

Tensional study in incisor teeth restored with different post bite material and different masticatory forces.

Giancarlo Quevedo Rodríguez, Bach.¹; Katherine Nuñuvero Haro, Bach.¹; César Arévalo-Aranda, Dr.²; Aldo Castillo Chung, Msc.²; Hebert Vizconde Poémape, Msc.¹; Elmer Tello De la Cruz, Mg.³; Alexander Vega Anticona, Dr.¹.*

¹Departamento de Ingeniería de Materiales, Universidad Nacional de Trujillo, Perú, gquevedor@unitru.edu.pe; knunuvero@unitru.edu.pe; hvizconde@unitru.edu.pe

²Departamento de Ingeniería Metalurgia, Universidad Nacional de Trujillo, Perú, alrocas@unitru.edu.pe; carevalo@unitru.edu.pe

³Escuela Profesional de Ingeniería Industrial, Universidad Cesar Vallejo, Perú, etello@ucv.edu.pe; avegaa@ucvvirtual.edu.pe

*corresponding author:

avegaa@ucvvirtual.edu.pe

[Av. Larco 1770, Trujillo 13001, Phone \(01\) 202-4342.](mailto:avegaa@ucvvirtual.edu.pe)

Abstract-. The objective of this investigation was to determine and compare the values of maximum equivalent stresses according to the von-Mises(vM) criteria of a post-die restoration in an incisor tooth, using the mechanical properties of two types of materials (fiberglass, NiCr alloy) and 4 chew type force values (100, 150, 200 and 250) N; the stress calculation carried out was of a static type, this was carried out using the ANSYS software. In the case of the crown, the data on the properties of lithium disilicate (IPS e.max CAD) were used; in addition to this, the properties of the materials corresponding to dentin and periodontium were also used. The first stage of the process The simulation consisted in the acquisition of the 3D model of an incisor tooth, through a scanning process to later reduce the number of elements and perform the smoothing, the Meshmixer software was used, the final file was exported to ANSYS, where all the parts of the tooth considering the recommendations of an endodontic process; for the simulation, the chewing forces were applied in an area of 2 mm², taking into account an angle of 45° with respect to the longitudinal axis of the tooth; in addition, the stress results of the restored teeth with the incisor tooth without any type of restoration From the results of the numerical evaluation we can conclude that the post-type restoration stump n that uses fiberglass would have greater chances of success, since the values of equivalent stress are lower compared to when the NiCr alloy is used; this is 28.8 MPa and 141.53, respectively for the force of 250 N; however, the stress state of the material used as cement (adhesive), in the case of the fiberglass stump post is higher compared to the case that uses the NiCr alloy.

Keywords: Endodontics, Post-core, Fiberglass, NiCr alloy, resultant stress.

Digital Object Identifier: (only for full papers, inserted by LACCEI).
ISSN, ISBN: (to be inserted by LACCEI).
DO NOT REMOVE

Estudio tensional en dientes incisivos restaurados con diferente material poste-muñón y diferentes fuerzas masticatorias

Giancarlo Quevedo Rodríguez, Bach.¹; Katherine Nuñuvero Haro, Bach.¹; César Arévalo-Aranda, Dr.²; Aldo Castillo Chung, Msc.²; Hebert Vizconde Poémape, Msc.¹; Elmer Tello De la Cruz, Mg.³; Alexander Vega Anticona, Dr.¹*;

¹Departamento de Ingeniería de Materiales, Universidad Nacional de Trujillo, Perú, gquevedor@unitru.edu.pe; knunuvero@unitru.edu.pe; hvizconde@unitru.edu.pe

²Departamento de Ingeniería Metalurgia, Universidad Nacional de Trujillo, Perú, alrocas@unitru.edu.pe; carevalo@unitru.edu.pe

³Escuela Profesional de Ingeniería Industrial, Universidad Cesar Vallejo, Perú, etello@ucv.edu.pe; avegaa@ucvvirtual.edu.pe

*corresponding author:

avegaa@ucvvirtual.edu.pe

Av. Larco 1770, Trujillo 13001, Phone (01) 202-4342.

Resumen. La presente investigación tuvo como objetivo determinar y comparar los valores de tensiones equivalentes máximas según el criterio de von-Mises (vM) de una restauración tipo poste-muñón en un diente incisivo, usando las propiedades mecánicas de dos tipos de materiales (fibra de vidrio, aleación de NiCr) y 4 valores de fuerza de tipo masticado (100, 150, 200 y 250) N; el cálculo tensional realizado fue de tipo estático, este se realizó mediante el uso del software ANSYS. Para el caso de la corona se utilizó los datos de las propiedades del disilicato de litio (IPS e.max CAD; además de esto, también se utilizaron las propiedades de los materiales que corresponden a la dentina y el periodonto. La primera etapa del proceso de simulación consistió en la adquisición del modelo 3D de un diente incisivo, mediante un proceso de escaneo para luego reducir el número de elementos y realizar el suavizado, se utilizó el software Meshmixer, el archivo final fue exportado a ANSYS, donde se modelaron todas las partes de diente considerando las recomendaciones de un proceso de endodoncia; para la simulación, las fuerzas de masticado se aplicaron en un área de 2 mm², teniendo en cuenta un ángulo de 45° con respecto al eje longitudinal del diente; además, se compararon los resultados de tensión de los dientes restaurados con el diente incisivo sin ningún tipo de restauración. De los resultados de la evaluación numérica podemos concluir que la restauración tipo poste muñón que utiliza fibra de vidrio tendría mayores probabilidades de éxito, pues los valores de tensión equivalente son menores a comparación de cuando se utiliza la aleación NiCr; esto es 28,8 MPa y 141.53, respectivamente para la fuerza de 250 N; sin embargo el estado tensional del material utilizado como cemento (adhesivo), en el caso del poste muñón de fibra de vidrio es mayor a comparación del caso que utiliza la aleación NiCr

Palabras Clave: Endodoncia, Poste-muñón, Fibra de vidrio, Aleación NiCr, Tensión equivalente.

Digital Object Identifier: (only for full papers, inserted by LACCEI).
ISSN, ISBN: (to be inserted by LACCEI).
DO NOT REMOVE

I. INTRODUCCIÓN

En las restauraciones dentales actualmente es importante tanto el aspecto estético, como el aspecto clínico [1]; y a pesar que existen una variedad de opciones de restauración, uno de los procedimientos más comunes es la endodoncia, la cual consiste en aislar el diente que se pretende intervenir, en el proceso se suele detectar, limpiar y desinfectar los conductos radiculares de la raíz, además de determinar geoméricamente el diente o la necesidad de reemplazo del mismo, todo ellos para finalmente rellenar y sellar con un cemento o adhesivo adecuado [2].

La restauración dental, es uno de los principales objetivos de la odontología moderna, esta se realiza a partir de la corona dañada, en donde se puede instalar por ejemplo un poste en la cavidad radicular, este servirá como base además de asegurar la retención de la estructura dental restaurada [3]. Al realizar una endodoncia el diente restaurado debería ser débil en comparación a un diente que no ha pasado por el proceso de endodoncia, por lo que las propiedades de los materiales utilizados en la restauración, como por ejemplo el de poste-muñón, influyen significativamente en la resistencia a la fractura del diente, esto sin mencionar que también esta resistencia es afectada por el desarrollo del proceso de instalación de la restauración [4].

Los materiales y la geometría de los postes utilizados en las restauraciones, tienen un efecto marcado, en el estado tensional máximo de los dientes restaurados, debido a que estos pueden amortiguar o no las cargas a los que los dientes están expuestos durante los procesos de masticado, accidentes o golpes que podría sufrir el paciente, además de los cuadros clínicos propios de cada paciente (por ejemplo, epilepsia) [5].

Una de las ventajas de hacer uso de la técnica poste muñón, es que puede prevenir el riesgo de contaminación, dependiendo de la pericia del responsable de la intervención [6]. Las desventajas de esta misma técnica son pocas, pero entre ellas se podrían considerar los riesgos de fractura radicular o lesiones periapicales, además de la variabilidad de valores de módulo de elasticidad de los materiales a utilizar [7], debido a ello es importante la evaluación de los materiales utilizados en este proceso, además de las condiciones de carga a las que podrían estar sometidos en la aplicación real, en este sentido el uso de las rutinas de simulación por elementos finitos son de ayuda a fin de poder realizar comparaciones que el personal médico y el propio paciente deberían de conocer a fin de tomar las mejores decisiones al respecto.

Otro aspecto importante que se debería considerar en una restauración dental, es la resistencia que tendrían los materiales utilizados en la restauración para soportar las fuerzas de masticación [8], estas fuerzas pueden variar además de lo mencionado en párrafo anterior, según el sexo del paciente y la región del diente (premolar, molar, canina o incisal), es de esperar que por ejemplo las fuerzas de masticación son significativamente altas en pacientes de sexo masculino y que el estado tensional sea más crítico en los incisivos que en los molares [9].

La elección del material utilizado para la restauración es muy importante, y es común prestarles atención a las propiedades mecánicas entre ellas el valor del módulo de elasticidad, coeficiente de Poisson; límite elástico, resistencias máximas; además de su biocompatibilidad [10]. Esto último es importante debido a que puede existir la posibilidad de corrosión en algunos materiales empleados en la restauración [11].

Algunas investigaciones afirman que los postes de Ni-Cr producen altas tensiones en el poste-muñón, pero transmiten menor carga tensional a la dentina, lo cual brinda baja probabilidad de fractura en la misma [8,12]. Otros investigadores al respecto han concluido que los postes reforzados con fibra de vidrio generan una mayor tensión en la dentina en comparación a los postes reforzados con otros materiales. [10,13,14]. Mientras que otras investigaciones afirman que no existe una diferencia significativa entre la resistencia a la fractura de los modelos de restauración con postes de fibra y los modelos restaurados con poste metálico [15]. Finalmente debido a la posibilidad de las modificaciones biomecánicas de un diente restaurado, en particular de los dientes incisivos; el presente artículo tuvo como objetivo, evaluar el efecto de las propiedades de materiales comunes que se utilizan como postes en una restauración (fibra de vidrio y aleación de NiCr) y de las fuerzas de masticado (100, 150, 200 y 250) N, sobre los valores de tensión equivalente en los materiales utilizados en una

restauración poste muñón, incluyendo la corona y el cemento o adhesivo utilizado.

II. MATERIALES Y MÉTODOS

A. *Materiales*

Para las secuencias de simulación desarrolladas fue necesario los valores de algunas propiedades mecánicas (módulo elástico y la relación de Poisson) de los diferentes materiales usados en una restauración dental, así como las propiedades del mismo diente, estos valores se obtuvieron por revisión bibliográfica, se utilizó las referencias [5][16][17]; una vez obtenidos estos valores, estos fueron ingresados a la base de datos del software de simulación utilizado (ANSYS), debido al tipo de información obtenida de las propiedades, la secuencia de simulación tensional consideró que los materiales tienen comportamiento isotrópico; los datos se muestran en la TABLA 1. El tipo de rutina de simulación fue de tipo estática; el tipo de diente evaluado fue un diente incisivo superior; el criterio de comparación de tensiones utilizada en las restauraciones también se utilizó para un diente sin restauración a fin de conocer la diferente entre ellos y evaluar las diferencias del comportamiento biomecánico (tensiones máximas equivalentes en poste muñón, dentina, cemento y corona).

TABLA I
PROPIEDADES DE LOS MATERIALES USADOS EN LA RESTAURACIÓN DENTAL

	Propiedades			
	Materiales	Módulo elástico (MPa)	Relacion de Poisson	Referencias
1	Periodonto	69	0.45	[5]
2	Poste de fibra de vidrio	36000	0.30	[5]
3	Dentina	18600	0.31	[16]
4	Cemento resinoso	8300	0.35	[16]
5	Aleación de NiCr	188000	0.30	[16]
6	IPS e.max CAD [EMAX]	102700	0.22	[17]

B. *Procedimiento*

El inicio del proceso de simulación empezó con la obtención de la superficie exterior del diente incisivo con extensión STL, ello mediante el uso de un escáner dental 3D, de la marca 3Shape, posteriormente el formato se transfirió al software Meshmixer con la finalidad de “suavizar” la superficie del diente escaneado; esto permitió además la reducción del número de elementos a utilizar en el cálculo tensional a realizar facilitando el desarrollo del mismo mediante los recursos de un ordenador comercial; en estas condiciones la superficie fue exportada al software ANSYS, donde se realizó los cambios geométricos necesarios a fin de recrear la restauración dental propuesta en la presente investigación.

En los cambios geométricos realizados se tuvieron en cuenta las siguientes consideraciones; para el caso de la corona

cerámica se realizó un corte siguiendo la geometría de la encía a una distancia de 7 mm desde la cúspide, el modelo se realizó con una férula de 3.5 mm con una inclinación de las paredes axiales de 10° siguiendo las recomendaciones del procedimiento de una endodoncia clínica [18], además se adicióno una capa de 0.1 mm simulando el cemento resinoso alrededor del poste-muñón. Se consideraron dos materiales para el poste-muñón (fibra de vidrio y la aleación de NiCr); en el caso del muñón se adicióno siguiendo una geometría similar a la corona y para el poste se utilizó un diámetro de 1.2 mm y una altura de 10.5 mm, se adicióno gutapercha de forma cónica con un diámetro inicial de 1.2 mm y diámetro final de 0.6 mm, se utilizó la distancia de 0.5 mm al ápice de la raíz. Se adicióno una capa de 0.2 mm alrededor de la dentina para obtener la membrana periodontal, como se muestra en la Fig. 1. Como grupo control se realizó simulación en un diente incisivo el cual no presento restauración (DSR) con el objetivo de comparar el estado tensional al aplicarle las mismas cargas a un diente restaurado y uno sin restauración. Entre las condiciones de contorno utilizadas en la simulación podemos mencionar que se utilizó como soporte fijo la cara exterior del periodonto, de esta forma se adicióno las fuerzas que se utilizaron en la simulación (fuerzas que serían de apretamiento en oclusión céntrica). Las fuerzas utilizadas en la simulación se definieron en dos componentes, a fin de obtener los valores resultantes propuestos en la dirección de contacto entre dientes superiores e inferiores de la cavidad bucal; además en el proceso de simulación como tal se utilizó un tamaño de malla de 0.1 mm (debido a las pequeñas dimensiones que presenta el modelo del diente). Con respecto a las fuerzas utilizadas en la simulación (100, 150, 200 y 250) N, estas se aplicaron debajo de la cúspide lingual, a una distancia de 5 mm del borde incisal en un área de 2 mm² en un ángulo de 45° con relación al eje longitudinal del diente; las consideraciones de fuerza se tomaron de [9], en la investigación mencionada se evaluó la fuerza ejercida de la mandíbula en el sexo masculino obteniendo valores de fuerza ejercida en dientes mayores a 200 N. A efectos de comparaciones, las tensiones resultantes según el criterio VM, se obtuvieron en la corona cerámica, dentina, cemento resinoso y el poste muñón para los dos modelos propuestos.

C. Diseño del modelo y grupo

Se estableció un modelo de diente incisivo con férula de dentina de 3.5 mm de altura y poste de 10.5 mm de altura y 1.2 mm de diámetro. Se establecieron dos grupos de modelos donde se varió el material del poste-muñón y se adicióno un grupo patrón, el cual no sufrió ninguna restauración previa, con la finalidad de comparar sus valores con los dos modelos antes mencionados. Por lo tanto, los tres grupos de los modelos establecidos fueron:

- A. Diente con Poste-muñón de fibra de vidrio.
- B. Diente con Poste-muñón de aleación de NiCr.
- C. Diente sin restauración (patrón).

A1, B1 y C1 representan el grupo de dientes sometidos a una fuerza masticatoria de 100 N.

A2, B2 y C2 representan el grupo de dientes sometidos a una fuerza masticatoria de 150 N.

A3, B3 y C3 representan el grupo de dientes sometidos a una fuerza masticatoria de 200 N.

Y A4, B4 y C4 representan el grupo de dientes sometidos a una fuerza masticatoria de 250 N.

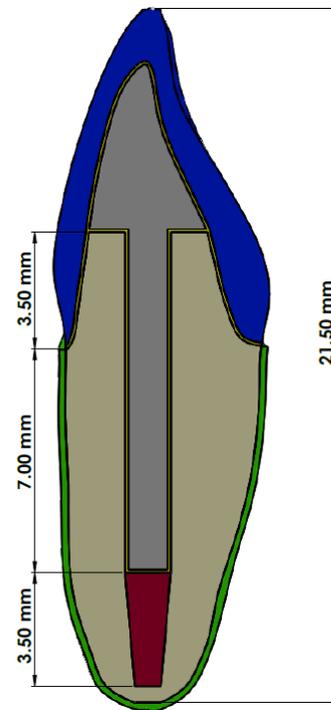


Fig. 1. Vista de sección de diente incisivo restaurado con poste-muñón.

III. RESULTADOS Y DISCUSION

Se determinaron los valores de las tensiones equivalentes según el criterio de von-Mises en la corona cerámica, la dentina, el cemento resinoso y el poste-muñón para los dos modelos (Tabla II y III) y para los cuatro valores de fuerzas aplicadas tanto para dientes restaurados como los no restaurados (DSR) (Tabla IV).

A. Tensión de von-Mises en el modelo A.

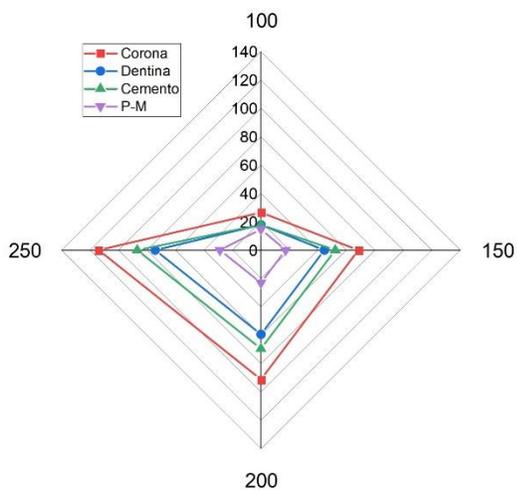
Al comparar los valores de las tensiones equivalentes obtenidas en el modelo A, con diferentes cargas podemos observar que la tensión de von-Mises en la corona cerámica aumentó conforme incrementó el valor de las cargas aplicadas en el diente incisivo, en el rango de 100 N, 150 N, 200 N y 250 N obteniendo como resultado valores de 26.58 MPa, 68.38 MPa, 91.14 MPa y 113.98 MPa respectivamente (Tabla II). Los valores de las tensiones equivalentes en el poste-muñón (P-M)

también variaron con cada carga aplicada, obteniendo como resultado una tensión de 14.71 MPa, cuando se le aplicó una fuerza de 100 N y una tensión de 28.8 MPa cuando se le aplicó una fuerza de 250 N, como se muestra en la Fig. 2 y la Fig. 6.

TABLA II
TENSIONES DE VON-MISES - MODELO A.

		MODELO A			
		Resultados tensiones a 100 N	Resultados tensiones a 150 N	Resultados tensiones a 200 N	Resultados tensiones a 250 N
Tensión (MPa)	Corona Cerámica	26.58	68.38	91.14	113.98
	Dentina	17.79	44.53	59.38	74.22
	Cemento Resinoso	17.92	52.16	69.54	86.93
	Poste-muñón	14.71	17.28	23.04	28.8

Los resultados de las tensiones de von-Mises en la dentina y el cemento resinoso siguieron el mismo patrón que la corona cerámica y el poste-muñón, por lo que, al aumentar las cargas aplicadas también incrementaron las tensiones equivalentes, como se muestra en la Fig. 2. y la Fig. 5. Los valores de las tensiones equivalentes respecto al incremento de fuerzas aplicadas fueron incrementándose en todas las fases del diente restaurado; en la corona cerámica se obtuvo como tensión máxima 113.98 MPa y como tensión mínima 26.58 MPa, en el poste-muñón la tensión máxima fue 28.8 MPa y la tensión mínima fue 14.71 MPa, al aplicarse en ambos casos 100 N y 250 N, respectivamente (Tabla II).



A: Poste de Fibra de Vidrio 100N
Equivalent Stress 3
Type: Equivalent (von-Mises) Stress
Unit: MPa
Time: 1 s
22/02/2023 23:34

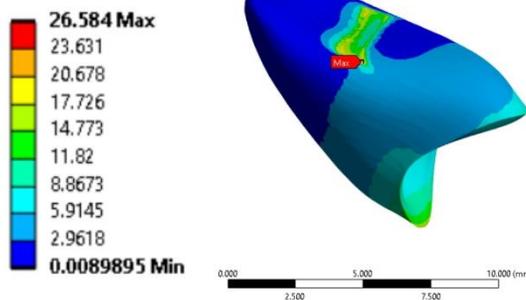


Fig. 2. Valores de tensiones equivalentes de von-Mises en el diente de restauración del modelo A al aplicarle una fuerza de 100, 150, 200 y 250 N.

Fig. 3. Tensiones equivalentes de von-Mises en la corona cerámica del modelo A (fibra de vidrio) al aplicar una carga de 100 N.

B: Poste de Fibra de Vidrio 150N
Equivalent Stress 2
Type: Equivalent (von-Mises) Stress
Unit: MPa
Time: 1 s
22/02/2023 23:38

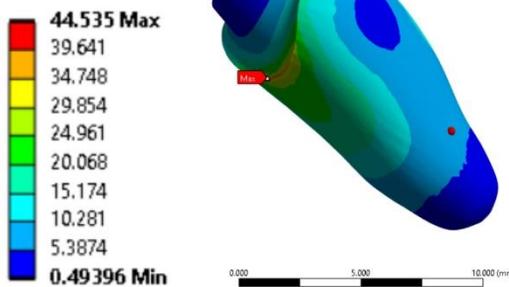


Fig. 4. Tensiones equivalentes de von-Mises en la dentina del modelo A (fibra de vidrio) al aplicar una carga de 150 N.

C: Poste de Fibra de Vidrio 200N
Equivalent Stress 4
Type: Equivalent (von-Mises) Stress
Unit: MPa
Time: 1 s
22/02/2023 23:41

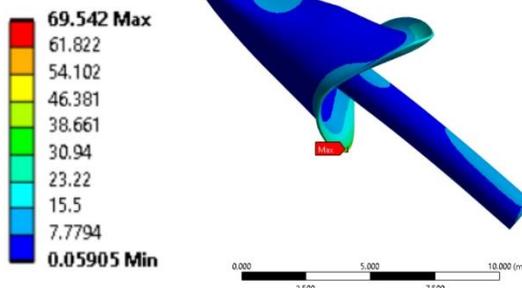


Fig. 5. Tensiones equivalentes de von-Mises en el cemento resinoso del modelo A (fibra de vidrio) al aplicar una carga de 200 N

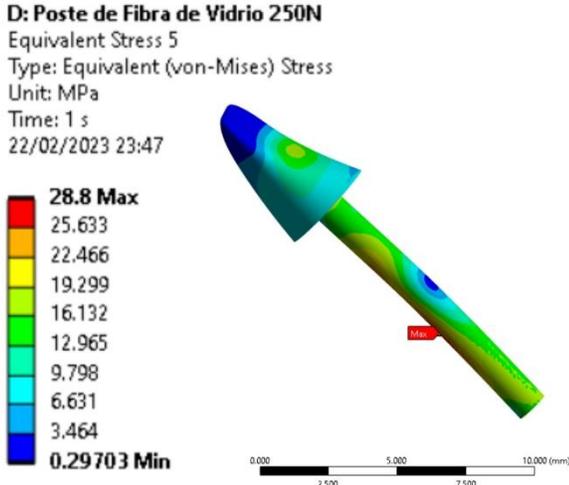
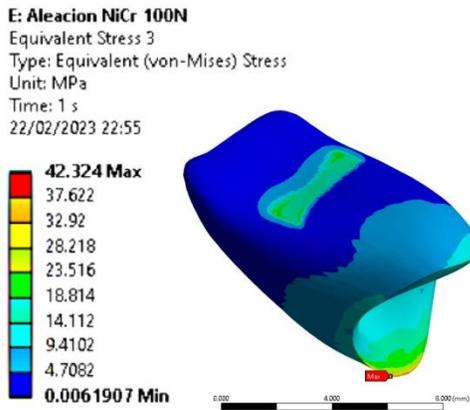


Fig. 6. Tensiones equivalentes de von-Mises en el poste-muñón del modelo A (fibra de vidrio) al aplicar una carga de 250 N

B. Tensión de von-Mises en el modelo B.

La corona cerámica en el modelo B obtuvo como resultados 42.32 MPa, 63.48 MPa, 84.68 MPa y 105.85 MPa



referentes a sus tensiones equivalentes, para cargas aplicadas a 100 N, 150 N, 200 N y 250 N, respectivamente (Tabla III).

En el poste-muñón (P-M) para la aleación de NiCr, las tensiones equivalentes obtenidas también aumentaron al incrementar la carga aplicada, obteniendo como resultado valores de 56.61 MPa cuando se le aplicó una fuerza de 100 N y una tensión de 141.53 MPa cuando se le aplicó una fuerza de 250 N, como se muestra en la Fig. 7(D) y la Fig. 8. Respecto a la Dentina el valor de tensión máximo fue 68.75 MPa a una carga aplicada de 250 N y el valor mínimo obtenido fue 27.5 MPa a una carga aplicada de 100 N, como se muestra en la Fig. 7B y la Fig. 8. En cuanto al valor de la tensión equivalente del cemento resinoso, el valor fue 32.34 MPa a una carga aplicada de 100 N mientras que el valor de tensión fue de 80.85 MPa a una carga aplicada de 250 N.

C. Tensión de von-Mises en el modelo C (patrón).

Los resultados de tensiones obtenidos en el modelo patrón fueron 23.7 MPa, 35.55 MPa, 47.40 MPa y 59.24 MPa al aplicar una fuerza de 100 N, 150 N, 200 N y 250 N, respectivamente (ver Tabla IV).

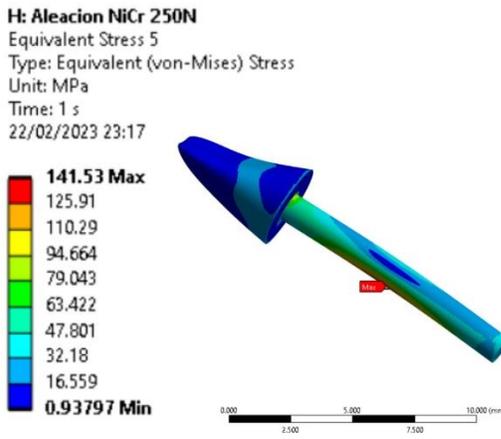
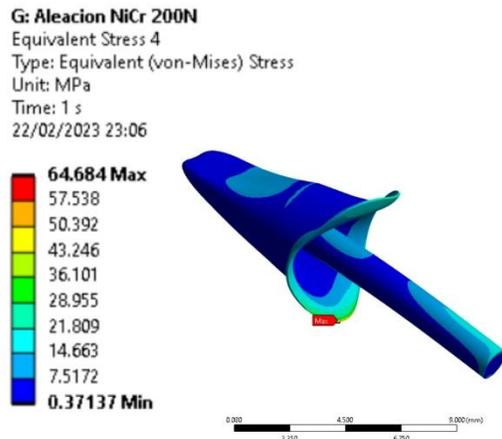
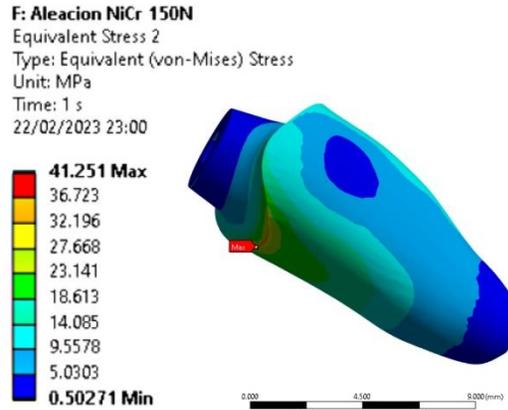


Fig. 7. Tensiones equivalentes de von-Mises en los componentes del modelo B (Aleación de NiCr) a diferentes cargas aplicadas. E. Corona sometida a una fuerza de 100 N. F. Dentina sometida a una fuerza de 150 N. G. Cemento resinoso a 200 N. H. Poste-muñón sometido a una fuerza de 250 N.

TABLA III
TENSIONES DE VON-MISES MODELO B

		MODELO B			
		Resultados tensiones a 100 N	Resultados tensiones a 150 N	Resultados tensiones a 200 N	Resultados tensiones a 250 N
Tensión (MPa)	Corona Cerámica	42.32	63.48	84.68	105.85
	Dentina	27.5	41.25	55	68.75
	Cemento Resinoso	32.34	48.51	64.68	80.85
	Poste-muñón	56.61	84.922	113.22	141.53

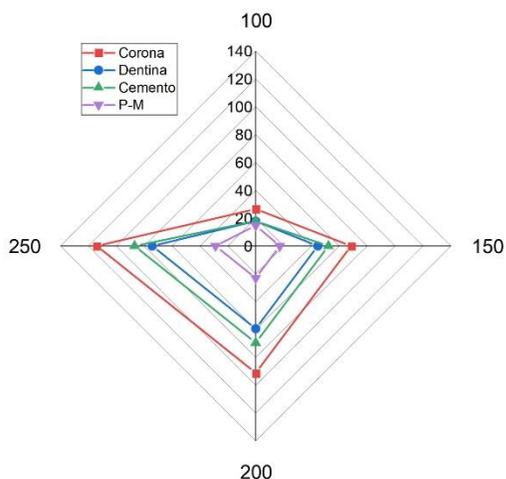


Fig. 8. Valores de tensiones equivalentes de vM en el diente de restauración del modelo B al aplicarle una fuerza de 100, 150, 200 y 250 N.

TABLA IV
TENSIONES EQUIVALENTES DE VON-MISES MODELO DSR

		MODELO PATRÓN			
		Resultados tensiones a 100 N	Resultados tensiones a 150 N	Resultados tensiones a 200 N	Resultados tensiones a 250 N
Tensión (MPa)	Diente Incisivo	23.70	35.55	47.40	59.24

La Fig. 10 compara los valores de tensiones equivalentes del modelo de restauración A con el modelo de diente sin restauración (DSR) a los diversos valores de fuerzas aplicados, de esta podemos señalar, que en el caso del DSR, el incremento de tensiones equivalentes es proporcional a los valores de carga, teniendo un comportamiento lineal (rombos violeta); sin

embargo el caso del diente restaurado modelo A, vemos que para la corona, cemento y dentina, el hecho de subir de 100 N a 150 N, genera un incremento brusco de tensión máxima resultante, luego en los tres casos la tendencia es así el incremento de la tensiones resultantes, pero el valor de la pendiente de la recta disminuye a comparación del primer intervalo. Para el caso del poste muñón (P-M), los valores de tensiones son las bajas de todos los elementos involucrados incluyendo el propio valor de tensión del DSR, los valores de sus pendientes no tienen incrementos significativos con el incremento de los valores de carga impuestos, lo que sugiere la mayor probabilidad de éxito de este tipo de material en este tipo de restauración, ello considerando las limitaciones del proceso de simulación.

K: DIENTE SIN RESTAURACION 200N

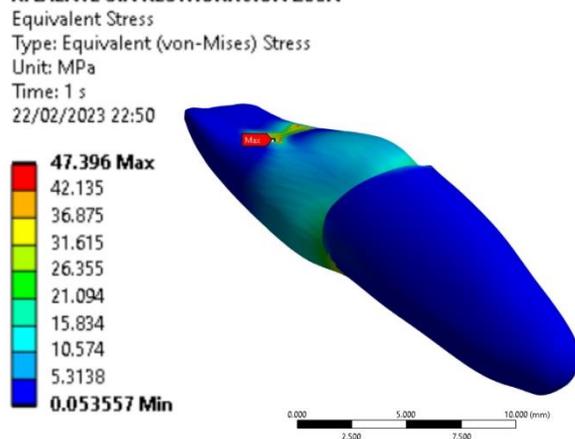


Fig. 9. Tensiones equivalentes de von-Mises en diente incisivo sin restaurar al aplicar una carga de 200 N.

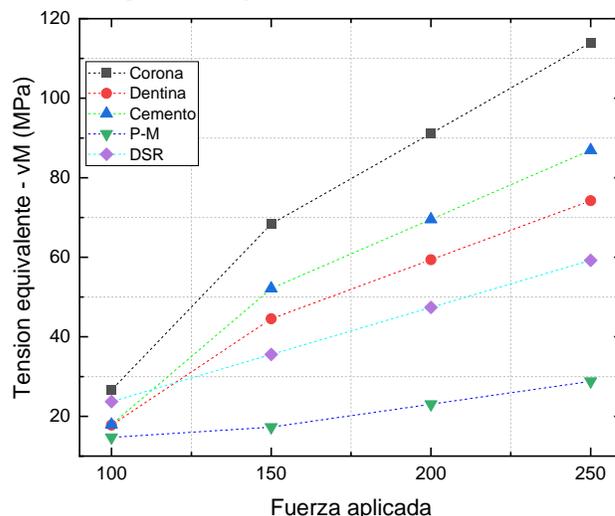


Fig. 10. Tensiones equivalentes de von-Mises en diente incisivo modelo A y diente sin restauración (DSR)

En la Fig. 11 se compara los valores de tensiones equivalentes del modelo de restauración B con el modelo de

DSR, a los diversos valores de fuerzas aplicados, en este segundo gráfico, el incremento de tensiones equivalentes es proporcional también a los valores de carga aplicados, sin embargo, para DSR se presentó los menores valores de tensiones equivalentes, siendo los valores mayores para el caso del P-M, en cada uno de los casos se mantuvo el valor del incremento de pendiente, evidenciando que este modelo de restauración es más sensible que el modelo de restauración A, para los valores de carga aplicados, de la comparación de los modelos A y B, este último tipo de restauración sugiere la menor probabilidad de éxito para el material utilizado como P-M, al igual que el caso anterior considerando las limitaciones del proceso de simulación. A modo resumen el poste-muñón de fibra de vidrio (modelo A) es menos propenso a sufrir daño que

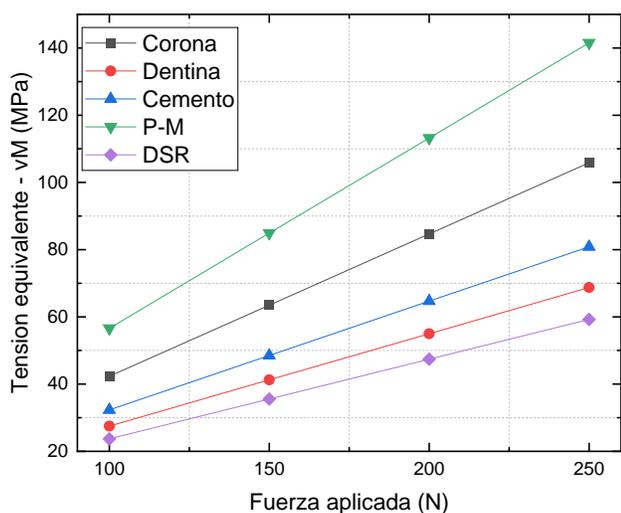


Fig. 11. Tensiones equivalentes de von-Mises en diente incisivo modelo B y diente sin restauración (DSR)

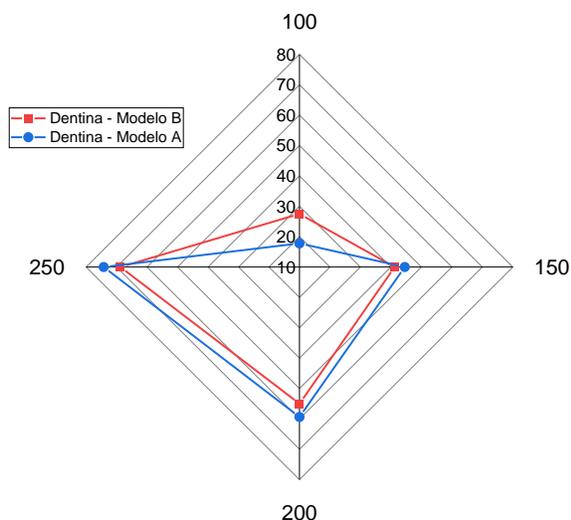


Fig. 12. Tensiones equivalentes de von-Mises en dentina; modelo A y B

la Aleación NiCr (modelo B), cuando estos materiales se usan en P-M en dientes incisivos; pero el modelo A tuvo mayores valores de tensiones en la dentina y el cemento de contacto, en los tres mayores valores de fuerzas aplicadas (150, 200 y 250) N, en comparación al modelo B; el estado tensional de la dentina es proporcional al de la raíz del diente, debido al mecanismo de transporte de carga; la tendencia encontrada concuerda con la tendencia reportada en otras investigaciones [8]. Además, se pone en evidencia que el modelo A genera mayores valores de tensiones en el modelo de restauración A, lo que indicaría mayor probabilidad de fallo del adhesivo en el modelo A, en comparación del modelo B.

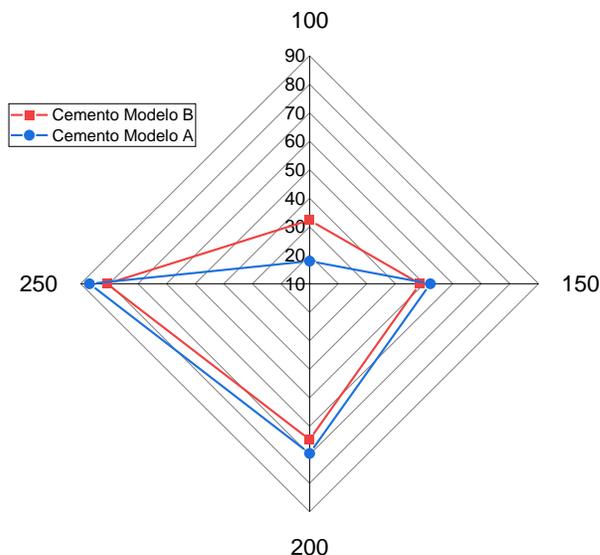


Fig. 13. Tensiones equivalentes de von-Mises en cemento, en modelos A y B.

Los resultados de este estudio nos indican que la elección del material en los dientes tratados endodónticamente va a influir en su resistencia a la fractura. Para estudios posteriores se sugiere que la modificación de la geometría del poste y la altura de la férula podrían tener un efecto significativo en la resistencia a la fractura del diente restaurado.

IV. CONCLUSIÓN

Se realizó un estudio de análisis estático a dos modelos de dientes incisivos restaurados con diferentes materiales de Poste-Muñón y se comparó con un modelo de diente incisivo sin ningún tipo de reparación mediante el software ANSYS.

De los resultados obtenidos el modelo con fibra de vidrio (modelo A) presentó menor concentración de tensiones equivalentes debido a que su valor de tensión resultante máxima según criterio vM fue el menor, obteniendo un valor de 23.04 MPa, mientras que para el modelo de la aleación de NiCr se

obtuvo una tensión resultante máxima de 113.22 MPa, estos valores máximos se obtuvieron cuando se utilizó la fuerza de 200 N, numéricamente el poste-muñón de aleación de NiC tiene mayores probabilidades de fracaso en la restauración de dientes incisivos.

AGRADECIMIENTO

Al Laboratorio de Materiales Compuestos. Escuela de Ingeniería de Materiales; Universidad Nacional de Trujillo.

REFERENCIAS

- [1] CALABRIA DIAZ, Hugo. Postes prefabricados de fibra: Consideraciones para su uso clínico. *Odontostomatología* [online]. 2010, vol.12, suppl.16, pp.4-22. ISSN 1688-9339.
- [2] H. Monardes, C. Lolas, J. Aravena, H. González, & J. Abarca. (2016). *Evaluación del tratamiento endodóntico y su relación con el tipo y la calidad de la restauración definitiva*. *Revista Clínica de Periodoncia, Implantología y Rehabilitación Oral*, 9(2), 108-113. <https://doi.org/10.1016/j.piro.2016.03.004>
- [3] Amarante, M. V., Pereira, M. V. S., Darwish, F. A. I., & Camarão, A. F. (2008). *Virtual analysis of stresses in human teeth restored with esthetic posts*. *Materials Research*, 11(4), 459-463. <https://doi.org/10.1590/s1516-14392008000400014>
- [4] Nahar, R., Mishra, S. K., & Chowdhary, R. (2020). *Evaluation of stress distribution in an endodontically treated tooth restored with four different post systems and two different crowns- A finite element analysis*. *Journal of Oral Biology and Craniofacial Research*, 10(4), 719-726. <https://doi.org/10.1016/j.jobcr.2020.10.004>
- [5] X. Li, T. Kang, D. Zhan, J. Xie, & L. Guo. (2020). *Biomechanical behavior of endocrowns vs fiber post-core-crown vs cast post-core-crown for the restoration of maxillary central incisors with 1 mm and 2 mm ferrule height*. *Medicine*, 99(43), e22648. <https://doi.org/10.1097/md.00000000000022648>
- [6] D. Fitzcarrald. (2008). *Postes Y Muñones: Tipos, Indicaciones Y Contraindicaciones*. Universidad Peruana Cayetano Heredia. Recuperado de: <https://www.cop.org.pe/bib/investigacionbibliografica/FERNANDO%20DIEGO%20FITZCARRALD%20BARBA.pdf>
- [7] M. Moradas. (2016). *Reconstrucción del diente endodonciado con postes colados o espigas de fibra*. Revisión bibliográfica. Recuperado de: https://scielo.isciii.es/scielo.php?script=sci_arttext&pid=S0213-12852016000600005#:~:text=Sin%20embargo%2C%20estos%20postes%20convencionales,y%20riesgo%20de%20fractura%20radicular.v
- [8] Garhnayak, L., Parkash, H., Sehgal, D. K., Jain, V., & Garhnayak, M. (2011). *A Comparative Study of the Stress Distribution in Different Endodontic Post-Retained Teeth with and without Ferrule Design—A Finite Element Analysis*. *ISRN Dentistry*, 2011, 1-8. <https://doi.org/10.5402/2011/102329>
- [9] Curiqueo, A., Salamanca, C., Borie, E., Navarro, P., & Fuentes, R. (2015b). *Evaluación de la Fuerza Masticatoria Máxima Funcional en Adultos Jóvenes Chilenos*. *International journal of odontostomatology*, 9(3), 443-447. <https://doi.org/10.4067/s0718-381x2015000300014>
- [10] Alihemmati, M., Jafari, S., Ghomi, A., Shayegh, S., & Kargar, K. (2021b). *Stress distribution of esthetic posts in the restored maxillary central incisor: Three-dimensional finite-element analysis*. *Dental Research Journal*, 18(1), 10. <https://doi.org/10.4103/1735-3327.310039>
- [11] Nahar, R., Mishra, S. K., & Chowdhary, R. (2020b). *Evaluation of stress distribution in an endodontically treated tooth restored with four different post systems and two different crowns- A finite element analysis*. *Journal of Oral Biology and Craniofacial Research*, 10(4), 719-726. <https://doi.org/10.1016/j.jobcr.2020.10.004>
- [12] Gnanam, P., Vignesh, N., Lakshmi, S., & Annapoorani, H. (2019). *A comparative study of stress distribution between glass fiber post and cast post in an endodontically treated central incisor – A finite element analysis*. *Journal of Interdisciplinary Dentistry*, 9(3), 108. https://doi.org/10.4103/jid.jid_35_19
- [13] Nokar S, Bahrami M, Mostafavi AS. Comparative Evaluation of the Effect of Different Post and Core Materials on Stress Distribution in Radicular Dentin by Three-Dimensional Finite Element Analysis. *J Dent (Tehran)*. 2018 Mar;15(2):69-78. PMID: 29971124; PMCID: PMC6026308.
- [14] Mahmoudi, M., Saidi, A. R., Amini, P., & Hashemipour, M. A. (2017). *Influence of inhomogeneous dental posts on stress distribution in tooth root and interfaces: Three-dimensional finite element analysis*. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 118(6), 742-751. <https://doi.org/10.1016/j.prosdent.2017.01.002>
- [15] Hu YH, Pang LC, Hsu CC, Lau YH. Fracture resistance of endodontically treated anterior teeth restored with four post-and-core systems. *Quintessence Int*. 2003 May;34(5):349-53. PMID: 12795353.
- [16] B. Dejak, & A. Młotkowski. (2018). *Strength comparison of anterior teeth restored with ceramic endocrowns vs custom-made post and cores*. *Journal of Prosthodontic Research*, 62(2), 171-176. <https://doi.org/10.1016/j.jpor.2017.08.005>
- [17] Q. Gong, L. Huang, J. Luo, Y. Zhang, Q. Meng, J. Quan, & Z. Tong. (2022b). *The practicability of different preparation of mandibular molar restored by modified endocrown with intracanal extension: Computational analysis using finite element models*. *Computer Methods and Programs in Biomedicine*, 226, 107178. <https://doi.org/10.1016/j.cmpb.2022.107178>
- [18] B. Wolfram. (2011). *Reconstrucción de muñón con pines parapulpares*. *Odontología Conservadora*, 24(8), 399-406.
- [19] Chieruzzi, M., Pagano, S., Cianetti, S., Lombardo, G., Kenny, J. M., & Torre, L. (2017). *Effect of fibre posts, bone losses and fibre content on the biomechanical behaviour of endodontically treated teeth: 3D-finite element analysis*. *Materials Science and Engineering: C*, 74, 334-346. <https://doi.org/10.1016/j.msec.2016.12.022>
- [20] HSU, M.-L., CHEN, C.-S., CHEN, B.-J., HUANG, H.-H., & CHANG, C.-L. (2009). *Effects of post materials and length on the stress distribution of endodontically treated maxillary central incisors: a 3D finite element analysis*. *Journal of Oral Rehabilitation*, 36(11), 821-830. doi:10.1111/j.1365-2842.2009.02000.x