

70
2ej.



UNIVERSIDAD NACIONAL AUTONOMA
DE MEXICO

FACULTAD DE ODONTOLOGIA

ESTUDIO DE LA RESISTENCIA FINAL ANTE CARGA
TENSIL IN VITRO EN TRES TIPOS DE MATERIALES
DE SUTURA

T E S I S A
QUE PARA OBTENER EL TITULO DE:
CIRUJANA DENTISTA
P R E S E N T A :
KARINA LUCIA LOPEZ HERNANDEZ



DIRECTOR: DR. ARCADIO BARRON ZAVALA
ASESOR: DCO. FEDERICO H. BARCELO SANTANA
ASESOR: ING. ALFREDO MACIEL CERDA

MEXICO, D. F.

274002 1999

TESIS CON
FALLA DE ORIGEN



Universidad Nacional
Autónoma de México

Dirección General de Bibliotecas de la UNAM

Biblioteca Central



UNAM – Dirección General de Bibliotecas
Tesis Digitales
Restricciones de uso

DERECHOS RESERVADOS ©
PROHIBIDA SU REPRODUCCIÓN TOTAL O PARCIAL

Todo el material contenido en esta tesis esta protegido por la Ley Federal del Derecho de Autor (LFDA) de los Estados Unidos Mexicanos (México).

El uso de imágenes, fragmentos de videos, y demás material que sea objeto de protección de los derechos de autor, será exclusivamente para fines educativos e informativos y deberá citar la fuente donde la obtuvo mencionando el autor o autores. Cualquier uso distinto como el lucro, reproducción, edición o modificación, será perseguido y sancionado por el respectivo titular de los Derechos de Autor.

**Gracias a Johnson & Johnson por su apoyo
y confianza en este proyecto.**

A mis padres: Enrique y Paty sin ustedes nada seria posible, gracias por creer en mi y darme todo su cariño y confianza...Los Amo. Su excelente calidad humana es mi mayor tesoro. A mi Hermano Henry, por ser mi amigo inmutable e incondicional, la callada persona que esta a mi lado

Fam. Cañibe Paz: Gracias por las atenciones que me han brindado en todo este tiempo, su compañía y amistad; Sra. Delia, Sr. José sean tan bellos como siempre.

José Luis: Zé, a tu lado he vivido los momentos más lindos de mi vida, gracias por estar conmigo, tu apoyo fue muy importante para realizar este trabajo.

A mis amigos: Karime, Bere y Jorge, su gran corazón hace que nuestra amistad sea la más sincera.

INDICE

TITULO	PAGS.
INTRODUCCION	2
ANTECEDENTES	5
CICATRIZACION DE LAS HERIDAS	8
MATERIALES DE SUTURA	12
CARACTERISTICAS DE LOS MATERIALES DE SUTURA	13
CLASIFICACION	13
SUTURAS ABSORBIBLES	15
TIEMPO DE ABSORCION	21
SUTURAS NO ABSORBIBLES	22
PROPIEDADES DE LAS SUTURAS	26
1. Características Físicas	26
1.1 Fuerza de Tirón del Nudo (knot-pull)	27
1.2 Fuerza de atadura a la aguja	28
1.3 Esfuerzo	28
1.4 Seguridad del nudo	30
2. Características de Manejo	34
3. Propiedades Biológicas	36
AGUJAS QUIRURGICAS	37
OJO DE LA AGUJA	37
CUERPO DE LA AGUJA	39
PUNTA DE LA AGUJA	41
PLANTEAMIENTO DEL PROBLEMA	42
HIPOTESIS	42
OBJETIVOS	42
MATERIALES	43
METODOS	46
RESULTADOS	47
DISCUSION Y COMENTARIOS	59
CONCLUSIONES	61
BIBLIOGRAFIA	62
ANEXO	64
A.1. Conceptos de propiedades Mecánicas	65
A.2 Resultados de las pruebas	67

INTRODUCCION

Una de las aplicaciones más significantes de los polímeros como biomateriales; esta en el campo de las suturas quirúrgicas. El cierre de la herida es una fase importante, crítica en cirugía; las suturas quirúrgicas juegan un papel prominente entre los otros materiales usados para este propósito. La habilidad del cirujano y la condición del paciente no siempre son los únicos factores que aseguran un resultado exitoso; también puede depender de la calidad de la sutura escogida.

Hoy la selección de un hilo para sutura apropiado no es una tarea simple. Era más sencillo para los cirujanos en la primera mitad de este siglo; las únicas suturas disponibles eran derivadas productos naturales. Así, las opciones del cirujano eran los hilos de suturas de seda, algodón, o catgut.

Con la introducción de nuevos materiales para sutura basados en polímeros sintéticos, particularmente con las suturas sintéticas absorbibles, ocasionaron una revolución en este campo. Se desarrolló una variedad extensa de nuevos materiales de sutura para satisfacer los requerimientos de la cirugía moderna. Los fabricantes de material de sutura intentaron proporcionar el hilo de sutura ideal para un cierre más perfecto y sin complicaciones. El hilo de sutura necesita ser una combinación de la

mayoría de las propiedades físicas y biológicas requeridas y no tener debilidades. Aunque las suturas ideales todavía son un sueño futuro. (16)

Existen en el mercado una gran variedad de materiales de sutura, sin embargo, no existe uno que no tenga en mayor o menor grado desventajas.

Uno de los problemas principales de algunos materiales de sutura es su capacidad de transmisión bacteriana, se han cubierto de silicón o teflón pero no han demostrado evitarlo. También se ha sugerido el uso de hilos de suturas de tipo monofilamento, ya que pueden reducir la irritación de los tejidos y la transmisión bacteriana.

Al revisar la literatura se han encontrado varios estudios histopatológicos referidos a la reacción de los tejidos provocada por diversos materiales de sutura (4), De acuerdo con la configuración de la sutura (mono o multifilamentosa, composición química) varía el grado de reacción de los tejidos que provoca.

Lo que se ha podido observar en los hilos para suturas de diversos procedimientos quirúrgicos orales, es que están expuestas a un constante contacto con la saliva, microorganismos orales y trauma masticatorio. Existiendo siempre la posibilidad de que se desarrolle una infección

secundaria y produzca una respuesta inflamatoria local (4).

La reacción de los tejidos más intensa se presentó cuando se suturó con seda, en comparación a las suturas realizadas con nylon en el cual es casi ausente esta respuesta. En estudios realizados en conejos, comparando algunos materiales de sutura, obtuvieron como resultados que el catgut simple produce una mayor reacción; seguido de la seda negra, el Nylon y el Ac. Poliglicólico dieron respuestas similares, pero siempre menores que la seda negra. (15)

La seda negra es uno de los materiales más usados en cirugías orales, a pesar de que causa gran reacción de los tejidos, el monofilamento de nylon es uno de los hilos no absorbibles que causan la menor reacción al igual que el Ac. Poliglicólico por ser un hilo absorbible con características físicas y biológicas similares a las que el nylon presenta en los tejidos.

La construcción de un hilo para sutura quirúrgica (trenza o monofilamento) es importante al cirujano y para el paciente por razones subjetivas, además del índice de esfuerzo fuera del paquete y en vivo, el cirujano considera una variedad de otros parámetros antes de elegir su opción de sutura para el paciente. (4)

Los hilos de sutura deben mantener la resistencia necesaria para mantener los bordes de la herida juntos hasta que se inicie el proceso de cicatrización, considerando la tensión que muestran los tejidos en la síntesis de colágena.

ANTECEDENTES

Desde tiempos remotos se hizo necesario disponer de un método para controlar las hemorragias y cerrar las heridas. Probablemente la primera intervención quirúrgica se realizó como tratamiento traumatológico. (3)

En el papiro de Edwin Smit en el siglo XVI a.c. se realizó la primera descripción del empleo de una sutura, cuando se refiere al uso de cuerdas y tendones de animales para ligar y suturar.

En la cirugía egipcia se menciona el uso de hilos de oro y plata. En Alejandría parece ser que se utilizaba la técnica de ligadura hemostática de los vasos sanguíneos.

Los hilos de sutura deben mantener la resistencia necesaria para mantener los bordes de la herida juntos hasta que se inicie el proceso de cicatrización, considerando la tensión que muestran los tejidos en la síntesis de colágena.

ANTECEDENTES

Desde tiempos remotos se hizo necesario disponer de un método para controlar las hemorragias y cerrar las heridas. Probablemente la primera intervención quirúrgica se realizó como tratamiento traumatológico. (3)

En el papiro de Edwin Smit en el siglo XVI a.c. se realizó la primera descripción del empleo de una sutura, cuando se refiere al uso de cuerdas y tendones de animales para ligar y suturar.

En la cirugía egipcia se menciona el uso de hilos de oro y plata. En Alejandría parece ser que se utilizaba la técnica de ligadura hemostática de los vasos sanguíneos.

El médico árabe Rhazes, hacia el año 900 d.c. utiliza el kitgut para suturar heridas. La raíz árabe kit se refiere a las cuerdas de los violines y arpas que se producían del intestino de ovinos torcidos y secados al sol.

Las suturas cayeron en desuso durante la edad media junto con una regresión de la técnica quirúrgica en general. Su uso fue revivido por Ambrosio Paré cirujano, francés del siglo XVI. (3)

Las culturas precolombinas más relevantes, en Perú los incas y en México los aztecas, practicaban una medicina muy evolucionada y suturaban las heridas con cabello humano como hilo.

Abulcasis, cirujano nacido en Córdoba, que vivió durante el siglo XI; usó las mandíbulas de hormigas gigantes para afrontar heridas de la piel, emulando las actuales grapas. Su contribución personal se limita al empleo del hierro candente en lugar de instrumentos cortantes. (5)

Joseph Lister (1827-1912), en el siglo pasado introdujo el catgut para suturar tejidos, su nombre se origina del material que se realizó, a partir del intestino del gato, actualmente la industria farmacéutica lo fabrica de ovinos y bovinos disponibles para ese fin. (7)

Lister, estaba al corriente de los trabajos de Pasteur, incluyó el uso del ácido

fénico como agente antiséptico y lo aplicó a las suturas.

En 1868 sumergió un hilo de seda en dicho agente, eliminando de esta forma la infección de la herida y por lo tanto la supuración.

Debido a que el ácido fénico causaba irritaciones en la piel, lo reemplazo por aceite fénico cada vez más diluido. Fue el primero en realizar cirugías con procesos de antiséptica. (5)

A principios del siglo XIX Philip Syng Physick. Descubrió al experimentar con animales de laboratorio, que el cuerpo es capaz de absorber material de sutura procedente de tejido animal.

William Stewart Halsted, padre de la Cirugía en Estados Unidos, en 1883, inicia la técnica de la sutura de seda con algunos principios actualmente vigentes: (3)

1. Para dar mayor resistencia a la sutura se usan puntos separados.
2. Los hilos se cortan cerca del nudo.
3. No se anuda con mucha tensión al colocar los puntos.

En la década de los 30's Wipke aconseja el uso del algodón como sutura quirúrgica.

CICATRIZACION DE LAS HERIDAS

Cicatrización: Es el conjunto de procesos biológicos, fisicoquímicos y celulares que se producen como respuesta de los tejidos a una lesión y tienen como finalidad obtener la recuperación funcional de los mismos. (10)

Es un proceso en el cual la lesión y la inflamación subsiguiente se acompañan de tejido conectivo y epitelio con sus respectivos vasos linfáticos. El traumatismo produce isquemia local como resultado del daño vascular, la trombosis consecutiva y la isquemia aumentan las concentraciones locales de lactato. La permeabilidad capilar y la acumulación de células inflamatorias intensifican el grado de isquemia. La gran concentración de lactato hace que los fibroblastos produzcan enzimas que sintetizan colágena. (11)

La cicatrización de la herida ocurre de **primera intención** cuando el tejido se secciona de manera limpia y se reaproximan de modo que la reparación ocurre sin infección.

La cicatrización de **segunda intención**, es la que ocurre en una herida abierta a través de tejido de granulación y el recubrimiento final por células epiteliales. La cicatrización por **tercera intención** o cierre primario con retardo, consiste en dejar abierta la herida durante la fase inicial y luego cerrarla para concluirarla como si fuera de primera intención.

La cicatrización primaria normal se divide en tres fases a saber; de *sustrato* (latente), *proliferativa* y de *resorción*.

Para la atención de las heridas es necesario comprender la epitelización (cicatrización), la síntesis de proteína fibrosa (tejido) y la contracción. La epitelización es un proceso básico que sella la herida en tanto que la síntesis de proteína proporciona la fuerza estructural. Cuando falta tejido, el proceso de contracción acerca los bordes variables de tejido, de modo que pueda ocurrir la epitelización y la síntesis de proteína fibrosa.

A las doce horas, las defensas del organismo inician una reacción inflamatoria, al mismo tiempo que comienza la migración epitelial para reparar el defecto. El inicio de la cicatrización de la herida se caracteriza por una fase de latencia, que en realidad es un periodo en el cual disminuye la fuerza ejercida por los tejidos y se liberan enzimas y proteínas de líquidos hacia los espacios extracelulares.

Una vez que se establece la reacción inflamatoria, en un termino de 12 horas, el epitelio comienza a emigrar; esto concluye en un breve lapso en el caso de la cicatrización primaria. En la cicatrización secundaria transcurren varios días, hacia el cuarto día postoperatorio comienza la síntesis de colágena, empero, después de cinco días, el proceso de contracción ayuda a la cicatrización. Se forma tejido de granulación en el centro de la herida, el

cual proporciona una barrera contra el proceso infeccioso. Después el defecto se llena de tejido cicatrizal, el epitelio lo cubre y continua el proceso de contracción.

El desarrollo de la variación de la fuerza ejercida por los tejidos guarda relación con los vasos sanguíneos y después con la síntesis de colágena a través del defecto. La vascularización mantiene juntos los bordes de la herida durante los primeros días y, cuando es evidente la síntesis de colágena durante el quinto día, comienza a aumentar la fuerza ejercida por los tejidos. Después el aumento en la fuerza se debe a la remodelación de la colágena.

Muchos factores afectan la cicatrización de las heridas. Pueden ser sistémicos o locales. Las heridas en tejido isquémico cicatrizan en forma deficiente. La isquemia es consecuencia de factores sistémicos como pacientes con diabetes, desnutrición, hipovitaminosis; la vasoconstricción por agentes farmacológicos. También es originada por factores locales como la fuerza aplicada por el cirujano al anudar la sutura y aplastamiento o contusión de los tejidos, incluso el traumatismo que produce el electrocauterio y la manipulación traumática con pinzas. La isquemia también tiene lugar en zonas de tejido radiado y donde se utilizan anestésicos locales con epinefrina.

Otros factores locales que afectan la cicatrización son manipulación brusca de los tejidos, hemostasia deficiente, material de hilos de sutura inapropiados, cuerpos extraños e infección.

La técnica quirúrgica pulcra es indispensable para prevenir infecciones y complicaciones de las heridas.

Cierre de la herida.

Cada capa cierra por separado y los bordes se aproximan. Si se dejan espacios sin suturar se favorece la acumulación de líquido y sobreviene una infección. Porciones de grasa o músculo no deben sobresalir entre las capas suturadas.

Una sutura tensa produce necrosis y debilita la cicatriz, lo cual predispone a la infección. Además después de suturar una incisión, siempre se presenta edema en piel y tejidos subcutáneos de modo que las suturas que aproximan con firmeza los tejidos donde se colocan, ocasionaran tensión excesiva al siguiente día.

La cicatrización de la herida y la fuerza de los tejidos influyen en el tipo de material de sutura que se seleccione.

MATERIALES DE SUTURA

Definición.

Una Sutura Quirúrgica es el material empleado para ligar vasos sanguíneos y aproximar tejidos.

Suturar: El verbo suturar equivale al acto de cocer o aproximar los tejidos en cirugía, manteniéndolos en aposición hasta que tenga lugar la cicatrización.

(3)

Una de las bases en la cirugía es el control de las hemorragias y el cierre de las heridas. La historia de las suturas es en cierta forma la historia de la cirugía misma. Se han usado muchos materiales para cerrar heridas, pero su uso ha sido seguro desde la aplicación del ácido fénico a hilos de seda por Lister(7,5). Solo desde esa época es que se ha logrado un gran desarrollo en las técnicas de sutura y otros métodos para acercar los bordes de los tejidos.

CARACTERISTICAS DE LOS MATERIALES DE SUTURA.

Debe de tener uniformidad de calibre, flexibilidad, facilidad que ofrezca al manejo y ejecución de nudos, que no deben deslizarse espontáneamente (11), aparte reunir las siguientes condiciones: (12)

- Esterilidad
 - Resistencia
 - Suavidad
 - Facilidad de deslizamiento
 - Estabilidad estructural
 - Causar mínima reacción en los tejidos
- | |
|--------------------|
| Diámetro |
| Anudamiento seguro |
| Flexibilidad |

No debe favorecer el desarrollo de bacterias, cortar los tejidos, causar alergias o ser capilar.

CLASIFICACION DE LOS MATERIALES DE SUTURA.

Los materiales de sutura pueden ser clasificados de varias maneras:

- Según su origen (natural o artificial)

- Según su habilidad de absorción (absorbible y no absorbible)
- Según su configuración (monofilamentos o multifilamentos)

Los materiales de sutura naturales son basados en polímeros naturales derivados de animales o plantas. Se producen materiales de la sutura artificiales de los polímeros sintéticos por métodos similares a los procesos usados en producción de fibra sintética (fusión, secado, hilado húmedo, etc.).

Tabla 1.

Los hilos de sutura de acuerdo a su configuración se dividen en monofilamentosos y multifilamentosos.

1. Los hilos monofilamentosos tienen una sola fibra y no son capilares.
2. Los hilos multifilamentosos tienen dos o más fibras que están unidas por medio de hilado, trenzado o torsión, este hilo es capilar a menos que reciba tratamiento para evitarlo.

Existen ventajas y desventajas en cada configuración. Los hilos de sutura trenzados generalmente tienen flexibilidad más alta, Memoria de Forma más baja, y se usa más fácil que los hilos de monofilamento del mismo tamaño. Por otro lado, algunos aspectos positivos de los hilos de sutura tipo monofilamento, son sus superficies lisas que proporcionan un paso

fácil a través de los tejidos, y una ausencia de intersticios que previenen el albergue de organismos y disminuye el riesgo de inflamación. Los hilos de sutura mono y multifilamentosos no sólo difieren en sus propiedades físico-mecánicas, sino también en la respuesta del tejido después de la implantación. Todo esto debe ser considerado por el cirujano al seleccionar una sutura apropiada para un tipo específico de cirugía, así como por parte del fabricante al desarrollar un nuevo tipo de sutura.

HABILIDAD DE ABSORCION	ORIGEN	CONFIGURACION
Absorbible	Polimeros naturales(derivado de animales)	Mono y multifilamento (trenzado o torcido)
	Polímeros sintéticos	
No Absorbible	Polímeros naturales: vegetales, minerales y derivado de animales.	Mono y multifilamento (trenzado o torcido)
	Polímero sintético	

Tabla 1.

SUTURAS ABSORBIBLES.

En general, los hilos de suturas absorbibles son aquellas que reducen su índice de esfuerzo alrededor de los 60 días, en contraste con las suturas no absorbibles que tienen la capacidad de mantener su índice de esfuerzo por

fácil a través de los tejidos, y una ausencia de intersticios que previenen el albergue de organismos y disminuye el riesgo de inflamación. Los hilos de sutura mono y multifilamentosos no sólo difieren en sus propiedades físico-mecánicas, sino también en la respuesta del tejido después de la implantación. Todo esto debe ser considerado por el cirujano al seleccionar una sutura apropiada para un tipo específico de cirugía, así como por parte del fabricante al desarrollar un nuevo tipo de sutura.

HABILIDAD DE ABSORCION	ORIGEN	CONFIGURACION
Absorbible	Polimeros naturales(derivado de animales)	Mono y multifilamento (trenzado o torcido)
	Polimeros sintéticos	
No Absorbible	Polímeros naturales: vegetales, minerales y derivado de animales.	Mono y multifilamento (trenzado o torcido)
	Polímero sintético	

Tabla 1.

SUTURAS ABSORBIBLES.

En general, los hilos de suturas absorbibles son aquellas que reducen su índice de esfuerzo alrededor de los 60 días, en contraste con las suturas no absorbibles que tienen la capacidad de mantener su índice de esfuerzo por

más de 60 días. Sin embargo, esta clasificación no es estrictamente exacta; algunos hilos de sutura absorbibles (ejem. catgut) puede permanecer en los tejidos por un periodo largo de tiempo, mientras que el nylon, clasificado como una sutura no absorbible, se degrada parcialmente dentro de 3 semanas después de la implantación y reduce significativamente el índice de esfuerzo después de 6 meses (3).

Las suturas absorbibles naturales son representadas por catgut y catgut crómico. Son fabricadas de la submucosa intestinal de oveja, ha estado en uso continuo por mucho tiempo, más que cualquier otro tipo de sutura. Su uso en la actualidad, sin embargo, se está rechazando debido a algunas de sus serias desventajas; mantiene su índice de esfuerzo óptimo por sólo 5-6 días y en 2 semanas, deja de proporcionar seguridad de la herida. El catgut crómico son fibras tratadas con sales de cromo y tiene una proporción más lenta de degradación; la mayoría mantiene su índice de esfuerzo durante 20 días(3). Una gran desventaja del catgut es la posibilidad de que podría reaccionar como un cuerpo extraño en los tejidos, a menudo causan inflamación e interfiere con el proceso curativo.

Uno de los materiales de sutura absorbibles sintéticas más prominente, hoy en uso, es el ácido poliglicólico; poliglactina 910, polidioxona, y carbonato de polimetil.

La primera sutura absorbible sintética se hizo del homopolímero del ácido glicólico por Davis & Geck Co. (EE.UU.) y es conocido como ácido poliglicólico; su nombre comercial es Dexon.

Dexon es un hilo para sutura multifilamentoso trenzado y se comercializaron inicialmente en 1970. El Dexon original (Dexon S) tenía una superficie áspera que lo hacía difícil de atar. Después se fabricó un hilo de sutura con una cubierta-lubricante (poloxámero 188), Dexon Plus, mejorando sus características.

Otro hilo de sutura absorbible sintético fue, desarrollado por Ethicon, Inc. (EE.UU.) en 1974 de un copolímero del ácido láctico y glicólico y es conocido como poliglactina 910; su nombre comercial es Vicryl. Es un hilo para sutura trenzado, como el Dexon, con propiedades similares.

El Vicryl es más rápidamente absorbido que el Dexon, pero mantiene 50% de su índice de esfuerzo en los tejidos durante 30 días, comparado con los 25 días del Dexon. La cubierta original que el Vicryl tenía, como Dexon S, es una superficie rugosa. Ha sido reemplazado por un Vicryl cubierto de Teflón. Sin embargo; Vicryl y Dexon, los cuales son hilos trenzados para suturas, todavía mantienen una tendencia a albergar microorganismos que puede provocar una respuesta inflamatoria del tejido, aunque menor a la originada por el catgut o la seda trenzada no absorbible.

En 1983, Ethicon, desarrolló un nuevo hilo para sutura hecha del polímero paradioxanona, conocido como polidioxona; su nombre comercial es PDS. Diferente del Vicryl o Dexon, PDS es un hilo de sutura monofilamento. Puesto que PDS se hace de la paradioxanona que tiene menos afinidad por las bacterias. Por otro lado, es bastante dura y difícil de manejar y atar, con problemas comunes a las suturas de monofilamento. Cuando utilizó en la regeneración de la pared de un vaso sanguíneo, no ocurrieron infecciones; PDS tiene un tiempo de absorción largo, inicia cerca del día 90 y se completa aprox. a los 210 días (3) con una reacción de cuerpo extraño baja. Llevó a la restricción rápida del uso de suturas no absorbibles en la pared vascular.

Uno de los hilos para suturas sintéticas absorbibles recientemente desarrolladas de un copolímero de carbonato del trimetileno y del ácido poliglicólico. Esta sutura es conocida como poligliconato; su nombre comercial es Maxon y es un monofilamento similar a PDS.

Las características de Maxon son mayor suavidad y flexibilidad debido al 32.5% aprox. de carbonato de trimetileno (9), la manipulación es mejor que en suturas de Vicryl y PDS. Estudios in vivo e in vitro de Maxon y PDS han mostrado que estos materiales mantienen su índice de esfuerzo constante por más tiempo; su absorción es lenta y provocan menos reacción del tejido, que las suturas absorbibles de multifilamentos con o sin cromo. (9)

Se han investigado los parámetros físicos de Maxon y PDS, se determinó que aunque Maxon es más pesado que PDS, requirió combinaciones del nudo menos complicadas para una colocación segura. El tiempo de disolución de PDS es más alto que el de Maxon; sostiene un índice de esfuerzo apreciable por un periodo más largo. El Maxon es preferible a PDS debido a su formación fácil del nudo y paso atraumático a través de los tejidos.

SUTURAS QUIRURGICAS ABSORBIBLES

Nombre Genérico	Nombre de Marca	Configuración	Composición Química	Fabricante
Colágeno Natural				
Gut Simple	Catgut S	Multifilamento Torcido	Submucosa del intestino de borrego	Ethicon, Davis & Geck
Gut Crómico	Catgut Crómico		Serosa del intestino de borrego más cubierta de cromo	Ethicon, Davis & Geck
Colágena S			Tendón flexor	D & G
Colágena con cromo			Tendón flexor con cubierta de cromo	D & G
Sintéticos				
Ac Poliglicólico	Dexon S	Multifilamento Trenzado	Homopolímero del Ac. Glicólico	D & G
Ac Poliglicólico	Dexon Plus	Multifilamento Trenzado	Homopolímero del Ac Glicólico cubierto de Poloxámero 188	D & G
Ac. Poliglicólico	Dexon II	Multifilamento	Homopolímero del Ac. Glicólico cubierto con policaprolato	D & G
Poliglactina 910	Viryl (Vycril cubierto)	Multifilamento Trenzado	Copolímero láctico y Ac Glicólico cubierto con estearato de calcio y poliglactina 370	Ethicon
Polidioxanona	PDS	Monofilamento	Polímero de Paradioxanona	Ethicon
Paradiozanona	PDS-2	Monofilamento	PDS modificado	Ethicon
Poligliconato	Maxon	Monofilamento	Copolímero de Carbonato de trimetileno y A. Poliglicólico	D & G

TIEMPO DE ABSORCION DE LOS MATERIALES DE SUTURA.

Catgut Simple*1	70 días
Catgut Crómico*2	90 días
Ac. Poliglicólico	90 días
Poliglactina 910	90 días
Poligrecapone 25	120 días
Polidioxona	180 días
Poligliconato	180 días

*1 Disminuye su índice de esfuerzo en cinco a 10 días

*2 Disminuye su índice de esfuerzo alrededor del día 21

SUTURAS NO ABSORBIBLES

Pueden fabricarse hilos para suturas naturales no absorbibles de seda, algodón y lino los cuales ya son parte de la historia de la cirugía. Actualmente sólo suturas de seda serán encontradas en el mercado. Cirujanos han utilizado suturas de seda durante muchos años. Es un hilo de sutura trenzada que combina una fácil manipulación con seguridad del nudo. Sin embargo, tiene una reacción del tejido alta y un índice de esfuerzo bajo; cada año tiende a disminuir en un 50% su uso. El hilo para sutura de seda provoca inflamación de los tejidos e infiltración de microorganismos; y como resultado produce dolor y un procedimiento de levantamiento de sutura difícil. A pesar de estas desventajas, su falta de Memoria de Forma y su buen manejo la hacen un tipo popular de sutura.

Pueden hacerse suturas sintéticas no absorbibles de los polímeros como poliéster, poliamida, polipropileno y polietileno.

Los materiales de suturas trenzados de Poliéster (Mersilene, producido por Ethicon, y Dacron, producido por Davis y Geck) son muy similares a la seda en su facilidad del ligamiento, laborabilidad, y seguridad del nudo. Estas suturas provocan una reacción menor en los tejidos y tienen un índice de esfuerzo mayor que la seda. Mersilene y Dacron son suturas de poliéster sin cobertura, con una superficie relativamente áspera; por consiguiente, se han

desarrollado capas del lubricante para superar esto. Algunas de estas capas como el Teflón y el silicón, son un indicio problemático de su inestabilidad. Los fragmentos de esta capa pueden rasgar y pueden emigrar en los tejidos circundantes, provocando reacciones del tipo inflamatorio.

El Ethibond (poliéster cubierto por polibutilato), tiene una afinidad natural entre la capa de la cubierta y los filamentos de sutura de poliéster, eliminando los problemas anteriormente mencionados.(3)

Los hilos para suturas de nylon se producen de manera sintética de un polímero de poliamida. Se fabrican ambas configuraciones multifilamento trenzado (Surgilon producido por Davis y Geck, y Nurolon, producido por Ethicon) y monofilamento (Ethilon, producido por Ethicon, y Dermalon producido por Davis y Geck). Estas suturas de nylon tienen un índice de esfuerzo mayor que el de la seda o el polipropileno (Prolene). Sin embargo, el nylon es duro y necesita ser atado cuidadosamente para evitar que se desate el nudo; o se presente el corte de los tejidos.

Las suturas de Polipropileno (Prolene, producido por Ethicon, y Surgilene, producido por Davis y Geck) provocan una reacción del tejido sumamente baja. Aunque tienen ligeramente más Memoria de Forma que el nylon monofilamento, estos poseen un índice de esfuerzo mayor y proporcionan mejor resistencia a infecciones. Las suturas de polipropileno tienen suavidad

única en su superficie, le hace simple para atar y facilita el levantamiento de la sutura.

Por otro lado, esta característica, propicia que la seguridad del nudo tenga resultados bajos, por tener una tendencia a resbalarse.

Los materiales de suturas de acero, a pesar de su alto índice de esfuerzo y seguridad del nudo excelente, no son populares con los cirujanos debido a la dificultad al manejo; y pueden llegar a enredarse o formar anillos. Los materiales de sutura de acero inoxidable están disponibles en monofilamento o multifilamento.

SUTURAS QUIRURGICAS NO ABSORBIBLES

Nombre Genérico	Marca	Configuración	Composición Química	Fabricante
Fibras Naturales				
Algodón		Multifilamento Torcido	Algodón natural	
Lino		Multifilamento Torcido	Lino torcido por largo tiempo	SSC Switzerland, Assut Ltd
Seda Quirúrgica		Multifilamento Trenzado	Seda natural torcida, impregnada de silicón	SSC, Assut. Ltd
Fibras Sintéticas				
Nylon	Dermalon	Monofilamento	Poliamida 6,6	D & G
	Ethilon	Monofilamento	Poliamida 6,6	Ethicon
	Sutron	Monofilamento	Poliamida6,6	SSC
	Surgiamida	Monofilamento o Trenzado	Poliamida 6,6	Look, USA
	Nurolon	Trenzado	Poliamida 6,6 no cubierto	Ethicon
	Surgilon	Trenzado	Poliamida 6,6 cubierta con silicón	SSC, Assut
Polipropileno	Prolene	Monofilamento	Polipropileno	Ethicon
	Surgilene	Monofilamento	Polipropileno	D & G
Poliéster	Monolene	Monofilamento	Politereftalato de etileno (PET)	SSC
	Dacron	Trenzado	PET	D & G
	Mersilene	Trenzado	PET	Ethicon
	Tri-Cron	Trenzado	PET cubierto con silicón	D & G
	Ethibond	Trenzado	PET cubierto con Polibutilato	Ethicon
	Polidek	Trenzado	PET Cubiero con Teflón	Deknatel
Tevdek	Trenzado	PET Impregnado con teflón	Deknatel	
Metálicas				
Acero Inoxidable		Monofilamento, trenzado o torcido	Acero inoxidable	Ethicon
Acero quirúrgico		Trenzado	Acero inoxidable	Assut
Cable de Acero		Mono y Multifilamento	Acero inoxidable	SSC

PROPIEDADES DE LAS SUTURAS

Las propiedades de los materiales de sutura que determinan la actuación general de la sutura durante los procedimientos de cierre de herida y después de su implantación pueden ser divididos en tres grupos:

1. Características físicas que proporcionan información preliminar acerca del material de la sutura sin tratar con los aspectos de interacciones futuras, mecánico o biológico, entre la sutura y el paciente
2. Características de manejo antes de las que definen la conducta mecánica de la sutura, durante y después de los procedimientos de cierre de herida
3. Propiedades biológicas, que determinan respuestas biológicas generales del paciente después de la implantación y durante el proceso curativo.

1. CARACTERÍSTICAS FÍSICAS

En la Farmacopea de los Estados Unidos (USP) publica un compendio de definiciones, procedimientos y medidas estándares que requieren los hilos para sutura; los tipos y procedimientos de prueba, así como los límites que se necesitan para la calidad de cada material de sutura. Sólo unas

propiedades físicas se definen y son requeridas por la USP: la longitud, diámetro, tirón del nudo (knot-pull), y fuerza de atadura a la aguja. (19)

Los hilos para sutura están divididos en 20 grupos, según el diámetro; el cual es medido en mm en un dispositivo especial bajo peso constante. El intervalo de diámetros propuesto por la USP para calificar estos grupos de hilos para sutura esta entre 0.02 mm y 1.3 mm.

Los hilos para sutura fabricados en materiales de polímeros sintéticos muestran el fenómeno de relajación de esfuerzo. Este fenómeno se presenta cuando en los materiales sometidos a una fuerza, se reduce la carga y la deformación se mantiene constante. En este caso, el esfuerzo aplicado al material, hasta este instante; empieza decrecer debido a que, existe una reordenación gradual de la microestructura del material ante la fuerza aplicada.(8)

1.1 FUERZA DE TIRON DEL NUDO (*Knot-Pull*).

Usado por la USP como un parámetro normal por definir los límites de falla del nudo de sutura, la fuerza de tirón del nudo (Knot-Pull) esta relacionado con el diámetro específico del hilo de sutura.

Este parámetro se obtiene midiendo la fuerza necesaria para romper un nudo simple que se ha hecho alrededor de un tubo de plástico de

dimensiones estándares de 6.5 mm de diámetro y 1.6 mm de espesor de la pared; se aplica una fuerza a los extremos del nudo hasta que se rompa. Se debe realizar, por lo menos, 10 ensayos en cada tipo de hilo de sutura para poder promediar y determinar la fuerza de tirón del nudo, la fuerza límite del nudo (Knot-Pull) para cada diámetro de hilo de sutura, varía en el ya mencionado grupo de 20 diámetros propuesto por la USP, desde 0.005 a 9.00 Kg.

1.2 FUERZA DE ATADURA A LA AGUJA

La fuerza que se requiere para separar la aguja del hilo de sutura puede medirse de la misma forma que la fuerza de tirón del nudo (knot-pull). En esta prueba se sujeta la aguja y el extremo del hilo de sutura con dos mordazas opuestas, posteriormente se aplica una fuerza, la cual se mide para determinar el punto en el cual falla la unión de la atadura a la aguja. Los límites de falla varían de 0.007 a 1.80 Kg. para los diferentes tamaños de suturas.

1.3 ESFUERZO.

Carga o fuerza aplicada, dividida entre el área transversal original del material. Durante el ensayo de tensión podemos localizar dos puntos bien

definidos, uno de ellos es localizado en el momento en que una región se deforma más que en otras áreas y ocurre una reducción en la sección transversal, esta región se denomina *cueillo o estricción* y en este punto se inicia la **Resistencia a la tensión**, que se define como el esfuerzo máximo que ocurre en la curva esfuerzo-deformación antes de que ocurra la ruptura (2). El otro punto se localiza al momento de ruptura del material y se designa como **Esfuerzo al rompimiento** (1)

Una de las características de los hilos para sutura más importantes es el esfuerzo y no es un requerimiento de la USP. El índice de esfuerzo es normalmente 2-3 veces más alto que la fuerza de tirón del nudo (knot-pull) y es muy independiente para cada tipo de material de sutura.

El índice de esfuerzo es directamente proporcional a la fuerza e inversamente proporcional al diámetro.(12)

Una comparación del índice de esfuerzo para los varios materiales de la sutura se presenta en la tabla 2.

COMPARACION DEL INDICE DE ESFUERZO EN DIFERENTES SUTURAS

No Absorbibles	Absorbibles
1. Acero Inoxidable	
2. Poliéster cubierto trenzado	
3. Poliéster no cubierto Trenzado	1. Maxon
4. Nylon Monofilamento	2. Polidioxanona PDS
5. Nylon Trenzado	3. Ac. Poliglicólico Dexon
6. Polipropileno Monofilamento	4. Poliglactina 910 Vicryl
7. Seda	5. Catgut, catgut Crómico

Tabla 2.

El índice de esfuerzo de los hilos para suturas está en orden descendente; el acero inoxidable presenta el índice de esfuerzo más alto.

1.4 SEGURIDAD DEL NUDO

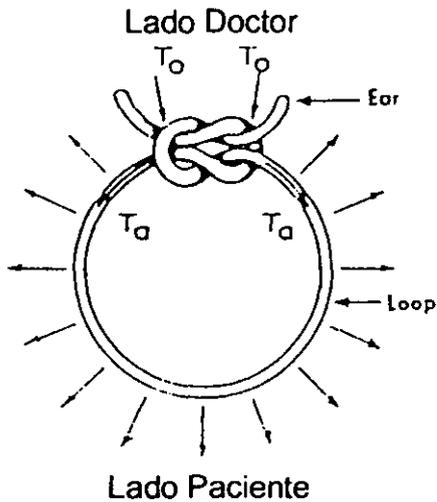
Otra propiedad física muy importante de los hilos para suturas que pueden evaluarse, aunque no es requerido por la USP, es la seguridad del nudo. Esto generalmente se refiere a la estabilidad del nudo atado y es definido a través de varios parámetros:

1. La seguridad del nudo, se refiere a la fuerza necesaria para causar deslizamiento a un tipo de nudo.

2. El número mínimo de tirones que se necesitan para realizar un nudo estable.

Generalmente, la característica de seguridad del nudo puede ser descrita usando un modelo de nudo seguro. Aquí un hilo para sutura se dobla alrededor de vasos cortados o tejidos; los extremos se tiran del lado del doctor y se atan con un nudo. La presión ejercida por los tejidos tiende a extender el tamaño de la vuelta, y como resultado, ejerce tensión (T_a) en cada uno de los dos extremos de la vuelta internos (del lado del paciente). Aquí, está la tensión en las entradas al nudo (T_o) o en las salidas del nudo (dependiendo de la definición).

El nudo requiere una fuerza determinada al hacerlo, puede definirse como la tensión necesaria para causar un deslizamiento (T), la cual es directamente proporcional al número de tirones (jale), al coeficiente de fricción, y a los (T_o). Por consiguiente, puede declararse que para obtener un nudo seguro, (T) y la fuerza de tirón del nudo (Knot-pull), debe ser mayor que (T_a) en el momento en que se cierra la herida y durante el periodo curativo.



El nudo de seguridad, aunque no se mencionó en la USP, es uno de los parámetros principales que determina la actuación del final del nudo y la posibilidad de falla del nudo. Una sutura con seguridad de nudo baja, se puede desatar produciendo una dehiscencia indeseable de la herida.

La seguridad del nudo depende de un gran número de factores, por ejemplo, técnicas de anudando, materiales de los hilos de sutura, coeficiente de fricción, compresibilidad, dureza, etc. Generalmente las suturas sin recubrimiento tiene seguridad del nudo más alta que las recubiertas con cromo o silicón.

Hay propiedades físicas adicionales, como la elasticidad, plasticidad, y Memoria de Forma que no son incluidos en los requisitos de USP; Estos tienen influencia significativa en la conducta de los hilos de sutura. Se define elasticidad como la habilidad de la sutura de volver a su estado original después de un estiramiento. Contrariamente a esto, la habilidad de una sutura de retener su nuevo estado deformado se define como plasticidad. La Memoria de Forma depende de las propiedades elástico-plásticas del material de sutura y se refiere a la tendencia o capacidad de un hilo de sutura de regresar a su forma anterior. Es decir, podría tomar por Memoria de Forma la espiral que tenía dentro del paquete, que es la tendencia natural de los hilos de sutura.

Los hilos de sutura con una Memoria de Forma alta, ejem. nylon, tiende a desatarse; por lo que su seguridad del nudo es bastante baja. Un material para sutura con Memoria de Forma baja, como la seda, tiene menos tendencia a desatarse.

Una de las características físicas generales de los hilos de sutura, es su configuración, la cual puede ser mono o multifilamentosa. Cada configuración como se describió anteriormente, posee ventajas y desventajas; algunos materiales de sutura se fabrican en los dos tipos mono y multifilamentosas.

La configuración de la sutura también afecta la capilaridad, otra característica física que determina la habilidad de propagar fluidos de los tejidos del extremo húmedo de la sutura al extremo seco, y así permitir que se presente

infección en la herida quirúrgica, una alta capilaridad aumenta la habilidad del hilo de sutura de retener bacterias; por consiguiente, los materiales de suturas trenzados tienen una tendencia más alta a retener bacterias que las suturas del monofilamento.

2. CARACTERÍSTICAS DE MANEJO

Las características de manejo son las que definen el comportamiento de la sutura antes, durante y después de que el nudo sea atado.

Una de estas características es la anudabilidad de los hilos de sutura quirúrgica, se define como la habilidad de la sutura para ser atada y desatada con facilidad por el cirujano. La anudabilidad de la sutura no puede evaluarse con un solo parámetro, ya que se incluyen características como la flexibilidad (facilidad con la que una sutura puede doblarse), y algunas de las características físicas como la Memoria de Forma y la seguridad del nudo.

(16)

La dureza de la sutura es una característica difícil de manejar para el cirujano, la anudabilidad mejora con la disminución de la dureza.

La resistencia al doblado o dureza de la sutura sirven como uno de los parámetros responsables para la apertura del nudo. Entre más dura sea la sutura, es más alto el nivel de energía almacenada en el hilo en la posición del nudo y, por consiguiente, es más alta la tendencia a desatarse de la sutura.

3. PROPIEDADES BIOLÓGICAS

Cualquier material de sutura es un cuerpo extraño para el organismo humano y provocará una reacción en el tejido. La naturaleza química del material de sutura y su configuración física afecta a la posibilidad de infección e inflamación.

Las suturas multifilamentosas son sitios potenciales para la transmisión de infección bacteriana. Los hilos no cubiertos son preferibles a los cubiertos, ya que en algunas ocasiones, los fragmentos del material de esta capa pueden desprenderse y emigrar a los tejidos y llegar a producir un proceso inflamatorio mayor.

Las suturas sintéticas tienen una tendencia de inflamación más baja que los materiales naturales.

Se han informado de alergias al material de sutura, es especial al CatGut, localizando anticuerpos un día después de la cirugía. En pacientes con una sensibilidad a las sales de cromo, también presentan una reacción a las suturas recubiertas con estas sales.

AGUJAS QUIRURGICAS

Las agujas se elaboran con acero templado de alta calidad y su diseño cuenta con tres elementos básicos:

Ojo o ensamble

Cuerpo

Punta

En la actualidad se utilizan materiales de sutura con la aguja ensamblada de fábrica, esto permite menor traumatismo del tejido al paso de la aguja, y se garantiza el uso de una aguja nueva sin corrosión, suficiente filo y elasticidad.

OJO DE LA AGUJA

Por el ojo de la aguja se inserta el hilo; existen agujas con ojo, con ojo francés y sin ojo.

Agujas con Ojo. Puede ser oval, redondo o cuadrado, el extremo del hilo se introduce de 5 a 10 cm.

AGUJAS QUIRURGICAS

Las agujas se elaboran con acero templado de alta calidad y su diseño cuenta con tres elementos básicos:

Ojo o ensamble

Cuerpo

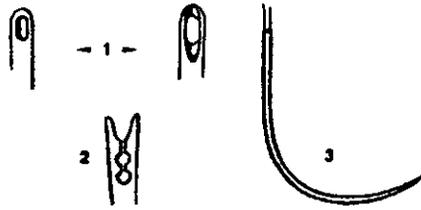
Punta

En la actualidad se utilizan materiales de sutura con la aguja ensamblada de fábrica, esto permite menor traumatismo del tejido al paso de la aguja, y se garantiza el uso de una aguja nueva sin corrosión, suficiente filo y elasticidad.

OJO DE LA AGUJA

Por el ojo de la aguja se inserta el hilo; existen agujas con ojo, con ojo francés y sin ojo.

Agujas con Ojo. Puede ser oval, redondo o cuadrado, el extremo del hilo se introduce de 5 a 10 cm.



Ojos de las Agujas 1)Oval 2)Tipo Francés 3)Sin Ojo (fija al hilo)

Agujas con ojo de tipo francés. También llamadas de ojo hendido, tienen una hendidura de ojo en el extremo de la aguja a través del cual pasa el hilo.

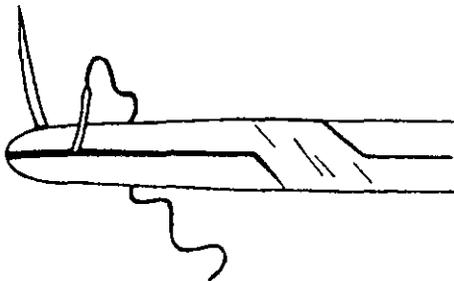
Agujas sin ojo. Se forma una unidad continua con el hilo de sutura. Así se evita enhebrar y se disminuye el daño al tejido, pues solo pasa un hilo a través de él. El diámetro de la aguja es igual al del hilo. se les suele llamar agujas moldeadas.

CUERPO DE LA AGUJA

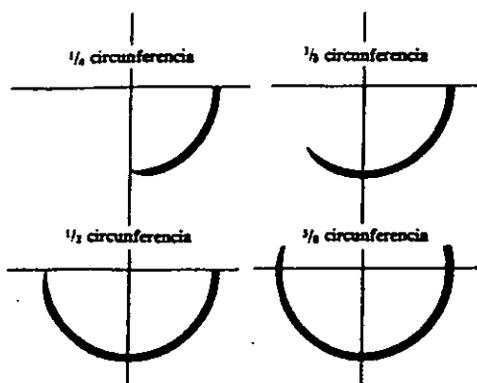
El cuerpo de la aguja es la porción de la misma por la cual se sujeta. En el corte transversal puede ser redondo, oval, rectangular con lados aplanados, triangular o trapezoidal.

En el sentido longitudinal, el cuerpo de la aguja puede ser recto o curvo; las agujas rectas se usan muy poco en la actualidad y las curvas se utilizan en la mayor parte de los procedimientos quirúrgicos. Tienen la ventaja de manipularse con mayor facilidad; se sujeta siempre con el porta agujas en la unión del tercio medio con el tercio proximal al hilo.

Al proceder de esta forma no se ejerce demasiada palanca sobre la aguja al momento de traspasar el tejido, lo que podría doblarla, además se dispone de un punto suficiente para la sutura, lo que no sucedería si se tomara con el porta agujas en un punto próximo al tercio medio o distal de la aguja.



La curvatura de las agujas puede ser de $1/4$, $3/8$, $1/2$, $5/8$ de círculo.



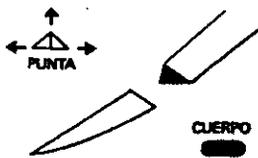
La selección de largo y ancho de la curvatura de la aguja depende del tamaño y la profundidad del área y del tipo de tejido a suturar; así por ejemplo el uso de la aguja de $1/4$ de círculo se limita a intervenciones oftálmicas y de microcirugía.

La parte distal de la aguja es el extremo más delgado y opuesto a la zona de ensamble. El filo de la punta de la aguja es importante para el cirujano y de este depende una aproximación minuciosa de los tejidos.

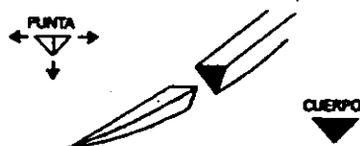
PUNTA DE LA AGUJA

Generalmente la forma de la punta de la aguja es cilíndrica, se usan cuando se desea producir el mínimo trauma en los tejidos como en pleura y peritoneo.

Las agujas también pueden ser de punta cortante, cuando menos tienen dos bordes cortantes opuestos, lo que permite su penetración en tejidos gruesos, duros o fibrosos; como la piel y periostio. Existen varios tipos, espatulada, cortante invertida y la triangular. (3)



AGUJA CORTANTE CONVENCIONAL
USOS EN:
PIEL
BOCA
LIGAMENTOS
FARINGE
TENDONES
CAVIDAD NASAL



AGUJA CORTANTE INVERTIDA
USOS EN:
FASCIA
PIEL
CAVIDAD NASAL
VAJNAS TENDINOSAS
MUCOSA DE LA BOCA
LIGAMENTOS

PLANTEAMIENTO DEL PROBLEMA

En la literatura específica no existe la información adecuada respecto a la comparación del índice de esfuerzo de los materiales de sutura más usados; seda negra trenzada, nylon monofilamento, poliglactina 910, con y sin nudo. Es en este punto donde radica el interés de este estudio.

HIPOTESIS

Los hilos de sutura disminuyen su índice de esfuerzo al estar anudados en comparación al índice de esfuerzo que pudiera mostrar un hilo que no tenga nudo.

OBJETIVOS

Analizar y comparar el parámetro de índice de esfuerzo en cada material de sutura anudado y sin nudo

PLANTEAMIENTO DEL PROBLEMA

En la literatura específica no existe la información adecuada respecto a la comparación del índice de esfuerzo de los materiales de sutura más usados; seda negra trenzada, nylon monofilamento, poliglactina 910, con y sin nudo. Es en este punto donde radica el interés de este estudio.

HIPOTESIS

Los hilos de sutura disminuyen su índice de esfuerzo al estar anudados en comparación al índice de esfuerzo que pudiera mostrar un hilo que no tenga nudo.

OBJETIVOS

Analizar y comparar el parámetro de índice de esfuerzo en cada material de sutura anudado y sin nudo

PLANTEAMIENTO DEL PROBLEMA

En la literatura específica no existe la información adecuada respecto a la comparación del índice de esfuerzo de los materiales de sutura más usados; seda negra trenzada, nylon monofilamento, poliglactina 910, con y sin nudo. Es en este punto donde radica el interés de este estudio.

HIPOTESIS

Los hilos de sutura disminuyen su índice de esfuerzo al estar anudados en comparación al índice de esfuerzo que pudiera mostrar un hilo que no tenga nudo.

OBJETIVOS

Analizar y comparar el parámetro de índice de esfuerzo en cada material de sutura anudado y sin nudo

MATERIALES.

Los materiales de sutura empleados en este estudio, (tabla 3) fueron fabricados y proporcionados por Johnson & Johnson Ethico Co. U.S.A en paquetes individuales preesterilizados, tomados al azar de un universo de muestras.

Sutura	Nombre comercial	Calibre	Lote	Configuración
Seda	Seda negra trenzada	3-0	01Z020	No absorbible
Nylon monofilamento	Ethilon	3-0	03Z013	No Absorbible
Polliglactina 910	Vicryl	3-0	1X.41 12X049	Absorbible

Tabla 3.

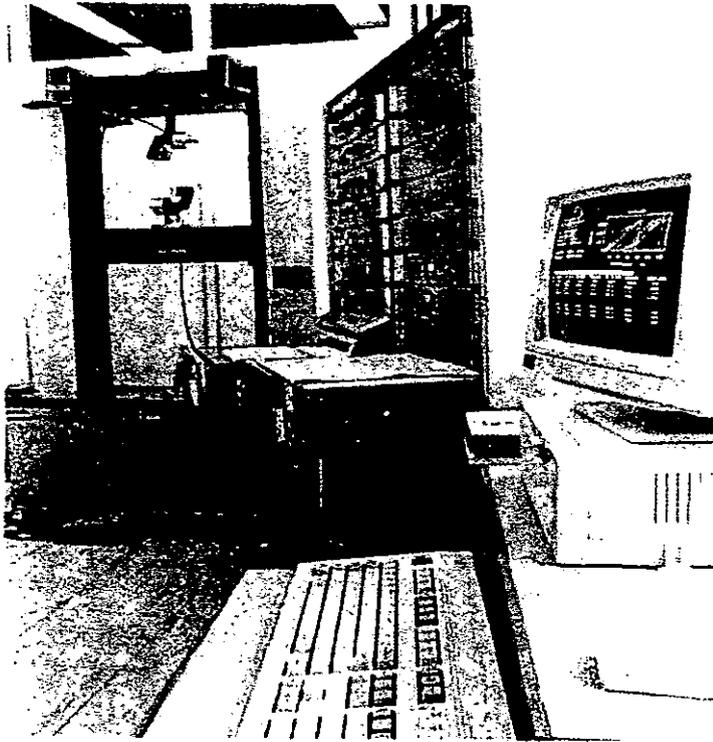
Cada una de las muestras se sometieron a los ensayos de tensión y de fuerza de tirón del nudo (knot-pull) en seco, inmediatamente después de sacarlas de su paquete esterilizado se midió su diámetro transversal y se aplico una carga uniaxial.

El diámetro de los hilos de suturas fue determinado para cada una de las muestras con un vernier electrónico digital marca Mitutoyo Japón; en una superficie de 27 mm de largo con tres medidas para cada muestra, las cuales se promedio para dar un diámetro final.

La USP especifica un mínimo de 10 muestras por cada prueba a realizarse las cuales deberán tener una longitud estándar de 127mm entre los sujetadores.

En las muestras que se realizaron ensayos de fuerza de tirón del nudo (Knot-Pull) se anudaron al rededor de un tubo de plástico flexible con dimensiones estándares de 6.5 mm de diámetro y una pared de 1.6 mm de espesor para todas las muestras, usando un tubo diferente para cada una de ellas.

Las pruebas se realizaron en la Máquina de Pruebas Mecánicas Universal marca INSTRON U.S.A. mod. 1125 y los resultados almacenados por una computadora Acer Power, con un software de Instron Corporation Series IX Automated Materials Testing Sistem 1.07; en el Instituto de Investigación en Materiales de la UNAM.



INSTRON Mod. 1125

METODOS

Todas las muestras con la longitud inicial descrita, se colocaron en los sujetadores especiales para ensayos de tensión de hilos con mordazas neumáticas. La distancia prefijada entre las mordazas siempre fue igual para todos los especímenes en cada una de las pruebas. Se midió el diámetro de cada muestra antes de colocarla en las mordazas.

Cada muestra se colocó en las mordazas y se aplicó una deformación constante de 100 mm/min hasta la fractura del material, se midió la fuerza necesaria para deformar la muestra hasta la fractura. Utilizando el mismo procedimiento para cada uno de los diferentes materiales.

Para la prueba de fuerza de tirón del nudo (knot-pull), se anudó la muestra del hilo de sutura con la misma longitud, al tubo de plástico flexible con el mismo tipo de nudo para cada ensayo. El nudo empleado fue el de cirujano 2-1.

2 = 1



Se anudó empleando una fuerza aleatoria en cada lazada, tal y como se realizaría en la práctica clínica, se aplicó la misma velocidad de deformación que en la prueba anterior. Cada nudo se colocó en el centro de la muestra al momento de ser llevado a los sujetadores.

RESULTADOS

Los resultados que se obtuvieron en este estudio fueron, el esfuerzo que es la carga aplicada (F) dividida entre el área transversal original del material (A_0) hasta la fractura, ecuación 1 y la deformación del material, ecuación 2, que se define como el cambio en longitud de la muestra la ($l - l_0$) dividido entre la longitud original, en donde (l) es longitud final y (l_0), la longitud original.

$$\text{Esfuerzo} = \frac{F}{A_0}$$

ecuación 1

$$\text{Deformación} = \frac{l - l_0}{l_0}$$

ecuación 2

De los datos obtenidos en las pruebas se determinaron aquellos que son útiles para este estudio, es decir, la fuerza de carga aplicada y la deformación. Con estos datos y aplicando las fórmulas correspondientes, se obtuvieron las gráficas de esfuerzo-deformación para cada uno de los materiales.

El índice de esfuerzo del nudo fue medida en kg/mm^2 , ya que es útil al comparar hilos de sutura de diferente diámetro aunque pertenezcan al mismo

Se anudó empleando una fuerza aleatoria en cada lazada, tal y como se realizaría en la práctica clínica, se aplicó la misma velocidad de deformación que en la prueba anterior. Cada nudo se colocó en el centro de la muestra al momento de ser llevado a los sujetadores.

RESULTADOS

Los resultados que se obtuvieron en este estudio fueron, el esfuerzo que es la carga aplicada (F) dividida entre el área transversal original del material (A_0) hasta la fractura, ecuación 1 y la deformación del material, ecuación 2, que se define como el cambio en longitud de la muestra $(l - l_0)$ dividido entre la longitud original, en donde (l) es longitud final y (l_0), la longitud original.

$$\text{Esfuerzo} = \frac{F}{A_0}$$

ecuación 1

$$\text{Deformación} = \frac{l - l_0}{l_0}$$

ecuación 2

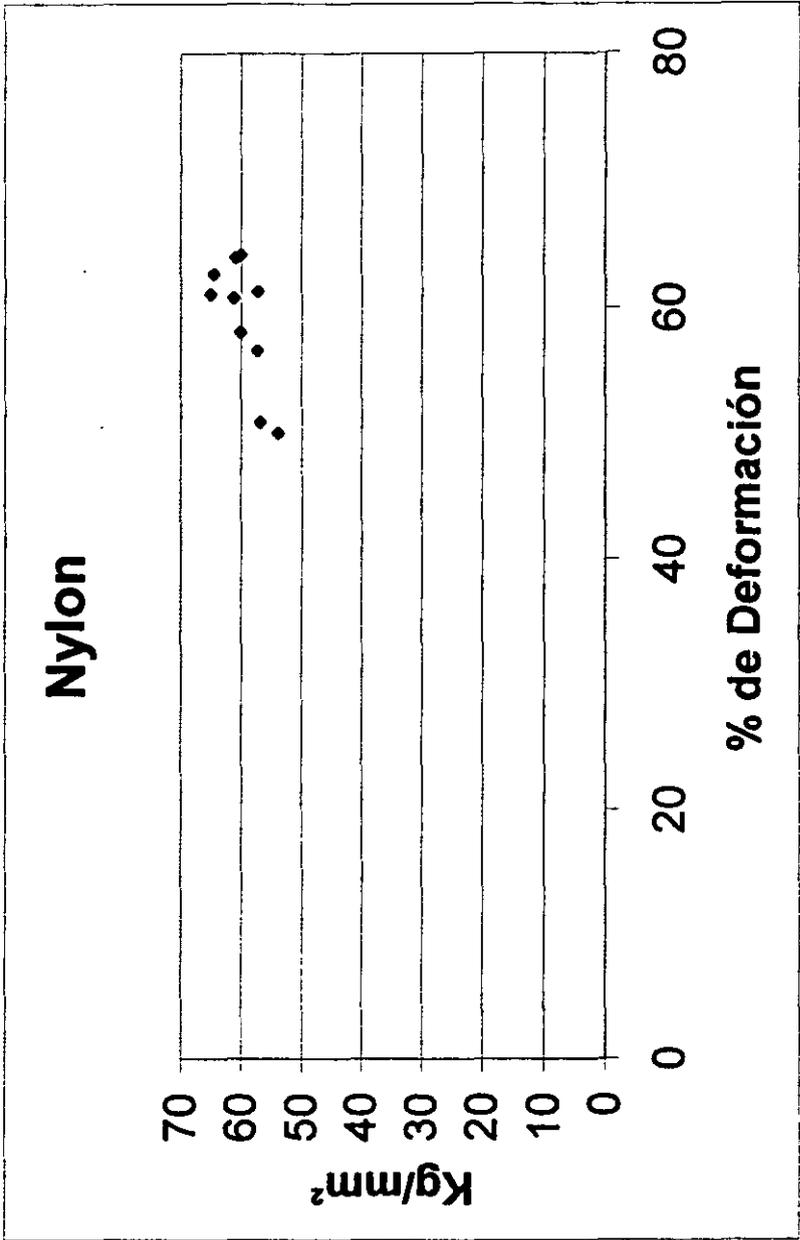
De los datos obtenidos en las pruebas se determinaron aquellos que son útiles para este estudio, es decir, la fuerza de carga aplicada y la deformación. Con estos datos y aplicando las fórmulas correspondientes, se obtuvieron las gráficas de esfuerzo-deformación para cada uno de los materiales.

El índice de esfuerzo del nudo fue medida en kg/mm^2 , ya que es útil al comparar hilos de sutura de diferente diámetro aunque pertenezcan al mismo

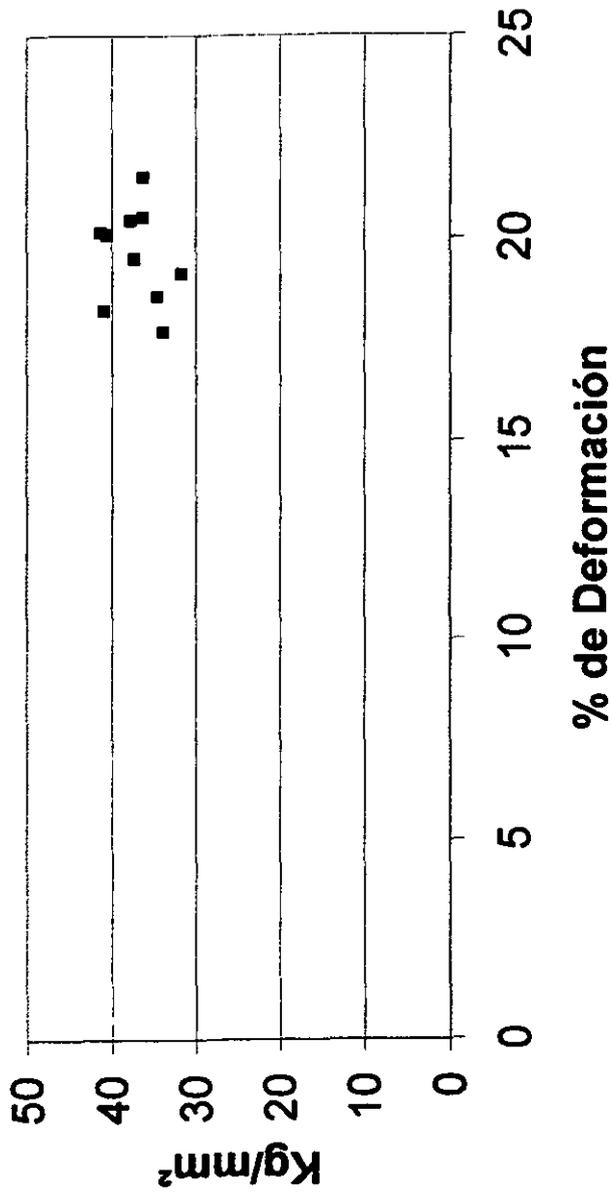
intervalo (3-0), ya que cada fabricante debe mantener un diámetro promedio definido por la USP. Los resultados se muestran en las siguientes gráficas (1-10):

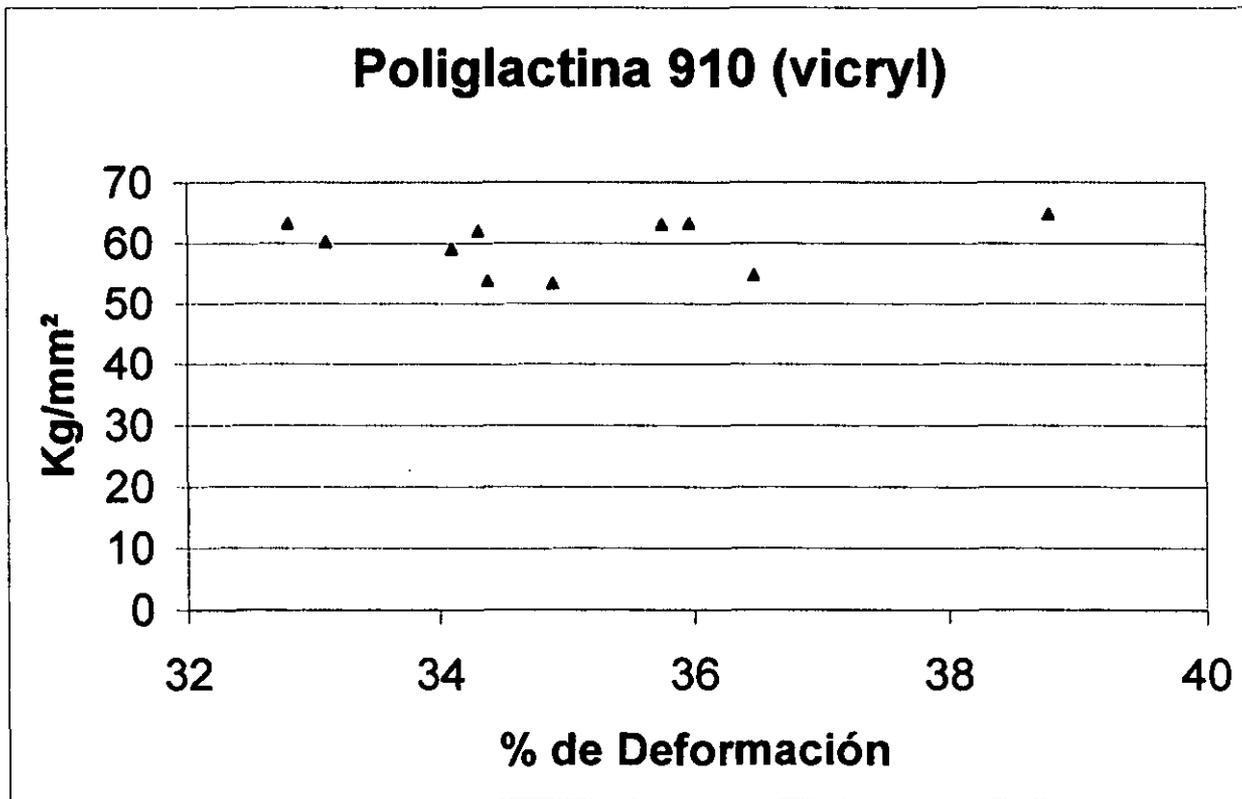
Resultados promedio de los hilos de sutura.

Material	Esfuerzo sin nudo Kg/mm²	% Deformación sin nudo	Esfuerzo anudado Kg/mm²	% Deformación anudado
Nylon	59.78	58.93	40.25	38.23
Vicryl	59.79	35.05	32.82	20.88
Seda	37.11	19.61	22.41	7.49

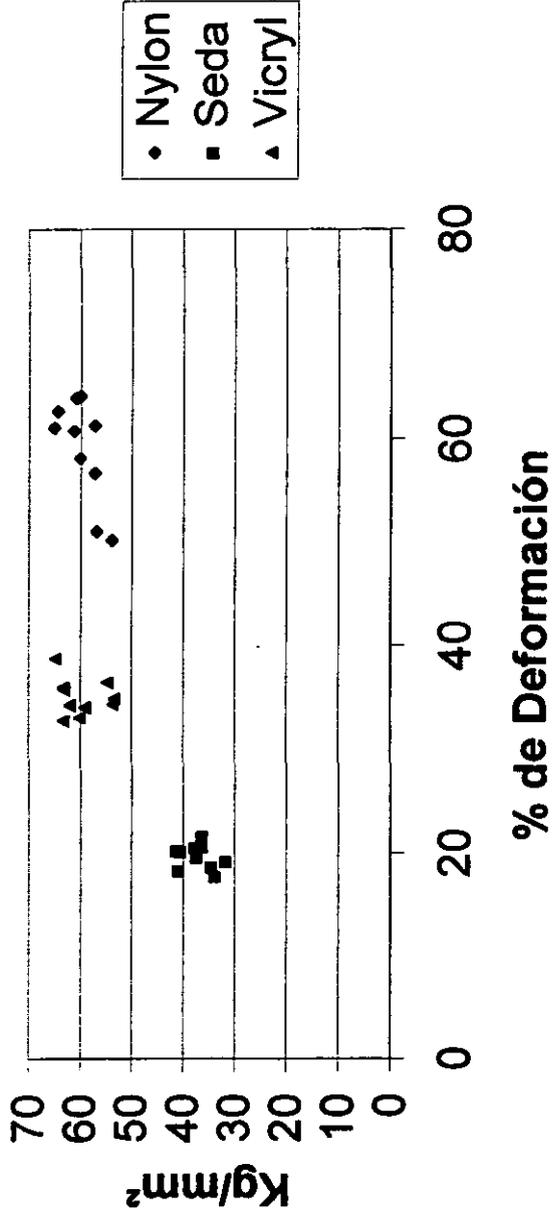


Seda

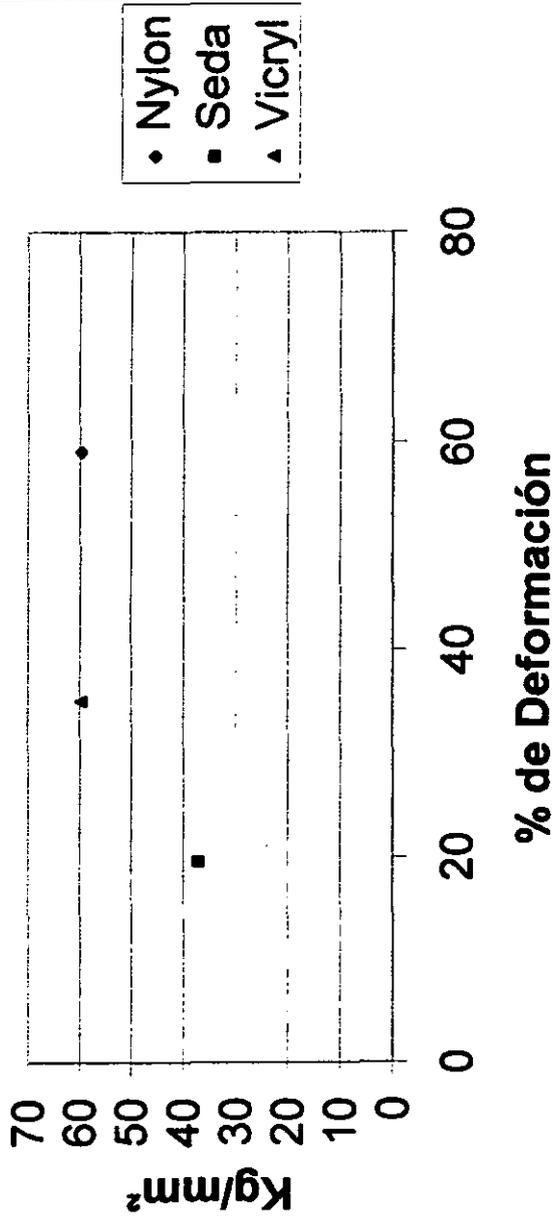




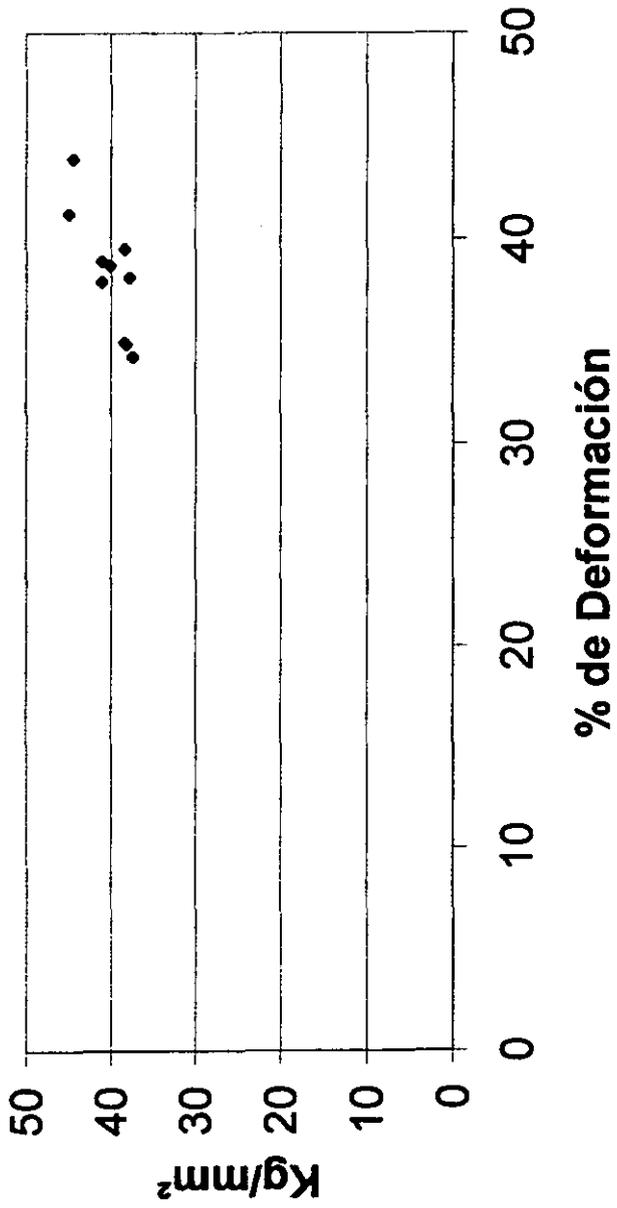
Comparación de los tres materiales sin nudo



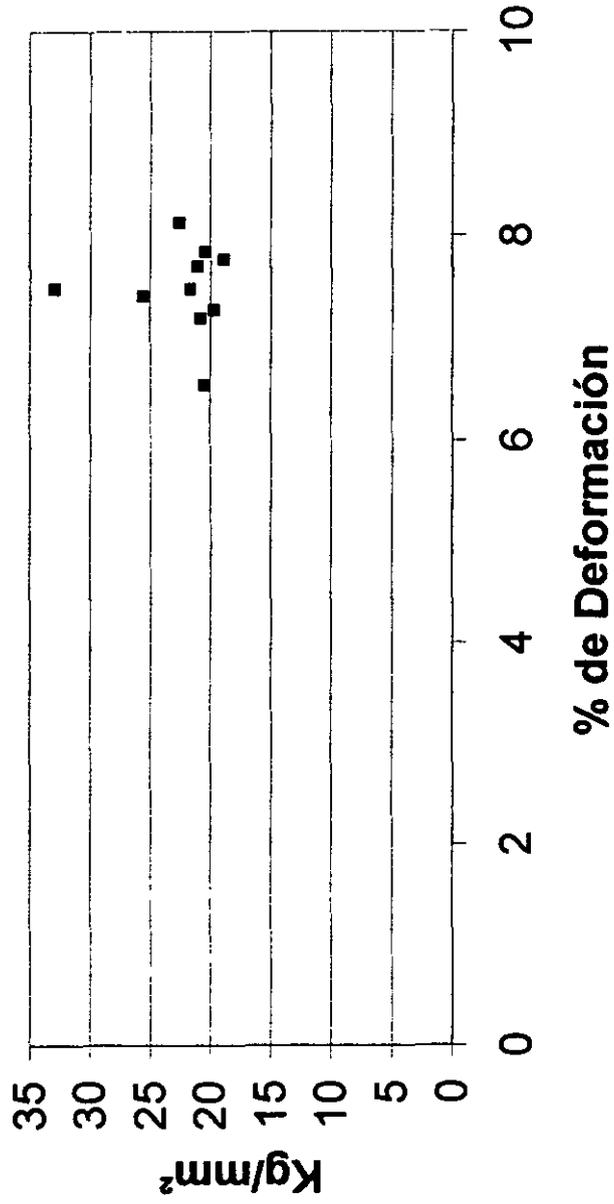
Comparativo Promedio de los tres materiales sin nudo



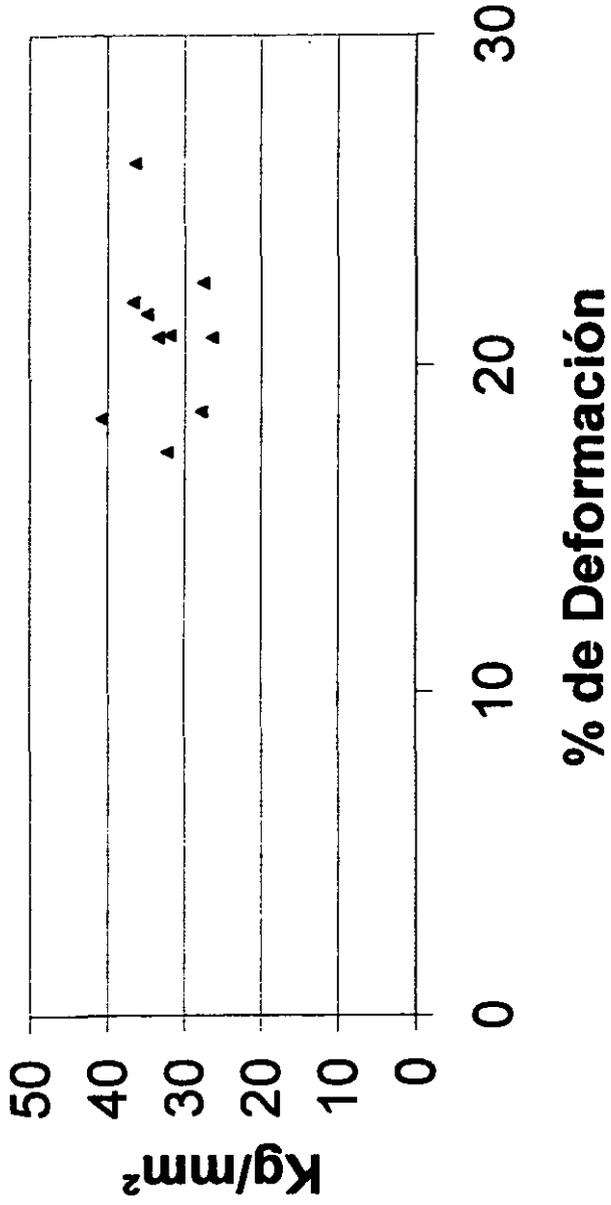
Nylon con nudo



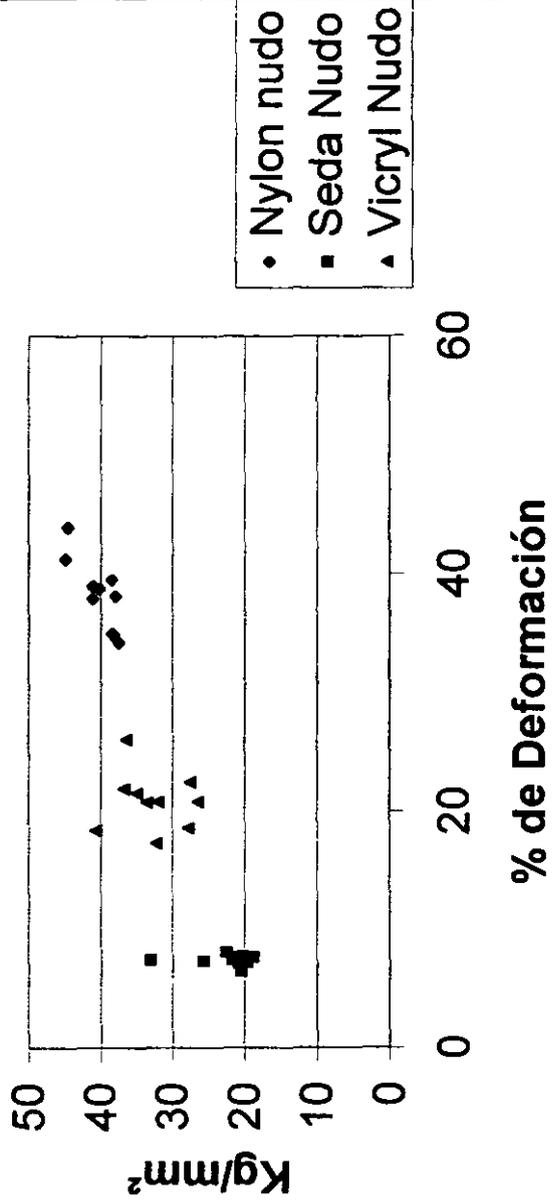
Seda con nudo



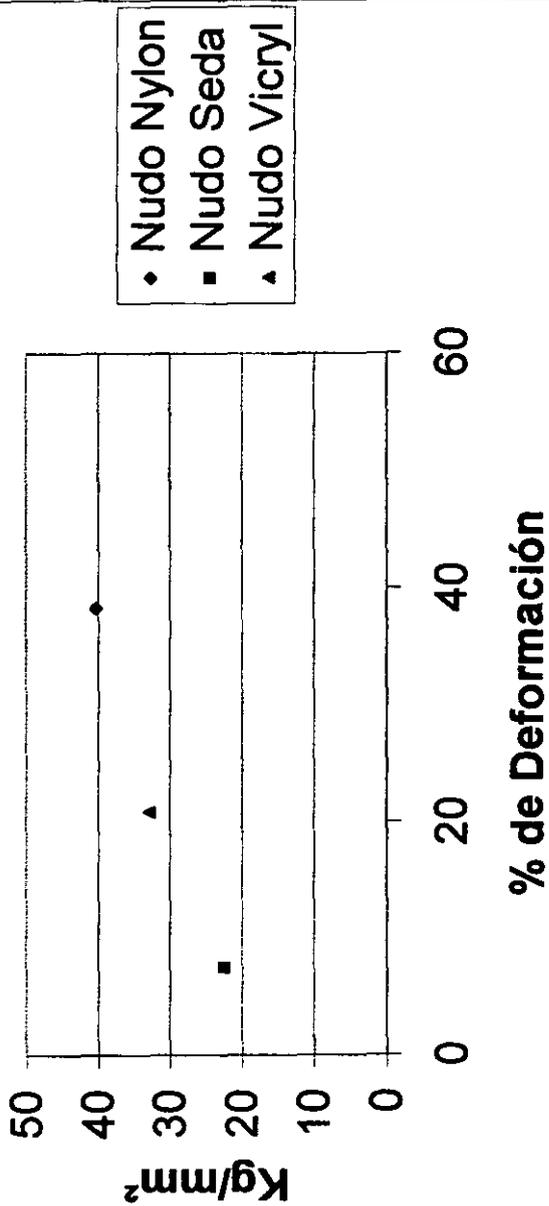
Poliglactina 910 (vicryl) con nudo



Comparación de los tres materiales anudados



Comparativo Promedio de los tres materiales anudados



DISCUSION Y COMENTARIOS

**ESTA TESIS NO DEBE
SALIR DE LA BIBLIOTECA**

Los hilos de sutura son materiales quirúrgicos indispensables para la integridad de las heridas, Metz S.A. Tiene diferentes clasificaciones según su origen (natural y sintético), su habilidad de absorción (absorbible y no absorbible) y de acuerdo a su configuración mono y multifilamentosa. (16)

Los materiales de sutura tienen un comportamiento específico cuando son sometidos a ensayos de tensión, los valores que se obtienen dependen de la configuración y la composición química del material. Los valores obtenidos en este estudio concuerdan con los valores de Herrmann Jhon, dice que las fibras naturales como la seda son los hilos de sutura más débiles al ser probados; las suturas metálicas son las más fuertes y los hilos de material sintético mono y multifilamento ocupan una posición intermedia.

En el desarrollo de este estudio, observamos que los hilos de sutura de nylon tienen una Memoria de Forma alta, como menciona Dimitriv Suerian, y por lo tanto, tiende a desatarse; mostrando una seguridad del nudo baja. También observamos que es difícil de anudar en comparación con la seda y el vicryl; como en los resultados previamente obtenidos por Buddy Ratner.

Stephen A. Metz y Dennis Dimitriv mencionan que el índice de esfuerzo mayor lo presenta el nylon monofilamento y el menor la seda negra trenzada, el vicryl trenzado ocupa una posición intermedia; en este estudio obtuvimos que el vicryl tiene un índice de esfuerzo igual al que se presenta en el nylon monofilamento. Romero T. y Herrmann Jhon coinciden en que el nylon monofilamento sin anudar tiene un índice de esfuerzo 78.6 kg/mm^2 y con un nudo de dos lazadas un índice de esfuerzo de 19.4 kg/mm^2 , para la seda negra trenzada sin anudar un índice de esfuerzo de 54.6 kg/mm^2 y con un nudo de dos lazadas un índice de esfuerzo de 5.9 kg/mm^2 . En los resultados de este estudio la seda obtuvo un índice de esfuerzo de 37.11 kg/mm^2 y un índice de esfuerzo con nudo de 22.41 kg/mm^2 , en el nylon 59.78 kg/mm^2 y un esfuerzo con nudo de 40.25 kg/mm^2 ; el índice de esfuerzo del vicryl fue de 59.79 kg/mm^2 y su índice de esfuerzo con nudo de 32.82 kg/mm^2 .

CONCLUSIONES

- El esfuerzo, es diferente para cada tipo de material de sutura, por que depende de la composición química del material del cual son fabricados.
- El hilo de sutura que presento menor índice de esfuerzo sin nudo fue la seda; el vicryl mostró un índice muy similar al del nylon monofilamento
- En las pruebas con nudo el mayor índice de esfuerzo fue para el nylon el menor índice lo obtuvo la seda y el vicryl ocupó una posición intermedia.
- El hilo de sutura que presento mayor porcentaje de deformación fue el nylon y el material de menor porcentaje fue la seda.
- El índice de esfuerzo en pruebas anudadas disminuyó aproximadamente en una tercera parte en comparación a las pruebas que se realizaron sin nudo. Para los tres materiales de sutura empleados, invariablemente la ruptura se presentó en los nudos de las muestras debido probablemente al esfuerzo de torsión al que esta sujeto el hilo en la zona del nudo.

BIBLIOGRAFIA

1. Anual Book of ASTM Standar, vol 08.01; D 638-91; (1993).
2. Askeland Roland R; La Ciencia e Ingenieria de los Materiales; Iberoamericana; México (1987); pp 97-107.
3. Atkinson J. Lucy; Técnicas de quirofano de Berry y Khon; Interamericana McGraw Hill; México (1988); pp 313-320, 329-340.
4. Caride Edgardo R, Meiss Alberto; Respuesta de la mucosa bucal de la rata ante diferentes materiales de sutura más usados en la cirugía periodontal; Rev. Asoc. Odontol. Argent. 1981 Jun: (69)4:209-212.
5. D'Allaines Claude; Historia de la Cirugía; Villasar de Mar; Barcelona (1971) 1a ed.
6. Herrmann B. Jhon; Tensile Strength an knot security of surgical suture materials; Biomaterials (1990) Vol 11(3) April:197-199.
7. Martínez Dubois Salvador; Cirugía bases del conocimiento quirúrgico; Interamericana McGraw Hill; 1a ed; México (1996); pp 61-71.
8. Metz A. Steffen, Fraunhofer Von; Stress relaxation of suture materials; Biomaterials (1990); Vol 11(3):197-199 April.
9. Metz A. Steffen, Nasser Chegini; In vivo an in vitro degradation of monofilament absorbable sutures, PDS and MAxon; Biomaterials (1990), Vol. 11(1):41-45 January.
10. Nilsson T., Mechanical properties of Prolene and Ethilon sutures after three weeks in vivo. Scand.J.Plast.Reconstr.Surg. 16, 11-15 (1982).
11. Poul F. Nora; Cirugía, Técnicas y Procedimientos; Interamericana McGraw Hill; 3ra Ed; México (1990) pp 6-13.
12. Ratner D. Buddy; Biomaterials Science; Academic Press san Diego USA (1996); pp 356-360.

13. Romero Torres Raúl; Tratado de Cirugía Vol.1; Interamericana; México (1990); pp 1-26.
14. Sabiston David; Principios de Cirugía; Nueva Editorial Interamericana; México (1990); 2a ed.; pp 117-119.
15. Speckman Borg Israel; et al; Reacción tisular a diferentes Materiales de sutura: Un estudio histológico. Rev.ADM XLI 1-1 (1984): 7-12.
16. Suerian Dimitriv; Polimeryc Biomaterials; Marcel Dekker Inc. N.Y. (1994).
17. Tera H.; Aberg C.; Tensil strengts of twelve types of knots employed in surgery using different suture materials. Acta Chir. Scand. (1976) 142:1-7.
18. Thornton Peter A.; Ciencia de materiales para ingenieria; Pretice Hall Hispanoamericana S.A; México (1987); 1a ed.
19. United States Pharmacopeia USP; XXIII; (1991); 861, 871,881:pp 1475-1476.

ANEXO

CONCEPTOS DE PROPIEDADES MECANICAS

Las **PROPIEDADES MECANICAS** de un material se pueden definir como aquellas asociadas con sus reacciones elásticas e inelásticas cuando se le aplica una fuerza. El conocimiento de estas propiedades es importante para determinar si el material cumple con las especificaciones para establecer parámetros de diseño y evaluación.

ENSAYO DE TENSION: Mide la respuesta de un material a la aplicación gradual de una fuerza uniaxial.

ESFUERZO: Carga o fuerza aplicada dividida en el área transversal original del material

ESFUERZO DE FLUENCIA: Esfuerzo aplicado a un material que provoca una deformación plástica permanente (cuando corresponde a un punto bien marcado en la gráfica se denomina punto de fluencia).

DEFORMACION: Grado en que se deforma un material por unidad de longitud en un ensayo de tensión. Desplazamiento de los átomos de sus posiciones de equilibrio.

DEFORMACION ELASTICA: Es la deformación del material que desaparece cuando se anula o retira la carga.

DEFORMACION PLASTICA: Alteración permanente de la longitud del material cuando se aplica una carga y después se retira.

LEY DE HOOKE: El LIMITE ELASTICO de un material, es el esfuerzo más alto que se le puede producir sin que experimente ninguna deformación plástica.

MODULO DE ELASTICIDAD: (Módulo de Young) es la pendiente de la curva esfuerzo deformación en la región elástica.

LABORIO LOPEZ REYNOLDO
 IEPFO. Materiales Ductiles
 Facultad de Odontología

TENSILE TEST METHOD SOLUTIONS

Test type: Tensile Instron Corporation
 Operator name: Andrés Raciol Series 31 Automated Materials Testing System 1.07
 Test Date: 27 May 1999
 Sample Identification: NY101 Sample type: ASTM
 Interface Type: Data System Adapter
 Machine Parameters of test:
 Sample Rate (c/s/sec): 10.21 Humidity (%): 50
 Crosshead Speed (mm/min): 100.000 Temperature (deg. F): 73
 Full Scale Load Range (kg): 20.0000

Dimensions:

Spec. 1 Spec. 2 Spec. 3 Spec. 4 Spec. 5 Spec. 6 Spec. 7 Spec. 8

Blaster (mm)	.27000	.26000	.27000	.26000	.25000	.26000	.26000	.27000
Spec gauge (mm)	127.00	127.00	127.00	127.00	127.00	127.00	127.00	127.00
Grip distance (mm)	130.00	130.00	130.00	130.00	130.00	130.00	130.00	130.00

Out of 10 specimens, 0 excluded.

Specimen Number	Displacement	Strain	Load	Stress	Displacement	Strain	Load	Stress	Displacement
	at Peak (mm)	at Peak (%)	at Peak (N)	at Peak (MPa)	at Break (mm)	at Break (%)	at Break (N)	at Break (MPa)	at 0.2% Yield (mm)
1	77.81	61.27	.0322	562.2	77.81	61.27	.0322	562.2	25.720
2	64.72	50.96	.0296	528.2	64.72	50.96	.0296	528.2	27.100
3	63.62	50.10	.0303	529.6	63.62	50.10	.0303	529.6	2.105
4	77.54	61.05	.0339	637.8	77.54	61.05	.0339	637.8	25.080
5	79.55	62.64	.0310	632.8	79.55	62.64	.0310	632.8	21.510
6	81.11	63.86	.0317	597.1	81.11	63.86	.0317	597.1	27.350
7	77.17	60.76	.0319	600.8	77.17	60.76	.0319	600.8	16.830
8	71.86	56.58	.0322	562.2	71.86	56.58	.0322	562.2	27.010
9	73.69	58.63	.0313	589.7	73.69	58.63	.0313	589.7	25.430
10	81.38	64.00	.0317	589.0	81.38	64.00	.0317	589.0	25.000
Mean:	76.65	58.93	.0318	585.7	76.65	58.93	.0318	585.7	22.140
Standard Deviation:	6.34	5.01	.0013	33.7	6.34	5.01	.0013	33.7	7.985
Cof of Var:	8.50	8.50	4.17	5.75	8.50	8.50	4.17	5.75	36.06

GABRIEL LOPEZ MENDOZA
 DPTO. Materiales Dentales
 Facultad de Odontología

TENSILE TEST METHOD OUTPUTS

Test type: Tensile Instron Corporation
 Operator name: Alfredo Maciel Series II Automated Materials Testing System 1.07
 Sample Identification: SEDM Sample type: AG70
 Interface type: Data Systems Adapter
 Machine Parameters of test: Test Date: 27 May 1999
 Sample Rate (pts/sec): 18.71 Humidity (%): 50
 Crosshead Speed (mm/min): 100.000 Temperature (deg. F): 73
 Full Scale Load Range (kg): 20.0000

Dimensions:

Spec. 1 Spec. 2 Spec. 3 Spec. 4 Spec. 5 Spec. 6 Spec. 7 Spec. 8

Diameter (mm) .27890 .28000 .28000 .27900 .27800 .27800 .28000 .28000
 Spec gauge len (mm) 127.00 127.00 127.00 127.00 127.00 127.00 127.00 127.00
 Grip distance (mm) 138.00 138.00 138.00 138.00 138.00 138.00 138.00 138.00

Out of 11 specimens, 0 excluded.

Specimen Number	Displacement	% Strain	Load	Stress	Displacement	% Strain	Load	Stress	Displacement
	at Peak (mm)	at Peak (%)	at Peak (N)	at Peak (MPa)	at Break (mm)	at Break (%)	at Break (N)	at Break (MPa)	at 0.2% Yield (mm)
1	25.54	20.11	.0212	349.9	26.00	20.47	.0212	349.9	.3693
2	23.16	18.24	.0213	400.7	23.16	18.24	.0213	400.7	4.9770
3	25.63	20.18	.0215	404.4	25.63	20.18	.0215	404.4	3.5700
4	24.17	19.03	.0219	344.4	24.31	19.33	.0209	364.7	4.6494
5	26.90	19.61	.0204	356.1	26.09	20.34	.0202	372.7	3.5940
6	26.18	20.62	.0204	356.1	27.37	21.55	.0204	356.1	2.0140
7	23.54	20.21	.0211	397.0	25.51	20.11	.0211	397.0	3.3990
8	24.35	19.17	.0206	329.6	24.72	19.46	.0203	329.6	5.0350
9	24.35	19.17	.0205	332.7	24.35	19.17	.0205	332.7	4.8520
10	22.32	17.75	.0206	311.7	22.32	17.75	.0206	311.7	5.1240
11	23.16	18.24	.0200	339.1	23.62	18.66	.0200	337.5	4.7000
Mean:	24.50	19.29	.0200	346.4	24.89	19.60	.0200	359.7	
Standard Deviation:	1.19	.94	.0004	31.0	1.43	1.12	.0004	31.1	
Coeff of Var:	4.83	4.85	1.94	8.60	5.73	5.73	2.06	8.66	37.20

CARING LOFT BERNHARTZ
 PETRO, Materiales Dentales
 Facultad de Odontología

TENSILE TEST METHOD SUMMARY

Test Type: Tensile Instron Corporation
 Series 11 Automated Materials Testing System 1.07
 Operator name: Alfredo Haezel Test Date: 25 May 1995
 Sample Identification: P12311 Sample Type: ASTM
 Interface Type: Data Systems Adapter
 Machine Parameters of Test:
 Sample Rate (pts/sec): 18.21 Humidity (%): 50
 Crosshead Speed (mm/min): 100.000 Temperature (deg. F):
 Full Scale Load Range (kg): 10.0000

Dimensions:

	Spec. 1	Spec. 2	Spec. 3	Spec. 4	Spec. 5	Spec. 6	Spec. 7	Spec. 8
Diameter (mm)	.12000	.12000	.11000	.28000	.25000	.30000	.29000	.30000
Spec gauge len (mm)	127.00	127.00	127.00	127.00	127.00	127.00	127.00	127.00
Grip distance (mm)	130.00	130.00	130.00	130.00	130.00	130.00	130.00	130.00

Out of 14 specimens, 0 excluded

Specimen Number	Displacement	1 Strain	Load	Stress	Displacement	1 Strain	Load	Stress	Displacement at 0.2%
	at Peak (mm)	at Peak (%)	at Peak (N)	at Peak (MPa)	at Break (mm)	at Break (%)	at Break (N)	at Break (MPa)	
1	46.32	36.47	.0432	537.4	46.32	36.47	.0432	537.4	29.050
2	44.34	34.89	.0421	523.3	44.34	34.89	.0421	523.3	2.014
3	43.30	34.09	.0437	579.8	43.30	34.09	.0437	579.8	2.209
4	39.64	31.21	.0402	457.2	39.64	31.21	.0402	457.2	3.753
5	41.45	32.80	.0410	620.8	41.45	32.80	.0410	620.8	3.294
6	42.02	33.09	.0417	589.9	42.02	33.09	.0417	589.9	21.450
7	49.23	38.78	.0420	636.3	49.23	38.78	.0420	636.5	18.310
8	49.59	35.99	.0393	562.7	49.59	35.99	.0396	560.7	5.491
9	45.68	35.97	.0410	621.6	45.68	35.97	.0410	621.6	4.394
10	45.41	35.75	.0409	620.1	45.41	35.75	.0409	620.1	4.577
11	47.11	35.16	.0409	542.7	47.11	35.16	.0409	542.7	23.164
12	41.10	32.36	.0386	546.1	41.10	32.36	.0386	546.1	1.099
13	43.37	34.31	.0430	608.7	43.37	34.31	.0430	608.7	4.028
14	43.67	34.38	.0424	527.8	43.67	34.38	.0424	527.0	4.766
Mean:	43.83	34.51	.0415	585.6	43.86	34.54	.0415	583.4	9.442
Standard Deviation:	2.54	1.97	.0014	43.8	2.53	1.99	.0014	43.9	8.117
Coef of Var:	5.79	5.70	3.40	7.31	5.76	5.76	3.44	7.51	86.52

CARINA LOPEZ MORGADO
 IEPYU. Materiales Esenciales
 Facultad de Odontología

TENSILE TEST METHOD SUMMARY

Test type: Tensile

Instron Corporation

Operator name: Alfredo Paez

Series II Automated Materials Testing System 1.07

Test Date: 29 May 1999

Sample Identification: WILCROSS

Sample Type: NSB

Interface Type: Data Systems Adapter

Machine Parameters of Tests:

Sample Rate (pts/sec): 18.21

Humidity (%): 50

Crosshead Speed (in/min): 100.000

Temperature (deg. F): 73

Full Scale Load Range (lbf): 20.0000

Dimensions:

1 Spec. 2 Spec. 3 Spec. 4 Spec. 5 Spec. 6 Spec. 7 Spec. 8

Parameter	1	2	3	4	5	6	7	8
Diameter (mm)	.2600	.2700	.2500	.2600	.2600	.2600	.2600	.2600
Spec gauge len (mm)	127.00	127.00	127.00	127.00	127.00	127.00	127.00	127.00
Grip distance (mm)	130.00	130.00	130.00	130.00	130.00	130.00	130.00	130.00

Out of 16 specimens, 3 excluded.

Specimen Number	Elongation		Load		Stress		Elongation		Stress		Displacement Yield (mm)
	at Peak (%)	at Yield (%)	at Peak (lbf)	at Yield (lbf)	at Peak (MPa)	at Yield (MPa)	at Peak (%)	at Yield (%)	at Peak (MPa)	at Yield (MPa)	
1	66.31	34.89	.0199	375.4	44.31	34.89	.0199	375.6		.6429	
2	53.75	43.90	.0200	437.1	53.75	43.90	.0250	437.1		1.2020	
3	50.17	39.50	.0183	376.4	50.17	39.50	.0183	376.4		1.3560	
4	49.43	38.92	.0214	403.2	49.43	38.92	.0214	403.2		1.0070	
5	52.34	41.23	.0234	440.0	52.34	41.23	.0234	440.0		.9134	
6	48.15	37.91	.0214	403.2	48.15	37.91	.0214	403.2		1.0990	
7	48.43	38.13	.0197	371.9	48.43	38.13	.0197	371.9		1.0210	
8	49.14	38.71	.0209	391.0	49.14	38.71	.0209	394.0		.9154	
9	45.46	34.24	.0195	368.2	45.46	34.24	.0195	368.2		1.0480	
10	44.40	34.95	.0200	377.4	44.40	34.95	.0200	377.4		2.2090	
Mean:	60.54	38.24	.0210	394.7	48.36	38.24	.0210	394.7		1.4320	
Standard Deviations	3.82	3.01	.0019	26.3	3.82	3.01	.0019	26.3		.7255	
Coef of Var:	7.86	7.86	9.29	6.66	7.86	7.86	9.29	6.66		50.70	

CARINA LOPEZ MORALES?
 DEPTO. Materiales Plásticas
 Facultad de Odontología

TENSILE TEST METHOD SUMMARY

Test type: Tensile

Instron Corporation
 Series 11 Automated Materials Testing System ;.07
 Test Date: 28 May 1979

Operator name: Alfredo Maciel

Sample Identification: SEMANUCO
 Interface Type: Data Systems Adapter

Sample Type: ASTM

Machine Parameters of Test:

Sample Rate (pts/sec): 10.21
 Crosshead Speed (cm/min): 100.000
 Full Scale Load Ramp (kg): 20.0000

Humidity (%): 50
 Temperature (deg. F): 73

Dimensions:

	Spec. 1	Spec. 2	Spec. 3	Spec. 4	Spec. 5	Spec. 6	Spec. 7	Spec. 8
Diameter (in)	.27000	.25000	.27000	.26000	.27000	.27000	.27000	.27000
Spec Gauge Len (in)	127.00	127.00	127.00	127.00	127.00	127.00	127.00	127.00
Grip distance (in)	130.00	130.00	130.00	130.00	130.00	130.00	130.00	130.00

Out of 12 specimens, 1 excluded.

Specimen Number	Displacement	% Strain	Load	Stress	Displacement	% Strain	Load	Stress	Displacement	
	at Peak (in)	at Peak (%)	at Peak (lbf)	at Peak (MPa)	at Break (in)	at Break (%)	at Break (lbf)	at Break (MPa)	at 0.2% Yield (in)	
1	9.9200	7.4960	.0127	221.91	20.340	8.163	.0125	210.5	1.0190	
2	9.4290	7.4240	.0123	250.90	9.129	7.424	.0123	250.9	6.4900	
3	9.4290	7.4240	.0118	266.40	9.795	7.713	.0113	190.0	.2746	
4	9.3200	7.4960	.0119	193.70	9.320	7.496	.0119	193.7	.3662	
5	9.3200	7.4960	.0122	213.40	9.320	7.496	.0122	213.4	.4630	
6	9.8170	7.7030	.0122	185.05	9.087	7.703	.0122	185.0	1.0950	
7	8.7890	6.9200	.0117	204.90	9.154	7.200	.0107	226.1	3.7170	
8	7.3230	5.7660	.0115	221.30	8.330	6.359	.0101	173.9	2.4350	
9	Excluded	.0913	.0721	.0010	15.00	8.422	6.631	.0120	195.3	-----
10	9.7040	7.4410	.0123	230.65	9.970	7.857	.0121	195.9	-----	
11	10.1600	8.0010	.0118	174.60	10.160	8.001	.0115	174.6	1.0190	
12	9.2440	7.2000	.0119	210.30	9.244	7.200	.0119	200.5	-----	
Mean:	9.3270	7.3390	.0120	205.50	9.329	7.362	.0117	200.1	-----	
Standard Deviation:	.7400	.5090	.0004	19.91	.557	.439	.0009	22.1	-----	
Cof of Var:	0.02	0.03	3.44	9.69	5.02	5.02	6.40	11.34	-----	

CAROLINA LOPEZ HERBANGUI
 IEPFR. Materiales DeMales
 Facultad de Ingenieria

TENSILE TEST METHOD SUMMARY

Test type: tensile
 Operator name: Alfredo Naciel

Instron Corporation
 Series II Automated Materials Testing System 1.67
 Test Date: 20 Mar 1997

Sample Identification: VPEXRUW
 Interface Type: Mita Systems Adapter

Sample Type: ASTM

Machine Parameters of test:

Sample Rate (pts/sec): 10.21
 Crosshead Speed (mm/min): 150.000
 Full Scale Load Range (kg): 20.0000

Humidity (%): 50
 Temperature (Deg. F): 73

Dimensions:

Spec. 1 Spec. 2 Spec. 3 Spec. 4 Spec. 5 Spec. 6 Spec. 7 Spec. 8

Dimension	Spec. 1	Spec. 2	Spec. 3	Spec. 4	Spec. 5	Spec. 6	Spec. 7	Spec. 8
Diameter (mm)	.28500	.29000	.28600	.28000	.28000	.30000	.30000	.29000
Spec gauge len (mm)	127.00	127.00	127.00	127.00	127.00	127.00	127.00	127.00
Grip distance (mm)	130.00	130.00	130.00	130.00	130.00	130.00	130.00	130.00

Out of 12 specimens, 0 excluded.

Specimen Number	Displacement		Load		Stress		Displacement		Load		Stress		Displacement at 0.2%
	Peak (mm)	%	Peak (N)	at	Peak (MPa)	Break (mm)	Break (%)	Break (N)	at	Break (MPa)	Break (N)	at	
1	23.07	18.16	.0180		292.0	25.62	19.60	.0160	273.7		273.7	21.91	3.401
2	27.37	21.55	.0226		342.9	27.37	21.55	.0226	342.9		342.9	21.55	3.128
3	21.97	17.30	.0195		316.0	21.97	17.30	.0195	316.0		316.0	17.30	3.370
4	22.70	17.80	.0196		399.4	23.24	18.30	.0192	391.4		391.4	18.30	3.635
5	26.09	20.54	.0202		328.9	26.44	20.83	.0200	324.8		324.8	20.83	2.746
6	20.56	22.49	.0191		270.4	20.56	22.49	.0191	270.4		270.4	22.49	2.100
7	32.60	25.73	.0180		795.1	33.34	26.09	.0172	244.0		244.0	26.09	2.563
8	27.03	21.91	.0202		305.7	27.03	21.91	.0202	305.7		305.7	21.91	2.563
9	26.55	20.90	.0204		336.1	26.55	20.90	.0204	336.1		336.1	20.90	3.370
10	26.46	20.85	.0206		359.6	26.46	20.83	.0206	359.6		359.6	20.83	2.472
11	23.09	18.01	.0193		314.3	24.44	19.25	.0188	204.0		204.0	19.25	1.831
12	21.60	17.04	.0183		290.6	22.25	17.44	.0182	232.2		232.2	17.44	1.007
Mean:	25.73	20.26	.0197		316.6	25.99	20.47	.0196	312.3		312.3	20.47	3.166
Standard Deviation:	3.24	2.55	.0015		43.0	3.16	2.49	.0016	45.3		45.3	2.49	1.402
Cof of Var:	12.60	12.60	6.61		13.62	12.15	12.15	8.50	14.50		14.50	12.15	0.427