

PALABRAS CLAVES:

Propiedades Mecánicas, Biomecánica, Esfuerzo, Deformación.

INTRODUCCIÓN:

Usualmente cuando leemos las instrucciones de manejo de un material odontológico sólo analizamos los pasos para su manipulación y colocación en la boca y pasamos de largo la descripción de sus propiedades mecánicas. Esta situación obedece a que los términos y medidas que se emplean son poco familiares para los odontólogos y los textos de biomateriales odontológicos son bastante complejos cuando explican las propiedades mecánicas. En consecuencia, perdemos la posibilidad de evaluar críticamente el comportamiento mecánico de muchos materiales, quedando como única posibilidad la evaluación de sus comportamientos clínicos. El objetivo de esta revisión es explicar de una forma sencilla y precisa conceptos básicos de ingeniería mecánica aplicados a la odontología. De esta manera aumentamos nuestra capacidad de evaluar nuevos materiales dentales, ya que podremos interpretar datos y valores de sus propiedades físicas, con lo cual estaremos en capacidad de entender parte de su interacción con las estructuras del sistema masticatorio. Se espera también que con estas ideas sea posible comprender los resultados de estudios recientes de fotoelasticidad (Toshifumi, 2000), estudios de elementos finitos (Varón et al, 2000), estudios de resistencia compresiva de tejido óseo fresco según contenido de Fluor (Mena,

1993) y otros estudios aplicados a la biomecánica dental.

BIOMECÁNICA:

En odontología aplica las leyes de la mecánica para entender la interacción física entre las estructuras biológicas y los sistemas restaurativos. Para lograr el objetivo anterior es necesario primero entender cuales son las propiedades básicas y el comportamiento mecánico de un material. Posteriormente se aplican estas ideas a los tejidos biológicos como el hueso, cartílago, ligamento periodontal y otros. Así se comprende como el sistema masticatorio generador y equilibrador de fuerzas responde, mediante sus estructuras biológicas y materiales restaurativos, a los grandes esfuerzos a que se ve sometido durante sus funciones.

PROPIEDADES MECANICAS :

Nos permiten entender el comportamiento de un material sometido a la acción de fuerzas. *Fuerza* es descrita como cualquier causa que inicie, cambie o detenga el movimiento de un objeto. Según la segunda ley de Newton la relación entre fuerza y aceleración esta definida como:

$$\text{Fuerza (F)} = \text{masa (m)} \times \text{aceleración (a)}$$

Para comenzar es importante conocer que las unidades empleadas para expresar fuerza son: la Libra (lb), el Kilogramo (Kg) y el Newton (N). Sin embargo la mayor parte de la literatura científica reciente emplea el Newton como unidad de fuerza.

* Profesor Auxiliar Escuela de Odontología Universidad del Valle.
Profesor Colegio Odontológico Colombiano- (sede Cali)

Para convertir las unidades de fuerza se aplican los siguientes factores:

1 Newton (N) = 0.102 Kg

1 Newton (N) = 0.2248 lb

1 Libra/pulgada² (PSI) = 6.895 KPa (Kilopascuales)

1 Pascal (Pa) = 1 N/m²

1 Megapascal (MPa) = 10⁶ Pa

1 Gigapascal (GPa) = 10⁹ Pa

FUERZAS DE CIERRE MANDIBULAR :

En el caso específico del sistema masticatorio las fuerzas son generadas por los músculos masticadores gobernados por el sistema nervioso central. Para tener una idea de la magnitud de las fuerzas que recibe el aparato de soporte (Huesos, Ligamento Periodontal y Articulaciones Temporomandibulares) se han medido las ocasionadas durante máximo apretamiento dental tratando de aproximarse a las fuerzas de la masticación.

La magnitud de fuerza masticatoria durante las fases de masticación y deglución son del 40 % de la máxima capacidad de apretamiento (Gibbs and Lundeen, 1982). Las fuerzas máximas generadas por un máximo esfuerzo de apretamiento en máxima intercuspidad (máximo contacto de dientes) están en un rango de 469 N ± 85 en la zona de los caninos, 583 N ± 99 en zona de premolares y 723 N ± 138 en la zona de molares (Eijeden, 1991). Otro reporte da como resultados en bicúspides 228 N (65 lb), caninos 208 N (47 lb) e Incisivos 155 N (35 lb) (Craig 1989). En otro estudio se midieron las fuerzas de cierre masticatorio con un transductor piezo eléctrico triaxial y los valores reportados fueron de 545.7 N (n = 5) en hombres y 383.6 N (n = 61) en mujeres. La máxima fuerza alcanzada en cada uno de los grupos fue de 888 N (200 lb) en los hombres y 576 N (129 lb) en las mujeres (Raadsheer MC., 1999). Un estudio en individuos colombianos dio como resultado una fuerza máxima de cierre de promedio 90 lb, en un rango de 33 lb hasta 132 lb (Pérez et al, 1994).

En individuos que desarrollan actividad parafuncional como el bruxismo, (habito inconsciente de rechinar y o apretar los dientes), la fuerza de cierre mandibular puede en algunos casos llegar a duplicar la fuerza promedio de cierre máximo mandibular (Solberg, 1975).

Al aplicar una fuerza externa a un objeto (material restaurador o tejido óseo) este trata de moverse, pero quizás por su ubicación el movimiento puede estar restringido por otros cuerpos, por lo tanto el material esta sometido a unas fuerzas internas o *Esfuerzos* (stress). *Esfuerzo* puede definirse como la respuesta interna de un cuerpo ante una fuerza externa, y se especifica en unidades de fuerza por unidad de área.

Por ejemplo cuando los dientes entran en contacto contra sus dientes antagonistas, reciben un impacto el cual genera un esfuerzo que a su vez se transmite a los tejidos de soporte: ligamento periodontal, hueso alveolar, articulaciones temporomandibulares y todo el sistema craneofacial.

A su vez la intensidad del esfuerzo genera una deformación del objeto, entendiéndose por *Deformación* el cambio de las dimensiones o la forma de un objeto causado por esfuerzo. Una fuerza puede ser aplicada a un cuerpo desde cualquier ángulo o dirección y en muchas ocasiones las fuerzas se combinan para desarrollar esfuerzos complejos en una estructura.

Con fines prácticos se considera que las estructuras dentales están sometidas a tres tipos básicos de deformación (Figura 1): *Deformación por Fuerza Compresiva*: cuando el objeto esta sometido a una fuerza que trata de acortarlo (disminuir su longitud). *Deformación por Fuerza Tensional*: cuando el objeto esta sometido a una fuerza que trata de aumentar su longitud. *Deformación por Fuerza de Corte*: cuando el objeto esta sometido a dos fuerzas paralelas que tratan de doblar una porción del objeto sobre si mismo

(Caputo and Standlee, 1987), (Mah, Mc Evoy et al, 1997), (Guzmán, 1990), (Craig, 1989). Existe otro tipo de deformación importante de considerar en el área de la biomecánica en odontología y es la *Deformación por Fuerza de Flexión*: cuando el objeto está sometido a una fuerza que trata de doblarlo sobre su mismo eje.

La relación Esfuerzo-Deformación es de mucha utilidad cuando deseamos conocer o comparar algunas de las propiedades mecánicas de materiales odontológicos y de estructuras biológicas del sistema masticatorio. Para dicho fin se utilizan máquinas de prueba especiales que nos permiten someter un material a una fuerza y monitorear continuamente las relaciones esfuerzo-deformación.

Para entender fácilmente estos principios de mecánica se ha esquematizado de una forma muy básica lo que sería una máquina de prueba (Figura 2). En este caso se somete un elemento denominado Barra de Oro (BO), a una fuerza de flexión que se aplica con una carga (K). Esta carga se aplica directamente al elemento BO, el cual es sostenido en unos soportes (SO). La máquina de prueba trae un instrumento (IM) que mide el desplazamiento en diferentes unidades, como por ejemplo micras ($1 \text{ micra } (\mu\text{m}) = 0.001 \text{ milímetros (mm)}$). Las medidas de deformación también se pueden dar en términos de porcentaje (%) de la longitud original de la barra.

Si observamos la Figura (2A) nos muestra la deformación de BO ante una carga, pero al retirar la carga el material recupera su forma inicial (Figura 2B), esto se denomina *Recuperación Elástica* que es la capacidad de un cuerpo de deformarse y recuperarse después de haber recibido una fuerza. Un ejemplo típico de esta situación se presenta cuando utilizamos materiales para toma de impresiones, donde una de sus propiedades más importantes es la recuperación elástica; en este caso al nosotros retirar una impresión de la boca el material se deforma por las áreas retentivas (espacios interdentes, zonas abajo del ecuador

protésico de los dientes, etc). Un buen material de impresión tipo elastómero como la silicona de polimerización por adición tiene una recuperación elástica de 99.9% – 99.0% (O'Brien, 1997).

Al someter BO a una carga mayor, el material aumenta su deformación elástica (Figura 2C). Si al retirar la carga, BO no recupera su forma original se presenta la denominada deformación plástica (Figura 2D). Si se continúa aumentando la carga sobre BO el material se fatiga a tal punto que se fractura (Figura 2E).

ELASTICIDAD:

Propiedad física de un cuerpo de deformarse ante la aplicación de un esfuerzo; una vez retirado el esfuerzo el cuerpo recupera su forma original. También puede decirse que cuando un material trabaja en el rango elástico la relación entre el incremento de esfuerzo y el aumento de deformación es constante. Esta relación constante entre esfuerzo-deformación se denomina *Módulo de Elasticidad o Módulo de Young*. Es una medida que nos permite medir la resistencia a la deformación de un material, siempre y cuando en la línea esfuerzo-deformación este recupere su forma inicial después de retirar la carga se denomina *Zona de Deformación Elástica* (Figura 3). En esta zona el esfuerzo es directamente proporcional a la deformación. Las unidades para expresar módulo de elasticidad son las mismas que se utilizan para expresar esfuerzo. El último punto en la zona de deformación elástica antes de que el material analizado comience a deformarse en forma permanente se denomina *Límite Proporcional* (Figura 3). El punto en el cual un material sobrepasa el límite elástico y presenta una deformación residual casi imperceptible se denomina este punto como *Límite Elástico*. Estos dos últimos términos son muy difíciles de separar y en consecuencia se consideran como indistinguibles (Caputo and Standlee, 1987). A partir de este punto entramos en la *Zona o Línea de Deformación Plástica* (Figura 3), en la cual el material

comienza a deformarse en forma permanente, y el esfuerzo ya no es directamente proporcional a la deformación, en este caso la deformación aumenta mas rápido que el esfuerzo. Podemos decir entonces que un material es elástico cuando su deformación no sobrepasa el limite proporcional y puede recuperar su forma original (Figura 2B). Cuando se pasa el limite proporcional, decimos entonces que un material es plástico, ya que se deforma permanentemente ante un esfuerzo (Figura 2D).

Un material con un alto modulo de elasticidad se deforma menos que un material con un bajo modulo de elasticidad cuando ambos se someten a cargas similares.

PLASTICIDAD:

Plasticidad es la propiedad que tiene un material de deformarse en mayor o menor proporción en forma permanente, después de que se supere la zona elástica en la curva esfuerzo-deformación. El nivel de esfuerzo por el cual se produce deformación permanente se denomina esfuerzo de fluencia (EF), el cual es usualmente determinado tomando vectores paralelos a la recta de deformación elástica en porcentajes de 0.1%, 0.2% y 0.5%. Un material con un alto porcentaje de EF es mas difícil de deformar permanentemente que otro con un bajo EF. En muchos aspectos el EF es uno de los parámetros mas importantes al describir la respuesta mecánica de muchos materiales.

Los materiales de restauración de dientes deben cumplir varias funciones como proteger y devolver la funcionalidad al diente restaurado así como mantener su forma para evitar la desadaptación de márgenes con la consiguiente invasión bacteriana por micro-filtración. De la figura 3 se observa que una vez superado el EF, se entra en la zona de *Deformación Plástica*. La *Resistencia Ultima Tensional* es el máximo *Esfuerzo* que un material puede resistir antes de fracturarse. El

proceso mediante el cual un material es sometido a un esfuerzo por encima del limite proporcional se denomina *endurecimiento por trabajo* (*Work Hardening*), el cual hace que el material se vuelva mas resistente y duro, pero también se aumenta su fragilidad. Un buen ejemplo de esta situación es cuando apretamos un gancho (retenedor) de un aparato removible; cuando lo manipulamos cerrándolo o abriéndolo se vuelve mas duro, pero aumenta su fragilidad, situación que es acumulativa y explica por qué la fractura de estos ganchos ocurre cuando se activan con frecuencia.

El modulo de elasticidad de un material es una propiedad inherente que no puede ser alterada apreciablemente por tratamiento térmico, trabajo de endurecimiento u otra clase de acondicionamiento. Esta propiedad es denominada *Insensibilidad Estructural*. Por lo contrario el esfuerzo de fluencia de un material si es sensitivo a tratamientos como el endurecimiento por trabajo.

Ductibilidad es una característica física de aquellos materiales que tienen una alta plasticidad o capacidad de deformación permanente antes de romperse. *Dúctil* es sinónimo de *moldeable*. *Fragilidad*, por el contrario es la facilidad de un material de romperse sin deformarse. *Elongación* es la deformación total al momento de la fractura. $\text{Elongación} = \text{Total de la deformación Elástica} + \text{Total de la Deformación Plástica}$ (Figura 3).

La *Elongación* es un parámetro importante en odontología restauradora cuando decidimos bruñir o adosar los bordes de una incrustación metálica. Por ejemplo, una aleación de oro es generalmente fácil de bruñir ya que su porcentaje de elongación es alto, por el contrario una aleación de cromo-cobalto tiene un porcentaje de elongación muy bajo (Tabla 2).

Tenacidad es la capacidad de un material de absorber energía antes de fracturarse. Es igual al área debajo de la curva esfuerzo-deformación, (Figura 3). *Resiliencia* es la capacidad de un

material de absorber o almacenar energía elástica, tal como ocurre cuando un resorte se comprime. La resiliencia es el área integrada solo en la zona de deformación elástica (Figura 3).

La Relación de Poisson: Es una propiedad que indica la relación entre la deformación transversal y axial en un objeto sometido a una fuerza compresiva o tensional. De una manera mas sencilla un material como un cilindro de aleación de alto contenido de oro es sometido a una carga (Esfuerzo Compresivo) o estirado (Esfuerzo Tensional) (Figura 4), puede deformarse en forma elástica tanto en sentido transversal aumentando su espesor), como acortando su longitud (diámetro), si se continua aplicando carga y se supera el limite proporcional el material se deforma permanentemente hasta fatigarse y fracturarse (Figura 2E).

CONCLUSIONES:

Una mejor comprensión de las propiedades mecánicas de los materiales odontológicos, permite aumentar nuestro conocimiento para tomar mejores decisiones al seleccionar un material restaurador. Es indispensable conocer de Biomecánica porque la industria odontológica nos invade día a día con nuevos materiales y tecnologías, algunas de ellas desarrolladas solo por un beneficio económico, careciendo de pruebas rigurosas que acrediten su utilización. Además, el conocimiento de las propiedades mecánicas nos abre una posibilidad para emprender y desarrollar proyectos de investigación, así como desarrollar nuevos materiales y evaluar con objetividad los resultados de publicaciones sobre el tema.

SUMMARY:

Usually when We read about handling instructions of some dental materials, We are concerned about the manipulation and how it should be placed in the mouth. Some terms and measures given in the dental material books are difficult to understand.

Therefore, We lost criteria to evaluate on mechanic properties of many dental materials, We are only familiarized with the clinical behavior of them.

The purpose of this literature review is to explain in a simple and precise way the importance of increasing our knowledge about this topic, and giving us the opportunity of taking a correct decision to choosing a restorative dental material in benefit of our patients' oral health. Schematic representations are used to explain terms like; stress, deformation, elastic limit, yield strength, ultimate strength, poisson's ratio, ductility, elongation, resiliency and toughness.

BIBLIOGRAFIA:

- Caputo, A. and J. Standlee (1987). Structures and Design. Biomechanics in Clinical Dentistry, Quintessence Books: 13-28.
- Craig, R. (1989). Mechanical Properties. Restorative Dental Materials. R. Craig, The C.V. Mosby Company: 65-112.
- Eijden, V. (1991). "Three-dimensional analyses of human bite-force magnitude and moment." Arch Oral Biology 36: 535-539.
- Gibbs, C. H. and H. C. C. Lundeen (1982). Jaw movements and forces during chewing and swallowing and their clinical significance. Boston, Wright, PSG.
- Mah, R., S. Mc Evoy, et al. (1997). Engineering Principles and Modeling Strategies. Science and Practice of Occlusion. C. Mc Neill, Quintessence Books: 153-164.
- Mena, L.A. (1993). "Relación entre los Esfuerzos de Compresión Simple y Cantidad de Fluor en el tejido Oseo." Revista Estomatología 3(2): 88-91.
- O'Brien, W. (1997). Impression Materials. Dental Materials and Their Selection, Quintessence Books: 123-146.
- O'Brien, W. (1997). Tabulated Values of Physical and Mechanical Properties. Dental Materials and Their Selection, Quintessence Books: 331-339.

Perez, J. Bermudez, J. Jimenez, ID. (1994). Variación de la Fuerza Maxima Muscular de Mordida. Memorias Quinto Encuentro de Investigación en Odontología, Escuela Colombiana de Medicina.

Raadsheer MC, V. E. T. (1999). "Contribution of jaw muscle size and craniofacial morphology to human bite force magnitude." J Dent Res 78: 31-42.

Solberg, W. (1975). "Nocturnal electromyographic evaluation of bruxism patients undergoing short-term splint therapy." J Oral Rehabilitation 2: 215.

Toshifumi, K. (2000). "Biomechanics of Cervical Tooth Structure Lesions and their Restoration." Quintessence Int 31(4): 267-274.

Varon, A. Mejia, E. Ruiz, V. (2000). "Elementos Finitos Una Herramienta de Analisis conceptual para los Profesionales del Area Odontologica." Odontos 7: 6-16.

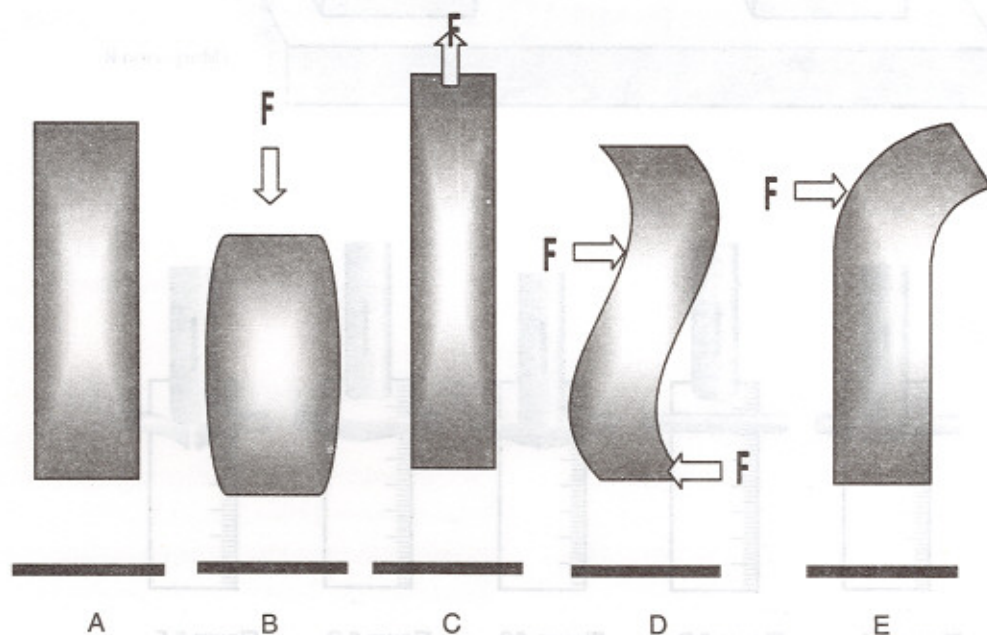


Figura 1. Representación esquemática de la deformación por fuerza de un cuerpo rectangular, forma original (A). Deformación por fuerza compresiva (B). Deformación por fuerza Tensional (C). Deformación por fuerza de Corte (D). Deformación por fuerza de flexión (E).

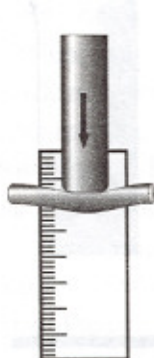
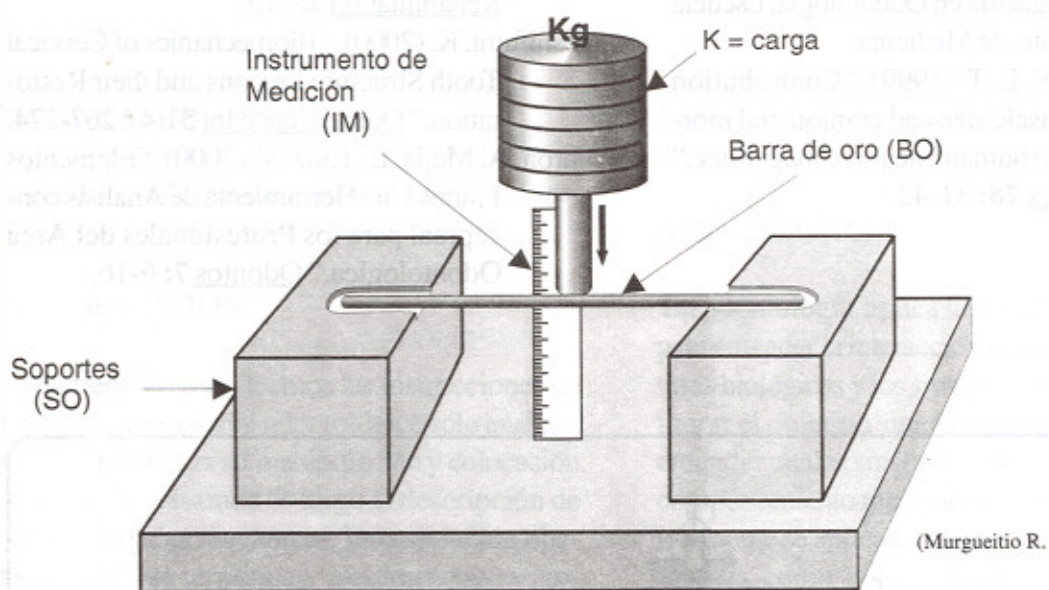


Figura 2 A
Aplicación
De una carga
inicial
deformación
Elástica de BO

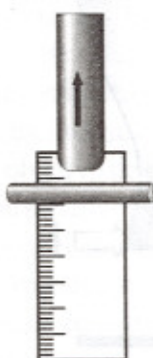


Figura 2 B
Retiro de la
Carga Inicia
Recuperación de
Forma Original
de BO

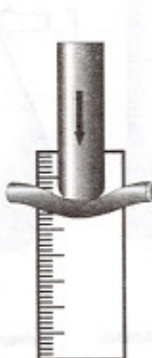


Figura 2 C
Aplicación
de una
carga

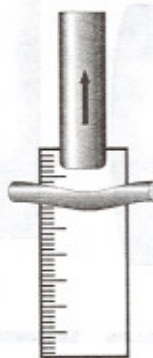


Figura 2 D
Retiro de la carga
mayor, perdida
de forma original
de BO

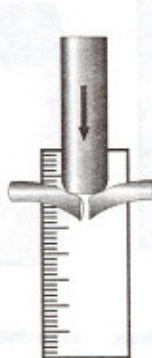


Figura 2 E
Aplicación de
una carga
exagerada
fractura de BO

Figura 2. (Arriba). Representación esquemática de una maquina de prueba para medición de deformación de estructuras bajo fuerza compresiva. **(Abajo)** comportamiento de Barra de oro.

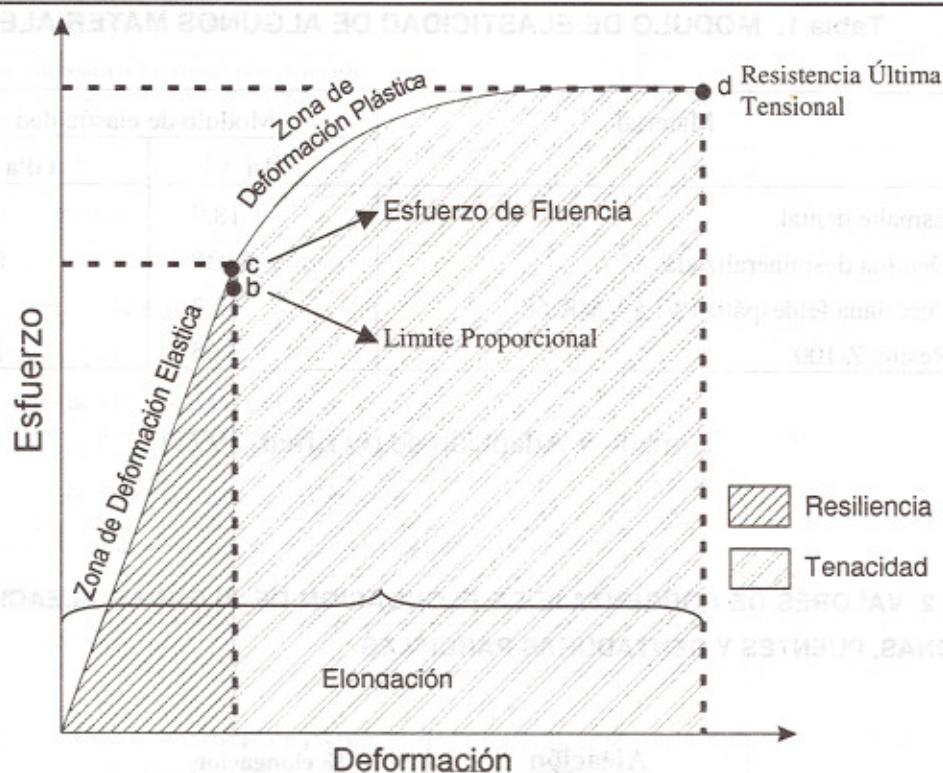


Figura 3. Curva de Esfuerzo-Deformación

Zona de Deformación Elástica (a – b). Zona de Deformación Plástica (c – d). Limite Proporcional (b). Esfuerzo de Fluencia (c). Resistencia Última Tensional (d). Porcentaje de Elongación (e).

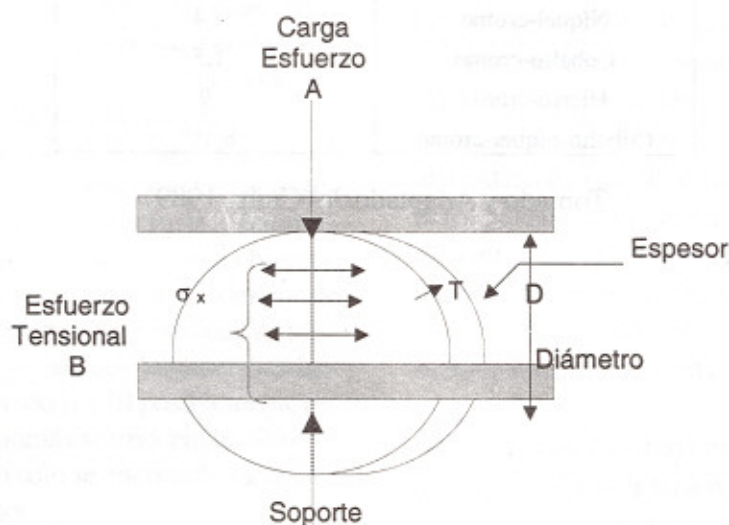


Figura 4. Representación Esquemática de la Relación de Poisson al someter un Cilindro de Oro a Carga Compresiva (A) o Esfuerzo Tensional (B), Diámetro del cilindro (D).Espesor (T).

Esquema tomado y modificado de (Craig 1989)

Tabla 1. MODULO DE ELASTICIDAD DE ALGUNOS MATERIALES

Material	Modulo de elasticidad	
	Psi	GPa
Esmalte dental	18.9	130
Dentina desmineralizada	0.038	0.25
Porcelana feldespática Vita VMK 68	10.2	70
Resina Z-100	3.05	21.0

Tomado y Adaptado de (O'Brien, 1997) .

Tabla 2. VALORES DE PORCENTAJE DE ELONGACION DE ALGUNAS ALEACIONES PARA CORONAS, PUENTES Y DENTADURAS PARCIALES

<u>Aleación</u>	<u>% elongación</u>
<u>Corona y puentes</u>	
Oro (tipo III)	34.0
40% Au-Ag-Cu	2.0
Níquel-cromo	1.1
<u>Dentadura parcial</u>	
Oro (tipo IV)	6.5
Níquel-cromo	2.4
Cobalto-cromo	1.5
Hierro-cromo	9
Cobalto-níquel-cromo	8-10

Tomado y Adaptado de (Craig, 1989)