

COMPARACION DE LA RESISTENCIA A LA DEFORMACION DE TRES SISTEMAS DE ESTRUCTURAS LIBRES DE METAL PARA PRÓTESIS FIJA ELABORADAS EN ZIRCONIO MEDIANTE ELEMENTOS FINITOS*.

COMPARISON OF THE RESISTANCE TO DEFORMATION OF THREE FREE METAL STRUCTURES SYSTEMS ELABORATED WITH ZIRCONIA FOR FIXED PROSTHESIS BY FINITE ELEMENTS*.

ARIZA FAJARDO MARIA CAROLINA
BEDOYA OSORIO JAVIER O**
ARIZA GARCIA GERMAN ALBERTO***
HENA O PEREZ DANIEL******

AGRADECIMIENTOS

A Julián Crump, Ingeniero civil en estructuras de la Universidad de los Andes por realizar la Prueba de elementos finitos

A Camilo Narváez, Diseñador Industrial de la Pontificia Universidad Javeriana por la elaboración de las estructuras en 3D

A las casa comerciales Nobel Biocare, Ivoclar Vivadent y Vita por facilitar información y materiales de estudio Procera®, IPS e.max ZirCAD®, Inceram®.

CORRESPONDENCIA

Germán Alberto Ariza. Pontificia Universidad Javeriana, Facultad de Odontología, Departamento del sistema Dentario. Carrera 7 No 40-62, Edificio 26. Bogota, D.C., Colombia Teléfono: +57-1-3208320 extensión 2874 Correo electrónico: germanariza2000@yahoo.com

Daniel Henao Pérez. Pontificia Universidad Javeriana, Facultad de Odontología, Departamento del sistema Dentario. Carrera 7 No 40-62, Edificio 26. Bogota, D.C., Colombia Teléfono: +57-1-3208320 extensión 2874 Correo electrónico: daniel.henao@javeriana.edu.co

María Carolina Ariza Fajardo. Calle 128d No 21-19 torre2 apto 302, Bogotá, D.C., Colombia. Teléfono:+57-1- 5230186 Correo electrónico: caroafgg@hotmail.com

Javier O. Bedoya Osorio Cr 68D # 24A-50 int. 6 apto 304 Teléfono: +57-1- 4160102 Correo electrónico: Javier5626@hotmail.com

TITULILLO: RESISTENCIA DE MATERIALES LIBRES DE METAL

* Artículo correspondiente al trabajo de grado para optar por el título de Odontólogo.

** Estudiante Décimo Semestre

*** Odontólogo, Profesor Asistente, Pontificia Universidad Javeriana. Bogota, D.C: Colombia. Especialista en rehabilitación Oral, Universidad Militar Nueva Granada. Bogotá, D.C. Director de Tesis.

**** Odontólogo, Director del Sistema Dentario, Pontificia Universidad Javeriana. Bogota, D.C: Colombia. Especialista en rehabilitación Oral, Universidad Militar Nueva Granada. Bogotá, D.C. Director de Tesis.

RESUMEN

ANTECEDENTES: Las últimas investigaciones se enfocan en las cerámicas libres de metal debido a la demanda estética, para poder reemplazar las cofias de metal sin disminuir su resistencia a las fuerzas masticatorias y mejorando sus propiedades biomecánicas. Se han creado nuevos tipos de cerámica de alta calidad como lo son los sistemas de porcelana elaborados en Zirconio que combinan la estética con la resistencia mecánica.

OBJETIVOS: Comparar la resistencia a la deformación frente a fuerzas compresivas y flexurales ejercidas sobre las prótesis fijas de 3 unidades en posteriores de los sistemas (IN CERAM®, PROCERA®, IPS e.max ZirCAD®) elaborados en zirconio y establecer cual de estos sistemas es el mas indicado.

METODOS: Se elaboraron estructuras para prótesis fija de tres unidades con pilares en 14-16 pontico 15, se tomaron medidas manuales de las estructuras por medio de un calibrador pie de rey y se realizó el modelo tridimensional en el programa "Solid Works", ésta se importó al programa ANSYS 5.5 en el cual se realizo el análisis de elementos finitos.

RESULTADOS: El sistema PROCERA® resistió 551N y presentó una deformación de 0.008912mm, IPS e.max ZirCAD® resistió 441N y presentó una deformación de 0.007155mm e IN CERAM® resistió 340N y se deformó 0.004523mm.

CONCLUSIONES: INCERAM® es el mas débil luego, IPS e.max ZirCAD® con 1.3 veces mas resistente y luego PORCERA® con 1.62 veces mas que el INCERAM®.

PALABRAS CLAVES: Resistencia compresiva y flexural, zirconio, prótesis fija, materiales dentales, elementos finitos, Inceram, PS e.max ZirCAD, Procera.

ABSTRACT

BACKGROUNDS: The last investigations focus in the free metal ceramics because of the aesthetic demand, to be able to replace the metal structures without diminishing their resistance to the masticatory forces and improving their biomechanics properties. New types of ceramics of high quality have been created like are the Zirconium porcelain systems that combine the aesthetic one with the mechanical resistance.

OBJECTIVES: To compare the resistance to deformation on the 3 units Fixed partial dentures (FPD) in molar zone when compressive and flexural forces are exerted, of the systems (IN CERAM, PROCERA, IPS e.max Zircad) elaborated in zirconium and establish which of these systems is the most indicated.

METHODOS: Structures for three units FPD with abutments at 14-16 and 15 as pontic were elaborated, then manual measures of the structures using a callipers were taken and was made the three-dimensional model of the structure in "solid works" Later this were imported in ANSYS 5,5 in which was made the technical finite elements test.

RESULTS: PROCERA® system resisted 551N and presented deformation of 0,008912mm, IPS e.max ZirCAD® resisted 441N and presented a deformation of 0,007155mm and IN CERAM® 340N resisted and 0.004523mm were become deformed.

CONCLUSIONS: INCERAM® is the weak one then, IPS e.max ZirCAD® with 1,3 times more resistant and then PORCERA® with 1,62 times more resistant than INCERAM®.

KEY WORDS: Compressive and flexural resistance, Zirconium, fixed partial dentures, dental Materials, finite Elements, Inceram, IPS e.max ZirCAD, Procera.

INTRODUCCIÓN

Durante muchos años se ha buscado que los materiales para prótesis fija brinden las características necesarias para generar salud y función mediante las condiciones de biocompatibilidad, ajuste marginal, estética y resistencia para mejorar su durabilidad.¹

Tradicionalmente para las restauraciones de cerámica se utiliza la porcelana feldespática, debido a su baja resistencia a la flexión necesita una subestructura metálica. El metal tiene excelentes resultados al ser utilizado con la porcelana, éste proporciona alta resistencia a la flexión, pero presenta problemas de biocompatibilidad y estética.^{2,3} Ya que altera las propiedades de color y disminuye la apariencia natural del diente al limitar la transmisión de luz.⁴

Al tener en cuenta la demanda estética por parte de los pacientes, las últimas investigaciones se enfocan en las cerámicas libres de metal para poder reemplazar las copias metálicas sin disminuir la resistencia a la fractura y mejorando sus propiedades biomecánicas. Mediante los avances tecnológicos se han creado nuevos tipos de cerámica de alta calidad reforzados con diferentes elementos químicos que combinan la estética con la resistencia mecánica.⁵

Lo último utilizado en la odontología cerámica es el zirconio por que no es solo biocompatible sino que también posee dureza que es inusual en las cerámicas.⁶ El zirconio es empleado principalmente en la industria cerámica: barnices, moldes fundidos y arenas abrasivas, componentes de cerámica eléctrica, aumentando significativamente la resistencia de cada uno de ellos⁶.

El Zirconio es un elemento químico de símbolo Zr y de peso atómico 91.22. Encontrándose en la tierra como óxido de Zirconio. Es un nuevo material utilizado en la odontología, principalmente en protodoncia. En la restauración de dientes anteriores y posteriores libres de metal es utilizado para coronas, puentes sin límite de dientes, incrustaciones, pilares sobre implantes y estructuras sobre implantes para atornillar o cementar y para postes endodónticos⁷, aumenta la dureza, aumenta la fuerza, tiene un módulo elástico disminuido, y la característica notable de la transformación que endurece.⁸

La porcelana reforzada con Zirconio, es una porcelana con un alto porcentaje de zirconio. Su resistencia flexural es de 600 - 800 Mpa. Recientemente para uso en prótesis fijas de posteriores de tres unidades y en coronas individuales, la adición de 35% óxido de zirconio a la porcelana, aumenta las propiedades físicas como la fuerza flexural, resistencia a la fractura y propiedades de resistencia-fatiga⁹ y debido a esto se pueden considerar cerámicas libres de metal debido a que no se utiliza el zirconio químicamente puro como un metal sino que se utiliza como óxido de zirconio y de esta forma ya deja de ser un metal y se convierte en una cerámica.

En el estudio se utilizaron 3 sistemas de cerámica de zirconio, que presentan una fuerza flexural significativamente más alta, indicados para restauraciones posteriores de un solo diente y prótesis fijas de tres unidades⁹. El sistema IPS e.max ZirCAD®, son bloques presintetizados de óxido de Zirconio estabilizado con Ytrio para la técnica CAD/CAM. El sistema Procera

allZircon® se producen con un proceso dental automatizado de diseño (CAD); por último, el sistema In Ceram Zirconio® que combina el uso de Alúmina infiltrada con vidrio y estabilizado parcialmente con el 35% zirconio para la base del material. Después de tener el modelo para que las estructuras fueran realizadas este se paso a las casas comerciales para la realización de las estructuras según las indicaciones dadas a partir de la estandarización de las medidas de la estructura requeridas para que las tres queden de iguales dimensiones y así evitar alteración en lo resultados de la prueba.

Para evaluar la respuesta de los materiales a las fuerzas masticatorias se pueden utilizar los elementos finitos, que es una técnica confiable para detectar la magnitud de fuerza que puede producir la deformación utilizándolo en odontología para simular los esfuerzos producidos por las fuerzas de oclusión en una estructura dental. Este método es una herramienta poderosa utilizada para examinar el comportamiento mecánico de las estructuras que de otra forma es difícil de observar o visualizar.¹⁰

Los elementos finitos son una representación matemática de una estructura de rehabilitación sometido en este caso a fuerzas dinámicas; esta aproximación matemática transforma el problema en una matriz algebraica, la cual puede ser resuelta con la ayuda de un componente digital.¹¹ La ventaja de esta técnica es la capacidad de reproducir con precisión las tensiones exactas en la estructura de prótesis fija de tres unidades elaboradas a base de zirconio, permitiendo visualizar cambios de presión y esfuerzo antes de someter el objeto animado a la situación real.¹¹

En el estudio se tuvo en cuenta el grado de resistencia a la fractura y flexión de la porcelana elaborada en zirconio debido a que es una medida para comprobar la habilidad de este material para resistir la deformación y el crecimiento de grietas debido a que las restauraciones están expuestas a muchas cargas masticatorias.

Con este trabajo de investigación se pretendió comparar la resistencia a las fuerzas masticatorias como compresivas y flexurales ejercidas sobre las prótesis fijas de 3 unidades en zona de posteriores de los sistemas de porcelana (IN CERAM Zirconio®, PROCERA allZircon®, IPS e.max ZirCAD®) por medio de la prueba de elementos finitos y establecer cual de estos sistemas presenta mejores propiedades mecánicas para su utilización en el área de rehabilitación oral.

MATERIALES Y METODOS

La prueba se dividió en tres fases, la primera fase fue la Construcción de la Muestra donde Se utilizó un modelo de ivorina, Se bajo el 15 y se realizo la preparación de los dientes 14 -16 en chamfer pesado. Se elaboraron estructuras para prótesis fija de tres unidades con pilares en 14 y 16 pontico en el 15 con cada sistema (PROCERA – AllZirkon, IN CERAM ZIRCONIO. IPS e. max ZirCAD) según las indicaciones dadas.

Se prosiguió a la segunda fase de la prueba que es la digitalización y proceso sistemático en donde se realizaron medidas manuales de las estructuras por medio de un calibrador pie de rey y se construyo un cuadrícula con las medidas generales.

Se seleccionaron puntos en el diente, donde se midió el ángulo de inclinación y los puntos extremos de los radios con respecto a la altura y el ancho; A partir de estos puntos en la cuadrícula se colocaron los puntos de guía que sirvieron para formar una línea continua, generando así la forma frontal del diente, a continuación mirando desde arriba del diente se desplazó el calibrador a 1mm de la línea mencionada anteriormente, y se procedió a la ubicación de los puntos en la cuadrícula para la formación de la segunda línea. Se realizó el mismo paso al lado y lado de la línea para formar las líneas del esqueleto de forma vertical de acuerdo a la forma del diente. Una vez ya obtenido las líneas verticales, se procedió a la creación de las líneas horizontales siguiendo el mismo procedimiento de de las anteriores. Una vez hechas todas las líneas, estas se unieron para formar el esqueleto del diente.

Cuando se tuvieron las líneas unidas se rellanaron los segmentos para generar las superficies, dándoles espesor de 1mm. Siguiendo lo pasos mencionados anteriormente se realizó el modelo tridimensional de la estructura en el programa “Solid Works”.

Se exportó la estructura con formato IGES al programa ANSYS 5.5 (Figura 1a) que es el programa de análisis de elementos finitos. En el programa ANSYS se realizó el proceso de enmallado en el cual el programa dividió el sólido en elementos consecutivos mas pequeños de forma triangular unidos entre si por puntos específicos.

Posteriormente se incorporaron las características de resistencia compresiva, resistencia flexural, modulo de Young, la relación Poisson de cada uno de los materiales. (Tabla 1)

La tercera y ultima fase fue la prueba de elementos finitos, Donde se determinó en el área de punto de contacto, se escogieron 129 nodos y se aplicaron fuerzas de 1N por nodo (Figura 1b) teniendo en cuenta la fuerza máxima oclusal de 227 N según Okeson¹². Se definieron en el programa las restricciones del modelo, para que el sólido en el programa no pudiera tener posibilidad alguna de desplazamiento; puesto que los elementos finitos están orientados a estudiar las deformaciones y esfuerzos generados por las fuerzas.

Después de que el programa tuvo toda la información realizó el análisis matemático que arrojó los resultados de distribución de esfuerzos y deformaciones en el modelo y se determinaron los valores de carga para los cuales se alcanza el límite elástico del material utilizando la teoría de tensión normal máxima $n\sigma_1 = S_t$ o $n\sigma_3 = S_c$.

Se estudió la deformación, el esfuerzo y la carga en la cual se encuentra el limite elástico para encontrar el lugar de falla y la dirección en la cual se presenta y se analizaron los datos por medio de gama de colores que en este caso se utilizó una gama de colores que va de rojo-azul; En donde el azul es el esfuerzo mas suave y el rojo el mas fuerte.

RESULTADOS

COMPORTAMIENTO DE LA PRÓTESIS FIJA DE PROCERA ALLZIRCON®

Se encontró que la carga máxima soportada por la estructura PROCERA ALLZIRCON® antes de llegar a una deformación permanente fue de 551 N dando como resultado a esta estructura una Resistencia de 1.120 Mpa, cuando se sobrepasa el límite de la carga la estructura sufre una falla a nivel del conector distal que une el pontico del 15 al 16, la falla se ubica en la parte apical del conector. La línea de falla mayor se ubica en la unión del pontico del 15 con el conector distal (figura 2a). También se dio como resultado que este sistema tubo una flexión de 0.008912 mm. (Figura 2b)(Tabla 2)

COMPORTAMIENTO DE LA PRÓTESIS FIJA DE IPS E.MAX ZIRCAD®

Como resultado se encontró que la resistencia flexural máxima o límite elástico antes de la deformación permanente de la estructura de IPS E.MAX ZIRCAD® después de haber aplicado una fuerza de 442 N da una resistencia flexural de 900 Mpa. En el momento de sobrepasar esta fuerza se encontró que la estructura falla a nivel del conector distal entre el pontico del 15 y el 16 ubicándose la falla en la parte apical de este conector en la unión con el pontico 15 (figura 3a). Por otra parte también se encontró que la estructura tubo una flexión de 0.007155 mm en el sector del pontico. (Figura 3b)(Tabla 2)

COMPORTAMIENTO DE LA PRÓTESIS FIJA DE INCERAM ZIRCONIO®

La carga máxima antes de la falla por deformación permanente del sistema INCERAM ZIRCONIO® fue de 340 N con una resistencia máxima de 700 Mpa, al sobrepasar este límite de fuerza de más de 340 N la estructura muestra una falla a nivel del conector distal del pontico 15 al 16 (pilar) sobre la zona apical de este (Figura 4a). De igual manera la estructura sufrió una flexión de 0.004523 mm a nivel del pontico. (Figura 4b)(Tabla 2)

DISCUSIÓN

Una alternativa estética para remplazar las prótesis convencionales metal cerámica son las prótesis fijas libres de metal, sin embargo hay que tener en cuenta las cargas masticatorias a nivel de los posteriores y la resistencia de los materiales, para determinar su posibilidad de uso en zona de posteriores¹³ Además, las características de fragilidad de las porcelanas, que son básicamente vidrios no cristalinos compuestos por unidades estructurales de silicón y oxígeno, ha limitado tradicionalmente el uso de estos materiales¹⁴. Lo que se propuso en el estudio fue analizar y comparar el comportamiento mecánico que tienen tres sistemas de estructuras libres de metal en una prótesis fija de tres unidades y demostrar si su uso es viable en zona de posteriores. Debido al aumento de la demanda de restauraciones libres de metal, han proliferado varias alternativas de cerámica. En el consultorio, los pacientes piden cada vez más restauraciones estéticas, que no tengan márgenes oscuros por el metal. La única opción que se tenía era el Empress 2A, pero su limitante es que únicamente se puede restaurar hasta premolares como prótesis fija. Este sistema de cerámica de zirconia es una opción para prótesis fijas, incluyendo coronas de molares, coronas individuales y estructuras de implantes.⁹ Estudios han demostrado que hay un gran número de variables que influyen las propiedades mecánicas de los materiales cerámicos. Dentro de los parámetros más importantes a tener en cuenta en un estudio son: el espesor del espécimen, la zona de contacto con respecto a la carga y la homogeneidad y porosidad del material.¹⁵ En este estudio se trata de minimizar el efecto de estas variables para que el resultado sea de acuerdo al comportamiento del material como tal, al hacer un modelo virtual en el computador este estudio se llevó a cabo de acuerdo a las propiedades del material sin el riesgo que pueden implicar estas variables al hacer el proceso de elaboración física de las estructuras. En este estudio se utilizó un programa de

elementos finitos que consideraba todas las fuerzas mediante una ecuación, aplicando una fuerza lineal para producir compresión y se diera flexión sobre la estructura y de esta forma encontrar el momento de falla cuando la estructura sufre una deformación permanente. Estudios anteriores han demostrado que el blindaje de la restauración es el encargado de recibir la fuerzas inicialmente, y a partir de este se distribuyen hacia la estructura por lo cual al llegar el vector de fuerza era de menor intensidad que la aplicada en el blindaje, también se encontró mediante el análisis de elementos finitos que las fallas de las restauración se producían en partes donde mas estrés presenta la estructura son a nivel de los conectores del pónico del 15. Estos sistemas restaurativos presentaron un comportamiento adecuado para ser elegidos como restauración en la zona posterior el sistema Procera® se la aplicó una fuerza fue 551N, para una resistencia flexural de 1120 Mpa, el sistema IPS e.max ZirCaD con una fuerza de 442N para una resistencia flexural de 900.9 y por y por ultimo el sistema Inceram 340 N para una resistencia flexural de 700 Mpa. El método de elaboración de las estructuras por medio de un sistema CAD/CAM permite que la geometría de la estructura sea mas exacta y presente menor cantidad de irregularidades, además elimina una variable muy importante que es la posibilidad de fallas en la elaboración manual realizada por un técnico en el laboratorio.

CONCLUSIONES

El sistema restaurativo PROCERA®, fue el sistema que resulto más resistente ante las fuerzas aplicadas.

El área donde se encontró el lugar de falla en todos los sistemas estudiados fue a nivel de los conectores del pónico del 15, un sector critico debido al cambio de área que presenta la estructura en este punto y además la estructura no presenta un bloqueo hacia apical como si lo presentan los pilares del 14 y 16.

INCERAM® es el sistema más débil, luego IPS e.max ZirCAD® con 1.3 veces más resistente y luego PROCERA® con 1.62 veces más que el INCERAM®.

Al realizar las estructuras se debe tener en cuenta que la geometría de estas sean suaves y no hallan cambios bruscos de área debido a que los picos y esquinas producen concentración de esfuerzos y por esta razón se produce la falla.

RECOMENDACIONES

Como recomendaciones se debe realizar nuevos estudios en los cuales se recubran las estructuras con el material de blindaje de la casa comercial.

Realizar comparaciones con nuevos materiales reforzados para ser aplicadas fuerzas de choque y analizarlas por medio de elementos finitos.

Tomar este estudio para seguir una línea investigativa dentro de la facultad de odontología.

BIBLIOGRAFIA

¹ Rodríguez S, Manzanque MP. Estudio comparativo del ajuste marginal en coronas cerámicas. Tesis doctoral. Madrid: UCM1999.

² Luthardt RG, Holzhueter M, Sandkuhl O, Herold V, Schnapp JD, Kuhlisch E, Walter M. Reliability and properties of ground Y-TZP-zirconia ceramics. J Dent Res. 2002 Jul;81(7):487-91.

-
- ³ Piwowarczyk A, Ottl P, Kuretzky T, Lauer H. Cerámica de oxido de zirconio para coronas y puentes altamente esteticos, *Expertise* 2004 Jun (4):4-5
- ⁴ Giordano RA, Pelletier L, Campbell S, Pober R. Flexural strength of an infused ceramic, glass ceramic and feldspathic porcelain. *J Prosthet Dent* 1995; 73 (5): 411-8.
- ⁵ Brunton PA, Smith P, McCord JF, Wilson NH., Procera all-ceramic crowns: a new approach to an old problem? *Br Dent J.* 1999 May 8; 186(9):430-4.
- ⁶ Little DA, Graham L. Zirconia: simplifying esthetic dentistry *Compend Contin Educ Dent.* 2004 Jun; 25 (6):490-4.
- ⁷ Blatz MB, Sadan A, Kern M, Ceramic restorations. *Compend Contin Educ Dent.* 2004 Jun;25(6):412 – 6
- ⁸ White SN, Miklus VG, McLaren EA, Lang LA, Caputo AA, Flexural strength of a layered zirconia and porcelain dental all-ceramic system *Journal of Prosthetic Dentistry*, 2005: 94 (2): 125-31
- ⁹ Cedillo Valencia J ;Coronas y prótesis fijas de In-Ceram zirconio, *Revista de la Asociación Dental Mexicana*, Enero, 2002 59 (1): 22-7
- ¹⁰ Yang H, Lang L, Felton D. Finite-element stress analysis on the effect of splinting in fixed partial dentures. *J prosthet dent* 1999 jun; 81(6): 721-7
- ¹¹ Koriath T., Romilly D., Hannam A.; Three dimensional finite elements stress analisys of the dentate human mandible; *American Journal of Phisical Antropology* 1992 88: 69-96
- ¹² Okeson JP: *Management of temporomandibular disorders and occlusion.* The C.V. Mosby company, 2da edición, St Louis, 1989.
- ¹³ Fischer H, Weber M, Eck M, Erdrich A, Marx R; Finite elemnt and experimental analyses of polymer-based dental bridges resinforced by ceramic bars. *J. of Biomech* 37 (2004) 289-94
- ¹⁴ Craig RG, Powers JM.; *Restorative dental materials.* 11th Edition. St. Louis: Mosby; 2002.
- ¹⁵ Shillingburg HT; *Fundamentals of fixed prosthodontics.* 3rd Edition. Chicago: Quintessence; 1997.

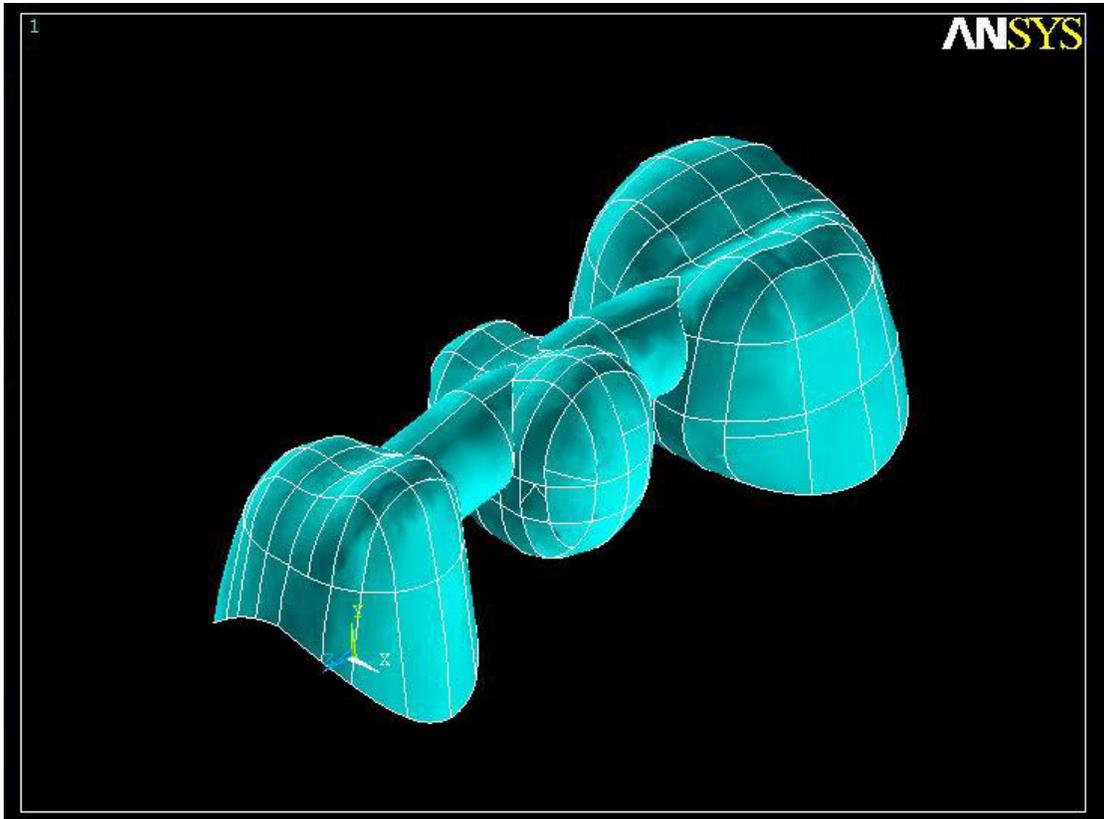


Figura 1: Estructura en Ansys 5.5

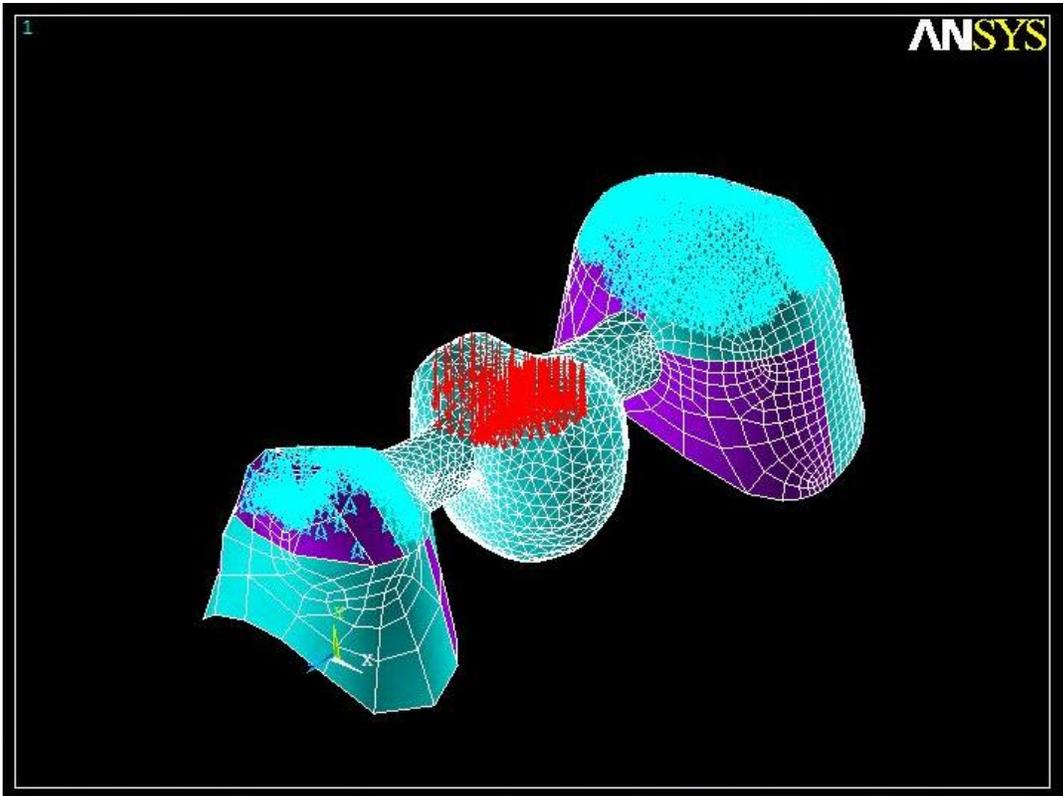


Figura 2: Fuerzas y restricciones aplicadas

3. PROCERA ALLZIRCON®

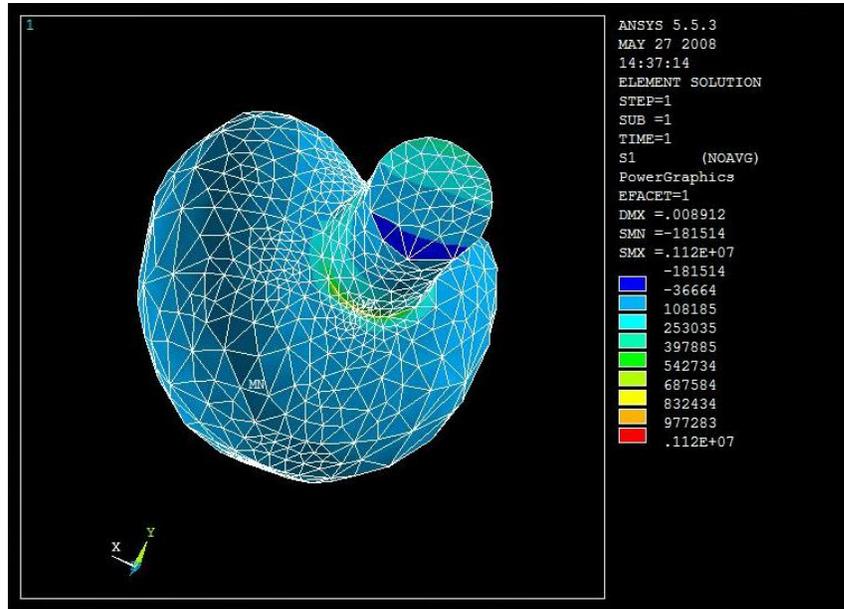


Figura 3a: Lugar de falla estructura PROCERA ALLZIRCON®

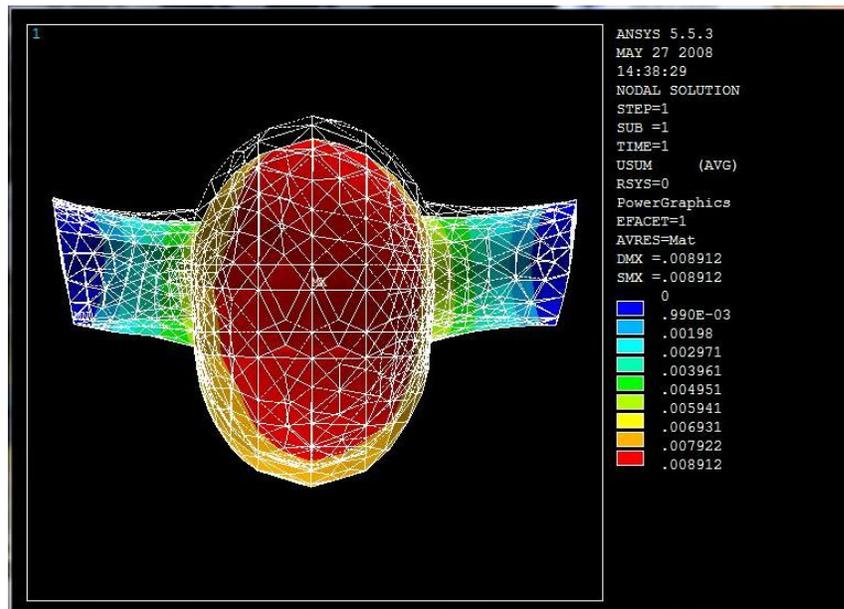


Figura 3b: comportamiento estructura PROCERA ALLZIRCON®

4. IPS E.MAX ZIRCAD®

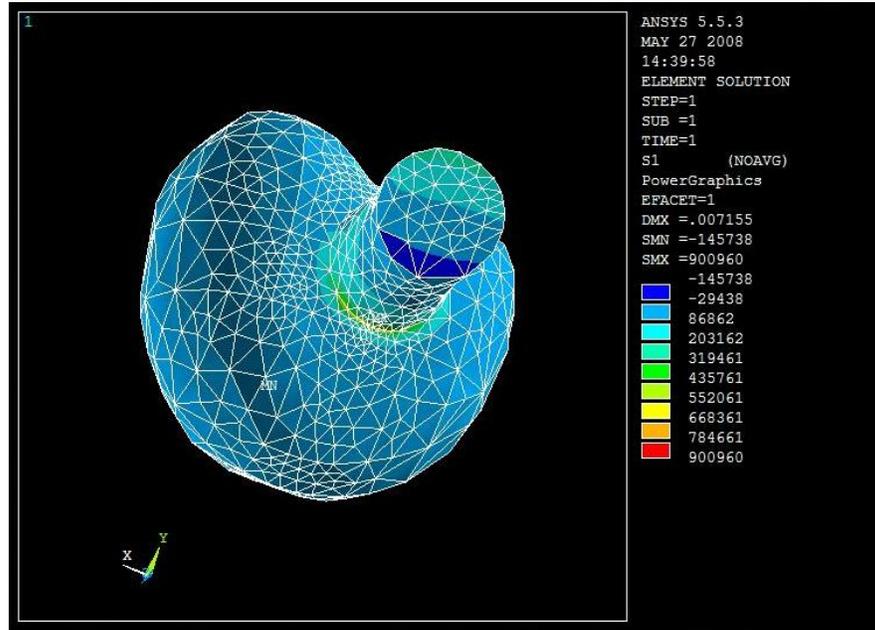


Figura 4a: Lugar de falla estructura IPS E.MAX ZIRCAD®
conector distal pónico 15

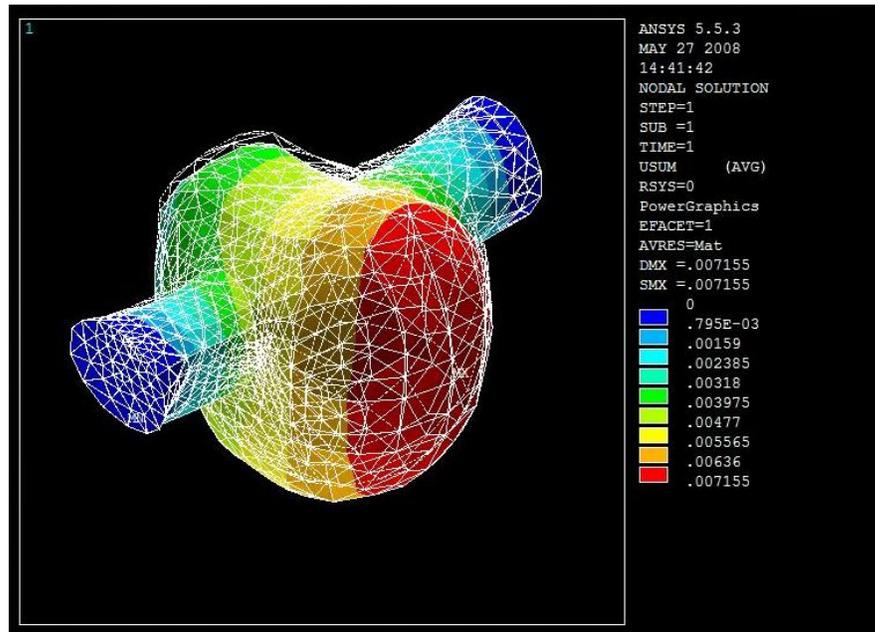


Figura 4b: Comportamiento estructura IPS
E.MAX ZIRCAD®. Deformación

5. INCERAM ZIRCONIO®

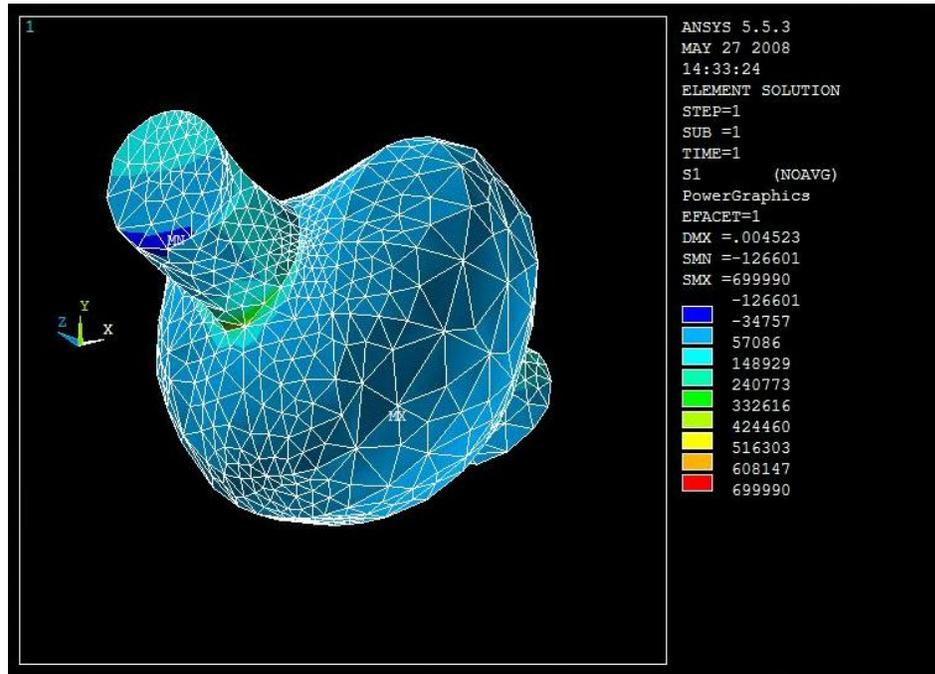


Figura 5a: Lugar de falla sistema INCERAM ZIRCONIO® conector p6ntico 15.

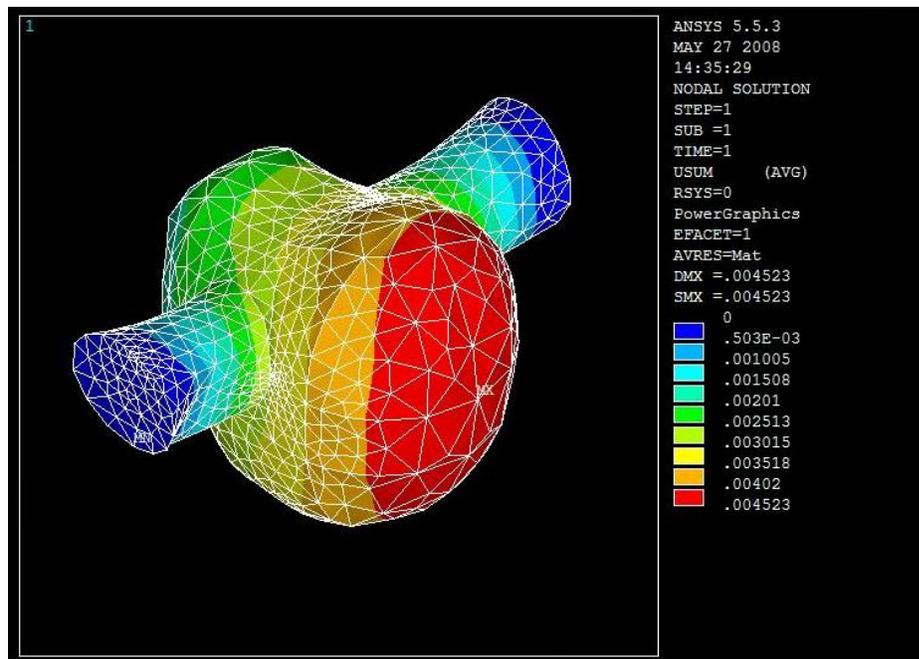


Figura 5b: Comportamiento de la estructura sistema INCERAM ZIRCONIO®, deformaci6n.

SISTEMA	RESISTENCIA COMPRESIVA	RESISTENCIA FLEXURAL	MODULO DE YOUNG	RELACIÓN POISSON
IN CERAM®	620 Mpa	600-800 Mpa	258 GPa	0.25
PROCERA®	930 Mpa	1121 Mpa	210 GPa	0.23
IPS e.max Zircad®	900 Mpa	900 ± 50 Mpa	210 GPa	0.23

Tabla 1. Propiedades físicas de cada Sistema

SISTEMA	CARGA MÁXIMA	RESISTENCIA FLEXURAL	DEFORMACION
PROCERA ALLZIRCON®	551 N	1.120 Mpa	0.008912 mm.
IPS E.MAX ZIRCAD®	442 N	900 Mpa	0.007155 mm.
INCERAM ZIRCONIO®	340N	700 Mpa	0.004523 mm.

Tabla 2: Comparación de los resultados obtenidos en los cuatro sistemas.