



<https://creativecommons.org/licenses/by/4.0/>

ANÁLISIS DE LA PRESIÓN FACIAL GENERADA POR LAS MASCARILLAS DE USO COTIDIANO UTILIZANDO EL MÉTODO DE ELEMENTOS FINITOS

*Analysis of facial pressure generated by everyday
masks using the finite element method*

WILMER CRUZ GUAYACUNDO¹, DANIEL F. PEÑARETE M.²

Recibido:01 de diciembre de 2021. Aceptado:17 de enero de 2022

DOI: <http://dx.doi.org/10.21017/rimci.2022.v9.n17.a107>

RESUMEN

En el presente trabajo se formula un modelo basado en el método de los elementos finitos, con el propósito de medir la presión facial generada por las mascarillas de uso cotidiano. El análisis incluye la determinación computacional de la presión generada por la mascarilla sobre dos formas de cabeza que contemplan las dimensiones antropométricas de la población colombiana entre 20 y 59 años, una representa el sexo masculino y la otra el sexo femenino. El modelo de la cabeza se divide en cinco partes (dos mejillas, la frente, el mentón y posterior de la cabeza), algunas de ellas contemplan capas de piel, musculo, tejido graso y hueso, acorde a la anatomía de la cabeza humana. La mascarilla está compuesta por tres capas de materiales diferentes, un clip metálico y dos bandas elásticas que permiten ajustar la mascarilla a la cara. El proceso de simulación consiste en colocar la mascarilla totalmente centrada a la cara y estirar las bandas elásticas hasta ubicarlas en la parte posterior de las orejas, de esta forma se genera el contacto facial entre mascarilla y cabeza. Los resultados obtenidos indican que los valores máximos de presión se encuentran concentrados en cinco puntos específicos de la cabeza.

Palabras clave. Mascarilla; método FE; presión facial; simulador de cabeza.

ABSTRACT

In the present work, a model based on the finite element method is formulated, with the purpose of measuring the facial pressure generated by everyday masks. The analysis includes the computational determination of the contact pressure generated by the mask on two head shapes that contemplate the anthropometric dimensions of the Colombian population between 20 and 59 years old, one represents the male sex and the other the female sex. The head model is divided into five parts (two cheeks, the forehead, the chin, and the back of the head), some of them contemplate layers of skin, muscle, fat tissue and bone, according to the anatomy of the human head. The mask is made up of three layers of different materials, a metal clip and two elastic bands that allow the mask to be adjusted to the face. The simulation process consists of placing the mask fully centered on the face and stretching the elastic bands until they are located at the back of the ears, thus generating facial contact between the mask and the head. The results obtained in the simulation indicate that the maximum pressure values are found in five specific points of the head.

Keywords. Facial pressure; FE method; head simulator; mask.

1 Magister en ingeniería Mecánica. Profesor tiempo completo. Universitaria Agustiniiana. Facultad de Ingeniería. ORCID: <https://orcid.org/0000-0001-9348-2384>. Correo electrónico: wilmer.cruz@uniagustiniana.edu.co.

2 Magister en instrumentación y automatización. Profesor tiempo completo. Universitaria Agustiniiana. Facultad de Ingeniería. ORCID: <https://orcid.org/0000-0002-8059-0404>. Correo electrónico: daniel.penarete@uniagustiniana.edu.co.

I. INTRODUCCIÓN

A FINALES DEL año 2019, se descubrió en Wuhan (China) una enfermedad infecciosa causada por el coronavirus, la COVID-19 como fue denominada, se propago rápidamente por todo el mundo convirtiéndose en una pandemia. Cansancio, fiebre y tos seca son los síntomas ocasionados por esta enfermedad y aunque se estima que el 80% de las personas contagiadas se recuperan sin la necesidad de acceder a un centro hospitalario, el restante 20% presenta serias dificultades para respirar, ocasionando que caigan gravemente enfermas[1].

Al hablar, estornudar o toser se emiten gotículas, si estas gotículas contienen el virus y son inhaladas por personas sanas, seguramente contraerán la COVID-19, así mismo, si una persona sana entra en contacto con estas gotículas infectadas y luego se toca la boca, la nariz o los ojos también pueden adquirir la enfermedad.

Según la Organización Mundial de la Salud OMS, lavarse las manos con agua y jabón frecuentemente, mantener una distancia mínima de 1.8 m respecto a otras personas, evitar ir a lugares con alta afluencia de personas, evitar tocarse los ojos, la nariz, la boca y usar mascarillas de protección, son medidas que se deben adoptar para disminuir la probabilidad de contraer y propagar la enfermedad. El Gobierno Nacional de Colombia en la declaratoria del Estado de Emergencia ocasionado por la COVID-19 instó a los ciudadanos al uso obligatorio de las mascarillas y limitó el uso de la mascarilla N95 al personal del área de la salud[2]. La mascarilla N95 es una de las más eficientes del mercado, con una efectividad del 95%, impide el paso de material particulado nocivo con tamaño de hasta 0.3 micrones.

En el país se ofrecen diferentes soluciones para la protección respiratoria, por ejemplo, para trabajos con polvo, humo y neblina; trabajos en soldadura, con vapores orgánicos, con gases ácidos, y trabajos que requieren eficiencia de filtrado. Estas soluciones se pueden enmarcar en dos grupos, mascarillas y respiradores, siendo las mascarillas, dispositivos fabricados en tela que sirven como barrera física entre la boca y la nariz de quien lo usa y los agentes contaminantes del medio ambiente, en cambio los respiradores es-

tán diseñados para reducir la exposición a partículas que son lo suficientemente pequeñas para ser inhaladas[3]. Sin embargo, tanto la mascarilla como el respirador emplean regularmente bandas elásticas dispuestas en la cara como método de sellado hermético. Aunque estos dispositivos ofrecen protección, también están generando daños importantes en la piel, dado que los usuarios están sudando debajo de las mascarillas y esto causa fricción, lo que provoca daños por presión en la nariz y las mejillas[4], así mismo, cuando los elásticos de las mascarillas quedan muy apretados pueden producir pérdidas de la piel detrás de las orejas, heridas y fisuras[5].

Daños en la piel y en el tejido blando subyacente usualmente sobre una prominencia ósea, son las consecuencias del exceso de presión en la cara. Una presión facial intensa, junto con el sudor y la fricción resulta en una piel con eritema o una ulcera abierta[6].

En la literatura se encuentran los resultados de varias investigaciones asociadas al tema en estudio, donde a partir de análisis experimentales y computacionales se han determinado las presiones y las áreas de contacto entre una forma de cabeza estática y un respirador, una de ellas es la realizada por Piccione et al.[7] quienes aplicaron una herramienta de análisis FEM para crear modelos deformables del rostro humano y la mascarilla. Yang et al.[8] utilizaron el modelo de cabeza NIOSH de tamaño mediano[9] y el escaneo 3D de un modelo de mascarilla para construir modelos FE, estos modelos se usaron para realizar un análisis de sensibilidad de los parámetros que afectan la presión de contacto. La relación entre presión, ajuste y comodidad del respirador también fue discutida por Dai et al.[10].

Todas estas simulaciones adoptaron una forma de cabeza simplificada que tiene una estructura de capa única y no representa con precisión la anatomía de la cabeza humana. Zhuang et al.[11] actualizaron las cinco formas de cabeza estándar de NIOSH y Lei et al.[12] utilizaron estos para construir modelos FE de alta fidelidad para la simulación del contacto. Sin embargo, la mascarilla fue modelada por una sola capa sin correas y sin el clip nasal. Ninguno de los estudios anteriores validó experimentalmente la presión de contacto entre la mascarilla y la cabeza.

Otras investigaciones han estudiado el método para obtener el área de contacto entre la cabeza y un dispositivo de protección respiratoria. Hidson[13] obtuvo experimentalmente el área de contacto de una forma de cabeza y una mascarilla. Se colocó la mascarilla sobre la cabeza y se roció polvo de tiza en el espacio muerto de la máscara. La curva del límite interior del área de contacto era el límite del polvo de tiza, y la curva del límite exterior era el borde de la máscara. En 2010, Dellweg[14] midió el área de contacto entre un respirador y una superficie plana. El respirador era de tipo no invasivo ampliamente utilizado en hospitales para proporcionar aire al sistema respiratorio del paciente. En el experimento, el respirador fue empujado para contactar la superficie, dejando huellas de color. Las impresiones de color del cojín de la máscara en la superficie eran el área de contacto y una medición planimétrica registró el tamaño del área de las impresiones de color. Este método para determinar el área de contacto requería que la forma circular cerrada del cojín de la máscara contactara completamente con la superficie plana. Dado que la curva de límite del respirador N95 se diseñó especialmente para adaptarse a la forma del puente nasal, el área de contacto de la cabeza / N95 no era plana. Friess[15] determinó el área de sellado del respirador utilizando imágenes de escaneo 3D. La cabeza de un sujeto fue capturada con y sin usar un respirador. Se dibujaron las curvas límite internas y externas del respirador. El área de contacto en la cara del sujeto se creó entre dos contornos de sellado con la ayuda de un software de diseño asistido por computadora. Krishnamurthy et al.[16] propusieron un «área de contacto ideal» para una mascarilla en el rostro humano. Según la geometría facial del usuario, el área de contacto ideal se creó como una curva plana 2D en el plano definido por tres puntos de referencia faciales, sin embargo, ningún área de contacto experimental de las mascarillas existentes justificó el área de contacto propuesta.

Roberge y Niezgoda[17],[18], propusieron un método para determinar el área de sellado facial de una mascarilla N95 utilizando estereofotogrametría (STL), una herramienta para capturar información de superficie 3D de varias fotos 2D. Primero, uno obtuvo superficies 3D por el STL a partir de dos condiciones: cuando el sujeto se puso o no se puso el N95. En segundo lugar, utilizando

un software de computadora (IMInspect of PolyWorks, Innovmetric Software Inc, Quebec City, Quebec, Canadá), las dos superficies se alinearon para un mejor ajuste geométrico. En tercer lugar, las áreas sin intersección se eliminaron de acuerdo con el cambio de textura en las superficies superpuestas y las áreas de sellado de la cara fueron las partes restantes de la superficie 3D. Este método requería que el técnico manipulara manualmente las superficies escaneadas. La precisión de los resultados dependía en gran medida de la percepción visual del técnico.

Debido a los casos crecientes de usuarios con afectaciones en la cara ocasionadas por el uso continuo de mascarillas[19] y con las herramientas computacionales existentes, es posible establecer nuevos enfoques para estudiar la presión de contacto entre las mascarillas de uso cotidiano y el rostro humano empleando modelos fiables, siendo este el objetivo la investigación.

En este artículo, primero se presentan los modelos CAD y FE tanto de la cabeza humana como de los elementos de sellado utilizados por la mascarilla. Partiendo de las formas de cabeza originadas por superficies de escaneo 3D a diferentes sujetos[11], se obtienen dos formas de cabeza que incluyen las dimensiones antropométricas de la población colombiana entre 20 y 59 años[20], una representa el sexo masculino y la otra el sexo femenino. Según la anatomía de la cabeza, la cara está compuesta por varias capas que incluyen piel, músculo, tejido graso y hueso. La cabeza se divide en cuatro partes, frontal, maxilar, mandibular y posterior. También se crean las geometrías que representan las superficies y las correas empleadas por las mascarillas como método de sellado hermético con la cara. La fiabilidad del modelo se basa en que las formas de cabeza y las bandas de fijación deben ser multicapa y deformables. En segundo lugar, el proceso de simulación se analiza y se diseña en dos etapas. La primera etapa consiste en centrar horizontalmente la mascarilla respecto a la cara y posicionar sobre el eje vertical la mascarilla de tal manera que cubra la nariz y la boca. En la segunda etapa, se ubican las bandas elásticas en la parte posterior de las orejas. En tercer lugar, se presentan los resultados obtenidos en las simulaciones y finalmente, se presentan las conclusiones.

II. MÉTODO

Anatomía de la cabeza humana

La anatomía de la cabeza humana es la más compleja del cuerpo humano, compuesta por huesos, músculos y piel, es donde se aloja el encéfalo y algunos órganos sensoriales. Su estructura ósea está compuesta por 28 huesos divididos en 3 grupos: Huesos de cráneo, de cara y de oído. Los músculos son los responsables del movimiento de los huesos y de la piel de la cara, estos se clasifican según deriven del primero o segundo arco visceral o branquial. La piel está formada por una capa externa de 0.06 mm a 0.1 mm de espesor denominada epidermis, la dermis es la capa intermedia que le da flexibilidad y fuerza a la piel, su grosor es de 0.5 a 3.5 mm y la grasa subcutánea o hipodermis es la capa más profunda de la piel y su espesor varía en el rostro humano[21],[22]. Los tejidos blandos, incluida la piel, el tejido graso y los músculos, contribuyen al comportamiento elástico limitado por los huesos faciales. El contacto entre mascarilla y cabeza ocurre en las regiones frontal, maxilar y mandibular, por lo tanto, estas regiones deben modelarse como partes deformables, las otras áreas de la cabeza pueden modelarse como cuerpos rígidos.

Estructura de las mascarillas

Las mascarillas o tapabocas son dispositivos que cubren boca y nariz, actúan como barrera física para minimizar la expulsión de gotas de saliva o salpicaduras al exterior cuando se habla, estornuda o se tose[23]. El material y la estructura de las mascarillas es similar debido a los lineamientos internacionales y por la situación actual de pandemia la oferta se ha incrementado. Las mascarillas están compuestas por varias capas de polipropileno y poliéster, dos bandas elásticas de látex de hule natural que permiten el ajuste en las orejas y un clip de aluminio que se adapta a la nariz[24]. La eficacia en la protección se fundamenta en el ajuste facial generado por el contorno de la mascarilla y las bandas elásticas[25].

Procedimiento general de simulación FE

El procedimiento para desarrollar los modelos FE consta de seis etapas (Fig. 1). Primero, crear el modelo 3D que represente fielmente el objeto de estudio, esto incluye las características geométricas y dimensionales. Segundo, seleccionar el tipo de análisis, las herramientas CAE permiten realizar desde análisis estáticos, hasta análisis de mayor complejidad donde se incluyen simultáneamente: análisis dinámicos, no lineales y de contacto. Tercero, asignar el material a cada componente del modelo. Cuarto, generar la malla para el modelo, en esta etapa se indica el tipo de mallado que se va a emplear, así como el tamaño característico de los elementos. Quinto, condiciones iniciales y de contorno, se han de elegir de modo que se aproximen a las condiciones reales. Sexto, se soluciona el sistema de ecuaciones y se presentan los resultados[26].

Modelo CAD de la mascarilla

La Fig. 2 presenta el modelo CAD de las partes de la mascarilla que entran en contacto con la cabeza y que sirven como método de sellado hermético con la cara. Estas geometrías se obtienen a partir de un análisis geométrico y dimensional realizado a la mascarillas. El contorno de la mascarilla está compuesto por tres capas, una capa interna y externa con espesor de 0.25 mm y una capa media que corresponde al filtro con 0.17 mm de espesor. Entre la capa interna y el filtro se encuentra un clip rectangular de aluminio de 3 mm de ancho por 1 mm de espesor. Las bandas elásticas de ajuste se construyen de forma independiente y tienen una longitud de 180 mm con un diámetro de 2.5 mm.

Modelo CAD de la cabeza

La Fig. 3 muestra los modelos CAD de la cabezas que representan la población masculina y femenina colombiana con edades entre 20 y 59 años, estos modelos están conformados por 900 y 834



Fig. 1. Diagrama de flujo del procedimiento de modelado.

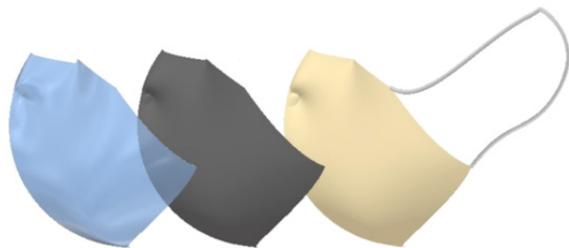


Fig. 2. Modelo de la mascarilla.

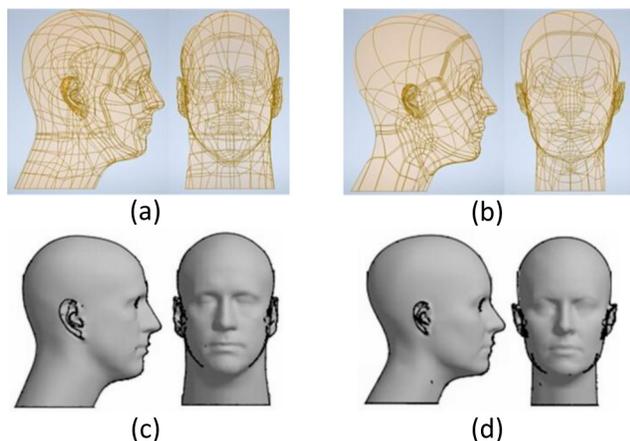


Fig. 3. Modelos de la cabeza humana: (a) Masculino - superficies, (b) Femenino - superficies, (c) Masculino - solido 3D, (d) Femenino - solido 3D.

superficies, respectivamente. Para convertir estas superficies que encierran un volumen en una geometría sólida 3D, es necesario unir cada superficie para obtener una superficie por modelo y luego esculpir la geometría.

Acorde a lo discutido en secciones anteriores, el modelo de la cabeza humana se puede dividir en cinco partes: frente, mejilla izquierda, mejilla derecha, mentón y posterior de la cabeza, cada una de ellas con diferentes espesores y componentes. El modelo CAD obtenido como una geometría sólida en 3D, se puede recortar y dividir para describir las cinco partes de la cabeza, cada parte se crea con geometrías multicapa con la finalidad de emular la piel, el musculo, el tejido graso y el hueso. La estructura y el espesor del tejido blando facial es diferente en cada parte de la cara. El mentón tiene piel de 3 mm, músculo de 5 mm y hueso de 2 mm de espesor, las mejillas tienen piel de 3 mm, músculo de 5 mm, tejido graso de 8 mm y hueso de 2 mm de espesor, la frente tiene piel de 5 mm y hueso de 2 mm de espesor[27],[28]. El posterior de la cabeza cuenta con piel de 5 mm y hueso de 6.5 mm de espesor. Fig. 4.

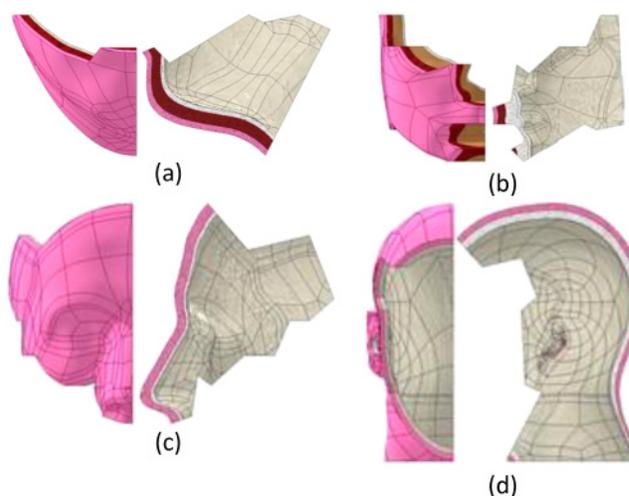


Fig. 4. Capas de la cabeza humana: (a) Menton, (b) Mejillas, (c) Frente, (d) Posterior de la cabeza.

Propiedades mecánicas

La mascarilla está compuesta por tres capas, el polipropileno es el material de la capa interior y exterior, el filtro o capa media es de poliéster y entre estas capas se ubica el clip metálico de aluminio. Para ajustar la mascarilla a la cara se utilizan bandas elásticas de hule natural. Las propiedades de los materiales se presentan en la Tabla I.

Tabla I. Propiedades mecánicas de los materiales de la mascarilla[29], [30]

Material	Densidad [kg/m ³]	Módulo de Young [MPa]	Coefficiente de Poisson
Polipropileno (PP)	910	1300	0.40
Poliéster (PES)	1250	3235	0.36
Aluminio (Al)	3980	380000	0.22
Hule (NR)	910	0.7033	0.49

Los valores reportados en la literatura, asociados a las propiedades mecánicas del tejido humano, presentan una gran variabilidad, dado que las características del tejido humano cambian en función de la edad, el sexo y el tamaño. Estos factores aumentan la incertidumbre y la dispersión de las propiedades de los materiales del tejido humano[31]. Las propiedades de la piel, el musculo, el tejido graso y los huesos de la cabeza se muestran en la Tabla II.

Tabla II. Propiedades mecánicas de los tejidos humanos de la cabeza[32], [33]

Material	Densidad [kg/m ³]	Módulo de Young [MPa]	Coefficiente de Poisson
Hueso	0.0045	1000	0.3
Músculo	0.00106	0.79	0.42
Piel	0.0012	0.6	0.45
Tejido graso	0.0010	0.015	0.48

Modelo FE

El modelo contempla el contacto entre la mascarilla y la cara, así como entre las bandas elásticas y el rostro humano. Las magnitudes y direcciones de las fuerzas de las correas se determinan experimentalmente para la mascarilla y las formas de cabeza contempladas en la presente investigación. En la simulación, se predefinieron la magnitud y la orientación de la fuerza de las correas, sin embargo, en condiciones reales, las diferentes antropometrías combinadas con la variabilidad de los diseños de las mascarillas generan diferentes magnitudes y direcciones de la fuerza de la correa.

La alineación horizontal del modelo de la mascarilla y la cabeza se realiza mediante el siguiente procedimiento: (1) identificar el eje de simetría vertical de la mascarilla, (2) crear el plano de simetría vertical de la mascarilla, (3) identificar el eje de simetría vertical de la cabeza, (4) crear el plano de simetría vertical de la cabeza, y (5) sobreponer los dos planos, la alineación vertical se realiza de forma similar. Con la mascarilla estacionaria y centrada respecto a la cara, se elongan las bandas elásticas hasta hacerlas pasar por la parte posterior de las orejas.

Los modelos de mascarilla y cabeza están hechos de elementos sólidos estructurales 3-D tipo tetraédrico con diez puntos nodales y desplazamientos cuadráticos. Fig. 5.

La presión y las tensiones de cada punto están determinadas por su desplazamiento ($u(t)$). Por lo tanto, el objetivo matemático del análisis FE es calcular $u(t)$ de cada punto nodal en las bandas elásticas. Dado que los modelos FE utilizan material lineal y elástico, el valor $u(t)$ de cualquier punto

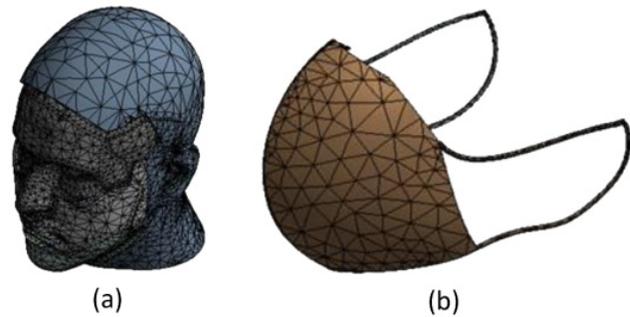


Fig. 5. Mallado: (a) Cabeza, (b) Mascarilla.

nodal arbitrario se puede obtener resolviendo la ecuación de movimiento para la elasticidad lineal.

$$m\ddot{u} + c\dot{u} + ku = F(t) \quad (1)$$

Donde \ddot{u} , \dot{u} y u son los valores de aceleración, velocidad y desplazamiento respectivamente, m es la masa, k es la rigidez, c es el amortiguamiento y F es la fuerza en función del tiempo. Se dan los valores de m , c , k y $F(t)$, mientras que u es desconocido y lo calcula el software CAE. Una vez que se determina el desplazamiento (u) de cada nodo resolviendo la ecuación 1, se puede obtener la deformación y la tensión interna de cada elemento de las bandas elásticas.

III. RESULTADOS Y ANÁLISIS

La fuerza resultante en la superficie de la cabeza tiene una magnitud de 100 N y es constante, por ende, el sistema es estable y se pueden generar resultados. La distribución de la presión generada por la mascarilla sobre la cara se muestra en la Fig. 6, los valores más altos se obtienen sobre los pómulos derecho e izquierdo, el filtrum y en la unión frente-mejillas.

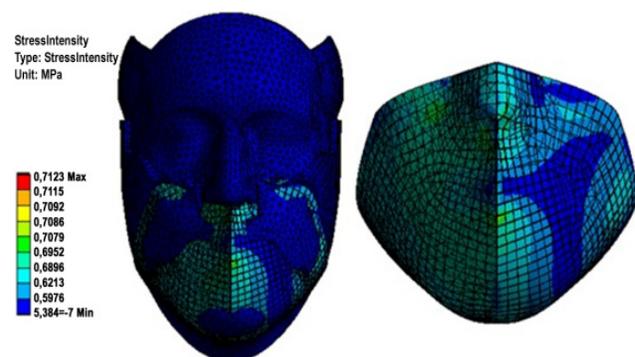


Fig. 6. Presión facial.

La Fig. 7 muestra los valores máximos de la presión de contacto para cada una de las partes de las dos formas de cabeza. La presión máxima registrada en el modelo de cabeza masculino es de 0,69527 MPa, mientras que 0,82709 MPa es la presión máxima en el modelo de cabeza femenino, los dos valores se presentan en la zona de unión frente-mejillas.

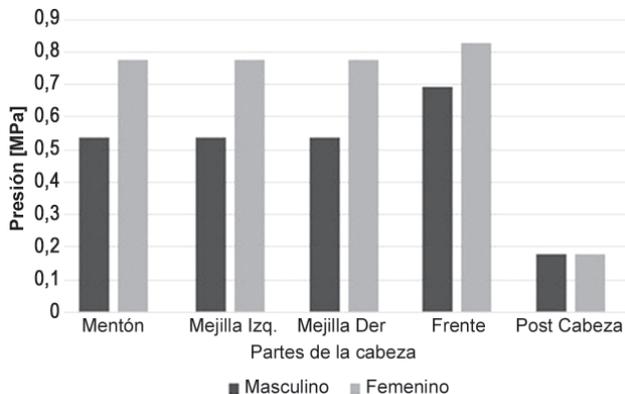


Fig. 7. Valores de la presión facial en cada parte de la cabeza.

En el posprocesamiento, se pueden obtener los resultados computacionales de las distribuciones de corte, las deformaciones faciales y las fuerzas en la correa, características relacionadas directamente con el diseño de la mascarilla y confort de la piel[34].

IV. CONCLUSIONES

Se desarrollaron dos modelos FE de formas de cabeza que representan fielmente la población masculina y femenina colombiana con edades entre 20 y 59 años y un modelo FE de la mascarilla tipo quirúrgico, los modelos son multicapas y al incorporarles las propiedades de los tejidos blandos adquieren la capacidad de deformación. Así mismo, se identificó que la precisión de las propiedades de los materiales y el tratamiento cuidadoso de las condiciones de contorno son fundamentales para la implementación de este tipo de simulaciones.

Los valores máximos de presión facial se encuentran en los pómulos derecho e izquierdo, el filtrum y en la unión frente-mejillas, áreas que se caracterizan por tener prominencias óseas, piel

delgada y bajo fuerzas externas generan incomodidad en los usuarios. Una distribución uniforme de la presión generada por la mascarilla sobre la cara supone una mayor eficiencia de esta, sin embargo, si a este factor se le agrega fricción continua y sudor se tendrían afectaciones en la piel.

Este trabajo es el primer paso para comprender la interacción entre la forma de la cabeza y la mascarilla. El objetivo final de esta investigación es validar los resultados obtenidos mediante una instalación experimental que registre en tiempo real la presión facial en diferentes puntos de la cabeza.

REFERENCIAS

- [1] Organización Mundial de la Salud. Nuevo coronavirus 2019.[Online]. Disponible: <https://www.who.int>
- [2] Ministerio de Salud de Colombia, "Informe de seguridad", Ministerio de Salud de Colombia, Bogotá, 2020.
- [3] Revista Dinero, "3M anuncia la ampliación de sus plantas de tapabocas", Revista Dinero, abril 2020.
- [4] A. Gefen, P. Alves, G. Ciprandi et al. Device related pressure ulcers: SECURE prevention. J Wound Care; 29 (Sup2a): S1-S52 <https://doi.org/10.12968/jowc.2020.29.Sup2a.S>. 2020.
- [5] R. Montero. Los daños del uso de las mascarillas con el calor: erosiones, alergias y acné.[Online]. Disponible: <https://www.niusdiario.es>. 2020.
- [6] L. Edsberg, J. Black, M. Goldberg, L. McNichol, L. Moore & M. Sieggreen, "Revised National Pressure Ulcer Advisory Panel Pressure Injury Staging System: Revised Pressure Injury Staging System" J Wound Ostomy Continence Nurs. Nov/Dec; 43(6): 585-597. 2016.
- [7] D. Piccione, M. Junior & K. Cohen, "Modeling the Interface between a Respirator and the Human Face", Maryland: Army Research Laboratory, vol. 1, pp. 52, March 1997.
- [8] J. Yang, J. Dai & Z. Zhang, "Simulating the Interaction between a Respirator and a Headform Using LS-DYNA", Computer-Aided Design & Applications, vol. 6, pp. 539-551, 2009.
- [9] Z. Zhuang, and D. Viscusi, «A New Approach to Developing Digital 3-D Headforms», SAE Technical Paper, 2008-01-1878, 2, <https://doi.org/10.4271/2008-01-1878>. 2008.
- [10] J. Dai, j. Yang & Z. Zhuang, "Sensitivity Analysis of Important Parameters Affecting Contact Pressure

- between a Respirator and a Headform”, *International Journal of Industrial Ergonomics*, vol. 41, pp. 268-279, 2011.
- [11] Z. Zhuang, S. Benson & D. Viscusi, “Digital 3-D headforms with facial features representative of the current US workforce”, *Ergonomics*, vol. 53, pp. 661-671, 2010.
- [12] Z. Lei, J. Yang & Z. Zhuang, “Contact Pressure of N95 Filtering Face-Piece Respirators Using Finite Element Method”, *Computer Aided Design and Applications*, vol. 7, pp. 847-861, 2010.
- [13] D. Hidson, “Computer-aided Design of a Respirator Facepiece Model”, Ottawa: Defense Research Establishment Ottawa, pp. 67, Dec 1984.
- [14] D. Dellweg, D. Hochrainer, M. Klauke, J. Kerl, G. Eiger, & D. Kohler, “Determinants of Skin Contact Pressure Formation during Non-invasive Ventilation”, *Journal of Biomechanics*, vol. 43, pp. 652-657, 2010.
- [15] National Institute for Occupational Safety and Health. Friess M. Analysis of 3d Data for the Improvement of Respirator Seals. Anthrotech; Yellow Springs, Ohio: 2004.
- [16] H. Krishnamurthy & D. Sen, “Deriving Statistical Fit Contours and Shape of an Aerosol Mask from 3D Head Scans”, *International Journal of Human Factors Modeling and Simulation*, vol. 2, pp. 293-313, Jan 2011.
- [17] R. Roberge, G. Niezgodá & S. Benson, “Analysis of Forces Generated by N95 Filtering Facepiece Respirator Tethering Devices: A Pilot Study”, *Journal of Occupational and Environmental Hygiene*, vol. 9, pp. 517-523, 2012.
- [18] G. Niezgodá, J. Kim, R. Roberge & S. Benson, “Flat fold and cup-shaped N95 filtering facepiece respirator face seal area and pressure determinations: a stereophotogrammetry study”, *Journal of Occupational and Environmental Hygiene*, vol. 10, pp. 419-424, 2013.
- [19] A. Badri, “Surgical mask contact dermatitis and epidemiology of contact dermatitis in healthcare workers”, *Current Allergy & Clinical Immunology*, vol. 30, pp. 183-188, sep 2017.
- [20] R. Ávila, L. Prado y E. González, “Dimensiones antropométricas de población latinoamericana”, Universidad de Guadalajara, Centro Universitario de Arte, Arquitectura y Diseño, 2007.
- [21] E. Keeve, S. Girod, R. Kikinis, and B. Girod “Deformable Modeling of facial tissue for craniofacial surgery simulation”, *Comput official journal of the International Society for Computer Aided Surgery*, vol 3, pp. 228-238, 1998.
- [22] A. Hung, K. Mithraratne, M. Sagar, and P. Hunter, “Multilayer soft tissue continuum model: Towards realistic simulation of facial expressions”, *Proceedings World Academy of Science Engineering and Technology*, vol. 54, pp. 134-138, 2009.
- [23] Icontec, “Mascarillas (tapabocas) para uso en ambientes diferentes al sector salud”, END 150:2020, mayo, 05, 2020.
- [24] Minsalud. Lineamientos mínimos para la fabricación de tapabocas y otros insumos en el marco de la emergencia sanitaria por enfermedad COVID-19 (Guía 1).[online]. Disponible: <https://www.minsalud.gov.co>. 2020.
- [25] G. Leyva, “Mask, a resource to guarantee the security of the personnel of health and the patient”, *Revista Enfermería Universitaria ENEO-UNAM*, vol. 6, pp. 37-40, Julio 2009.
- [26] W. Cruz, “Modelado por elementos finitos y validación experimental de las vibraciones generadas por un eje asimétrico con desbalance másico”, Tesis de Maestría, Facultad de Ingeniería, Universidad Nacional de Colombia, Bogotá, 2015.
- [27] Y. Takema, Y. Yorimoto, M. Kawai, and G. Imokava, “Age-related changes in the elastic properties and thickness of human facial skin”, *The British journal of dermatology*, vol. 131, pp. 641-648, 1994.
- [28] S. De Greef, P. Claes, D. Vandermeulen, W. Mollemans, P. Suetens, and G. Willems, “Large-scale in-vivo Caucasian facial soft tissue thickness database for craniofacial reconstruction”. *Forensic Sci. Int.* vol. 159, pp. 126-146, 2006.
- [29] F. Beer, E. Russel, J. DeWolf and D. Mazurek, *Mecánica de materiales*, Quinta Edición. México: McGraw-Hill, 2010.
- [30] C. Harper, *Modern Plastic Handbook*. Edition 1. New York, USA: The McGraw-Hill Companies, 2000.
- [31] E. Gladilin, “Biomechanical Modeling of Soft Tissue and Facial Expressions for Craniofacial Surgery Planning.”, Ph.D. diss., Department of Mathematics and Computer Science, Free University Berlin, Berlin, Germany, 2002.
- [32] Y. Fung, *Biomechanics – Mechanical Properties of Living Tissues*. 2nd ed. New York: Springer-Verlag, 1993.
- [33] F. Duck, *Physical Properties of Tissues: A Comprehensive Reference Book*. London: Academic Press, 1991.
- [34] D. Bader, P. Worsley, A. Gefen, “Bioengineering considerations in the prevention of medical device-related pressure ulcers”, *Clin Biomech (Bristol, Avon)*, vol. 67, pp. 70-77, 2019. doi: 10.1016/j.clinbiomech.2019.04.018.