^{1,12,14}

En ausencia de fractura, el conjunto era reposicionado en el equipo y se aplicaba progresivamente el siguiente incremento de carga mediante aumentos de 30 gramos (g) en cada impacto sucesivo.

En cuanto al número de impactos aplicados en cada muestra no fueron predeterminados, sino que se continuó de manera secuencial hasta alcanzar la falla estructural. Este criterio de detención permitió determinar la carga máxima soportada por el sistema antes del daño, conforme a metodologías de carga incremental descritas en estudios previos.^{23,24,26}

Durante el ensayo se registró la masa del dardo (kg) aplicada al momento de la fractura. A partir de este valor se calcularon dos parámetros mecánicos distintos: La carga al momento de la falla (Newton) que se define como magnitud física que describe la cantidad de fuerza aplicada a un objeto o sistema, o la tensión/impulso asociado a una interacción. En muchas disciplinas, el término “carga” se usa para indicar la fuerza externa o la presión sobre un componente,^{24,26} fue calculada a partir de la ecuación $F = m \cdot g$, donde m representa la masa del dardo y g la aceleración de la gravedad (9.81 m/s^2).^{23,24} Asimismo, la energía absorbida hasta la falla (Joules), definida como la magnitud escalar que representa la cantidad de energía transferida a un sistema por un proceso (trabajo realizado sobre el sistema) o la energía que un sistema ha adquirido,^{23,26} fue calculada mediante la ecuación de energía potencial gravitacional, procedimiento empleado en estudios experimentales de impacto:^{24,26}

$$E = m \cdot g \cdot h$$

donde m corresponde a la masa del dardo (kg), g a la aceleración de la gravedad (9.81 m/s^2) y h a la altura de caída (0.44 m). (Fig.2)

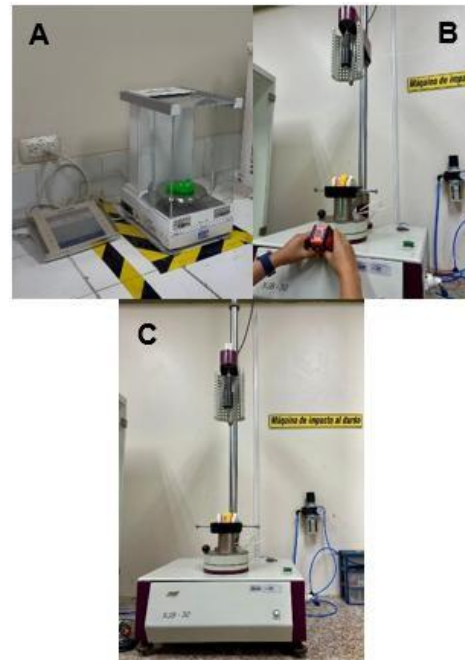


Figura 2. Procedimiento del ensayo de impacto: (A) balanza analítica digital (EM-071); (B) sistema de alineación mediante nivel láser (GLL 3X); (C) máquina de impacto por caída de dardo (EM-086)

Fuente: Elaboración propia

6. Variables evaluadas

La variable independiente correspondió al tipo y configuración estructural del protector bucal evaluado, considerando el diseño, el espesor del material y el número de

capas, definidos en los siguientes grupos experimentales: protectores personalizados de 1.5 mm (una capa), protectores personalizados de 2.5 mm (doble capa) y protectores termomoldeables simples y de doble capa.

Las variables dependientes fueron:

- **Carga al momento de la falla (N)**, valor de la fuerza aplicada cuando se produjo la fractura dental.
- **Energía absorbida hasta la falla (J)**, energía acumulada en el sistema hasta el momento en que ocurrió la fractura.

Estas variables permitieron evaluar la resistencia al impacto de los distintos tipos de protectores bucales bajo condiciones experimentales controladas.

Como variables intervinientes controladas se mantuvieron constantes la altura de caída del dardo (0.44 m), la geometría y masa inicial del impactador (1.3 kg), el MMA, la posición del protector bucal, el accesorio de sujeción utilizado para fijar el conjunto durante el ensayo, la secuencia de incremento de carga y las

condiciones del ensayo, con el fin de asegurar la reproducibilidad y comparabilidad de los resultados.

RESULTADOS

Los resultados obtenidos fueron analizados mediante estadística descriptiva e inferencial. La normalidad de las variables fue evaluada mediante la prueba de Shapiro–Wilk, evidenciándose que los datos no siguieron una distribución normal. En consecuencia, se utilizó la prueba no paramétrica de Kruskal–Wallis para la comparación de la energía absorbida al momento de la falla entre los distintos tipos de protectores bucales evaluados (grupos A2, A1, B1 y B2; $n = 8$ por grupo).

En el análisis descriptivo, se observaron diferencias en la tendencia central y dispersión de la energía absorbida entre los grupos. De manera general, el grupo A2 mostró los valores más elevados, mientras que los grupos termomoldeables presentaron valores inferiores. (Tabla 1)

Grupo	n	Energía media \pm DE (J)	Mín	Máx	Significancia
A2	8	7.54 \pm 0.79	6.4	8.7	a
A1	8	6.30 \pm 0.29	5.9	6.7	b
B1	8	5.98 \pm 0.28	5.7	6.3	b,c
B2	8	5.73 \pm 0.07	5.7	5.9	c

Tabla 1. Energía absorbida al momento de la falla según tipo de protector bucal.

Con el propósito de determinar si estas diferencias observadas eran estadísticamente significativas, se realizó el análisis inferencial global mediante la prueba de Kruskal–Wallis, el cual evidenció diferencias significativas entre los grupos ($p < 0,05$), indicando que la capacidad de absorción de impacto no fue homogénea bajo

las condiciones experimentales establecidas.

Las comparaciones múltiples realizadas con la prueba de Mann–Whitney con corrección de Bonferroni, permitieron identificar diferencias estadísticamente significativas entre los grupos A2 y A1, A2 y B1, y A2 y B2, así como entre A1 y B2. En contraste, no se observaron diferencias estadísticamente significativas entre los grupos A1 y B1 ni entre B1 y B2. (Tabla 2)

Grupo	A2	A1	B1	B2
A2	—	0.031	0.005	0.003
A1	0.031	—	0.379	0.004
B1	0.005	0.379	—	0.120
B2	0.003	0.004	0.120	—

Tabla 2. Comparación por grupos de la energía absorbida entre los distintos tipos de protectores bucales.

La distribución de la energía absorbida al momento de la falla se representa mediante un diagrama de cajas, el cual muestra las medianas, rangos intercuartílicos y valores extremos

de cada grupo. La representación gráfica es consistente con los hallazgos inferenciales, evidenciando valores centrales más elevados en el grupo A2 y distribuciones más homogéneas en los grupos restantes. (Tabla 3)

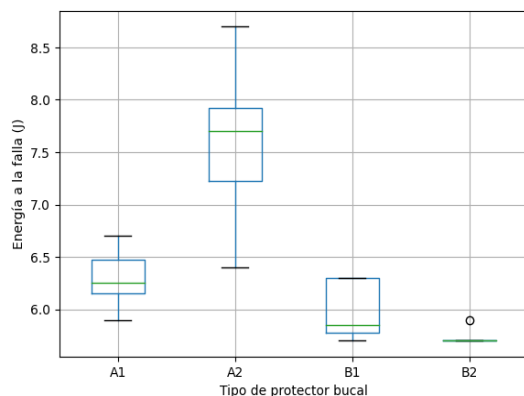


Tabla 3. Distribución de la energía absorbida al momento de la falla según el tipo de protector bucal.

De manera complementaria, se evaluó la asociación entre el peso del protector bucal y la energía absorbida al momento de la falla mediante el coeficiente de correlación de Spearman. Considerando el total de los especímenes, se observó una correlación positiva fuerte y estadísticamente significativa ($\rho = 0.75$; $p < 0.001$).

El análisis estratificado por grupos mostró una correlación positiva significativa en A2 ($\rho = 0.86$; $p = 0.006$) y en A1 ($\rho = 0.79$; $p =$

0.021). En contraste, en B1 ($\rho = 0.68$; $p = 0.064$) y B2 ($\rho = 0.41$; $p = 0.312$) la asociación no alcanzó significancia estadística.

DISCUSIÓN

Los resultados del presente estudio reportaron que los protectores bucales personalizados presentaron mayor absorción de energía al momento de la falla en comparación con los termomoldeables. Wang et al. reportaron que el mejor ajuste y estabilidad de los protectores personalizados favorecen una disipación más eficiente de la energía durante impactos controlados, mientras que Avgerinos et al. describieron un mejor desempeño protector atribuido a su adaptación anatómica y menor desplazamiento bajo cargas dinámicas.^{13,15}

Verissimo et al. describieron que el incremento del espesor mejora la absorción de impacto al permitir mayor disipación de energía, y Sarac et al. señalaron mayor capacidad de amortiguación en protectores más gruesos.^{17,28} De

forma complementaria, Mizuhashi et al. y Motoyoshi et al. indicaron que las configuraciones multicapa optimizan la distribución de tensiones frente al impacto.^{16,21}

En relación con la masa del protector, Saunders et al. y Nassani et al. reportaron que estructuras con mayor volumen de material presentan mejor comportamiento frente a cargas dinámicas.^{9,11} Estos antecedentes son coherentes con la asociación positiva observada entre el peso del protector y la energía absorbida, particularmente en los grupos personalizados.

Kataoka et al. señalaron que los ensayos de impacto con cargas progresivas permiten caracterizar el punto de falla de manera controlada, y Lißner et al. sugieren que el incremento gradual de energía facilita la evaluación comparativa del desempeño mecánico.^{26,27} El protocolo utilizado se alinea con estos enfoques metodológicos.

Desde el punto de vista clínico, el criterio de falla —fractura parcial o completa del diente del modelo

maxilar artificial— representa un desenlace asociado a lesiones dentoalveolares que, en la práctica, pueden requerir tratamiento restaurador o endodóntico. Aunque el estudio se desarrolló en condiciones *in vitro*, una mayor energía necesaria para inducir fractura podría interpretarse como un mayor margen mecánico de protección, sin implicar una reducción directa del riesgo clínico.

La naturaleza *in vitro* del ensayo, el uso de modelos artificiales y la ausencia de simulación de saliva y fatiga cíclica limitan la extrapolación directa de los resultados a escenarios deportivos reales. Además, el modelo no reproduce la respuesta biológica del ligamento periodontal ni la variabilidad anatómica individual.

Los hallazgos sugieren que configuraciones personalizadas y multicapa podrían ofrecer mayor margen estructural frente al impacto bajo condiciones controladas. No obstante, estas observaciones deben interpretarse con cautela hasta contar con evidencia clínica complementaria.

CONCLUSIONES

1. Existen diferencias estadísticamente significativas en la energía absorbida al momento de la falla entre los distintos tipos de protectores bucales evaluados bajo condiciones experimentales controladas ($p < 0.05$).
2. Los protectores bucales personalizados de doble capa presentaron los valores más elevados de energía absorbida al momento de la falla en comparación con los demás grupos.
3. Los protectores personalizados de una capa mostraron un desempeño intermedio, sin diferencias significativas respecto al grupo termomoldeable simple.
4. Los protectores termomoldeables, tanto simples como de doble capa, registraron los valores más bajos de energía absorbida al momento de la falla.
5. Se observó una correlación positiva entre la masa del protector bucal y la energía absorbida al momento de la falla, significativa en los grupos personalizados.

RECOMENDACIONES

Los resultados obtenidos en el presente estudio demostraron que los protectores bucales personalizados multicapa presentan una mayor capacidad de absorción y disipación de energía en condiciones experimentales in vitro, por lo que se recomienda el uso de estos en deportes de contacto amateur. No obstante, la indicación clínica debe complementarse con la evaluación individual del deportista y las características específicas de la disciplina practicada.

REFERENCIAS

1. Tysiąg-Miśta M, Tanasiewicz M, Amini S, Najary S, Baghani MT, Ashtiani RE, Shidfar S, Nasiri MJ. Traumatic dental injuries' prevalence across diverse healthcare settings: A systematic review and meta-analysis. *Archives of Academic Emergency Medicine*. 2024 Oct 3;13(1):e11.
2. Oliveira Werlich M, Honnelf LR, Silva Bett JV, Domingos FL, Pauletto P, Dulcinea Mendes de Souza B, Mageste Duque T, Curi Hallal AL, De Luca Canto G. Prevalence of dentofacial injuries

- in contact sports players: a systematic review and meta-analysis. *Dental Traumatology*. 2020 Oct;36(5):477-88.
3. Pandey A, Singh S, Mukul P, Bharti A, Verma S, Kumar R, Jain S, Mittal M. Prevalence and Outcomes of Dental Trauma in Sports-Related Injuries in the Last 2 Years. *Journal of Pharmacy and Bioallied Sciences*. 2025 Jun 1;17(Suppl 2):S1541-3.
 4. Merle CL, Rott TA, Rauch A, Wolfarth B, Wüstenfeld J, Haak R, Schmalz G, Ziebolz D. Experience of Orofacial Injuries and Use of Mouthguards—A Survey in German Elite Sport. *Clinical Journal of Sport Medicine*. 2022 Mar 17:10-97.
 5. Udayamalee I, Amarasinghe H, Zhang P. Oro-dental trauma burden and mouthguard usage among contact sports players: A call for sports dentistry initiatives in Sri Lanka. *Dental Traumatology*. 2024 Jun;40(3):266-74.
 6. Biqi W, Xinyu W. Development status of mouthguard. *Frontiers in Dental Medicine*. 2024 Dec 2;5:1513223.
 7. Unkovskiy A, Huettig F, Kraemer-Fernandez P, Spintzyk S. Multi-material 3D printing of a customized sports mouth guard: proof-of-concept clinical case. *International Journal of Environmental Research and Public Health*. 2021 Dec 3;18(23):12762.
 8. Nasrollahzadeh N, Pioletti DP, Broome M. Design of customized mouthguards with superior protection using digital-based technologies and impact tests. *Sports Medicine - Open*. 2024 May 31;10(1):64.
 9. Nassani LM, Storts S, Novopoltseva I, Place LA, Fogarty M, Schupska P. Impact Absorption Power of Polyolefin Fused Filament Fabrication 3D-Printed Sports Mouthguards: *In Vitro* Study. *Dental Traumatology*. 2025 Apr;41(2):213-23.
 10. Roberts HW. Sports mouthguard overview: materials, fabrication techniques, existing standards, and future research needs. *Dental Traumatology*. 2023 Apr;39(2):101-8.
 11. Saunders J, Lißner M, Townsend D, Petrinic N, Bergmann J. Impact behaviour of 3D printed cellular structures for mouthguard applications. *Scientific Reports*. 2022 Mar 7;12(1):4020.

12. de Gregorio C, Tewari N. Management of complications in Dental Traumatology. *Dental Traumatology*. 2025 Feb;41:64-71.
13. Avgerinos S, Stamos A, Nanussi A, Engels-Deutsch M, Cantamessa S, Darteville JL, Unamuno E, Del Grosso F, Fritsch T, Crouzette T, Striegel M. Position Statement and Recommendations for Custom-Made Sport Mouthguards. *Dental Traumatology*. 2025 Jun;41(3):246-51.
14. Sarao SK, Levin L. Prevention of maxillofacial injuries through analysis of mechanisms, patterns, and long-term sequelae. *Dental Traumatology*. 2023 Apr 1;39(2).
15. Wang K, Liu Y, Zhao Z, Zhou S, Zhang M. Mouthguard types, properties and influence on performance in sport activities: a narrative review. *Frontiers in Medicine*. 2025 Jan 28;12:1527621.
16. Mizuhashi F, Watarai Y, Mizuhashi R, Suzuki T, Kawana M, Nagata K, Niitsuma T. An Experimental Study on Design and Fabrication of Sports Laminate Mouthguard for Protection Against Intraoral Injuries. *Dental Traumatology*. 2025 Jun;41(3):363-70.
17. Verissimo C, Moura Costa PV, Freitas Santos-Filho PC, Tantbirojn D, Versluis A. EVA mouthguards: what is the ideal thickness? A dynamic finite element impact study. *Dental Traumatology*. 2015;27(4):1-8.
18. Messias A, Gomes IJ, Reis PN, Amaro AM, Neto MA. The effectiveness of dental protection and the material arrangement in custom-made mouthguards. *Applied Sciences*. 2021 Oct 9;11(20):9363.
19. Kumar PV, Birru AK, Muthu N, Kaur A. Enhancing sports mouthguards with PLA+ and PC: stress reduction, energy absorption, and topology optimization. *Clinical Oral Investigations*. 2024 Oct 23;28(11):606.
20. Gonçalves VP, Vieira CM, Lopera HA. The production and materials of mouthguards: Conventional vs additive manufacturing-A systematic review. *Heliyon*. 2024 Jul 30;10(14).
21. Motoyoshi M, Suzuki H, Churei H, Nakayama T, Yagi T, Sanjo S, Asano T, Tanimoto Y, Komiyama O. Shock absorption and dispersion capability of a novel five-layer mouthguard sheet

- material. *Dental Materials Journal*. 2024 May 25;43(3):367-74.
22. De Queiroz TS, da Cruz BS, Demachkia AM, Borges AL, Tribst JP, Paes Junior TJ. Ergonomic sports mouthguards: a narrative literature review and future perspectives. *Applied Sciences*. 2023 Oct 16;13(20):11353.
23. Arfi Y, Benoit A, Tapie L, Sandoz B, Persohn S, Attal JP, Rignon-Bret C. Comparison of shock absorption capacities of three types of mouthguards: A comparative *in vitro* study. *Dental Traumatology*. 2024 Dec;40(6):702-11.
24. Goldberg T, Lißner M, Townsend D, Petrinic N, Bergmann J. A novel method for the mechanical testing of sports mouthguards. *Applied Sciences*. 2022 Mar 29;12(7):3449.
25. Grewal N, Kumari F, Tiwari U. Comparative evaluation of shock absorption ability of custom-fit mouthguards with new-generation polyolefin self-adapting mouthguards in three different maxillary anterior teeth alignments using Fiber Bragg Grating (FBG) sensors. *Dental Traumatology*. 2015 Aug;31(4):294-301.
26. Lißner M, Goldberg T, Townsend D, Petrinic N, Bergmann J. On the protectiveness of additively manufactured mouthguards. *Materials & Design*. 2023 Oct 1;234:112371.
27. Kataoka SH, Setzer FC, Gondim Jr E, Caldeira CL. Impact absorption and force dissipation of protective mouth guards with or without titanium reinforcement. *The Journal of the American Dental Association*. 2014 Sep 1;145(9):956-9.
28. Sarac R, Helbig J, Dräger J, Jost-Brinkmann PG. A comparative study of shock absorption capacities of custom fabricated mouthguards using a triangulation sensor. *Materials*. 2019 Oct 28;12(21):3535.



DECLARACIÓN Y AUTORIZACIÓN

Yo, **Vargas Erazo, Laura Alejandra**, con C.C: # **125004698-2** autor/a del trabajo de titulación: **Evaluación in vitro de la resistencia al impacto de protectores bucales utilizados en deportes de contacto amateur**, previo a la obtención del título de **odontólogo** en la Universidad Católica de Santiago de Guayaquil.

1.- Declaro tener pleno conocimiento de la obligación que tienen las instituciones de educación superior, de conformidad con el Artículo 144 de la Ley Orgánica de Educación Superior, de entregar a la SENESCYT en formato digital una copia del referido trabajo de titulación para que sea integrado al Sistema Nacional de Información de la Educación Superior del Ecuador para su difusión pública respetando los derechos de autor.

2.- Autorizo a la SENESCYT a tener una copia del referido trabajo de titulación, con el propósito de generar un repositorio que democratice la información, respetando las políticas de propiedad intelectual vigentes.

Guayaquil, **26 de febrero de 2026**

f. _____

Nombre: **Vargas Erazo, Laura Alejandra**

REPOSITORIO NACIONAL EN CIENCIA Y TECNOLOGÍA

FICHA DE REGISTRO DE TESIS/TRABAJO DE TITULACIÓN

TEMA Y SUBTEMA:	Evaluación <i>in vitro</i> de la resistencia al impacto de protectores bucales utilizados en deportes de contacto amateur		
AUTOR(ES)	Vargas Erazo, Laura Alejandra		
REVISOR(ES)/TUTOR(ES)	Dra. Guerrero Ferreccio, Jenny Delia		
INSTITUCIÓN:	Universidad Católica de Santiago de Guayaquil		
FACULTAD:	Ciencias de la salud		
CARRERA:	Odontología		
TÍTULO OBTENIDO:	Odontólogo		
FECHA DE PUBLICACIÓN:	26 de febrero de 2026	No. PÁGINAS:	17 páginas
ÁREAS TEMÁTICAS:	Trauma dental; protectores bucales; resistencia al impacto.		
PALABRAS CLAVES/ KEYWORDS:	Protectores bucales; Resistencia al impacto; Deportes de contacto; Ensayo <i>in vitro</i> ; Energía de impacto; Odontología deportiva; EVA.		
RESUMEN/ABSTRACT: Objetivo: Evaluar y comparar <i>in vitro</i> la resistencia al impacto de protectores bucales personalizados y termomoldeables utilizados en deportes de contacto amateur, considerando el espesor y el número de capas. Materiales y métodos: Se realizó un estudio experimental comparativo <i>in vitro</i> con 32 especímenes distribuidos en cuatro grupos (n = 8): personalizados de una capa (1.5 mm), personalizados de doble capa (2.5 mm), termomoldeables simples y termomoldeables de doble capa. Los ensayos se efectuaron mediante una máquina de impacto por caída de dardo con altura estandarizada de 0.44 m, aplicando incrementos progresivos de masa hasta la fractura de uno o más dientes del modelo maxilar artificial. Se registró la carga al momento de la falla y la energía correspondiente, calculada mediante la ecuación de energía potencial gravitacional. El análisis estadístico incluyó pruebas de normalidad (Shapiro–Wilk) y comparación entre grupos mediante Kruskal–Wallis con corrección de Bonferroni. Resultados: Se observaron diferencias estadísticamente significativas entre los grupos ($p < 0,05$). Los protectores personalizados de doble capa presentaron los valores más elevados de energía al momento de la falla, seguidos por los personalizados de una capa, mientras que los termomoldeables mostraron valores inferiores. Conclusión: El tipo de fabricación, el espesor y el número de capas influyen significativamente en la resistencia al impacto, evidenciándose un mejor desempeño mecánico en los protectores personalizados multicapa bajo condiciones experimentales controladas			
ADJUNTO PDF:	<input checked="" type="checkbox"/> SI	<input type="checkbox"/> NO	
CONTACTO CON AUTOR/ES:	Teléfono: +593-99-311-1874	E-mail: vargaseraozolaura@gmail.com	
CONTACTO CON LA INSTITUCIÓN (COORDINADOR DEL PROCESO UTE)::	Nombre: Ocampo Poma, Estefanía del Rocío		
	Teléfono: +593-99 675 7081		
	E-mail: estefania.ocampo@cu.ucsg.edu.ec		
SECCIÓN PARA USO DE BIBLIOTECA			
Nº. DE REGISTRO (en base a datos):			
Nº. DE CLASIFICACIÓN:			
DIRECCIÓN URL (tesis en la web):			