

UNIVERSIDAD NACIONAL AUTÓNOMA
DE MÉXICO.

FACULTAD DE MEDICINA.
SECRETARIA DE SALUD.
INSTITUTO NACIONAL DE REHABILITACIÓN.

ESPECIALIDAD EN:
ORTOPEDIA.

**Resistencia de abrasión de cinco tipos de suturas
trenzadas no-absorbibles bajo condiciones mecánicas
controladas.**

T E S I S.

PARA OBTENER EL GRADO DE MÉDICO ESPECIALISTA EN
ORTOPEDIA.

P R E S E N T A:

Rodrigo Burgos Paz.

Profesor titular: Dr. José Manuel Aguilera Zepeda.

Asesor: Dr. Arturo Almazán Díaz.

México, D.F. a 1 de Junio del 2008



Universidad Nacional
Autónoma de México



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.

DRA. MATILDE L. ENRIQUEZ SANDOVAL
DIRECTORA DE ENSEÑANZA

DRA. XOCHIQUETZAL HERNÁNDEZ LÓPEZ.
SUBDIRECTORA DE ENSEÑANZA MÉDICA
Y EDUCACIÓN CONTINUA

DR. LUIS GÓMEZ VELÁZQUEZ.
JEFE DE LA DIVISIÓN DE ENSEÑANZA MÉDICA

DR. JOSE MANUEL AGUILERA ZEPEDA.
PROFESOR TITULAR.

DR. ARTURO ALMAZÁN DÍAZ.
ASESOR CLÍNICO.

DR. SAÚL RENÁN LEÓN HERNÁNDEZ.
ASESOR METODOLÓGICO.

AGRADECIMIENTOS.

A mis padres Enrique y Maria del Rosario por su ayuda y haberme mostrado el camino para cumplir mis metas; por enseñarme y forjarme como persona; por darme la fuerza para sobrelivir ante las vicisitudes de la vida y luchar por lo que quiero, pero sobre todo por su apoyo incondicional en todo momento como lo que son, mis padres pero también mis amigos.

A mi hermano Enrique y mi cuñada Sofía; por sus consejos y apoyo incondicional en todo momento. Gracias por estar ahí conmigo cuando más lo he necesitado.

A Xitlali; por aparecer en mi vida en el momento justo y ser mi compañera en este viaje tan largo que se llama vida; vamos a lograr nuestras metas juntos mi amor.

A mis amigos; Jerónimo, Javier, Araceli, Teresa, Verónica, Enrique, Baldomero, Gerardo, Aarón, Karina, Jesús, Fernando, David, Xitlali, Armando, Giovanni, Alberto, Luis Manuel, Jorge, Mishelle, Alma, Mario por su ayuda, corregirme en mis equivocaciones y apoyarme en mis logros.

Al Dr. Arturo Almazán por sus enseñanzas y confianza para la realización de esta tesis.

A mis maestros; por su paciencia para enseñarme a ser cada día mejor Médico, mejor Ortopedista y compartir sus conocimientos y experiencia conmigo.

Pero sobre todo gracias a Dios por ponerme en el camino de la Medicina y en especial de la Ortopedia que tantas satisfacciones me han dado en el paso de mi vida.

Gracias a todos de todo corazón.

.....Los médicos no somos dioses, sólo somos herramientas de Dios.

.....Mi vida deja de tener sentido cuando dejo de creer en ella.



INDICE

	<i>PAGINA.</i>
1. INTRODUCCIÓN	1 - 4
2. OBJETIVO	5
3. HIPÓTESIS	5
4. MATERIAL	5
5. MÉTODO	
a) Antes de la Prueba	6
b) Suturas y tipo de ancla	7 - 8
c) Aparato de prueba de abrasión y condiciones de prueba	9 - 12
6. GRAFICA DE RESULTADOS.	
a) FiberWire húmedo control	13
b) FiberWire húmedo 0°	14
c) FiberWire húmedo 45°	15
d) FiberWire húmedo 45°/90°	16
e) Orthocord húmedo control	17
f) Orthocord húmedo 0°	18
g) Orthocord húmedo 45°	19
h) Orthocord húmedo 45°/90°	20

	PAGINA.
i) Hi-Fi húmedo control	21
j) Hi-Fi húmedo 0°	22
k) Hi-Fi húmedo 45°	23
l) Hi-Fi húmedo 45°/90°	24
m) MaxBride húmedo control	25
n) MaxBride húmedo 0°	26
ñ) MaxBride húmedo 45°	27
o) MaxBride húmedo 45/90°	28
7. TABLAS DE RESULTADOS	29 - 30
8. RESULTADOS.	
a) Análisis descriptivo	31 - 37
9. DISCUSIÓN	38 - 41
10. CONCLUSIONES	42
11. REFERENCIAS	43 - 44

Resistencia de abrasión de cinco tipos de suturas trenzadas no-absorbibles bajo condiciones mecánicas controladas.

INTRODUCCIÓN.

El propósito del estudio es la comparación *in vitro* de la resistencia de 5 diferentes tipo de suturas trenzadas en una situación quirúrgica simulada.

Las anclas han encontrado un aumento en la aceptación para una gran variedad de usos [1].

Con el paso del tiempo han tenido una variedad de aplicaciones dentro de las cuales se encuentra la reinserción y fijación de tendones o ligamentos al hueso en la mano, el codo, la rodilla y el pie [1,2].

Dentro de la cirugía artroscópica con las anclas se ha encontrado un invaluable uso debido a que actualmente son usadas para reinsertar tejidos blandos a hueso, además el desarrollo de las anclas ha facilitado las técnicas artroscópicas [1,3].

En los últimos años también se ha incrementado el uso de anclas en las cirugías artroscópicas de hombro, donde su uso ha mejorado y simplificado las reparaciones de tejidos blandos a hueso; como en lesiones de manguito rotador, reparaciones capsulares y de labrum glenoideo [3].

Dentro de la reinserción de los tejidos blandos y con las técnicas artroscópicas para introducir y atar el nudo dentro de la articulación, es necesario deslizar la sutura, produciéndose fricción y consecuentemente abrasión contra el ojal del ancla. (*Figura 1*) [3].

El perfil bajo de las anclas, el diseño de las anclas y de las suturas además de la mejora en la instrumentación para la colocación de las anclas, hacen mas atractivo y con mayor facilidad la reinsersión de tejidos blandos a hueso en procedimientos artroscópicos.

Actualmente los cirujanos se han confrontado a diferentes variedades de anclas incluyendo tamaño (menor o mayor diámetro), diseño, composición (incluyendo bioabsorbilidad), método de inserción, y radiopacidad [1,3].

Las anclas en la actualidad se utilizan para estabilización de hombro, reparación del manguito rotador y para el tratamiento de reparación de otros tendones a hueso [4].

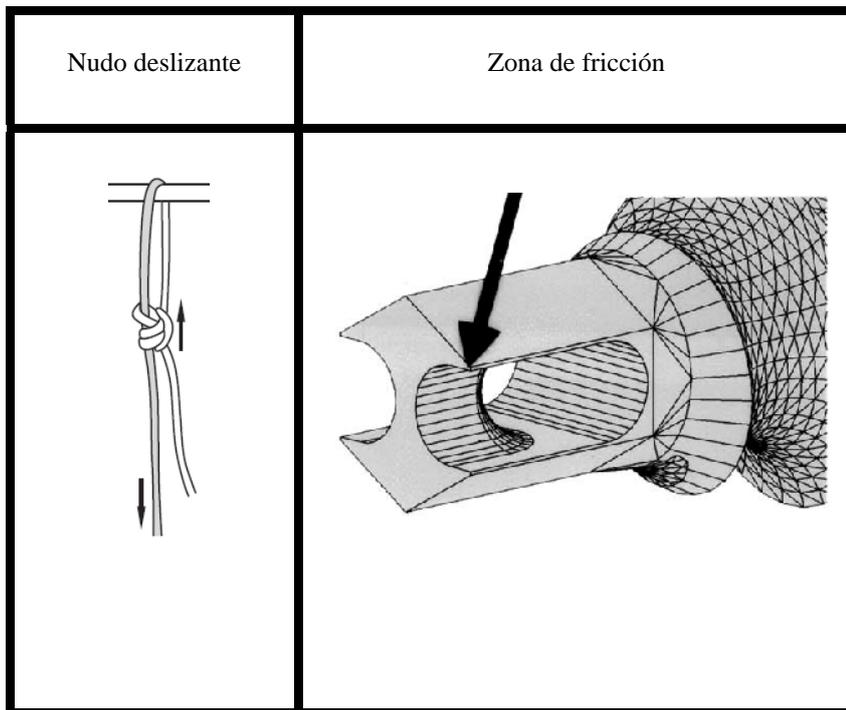


Figura 1.

La abrasión de la sutura durante el procedimiento cíclico a través del ojal del ancla en el transoperatorio al momento de la realización de los nudos puede ser una causa importante del debilitamiento y la ruptura de la sutura.

Esta situación puede empeorar si además de la fricción se añade la forma angular de la sutura respecto al eje del ancla así como la orientación rotatoria del ojal del ancla al plano de la sutura [3].

Lo anterior implica que hay detalles técnicos que si no son cuidados pueden comprometer el resultado clínico del procedimiento por la falla de la sutura.

Las principales complicaciones del uso de las anclas se dividen en [1,3,5]:

- 1) *Falla de la unión ancla-sutura.*
- 2) *Falla en la sutura.*
- 3) *Falla en el tejido blando o en hueso.*

Las faltas de la fijación también se han documentado y fueron atribuidas a la retirada del ancla del hueso, la ruptura del material de la sutura, o de la fuerza con la que se tracciona la sutura contra el ancla al momento de la reparación de los tejidos blandos [3,6].

Si la falla ocurre durante el procedimiento quirúrgico se puede corregir, sin embargo si pasa durante el periodo del postoperatorio el buen resultado clínico se puede perder [6].

La falla de las suturas se ha reportado primariamente por la falla del ancla de la sutura en diversos estudios clínicos y biomecánicos [3,6,7]. Si se examinan estos estudios, la falla se puede atribuir a la abrasión de la sutura a través del ojal del ancla, especialmente si esta es metálica.

Meyer demostró que el ojal del ancla juega un papel muy importante en la abrasión de la sutura, [5] pero también el ángulo en el cual la sutura corre a través del ojal es crítico. Si la sutura no se encuentra en el mismo plano que el ojal, la fricción subsecuente de la sutura a través del ojal del ancla puede ser suficiente para la disminución de la fuerza de la sutura e incluso romperse. [3,6,8]

Debido a la disminución y detrimento por la abrasión y falla de las suturas, la industria ha desarrollado suturas no-absorbibles trenzadas y reforzadas con suturas que contengan polietileno de ultra alto peso molecular (UHMWPE), las cuales proveen una mejoría en condiciones *in vitro* [6,8,9,10], por ejemplo, se reporta que la sutura FiberWire #2 tiene una mayor resistencia a la abrasión que el Ethibond del mismo calibre [6].

La mayor parte de las compañías dedicadas a la cirugía artroscópica tienen hoy en día sus propias suturas reforzadas trenzadas no-absorbibles.

Una gran parte de los estudios en relación a la abrasión de la sutura miden el número (diámetro) de la sutura, número de ciclos a la falla y el modo de fallo [3, 6, 11] y muchos de los resultados mas importantes han emergido de estos estudios.

También se sabe la fuerza a la que fallan los diferentes materiales, la importancia del diseño del ojal de las anclas; así como la estrecha relación que existe entre la abrasión de la sutura y el ángulo de tracción, sin embargo, estos reportes no dan información acerca de los efectos de la abrasión de las suturas en condiciones quirúrgicas reales en donde la sutura es ciclada a través del ojal del ancla al momento de pasar la sutura a través del tejido blando y la realización del nudo.

En el presente estudio se recreo en un ambiente similar al real en cirugía artroscópica, es decir, en ambiente húmedo y a temperatura ambiente, con diferentes suturas así como diferentes ángulos de inserción, con fuerza controlada y solo 4 ciclos de deslizamiento de la sutura a través del ojal del ancla durante la realización del nudo artroscópico.

Se uso un ancla metálica y un instrumento de abrasión estándar en este estudio.

El propósito primario de este estudio es comparar *in vitro* la resistencia a la abrasión de cinco diferentes tipos de suturas, en un ambiente húmedo bajo las condiciones antes mencionadas.

El propósito secundario es demostrar que la abrasión es un efecto negativo en la resistencia de la sutura, incluso en suturas reforzadas que contenga sutura de ultra alto peso molecular (UHMWPE).

OBJETIVO:

Estudiar el efecto de la abrasión sobre la fuerza tensil de 5 diferentes tipos de suturas trenzadas no absorbibles bajo condiciones reales y similares a las encontradas clínicamente.

HIPÓTESIS:

La abrasión de la sutura disminuirá la fuerza tensil de éstas, inclusive en las reforzadas, pero éstas la tolerarán mejor que las suturas tradicionales, es decir, las suturas de ultra alto peso molecular (UHMWPE) son significativamente mas resistentes que el Ethibond.

MATERIAL Y MÉTODOS.

MATERIAL:

- 10 suturas de cada tipo de sutura a estudiar (Ethibond, FiberWire, OrthoCord, Hi-Fi, MaxBride).
- Ancla de sutura metálica FasTak de 2.4mm
- Soporte de ancla de espuma de poliuretano con angulación a 0°
- Soporte de ancla de aluminio con angulación 45° y 45°/90°.
- Solución Salina.
- Máquina simuladora de abrasión con contenedor de soporte y solución salina y contador de ciclos.
- Sistema evaluador de resistencia de suturas Instron.

METODO:

ANTES DE LA PRUEBA:

Estandarizamos el número de ciclos en las cuales la sutura pasa a través del ojal del ancla durante el momento de deslizar y atar el nudo con técnica artroscópica.

Se determinó la fuerza aplicada a la sutura mientras se realiza y desliza artroscópicamente el nudo, posteriormente se ató a un tensiómetro (Kart Storz. Tuttlingen, Alemania) que se usa durante la reconstrucción de ligamento cruzado anterior en uno de los cabos de la sutura y durante 30 artroscopias para reparación de lesiones de Bankart y reparaciones de manguito rotador.

Se observó que la fuerza que se aplica a la sutura durante estos procedimientos iba entre 20-40N.

De igual forma se observó que usualmente se realizan 4 deslizamientos de la sutura a través del ojal del ancla; de los cuales son: 2 deslizamientos a través del ojal para corroborar que la sutura se desliza a través del ojal del ancla, 1 deslizamiento de la sutura para obtener un cabo de la sutura mas corto antes del nudo y 1 deslizamiento para bajar el nudo artroscópico a la articulación.

Para definir las condiciones mecánicas controladas se determinó que cada una de las suturas se ciclara 4 veces con una fuerza aplicada de 20N y deslizarla a través del ojal del ancla la cual se encontraba inmersa en solución salina a temperatura ambiente.

SUTURAS Y TIPO DE ANCLA.

Diez muestras de suturas mojadas; de cinco diversos tipos de suturas trenzadas no absorbibles fueron estudiadas; cicladas cuatro veces con una fuerza de 20N a través del ojal del ancla.

- **Ethibond #2** (Ethicon, Somerville, NJ) sutura control.
- **FiberWire #2** es una sutura la cual esta compuesta de dos capas, la central por una cadena de polietileno y la periférica por poliéster tejido, ambas no absorbibles (Arthrex, Naples FL). Se le reporta una resistencia máxima de 27.65 Kg.
- **Hi-Fi #2** (antes Herculina) es un polietileno de alto peso molecular, trenzado, no absorbible. (ConMed-Linvatec, Largo, FL).
- **Orthocord #2** es una sutura (DePuy Mitek J&J, Norwood, MA) de ultra alto peso molecular de polietileno, con un componente de PDS con la que da un mayor soporte, así como la reducción del tamaño de los nudos.
- **MaxBride #2** es una sutura (Arthrotek, Warsaw, IN, Biomet-company) de ultra alto peso molecular tejida con fibra Dyneema Purity 100% de polietileno. Se reporta una resistencia máxima de 69.18 lbs.

Cincuenta diferentes suturas se estudiaron en este estudio.

Se estudiaron 3 diferentes angulaciones de las suturas respecto al ojal del ancla (0° , 45° y $45^\circ/90^\circ$), de las cuales se dividieron en 0° y 45° en el mismo plano al ojal del ancla y 45° y 90° perpendicular al ojal del plano ($45^\circ/90^\circ$).

Se utilizó una ancla Fastak 2.4mm (Arthrex, Naples, FL), la cual se escogió debido a que cuenta con un diámetro del ojal de ancla estrecho lo cual asegura la fricción de la sutura a través del ancla.

Solo la sutura FiberWire es la que se comercializa con el ancla Fastak de 2.4 mm, sin embargo el resto de las suturas se colocó en esta ancla para estandarizar la abrasión de la sutura sobre el ojal del ancla.

Para la colocación y fijación del ancla no se utilizaron modelos de hueso humano o de animal. Se colocó de acuerdo a las especificaciones del fabricante en un bloque de espuma de poliuretano (20 lb/ft³) con densidad de 0.64 g/mL para las angulaciones del ancla a 0 grados, además se colocó según especificaciones del fabricante en un bloque de aluminio con una densidad de 20 lb/ft³ con fijación lateral con un tornillo para prevenir la falla del ancla para las pruebas con angulación a 45° y 45°/90°.

El uso de diferentes bloques de fijación del ancla para diferentes angulaciones no influenciaron en la abrasión de las suturas a través del ojal del ancla.

Se estudiaron 10 ejemplares de cada tipo de sutura las cuales se sumergieron en solución salina a temperatura ambiente por 1 minuto y posteriormente se probaron para corroborar la fuerza tensil en un sistema de prueba de material Instron (modelo 5544, Instron, Canton, MA).

Todas las suturas se estudiaron y compararon entre si, obtenidas de sus empaques originales para evitar modificaciones en la estructura de las mismas.

Se utilizaron cinco tipos de suturas antes mencionadas, Ethibond #2, Fiberwire #2, Orthocord #2, Hi-Fi #2, y Max Bride #2, así como una maquina simuladora de abrasión y un sistema evaluador de material Instron.

APARATO DE PRUEBA DE ABRASIÓN Y CONDICIONES DE PRUEBA.

El aparato de prueba de abrasión se reportó previamente sin que sufriera ninguna modificación en este estudio.

El movimiento lineal para la abrasión de la sutura a través del ojal del ancla se realizó con una fuerza controlada de 20N con la misma velocidad (velocidad constante de 84 RPM a un rango de 12.5 m/min).

El estudio se enfocó en 3 variables:

- *Tipo de sutura.*
- *Ángulo de tracción de la sutura.*
- *Ángulo de rotación del ancla.*

El ángulo de tracción de las suturas se definió respecto al eje central del ancla.

El ángulo de rotación del ancla se definió entre el plano que se forma entre los 2 extremos de la sutura y el plano formado por el ojal del ancla o canal de sutura.

Las suturas se cortaron a 30 cm de longitud y se marcaron a los 15 cm. centrales los cuales fueron el objeto del estudio.

Uno de los extremos de la sutura a analizar se sujeta al final del brazo giratorio y se pasa a través de las guías para posteriormente pasar a través del ojo del ancla FasTak con una guía de sutura y finalmente pasar por las guías finales y ser sujetado el otro extremo a una pesa de 20 N para ser evaluadas. (Figura 2).

Cada sutura se introdujo dentro del ojo del ancla dejando la marca a los 15 cm en el centro del ojo del ancla y se le aplicó un movimiento lineal de balanceo a una tensión de 20N durante cuatro ciclos, los cuales se contabilizaron en el contador de ciclos.

Como ya se menciona se eligieron 20N ya que es la fuerza aproximada que se aplica durante la práctica clínica al deslizar un nudo dentro de la articulación; y se friccionaron durante cuatro ciclos que son los que normalmente se realizan durante el anudado de la sutura en medio húmedo.

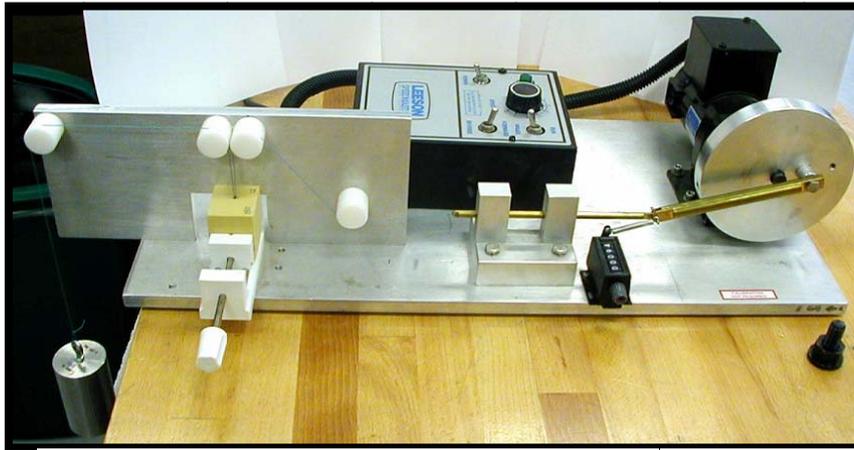


Figura 2: Máquina de prueba para la abrasión de suturas.

A 10 ejemplares de cada sutura a estudiar se les realizó la prueba y se separaron en 3 diferentes grupos:

- *0° de ángulo de tracción / 0° de ángulo de rotación del ancla en el mismo plano.*
- *45° de ángulo de tracción / 0° de ángulo de rotación del ancla en el mismo plano*
- *45° de ángulo de tracción / 90° de ángulo de rotación del ancla en el mismo plano.*

El ángulo de la tracción fue a 0° y 45° con el ojal del ancla en el mismo plano y con el ojal del ancla a distinto plano a 45° (Figura 3).

Las pruebas se realizaron en húmedo con solución salina (simulando las condiciones reales) y en las cinco distintas suturas a estudiar.

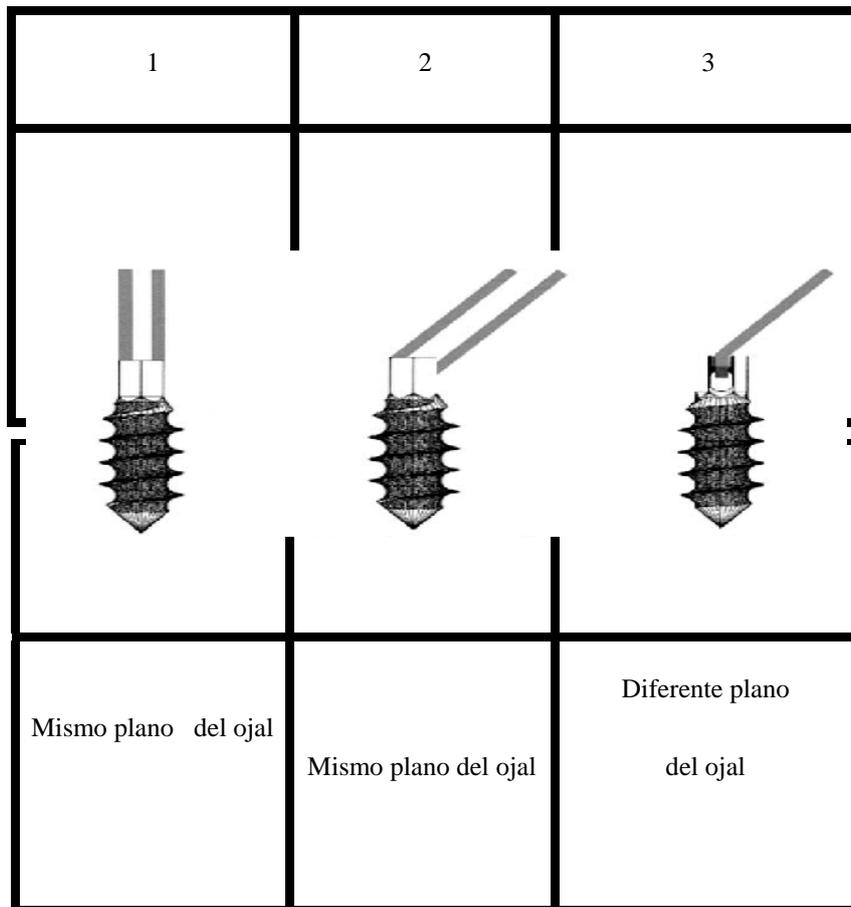


Figura 3.

Una vez friccionadas las suturas se colocaron en una máquina Instron en donde se les realizó una medición de la tensión de ruptura.

Las suturas se colocaron en ambos extremos de la maquina Instron y se sujetaron con sujeción hidráulica realizando posteriormente la tracción en sentido vertical hasta obtener la ruptura de las sutura con un intervalo de 2.00 ms y un rango de 12.00 in/min procesando la información en un sistema de computo. (Figura 4).

Esta medición se repitió con los 4 tipos de sutura a estudiar en un número de 10 de cada una de las suturas y a los 3 diferentes ángulos utilizando en los 2 tipos de soporte de ancla para las diferentes angulaciones.

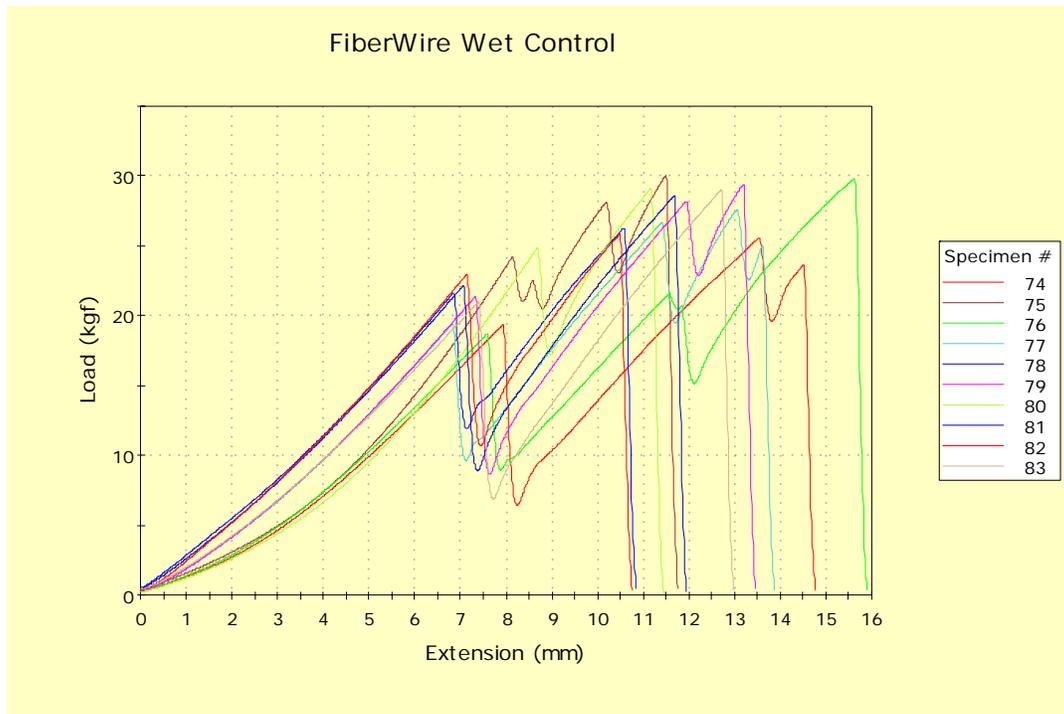


Figura 4.

GRÁFICA DE RESULTADOS.

Specimen label	FiberWire Wet
Part	AR-7202
Lot	02488
Operator	Erin Young, Stephanie Crabtree, Ashley Holloway
Test	Straight Pull
Date	07/07/2006
Interval 1	2.00000 ms
Rate 1	12.00000 in/min

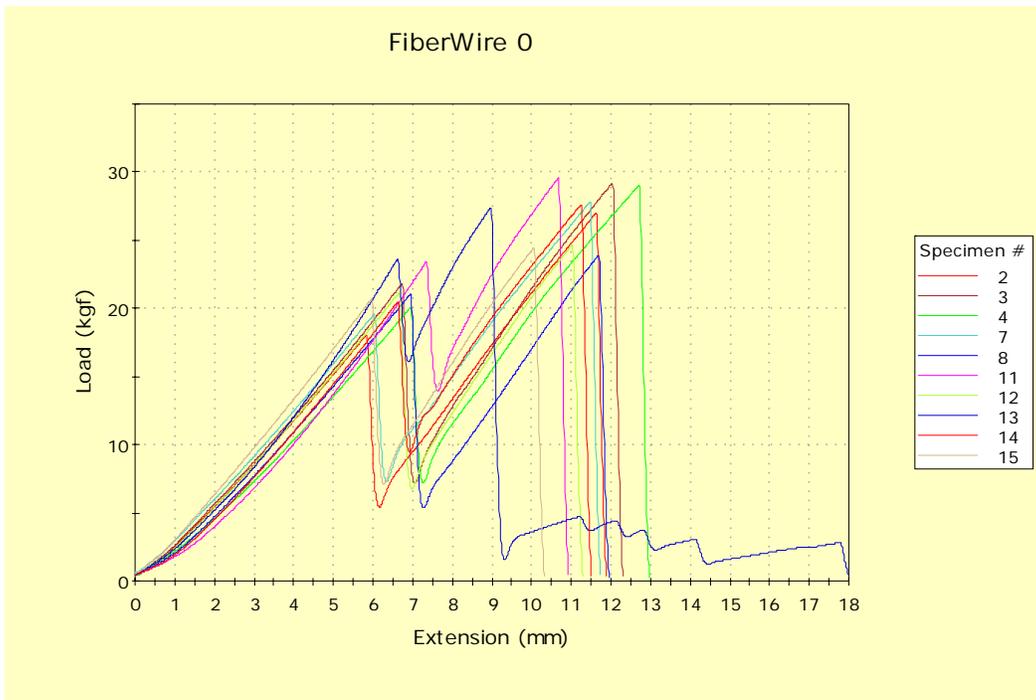
	Yield Load (kgf)	Maximum Load (kgf)	Failure
1	19.34	25.59	Suture break
2	24.20	30.00	Suture break
3	18.70	29.82	Suture break
4	19.43	27.59	Suture break
5	21.63	26.27	Suture break
6	21.39	29.37	Suture break
7	24.85	29.11	Suture break
8	22.12	28.57	Suture break
9	22.97	25.85	Suture break
10	21.00	29.03	Suture break
Mean	21.56	28.12	
Standard Deviation	2.06	1.68	



GRÁFICA DE RESULTADOS.

Specimen label	FiberWire 0
Part	AR-7202
Lot	02488
Operator	Erin Young, Stephanie Crabtree, Ashley Holloway
Test	Straight Pull
Date	07/07/2006
Interval 1	2.00000 ms
Rate 1	12.00000 in/min

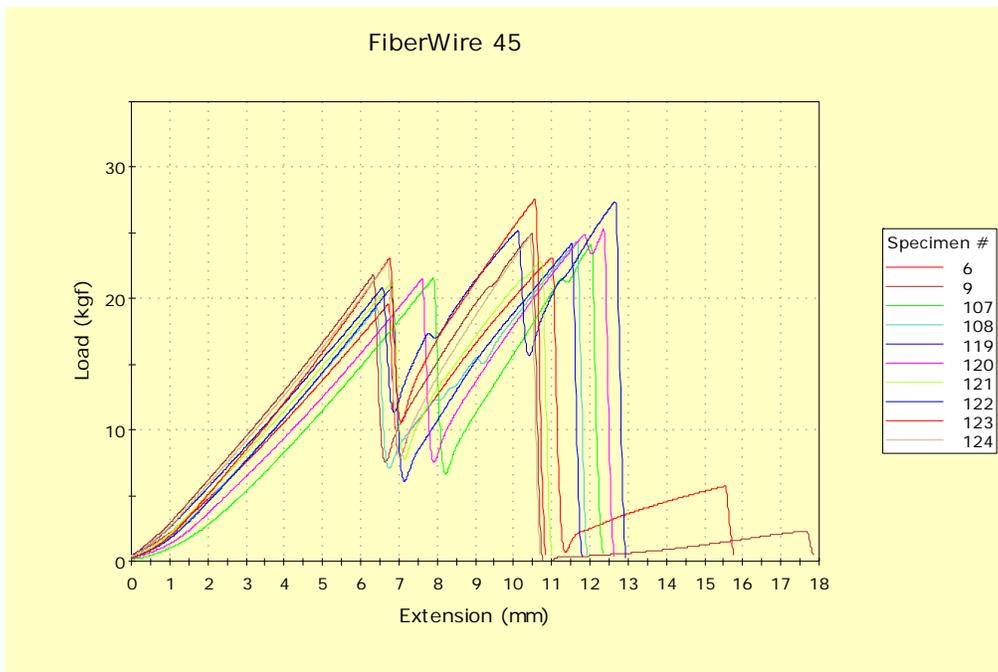
	Yield Load (kgf)	Maximum Load (kgf)	Failure
1	18.06	26.97	Suture break
2	21.82	29.19	Suture break
3	20.08	29.02	Suture break
4	19.58	27.79	Suture break
5	21.03	23.90	Suture break
6	23.42	29.56	Suture break
7	21.14	24.66	Suture break
8	23.61	27.39	Suture break
9	20.48	27.58	Suture break
10	20.66	24.46	Suture break
Mean	20.99	27.05	
Standard Deviation	1.68	2.06	



GRÁFICA DE RESULTADOS.

Specimen label	FiberWire 45
Part	AR-7202
Lot	02488
Operator	Erin Young, Stephanie Crabtree, Ashley Holloway
Test	Straight Pull
Date	07/07/2006
Interval 1	2.00000 ms
Rate 1	12.00000 in/min

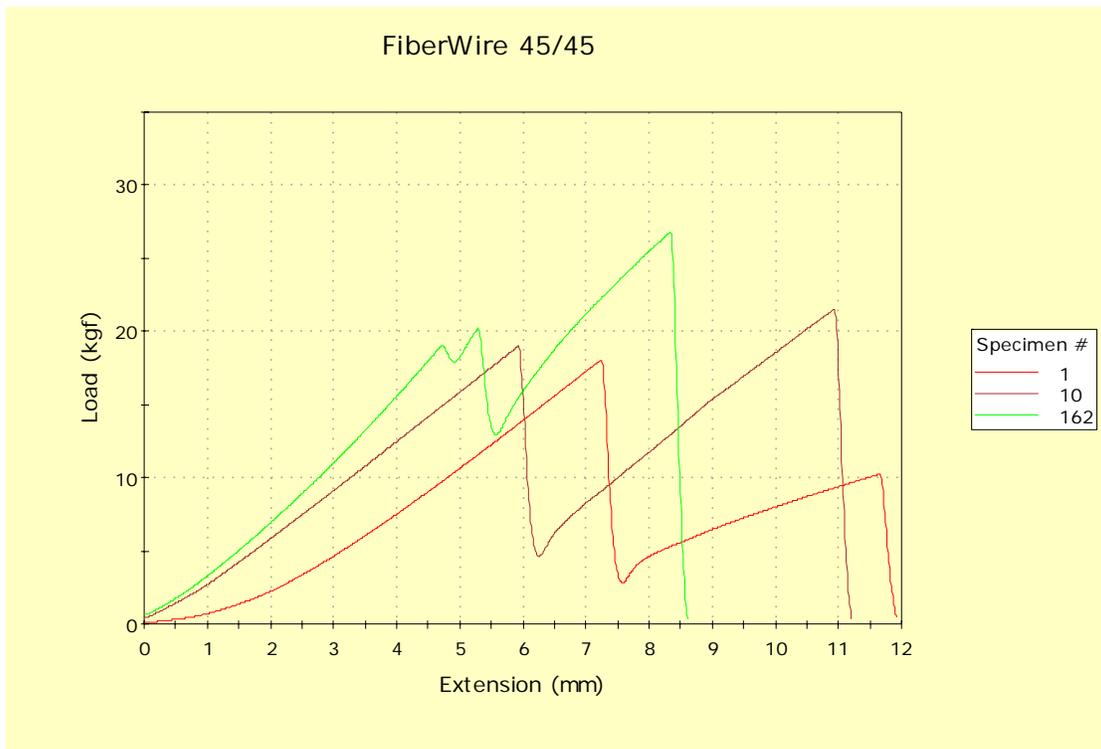
	Yield Load (kgf)	Maximum Load (kgf)	Failure
1	19.56	23.12	Suture break
2	21.80	24.97	Suture break
3	21.59	24.12	Suture break
4	19.31	24.36	Suture break
5	20.90	24.15	Suture break
6	21.47	25.28	Suture break
7	21.30	22.87	Suture break
8	20.85	27.39	Suture break
9	23.07	27.62	Suture break
10	22.76	24.74	Suture break
Mean	21.26	24.86	
Standard Deviation	1.20	1.58	



GRÁFICA DE RESULTADOS.

Specimen label	FiberWire 45/45
Part	AR-7202
Lot	02488
Operator	Erin Young, Stephanie Crabtree, Ashley Holloway
Test	Straight Pull
Date	07/07/2006
Interval 1	2.00000 ms
Rate 1	12.00000 in/min

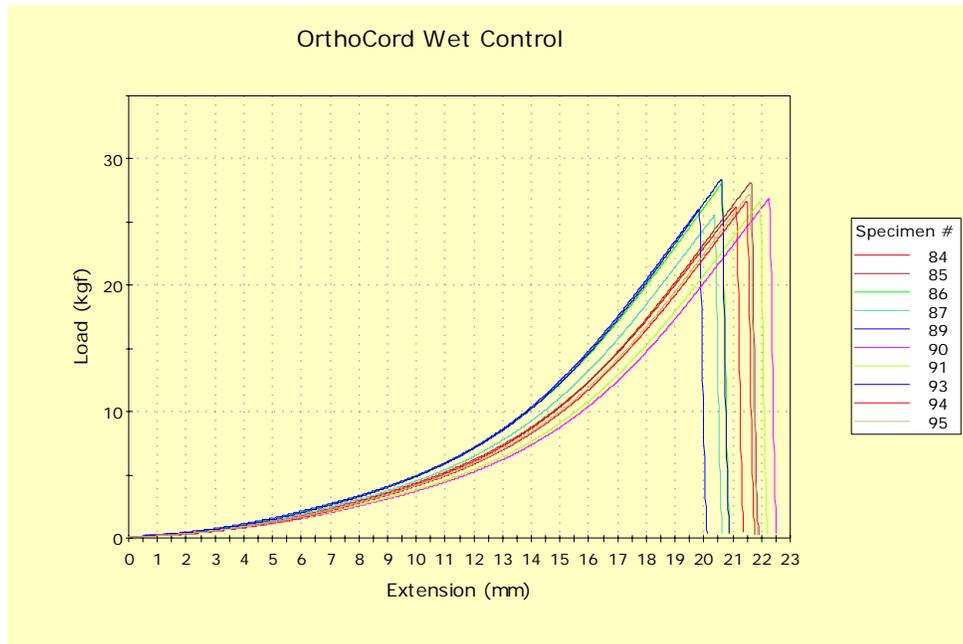
	Yield Load (kgf)	Maximum Load (kgf)	Failure
1	18.03	18.03	Suture Break
2	18.99	21.51	Suture Break
3	19.07	26.76	Suture Break
Mean	18.70	22.10	
Standard Deviation	0.58	4.39	



GRÁFICA DE RESULTADOS.

Specimen label	OrthoCord Wet
Part	223105
Lot	XC2519
Operator	Erin Young, Stephanie Crabtree, Ashley Holloway
Test	Straight Pull
Date	07/07/2006
Interval 1	2.00000 ms
Rate 1	12.00000 in/min

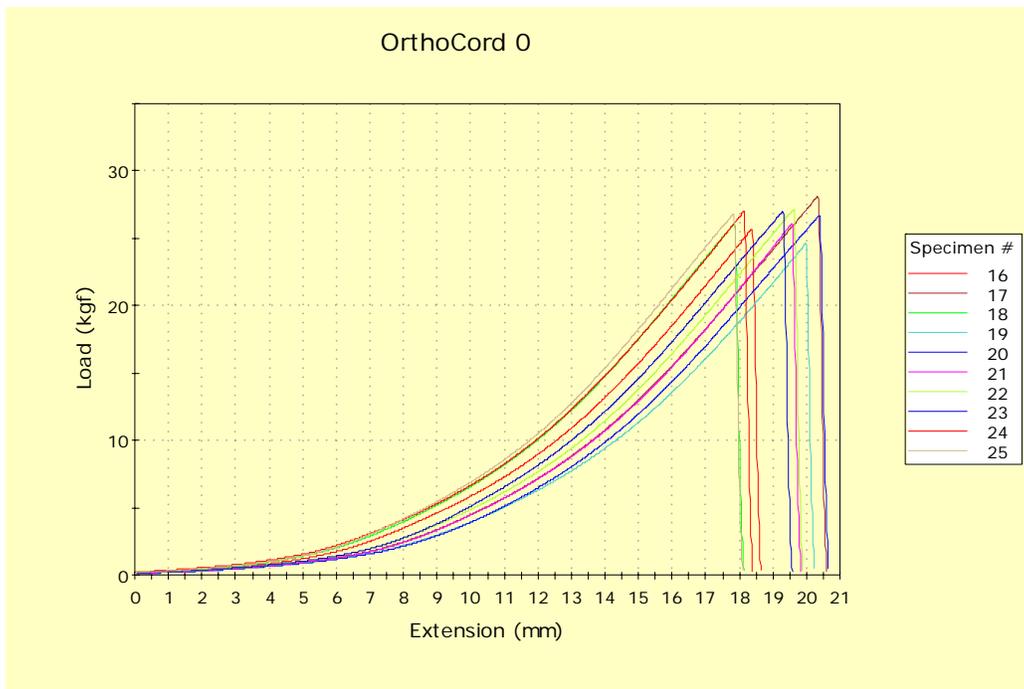
	Yield Load (kgf)	Maximum Load (kgf)	Failure
1	26.19	26.19	Suture break
2	28.17	28.17	Suture break
3	28.04	28.04	Suture break
4	25.51	25.51	Suture break
5	26.05	26.05	Suture break
6	26.87	26.87	Suture break
7	26.60	26.60	Suture break
8	28.41	28.41	Suture break
9	26.68	26.68	Suture break
10	27.24	27.24	Suture break
Mean	26.98	26.98	
Standard Deviation	0.97	0.97	



GRÁFICA DE RESULTADOS.

Specimen label	OrthoCord 0
Part	223105
Lot	XC2519
Operator	Erin Young, Stephanie Crabtree, Ashley Holloway
Test	Straight Pull
Date	07/07/2006
Interval 1	2.00000 ms
Rate 1	12.00000 in/min

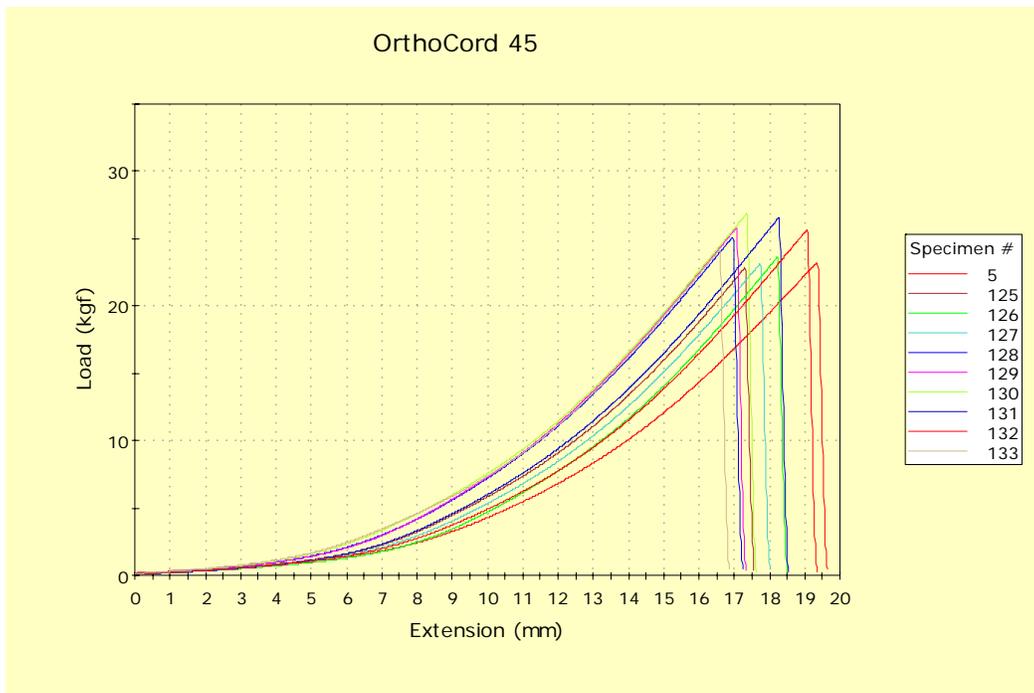
	Yield Load (kgf)	Maximum Load (kgf)	Failure
1	25.71	25.71	Suture break
2	28.11	28.11	Suture break
3	26.10	26.10	Suture break
4	24.59	24.59	Suture break
5	26.72	26.72	Suture break
6	26.08	26.08	Suture break
7	27.15	27.15	Suture break
8	27.01	27.01	Suture break
9	26.96	26.96	Suture break
10	26.78	26.78	Suture break
Mean	26.52	26.52	
Standard Deviation	0.96	0.96	



GRÁFICA DE RESULTADOS.

Specimen label	OrthoCord 45
Part	223105
Lot	XC2519
Operator	Erin Young, Stephanie Crabtree, Ashley Holloway
Test	Straight Pull
Date	07/07/2006
Interval 1	2.00000 ms
Rate 1	12.00000 in/min

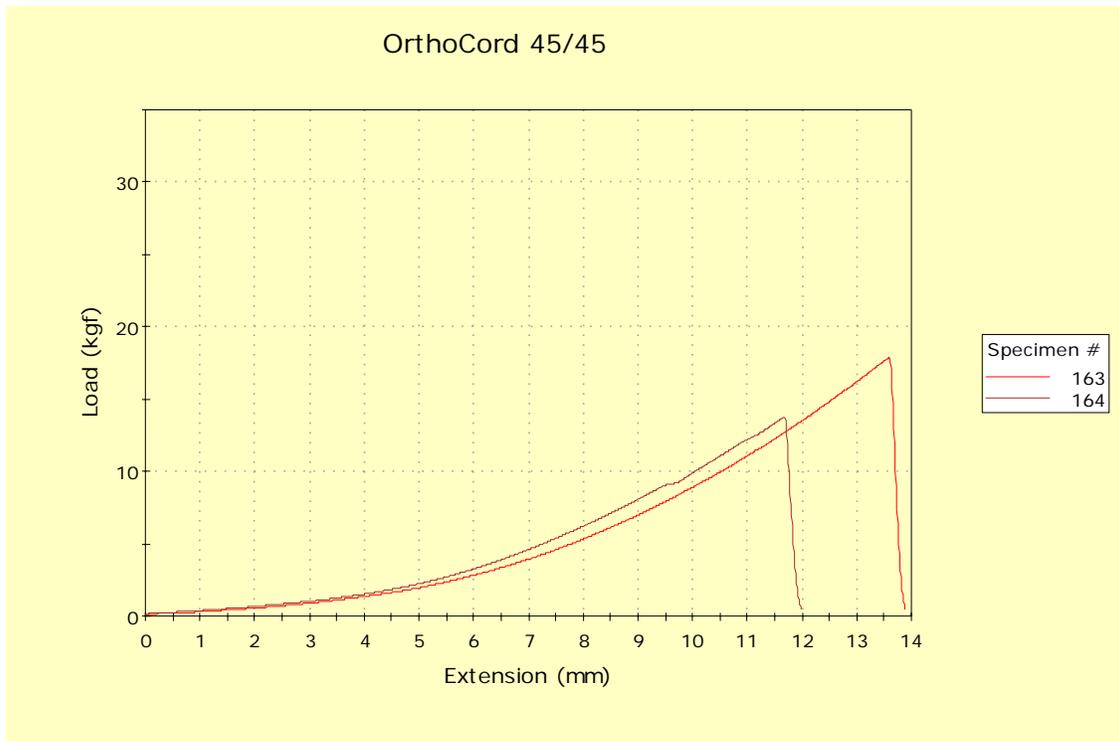
	Yield Load (kgf)	Maximum Load (kgf)	Failure
1	23.24	23.24	Suture break
2	22.81	22.81	Suture break
3	23.64	23.64	Suture break
4	23.13	23.13	Suture break
5	25.14	25.14	Suture break
6	25.78	25.78	Suture break
7	26.86	26.86	Suture break
8	26.56	26.56	Suture break
9	25.65	25.65	Suture break
10	24.16	24.16	Suture break
Mean	24.70	24.70	
Standard Deviation	1.49	1.49	



GRÁFICA DE RESULTADOS.

Specimen label	OrthoCord 45/45
Part	223105
Lot	XC2519
Operator	Erin Young, Stephanie Crabtree, Ashley Holloway
Test	Straight Pull
Date	07/07/2006
Interval 1	2.00000 ms
Rate 1	12.00000 in/min

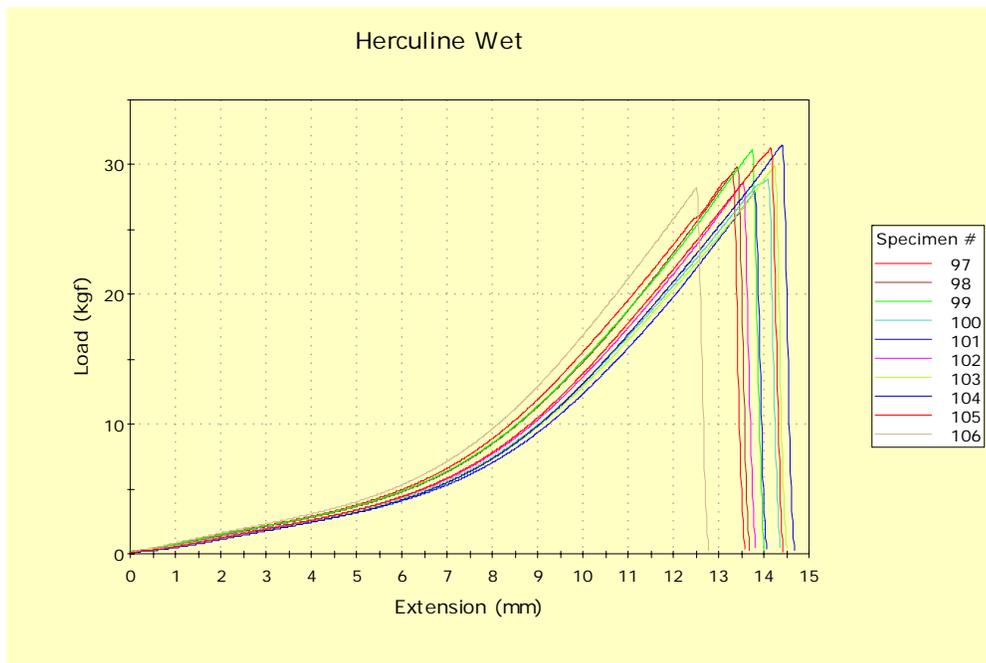
	Yield Load (kgf)	Maximum Load (kgf)	Failure
163	17.87	17.87	Suture break
164	13.75	13.75	Suture break
Mean	15.81	15.81	
Standard Deviation	2.92	2.92	



GRÁFICA DE RESULTADOS.

Specimen label	Hi.Fi Wet
Part	H500
Lot	643897
Operator	Erin Young, Stephanie Crabtree, Ashley Holloway
Test	Straight Pull
Date	07/07/2006
Interval 1	2.00000 ms
Rate 1	12.00000 in/min

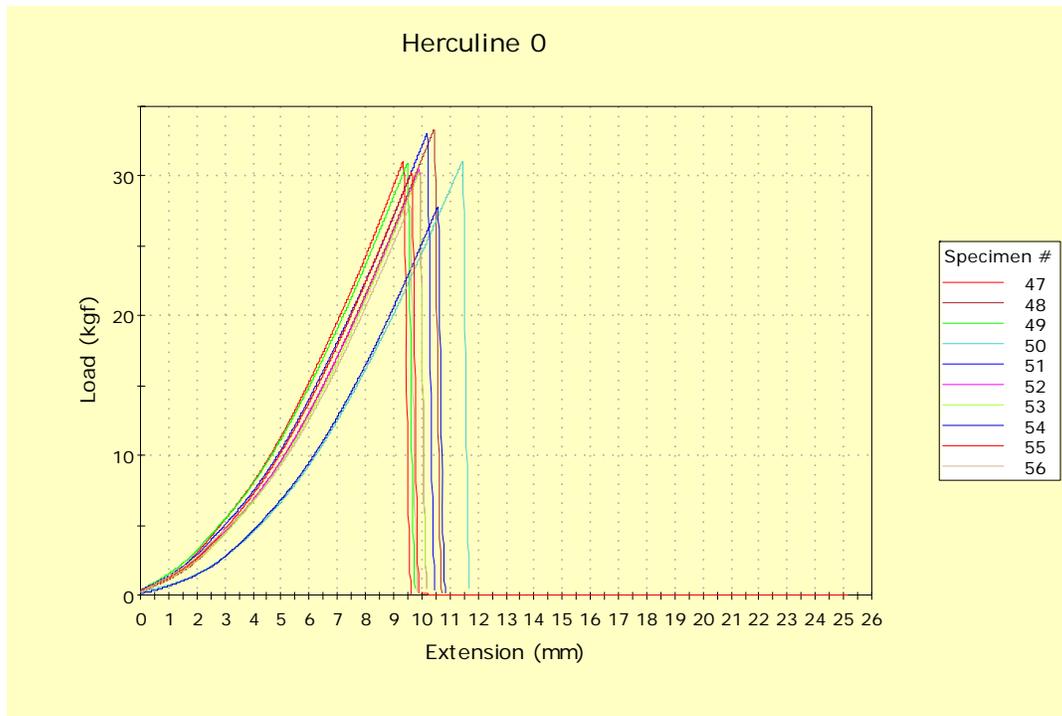
	Yield Load (kgf)	Maximum Load (kgf)	Failure
1	29.31	29.31	Suture break
2	29.87	29.87	Suture break
3	31.16	31.16	Suture break
4	28.89	28.89	Suture break
5	27.89	27.89	Suture break
6	28.67	28.67	Suture break
7	29.89	29.89	Suture break
8	31.55	31.55	Suture break
9	31.29	31.29	Suture break
10	28.22	28.22	Suture break
Mean	29.67	29.67	
Standard Deviation	1.31	1.31	



GRÁFICA DE RESULTADOS.

Specimen label	Hi-Fi 0
Part	H500
Lot	643897
Operator	Erin Young, Stephanie Crabtree, Ashley Holloway
Test	Straight Pull
Date	07/07/2006
Interval 1	2.00000 ms
Rate 1	12.00000 in/min

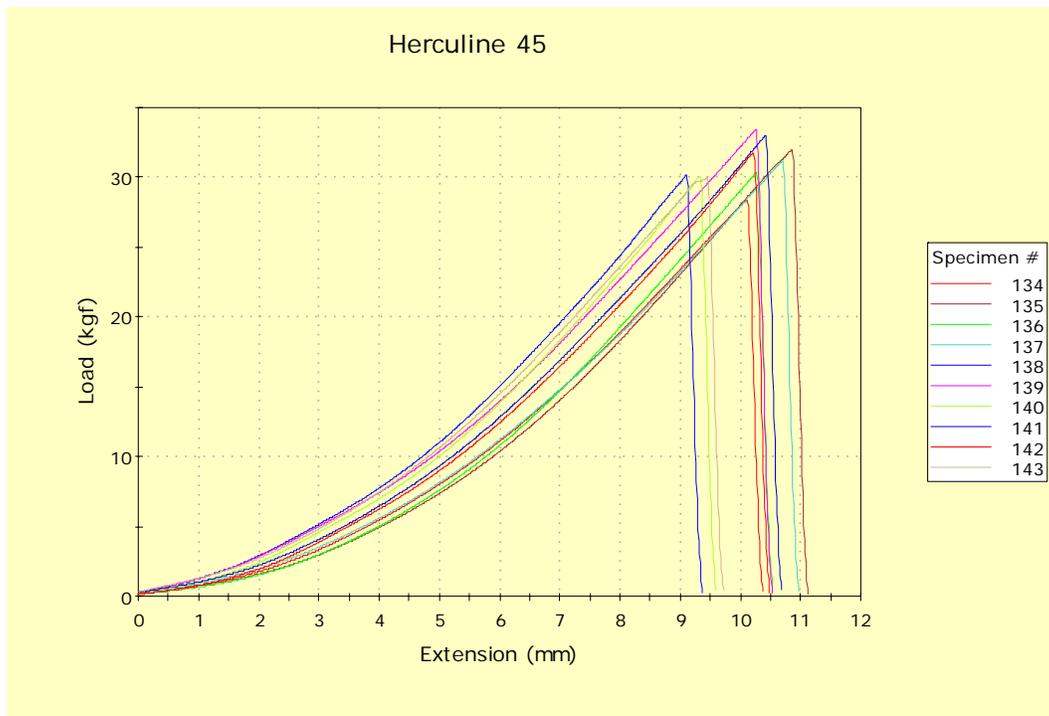
	Yield Load (kgf)	Maximum Load (kgf)	Failure
1	31.06	31.06	Suture break
2	33.35	33.35	Suture break
3	30.91	30.91	Suture break
4	31.01	31.01	Suture break
5	33.05	33.05	Suture break
6	30.46	30.46	Suture break
7	30.23	30.23	Suture break
8	27.76	27.76	Suture break
9	30.24	30.24	Suture break
10	27.86	27.86	Suture break
Mean	30.59	30.59	
Standard Deviation	1.82	1.82	



GRÁFICA DE RESULTADOS.

Specimen label	Hi-Fi 45
Part	H500
Lot	643897
Operator	Erin Young, Stephanie Crabtree, Ashley Holloway
Test	Straight Pull
Date	07/07/2006
Interval 1	2.00000 ms
Rate 1	12.00000 in/min

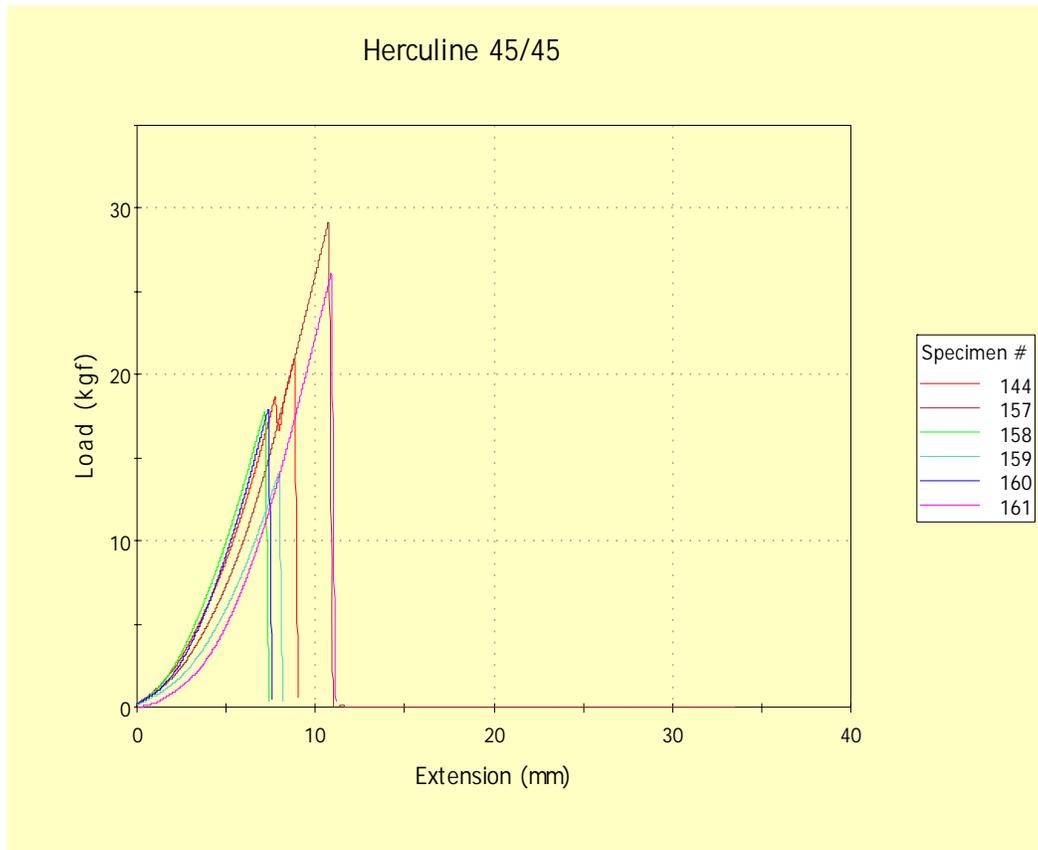
	Yield Load (kgf)	Maximum Load (kgf)	Failure
1	28.38	28.38	Suture break
2	31.99	31.99	Suture break
3	30.36	30.36	Suture break
4	31.19	31.19	Suture break
5	30.12	30.12	Suture break
6	33.41	33.41	Suture break
7	30.09	30.09	Suture break
8	32.98	32.98	Suture break
9	31.78	31.78	Suture break
10	30.00	30.00	Suture break
Mean	31.03	31.03	
Standard Deviation	1.54	1.54	



GRÁFICA DE RESULTADOS.

Specimen label	Hi-Fi 45/45
Part	H500
Lot	643897
Operator	Erin Young, Stephanie Crabtree, Ashley Holloway
Test	Straight Pull
Date	07/07/2006
Interval 1	2.00000 ms
Rate 1	12.00000 in/min

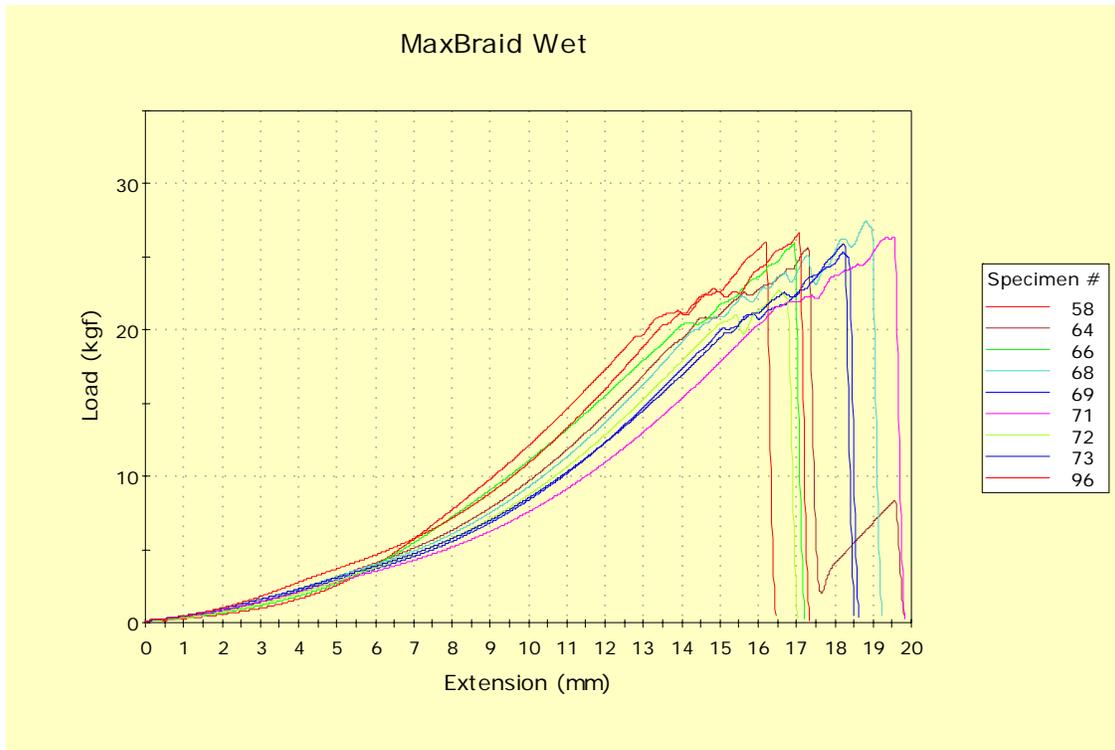
	Yield Load (kgf)	Maximum Load (kgf)	Failure
1	18.63	20.91	Suture break
2	29.19	29.19	Suture break
3	17.83	17.83	Suture break
4	14.05	14.05	Suture break
5	17.87	17.87	Suture break
6	26.06	26.06	Suture break
Mean	20.61	20.99	
Standard Deviation	5.75	5.67	



GRÁFICA DE RESULTADOS.

Specimen label	MaxBraid Wet
Part	900334
Lot	652594
Operator	Erin Young, Stephanie Crabtree, Ashley Holloway
Test	Straight Pull
Date	07/07/2006
Interval 1	2.00000 ms
Rate 1	12.00000 in/min

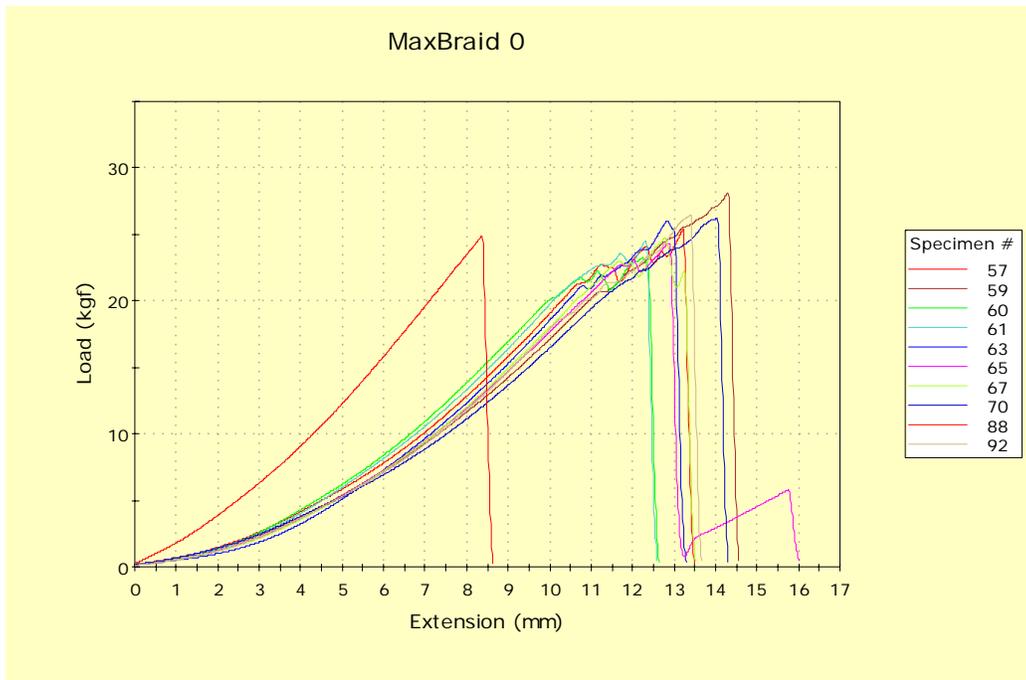
	Yield Load (kgf)	Maximum Load (kgf)	Failure
1	21.34	26.03	Suture break
2	25.60	25.60	Suture break
3	25.96	25.96	Suture break
4	22.34	27.47	Suture break
5	21.10	25.32	Suture break
6	26.36	26.36	Suture break
7	21.10	22.71	Suture break
8	22.57	25.93	Suture break
9	22.85	26.64	Suture break
Mean	23.25	25.78	
Standard Deviation	2.15	1.31	



GRÁFICA DE RESULTADOS.

Specimen label	MaxBraid 0
Part	900334
Lot	652594
Operator	Erin Young, Stephanie Crabtree, Ashley Holloway
Test	Straight Pull
Date	07/07/2006
Interval 1	2.00000 ms
Rate 1	12.00000 in/min

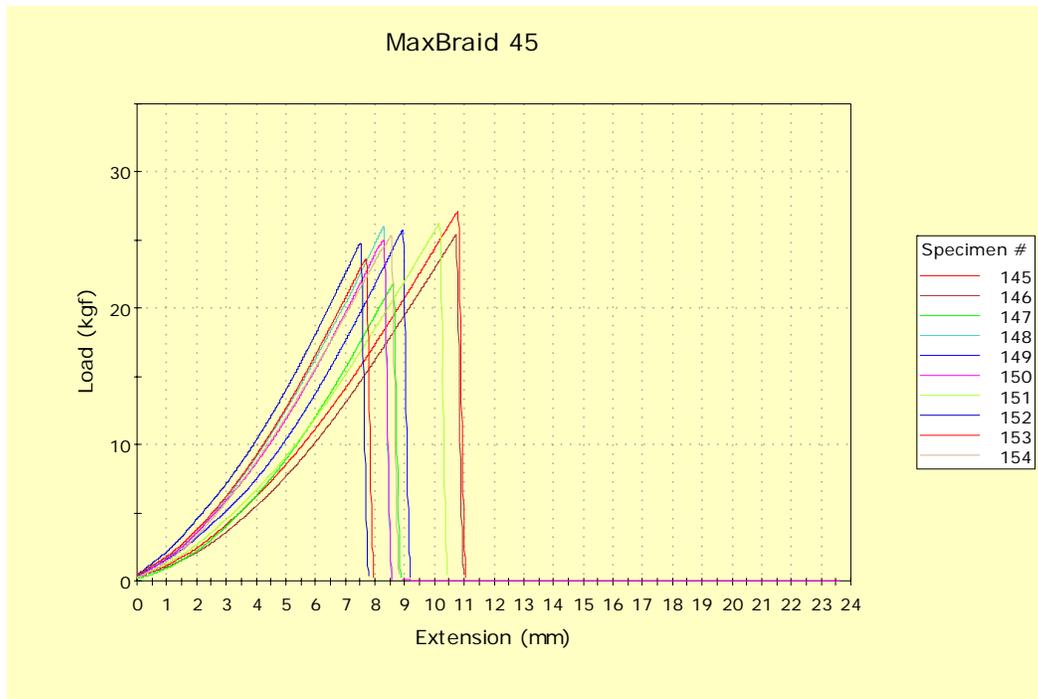
	Yield Load (kgf)	Maximum Load (kgf)	Failure
1	22.73	25.38	Suture break
2	28.12	28.12	Suture break
3	21.67	23.24	Suture break
4	23.58	24.56	Suture break
5	26.02	26.02	Suture break
6	23.09	24.33	Suture break
7	23.00	24.77	Suture break
8	26.19	26.19	Suture break
9	24.85	24.85	Suture break
10	26.44	26.44	Suture break
Mean	24.57	25.39	
Standard Deviation	2.06	1.36	



GRÁFICA DE RESULTADOS.

Specimen label	MaxBraid 45
Part	900334
Lot	652594
Operator	Erin Young, Stephanie Crabtree, Ashley Holloway
Test	Straight Pull
Date	07/07/2006
Interval 1	2.00000 ms
Rate 1	12.00000 in/min

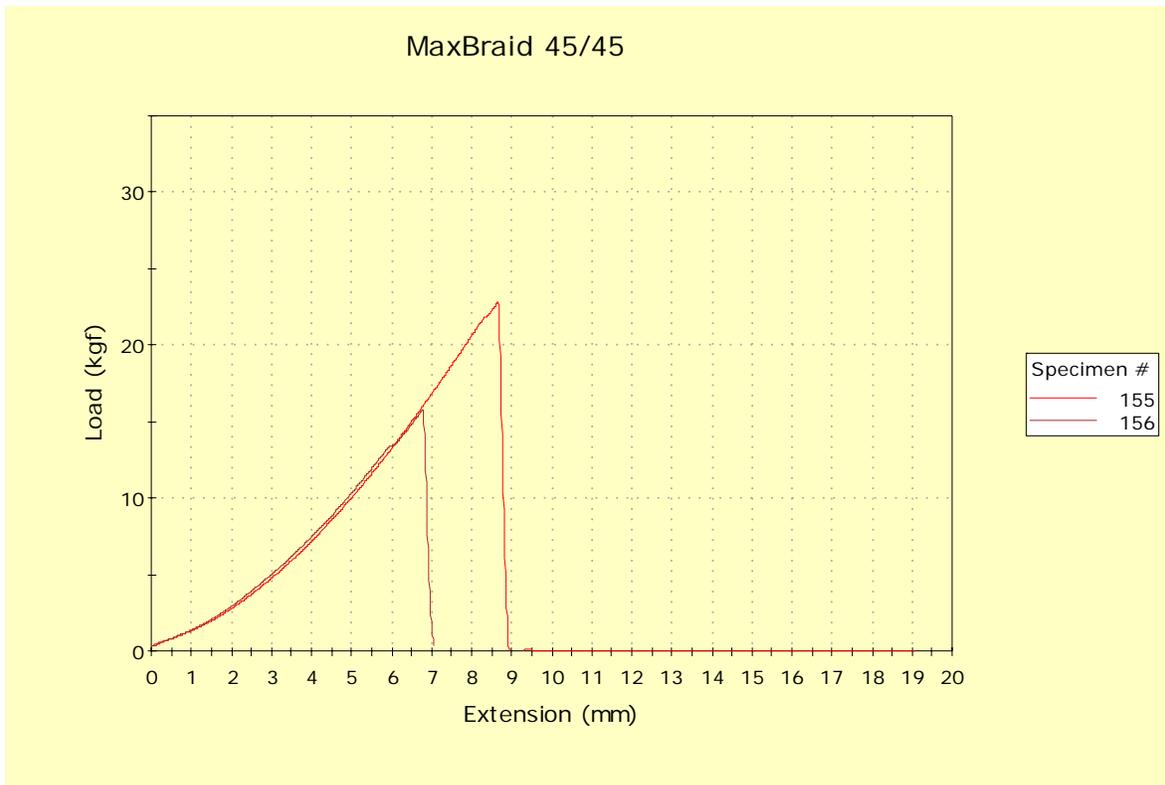
	Yield Load (kgf)	Maximum Load (kgf)	Failure
1	27.09	27.09	Suture break
2	25.39	25.39	Suture break
3	21.78	21.78	Suture break
4	25.99	25.99	Suture break
5	25.77	25.77	Suture break
6	25.00	25.00	Suture break
7	26.27	26.27	Suture break
8	24.81	24.81	Suture break
9	23.60	23.60	Suture break
10	25.36	25.36	Suture break
Mean	25.11	25.11	
Standard Deviation	1.49	1.49	



GRÁFICA DE RESULTADOS.

Specimen label	MaxBraid 45/45
Part	900334
Lot	652594
Operator	Erin Young, Stephanie Crabtree, Ashley Holloway
Test	Straight Pull
Date	07/07/2006
Interval 1	2.00000 ms
Rate 1	12.00000 in/min

	Yield Load (kgf)	Maximum Load (kgf)	Failure
1	22.85	22.85	Suture break
2	15.71	15.71	Suture break
Mean	19.28	19.28	
Standard Deviation	5.05	5.05	



TABLAS DE RESULTADOS.

Control	FiberWire	OrthoCord	Herculine	MaxBraid
1	19.34	26.19	29.31	21.34
2	24.20	28.17	29.87	outlier
3	18.70	28.04	31.16	25.60
4	19.43	25.51	28.89	25.96
5	21.63	26.05	27.89	22.34
6	21.39	26.87	28.67	21.10
7	24.85	26.6	29.89	26.36
8	22.12	28.41	31.55	21.10
9	22.97	26.68	31.29	22.57
10	21.00	27.24	28.22	22.85
Mean	21.56	26.98	29.67	23.25
St Dev	2.06	0.97	1.31	2.15

0	FiberWire	OrthoCord	Herculine	MaxBraid
1	18.06	25.71	31.06	22.73
2	21.82	28.11	33.35	28.12
3	20.08	26.10	30.91	21.67
4	19.58	24.59	31.01	23.58
5	21.03	26.72	33.05	26.02
6	23.42	26.08	30.46	23.09
7	21.14	27.15	30.23	23.00
8	23.61	27.01	27.76	26.19
9	20.48	26.96	30.24	24.85
10	20.66	26.78	27.86	26.44
Mean	20.99	26.52	30.59	24.57
St Dev	1.68	0.96	1.82	2.06

45	FiberWire	OrthoCord	Herculine	MaxBraid
1	19.56	23.24	28.38	27.09
2	21.80	22.81	31.99	25.39
3	21.59	23.64	30.36	21.78
4	19.31	23.13	31.19	25.99
5	20.90	25.14	30.12	25.77
6	21.47	25.78	33.41	25.00
7	21.30	26.86	30.09	26.27
8	20.85	26.56	32.98	24.81
9	23.07	25.65	31.78	23.60
10	22.76	24.16	30.00	25.36
Mean	21.26	24.70	31.03	25.11
St Dev	1.20	1.49	1.54	1.49

45/45	FiberWire	OrthoCord	Herculine	MaxBraid
1	18.03	3 cycles	18.63	1 cycle
2	18.99	1 cycle	2 cycles	4 cycles
3	2 cycles	1 cycle	2 cycles	3 cycles
4	1 cycle	3 cycles	29.19	1 cycle
5	2 cycles	3 cycles	17.83	2 cycles
6	4 cycles	3 cycles	14.05	22.85
7	2 cycles	1 cycle	2 cycles	15.71
8	4 cycles	1 cycle	17.87	n/a
9	3 cycles	17.87	26.06	n/a
10	19.07	13.75	2 cycles	n/a
Mean	18.70	15.81	20.61	19.28
St Dev	0.58	2.91	5.75	5.05

RESULTADOS.

ANÁLISIS DESCRIPTIVO.

Comparación de grupos de sutura.

Todas las suturas reforzadas control fueron significativamente mas resistentes que Ethibond ($p < 0.05$) *Tabla 1.*

Hi-Fi fue con mucho la sutura más resistente en cualesquiera de las diferentes pruebas; comparados con el control, los promedios de las pruebas a 0° y 45° no fueron significativamente diferentes y la única diferencia importante fue con respecto a $45^\circ/45^\circ$.

Fiberwire ocupó el segundo lugar de resistencia, a 0° no hubo diferencias significativas en relación a su respectivo control, así como tampoco la hubo entre las pruebas a 0° y 45° ; en el resto de todas las comparaciones múltiples posibles las diferencias fueron significativas, pero la diferencia mas importante fue con la angulación a $45^\circ/90^\circ$

Maxbraid se ubicó en el tercer lugar no hubo diferencia estadística en comparación con el control y las pruebas a 0° y 45° . Únicamente hubo diferencia entre las pruebas en relación a la de $45^\circ/90^\circ$.

Orthocord quedó en cuarto lugar y fue la última en resistencia de las suturas reforzadas, no diferencia estadística en comparación con los grupos control y 0° pero si hubo diferencia en las pruebas a 45° y $45^\circ/90^\circ$. No hubo diferencias significativas entre el control y la prueba a 0° .

Comparando las diferencias entre las suturas por nivel de prueba:

1. Entre controles: se formaron tres subconjuntos homogéneos, el subconjunto de alta resistencia encabezado por Hi-Fi y Fiberwire sin diferencias significativas entre ambos controles ($p = 0.06$), el subconjunto de mediana resistencia formado por el control de Orthocord y el subconjunto de baja resistencia que incluyó al control de Maxbraid el cual fue significativamente menos resistente que Fiberwire ($p = 0.003$). Obviamente, Hi-Fi fue más resistente que Orthocord ($p = 0.0001$) y que Maxbraid ($p = 0.0001$).

2. En la prueba a 0°, todas las suturas tuvieron diferencia significativa con Hi-Fi que soportó mayor fuerza máxima que su control; por otra parte, en las tres suturas restantes no hubo diferencia significativa entre ellas, aunque Fiberwire fue ligeramente más resistente que Orthocord y Maxbraid.

3. En la prueba a 45°, la distancia de las tres suturas anteriores en relación a Hi-Fi fue más notoria ($p = 0.0001$, respectivamente), ya que esta última reveló mayor resistencia que su control y que su prueba a 0°; las otras tres suturas fueron equivalentes con una muy ligera ventaja para Maxbraid.

4. A 45/45°, sin diferencias significativas entre las cuatro suturas, Herculine permaneció en primer lugar y Fiberwire en segundo (*tabla 1, gráfico 1*).

Tabla 1. Promedios (DS) de fuerza máxima (Kg/f) por sutura y por prueba.

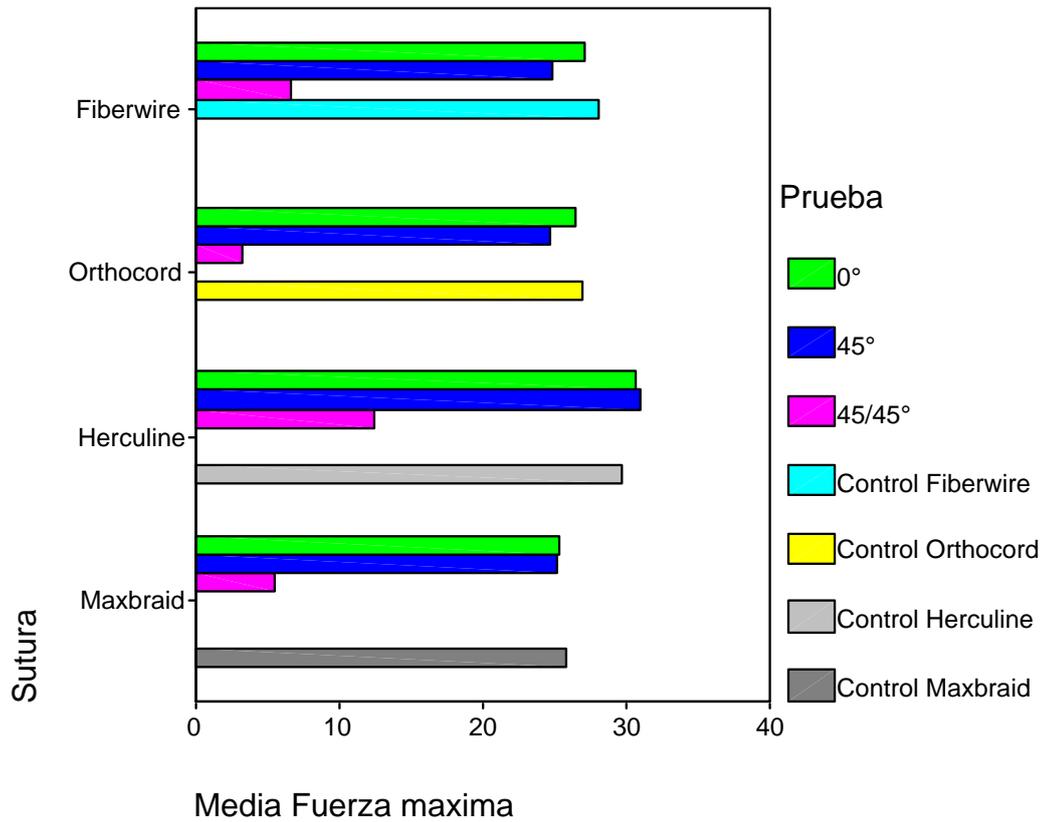
Prueba	Sutura	P
--------	--------	---

	1.Hi-Fi	2.Fiberwire	3.Maxbraid	4.Orthocord	Comparaciones múltiples intergrupos
Control	29.67 (1.31)	28.12 (1.67)	23.24 (21.4)	26.97 (0.97)	1 vs 2 = 0.06 2 vs 4 = 0.24 3 vs 4 = 0.23
0°	30.59 (1.82)	27.05 (2.05)	24.56 (2.06)	26.52 (0.95)	2 vs 4 = 0.88 2 vs 3 = 0.11 3 vs 4 = 0.40
45°	31.03 (1.53)	24.86 (1.58)	25.10 (1.49)	24.69 (1.48)	2 vs 4 = 0.99 2 vs 3 = 0.98 3 vs 4 = 0.93
45°/90°	12.36 (11.47)	6.63 (10.87)	5.50 (9.63)	3.16 (6.73)	P > 0.05 total comparaciones
P Comparaciones múltiples intragrupos	Control vs: 0° = 0.72 45° = 0.23 45/45 = 0.006 0° vs: 45° = 0.99 45/45° = 0.004 45° vs: 45/45° = 0.004	Control vs: 0° = 0.74 45° = 0.002 45/45 = 0.001 0° vs: 45° = 0.08 45/45° = 0.001 45° vs: 45/45° = 0.0003	Control vs: 0° = 0.98 45° = 0.86 45/45 = 0.007 0° vs: 45° = 0.99 45/45° = 0.008 45° vs: 45/45° = 0.009	Control vs: 0° = 0.86 45° = 0.005 45/45 = 0.0001 0° vs: 45° = 0.030 45/45° = 0.0001 45° vs: 45/45° = 0.0001	

*Análisis de varianza (ANOVA) a través del modelo general lineal. Comparaciones múltiples con la prueba de Tukey para varianzas homogéneas y de Dunnet para varianzas no homogéneas.

Gráfico 1.

Promedios (DS) de fuerza máxima (Kg/f) por sutura y por prueba



Considerando el número de ciclos que soportaron (*tabla 2*), se confirma que Hi-Fi y Fiberwire fueron los más resistentes. A 0° y 45° todas las suturas soportaron 5 ciclos con fuerzas muy similares a la de sus respectivos controles, pero a 45/90° (que representa la prueba de fuego), soportaron 5 ciclos 60 % de las suturas Hi-Fi, 30 % las Fiberwire, 28 % las Maxbraid y 20 % Orthocord ($p = 0.052$. Prueba de Chi cuadrada para comparar proporciones en grupos independientes), la diferencias fue a expensas de Hi-Fi vs Orthocord ($p = 0.003$) y de Fiberwire vs Orthocord ($p = 0.06$), el resto de las comparaciones fueron $p > 0.05$.

Tabla 2.

Promedios (DS) de fuerza máxima (Kg/f) por sutura, por prueba y por ciclos.

Sutura	Prueba	Ciclos	Fuerza máxima	N
Hi-Fi	Control 0° 45° 45/45°	5	29.67 (1.31)	10
		5	30.59 (1.82)	10
		5	31.03 (1.53)	10
		5	20.60 (5.75)	6
		2	0.00	4
Orthocord	Control 0° 45° 45/45°	5	26.97 (0.97)	10
		5	26.52 (0.95)	10
		5	24.69 (1.48)	10
		5	15.81 (2.91)	2
		1	0.00	4
Maxbraid	Control 0° 45° 45/45°	3	0.00	4
		5	23.24 (2.14)	9
		5	24.56 (2.06)	10
		5	25.10 (1.49)	10
		5	12.85 (11.6)	2
Fiberwire	0° 45° 45/45°	1	0.00	2
		2	0.00	1
		3	0.00	1
		4	0.00	1
		5	0.00	1
Fiberwire	Control 0° 45° 45/45°	5	28.12 (1.67)	10
		5	27.05 (2.05)	10
		5	24.86 (1.58)	10
		5	22.10 (4.39)	3
		1	0.00	1
		2	0.00	3
		3	0.00	1
		4	0.00	2

Nota*.- Conviene señalarles que tanto en los controles como en las pruebas a 0° y 45° los errores estándar (esto es el producto de la desviación estándar entre la raíz cuadrada del tamaño de las muestras) son, en todos los casos, bastante pequeños (los coeficientes de variación también son aceptables); ello indica que existe cierta confiabilidad en las mediciones y los tamaños de las muestras son apropiadas.

Por ejemplo, a 45° inclusive, en las 10 suturas Hi-Fi el promedio de la fuerza máxima necesaria para romperla fue de 31.03 con una desviación estándar de 1.31 y, por tanto, el error estándar fue de 0.48 El error de muestreo asciende a $1.96 \times 0.48 = 0.94$, por eso si se acepta un error de muestreo equivalente a 0.94 el tamaño de la muestra es:

$$n = Z^2 \times S^2 / e^2$$

Donde Z es el nivel de confianza del 95 %, S es la desviación estándar y e es el error de muestreo.

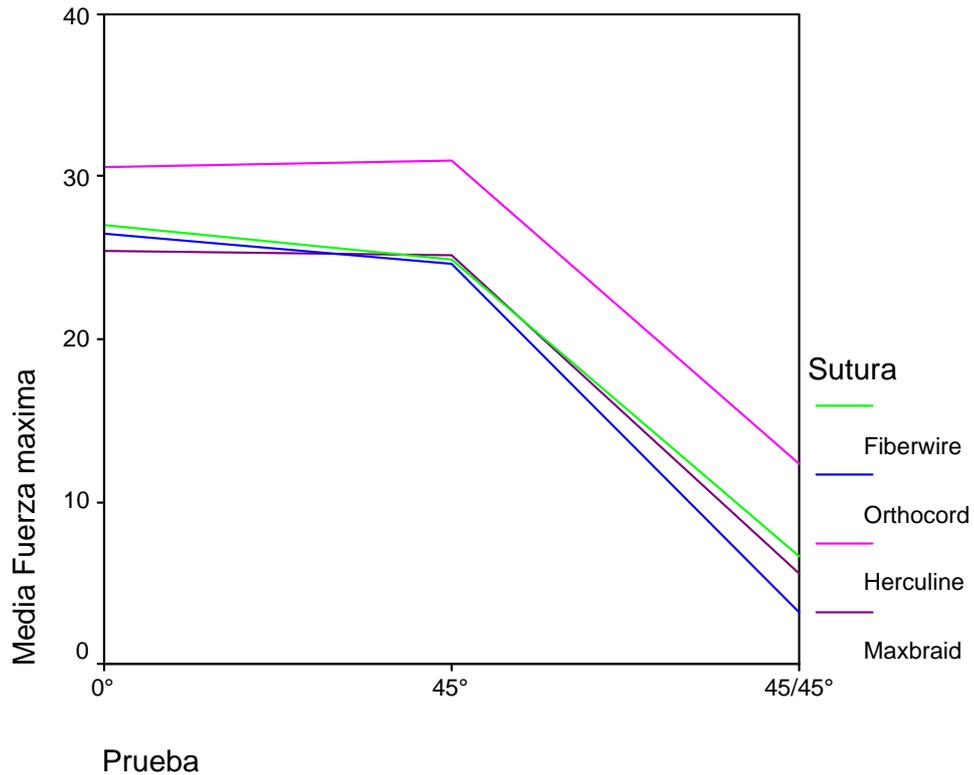
$$n = 1.96^2 \times 1.53^2 / 0.94^2 = 10 \text{ suturas}$$

Si desearan disminuir el error de muestro, digamos a 0.50 Kg/f, entonces el tamaño de la muestra que se necesitaría:

$$n = 1.96^2 \times 1.53^2 / 0.50^2 = 35 \text{ suturas}$$

Procediendo de manera contraria, lo cual es perfectamente válido, para el objetivo de comparar las diferencias de fuerza máxima entre las 4 suturas implicadas (utilizando el modelo general lineal para el análisis de varianza) se obtiene que el diseño trabajó con una potencia estadística del 83.89 % el cual es muy bueno. Para el análisis multivariado (es decir para comparar los promedios de fuerza máxima tomando en cuenta de manera simultánea las 4 suturas y las 4 pruebas), la potencia estadística del ensayo es del 58 %.

Respecto a esto último, si a partir de la tabla 1 uno desea saber si (además de las comparaciones múltiples) existe una interacción entre el tipo de sutura y el tipo de prueba (0°, 45° y 45/90°) a la que fueron sometidas, el análisis efectuado indica que no existe una tendencia a dicha interacción ($p = 0.76$) la cual se observa y se entiende mejor en el siguiente gráfico:



Cuando no existe interacción entre factores (sutura por prueba), las líneas del gráfico son paralelas entre si (es decir que a cada nivel de prueba 0°, 45° o 45/90°) cada sutura sigue su propio camino sin cruzarse unas con otras. Nótese que Hi-Fi siempre se mantiene por arriba de las otras suturas (sigue su propio camino a lo alto). En cambio, Maxbraid por ejemplo, a 45° está un poco por arriba de Orthocord y de Fiberwire, pero a 45/90° Fiberwire termina por arriba de Maxbraid.

Pues eso es lo que se denomina interacción de factores: Fiberwire se comporta de un modo a 0° y 45° (con respecto a Orthocord) pero de otro modo diferente a 45/90°. Si todo esto no es de interés central para este estudio entonces no importa que la potencia estadística para evaluar la interacción sea del 58 %.

DISCUSIÓN.

Bardana claramente demostró que la angulación del ancla, la rotación de la sutura en relación con el ojal del ancla y el diseño del ojal del ancla incrementan la abrasión de la sutura y produce disminución significativa en la fuerza de la sutura [3].

En la cirugía artroscópica actualmente se están utilizando las anclas para la reinserción de tejidos blandos a hueso, con buenos resultados.

Debido a que había problemas de ruptura de las suturas, se desarrollaron suturas reforzadas, las cuales aparentemente tienen mayor resistencia a la abrasión.

Existen varios estudios que demuestran que la ruptura de la sutura es una falla común en la reconstrucción con anclas. [1,5,11-15].

Para poder minimizar estas posibilidades, las diferentes compañías que hacen suturas, se han dedicado a reforzarlas y a cambiar el diseño del ojal del ancla.

Fiberwire (Arthrex, Naples FL), que fue la primera en comercializarse y de la cual se han realizado varios estudios, se ha reportado que es más fuerte que la sutura Ethibond de igual diámetro. [6,8,16]

Existen estudios en donde se describe el uso de Fiberwire y que aumenta la fuerza de la sutura a través del ancla a pesar de los movimientos cíclicos; en anclas de metal y bioabsorbibles [17] y FiberWire es el material de sutura más fuerte cuando un número grande de números se realiza. [18]

El problema está cuando la ruptura de la sutura reforzada se produce durante la cirugía artroscópica.

En nuestra experiencia y que ciertamente puede servir a otros cirujanos, al momento de la artroscopia y deslizamiento de la sutura así como al aumento de fuerza al momento de deslizar el nudo, la sutura reforzada se puede romper como incidente transoperatorio en lo que en manos inexpertas puede producir:

- Pérdida del punto anatómico para la re inserción de tejidos blandos.
- Aumento del tiempo operatorio y subsecuentemente incrementar el costo así como probablemente la morbilidad.
- Un problema técnico es tratar de retirar el ancla ya colocada.
- Aumenta el costo del procedimiento ya que existe un reemplazo del ancla fallida.

En este estudio se investigó la abrasión en cinco diferentes tipos de suturas colocadas en un ancla metálica en un ambiente en húmedo tratando de imitar las condiciones normales. Además de observar el efecto de la angulación y de la rotación del ojal en la abrasión de la sutura.

Similar a lo reportado por Barber, encontramos que una de las causas de falla es la ruptura de la sutura.

También se observó que el plano del ojal del ancla con respecto a la sutura tiene un efecto negativo en la fuerza tensil de esta por un aumento de la fricción, de predominio en las suturas que estuvieron sometidas a 45° de ángulo de tracción / 45° de ángulo de rotación del ancla en el mismo plano lo cual coincide con lo reportado por Bardana.

La abrasión aplicada, al Fiberwire #2, a la Hi-Fi #2, al Orthocord #2 y al MaxBride #2 a diferentes ángulos con respecto al ojal afectó su fuerza tensil. Encontramos que la resistencia de la Hi-Fi es superior al resto de las suturas estudiadas en todas las pruebas.

La Hi-Fi #2 presentó mayor resistencia en todas las pruebas que el Fiberwire #2, al contrario que el estudio anteriormente realizado pero en seco en el cual la resistencia fue al contrario. Mayor resistencia de Fiberwire #2 sobre Hi-Fi #2.

Todos los estudios que reportan ruptura de la sutura mencionan sobre la cantidad de ciclos a los que falla la sutura así como el modo de falla.

Sabemos ya la fuerza a la que pueden fallar las suturas, la importancia del diseño del ojal del ancla, la relación estrecha que existe entre la sutura y la abrasión el ángulo de tracción así como la profundidad de colocación del ancla, pero esto no nos da información acerca del efecto de la abrasión sobre la sutura en situaciones reales en donde la sutura es ciclada a través del ojal del ancla cuando es pasada a través de los tejidos así como al momento del deslizamiento del nudo.

En el modelo que se realizó tratamos de recrear las condiciones clínicas en donde la sutura se le aplica una fuerza de 20N encontrándose que es similar a las condiciones clínicas reales y que la sutura es cicladas 4 veces, lo cual realiza el cirujano en condiciones reales.

Nuestros resultados confirman que todas las suturas reforzadas (UHMWPE) son más fuertes que el Ethibond y confirma lo que reportó Mueller en su estudio [19].

Todas las suturas soportaron la prueba a 0° y 45°. En la prueba 45°/90° en donde la prueba se llamo “la última prueba” debido a que se realizó la prueba bajo condiciones adversas, las suturas fallaron a la abrasión. Solo el 40% de la sutura Hi-Fi fallo, contra el 60% de fallo de MaxBride, 70% de FiberWire y 80% de OrthoCord. Ninguna de las suturas de Ethibond soporto la última prueba.

Comparando los grupos de sutura Hi-Fi fue la más fuerte, seguida del FiberWire, MaxBride y OrthoCord. Entre todas las suturas reforzadas no hubo diferencia entre las pruebas control, 0° y 45°, pero la diferencia se encontró la última prueba.

Es interesante que la sutura Hi-Fi fue más fuerte después de ser humedecida. Este fenómeno de incremento de la fuerza después de la abrasión explica lo similar encontrado por Bashenov, encontró que el agua servia como lubricante entre las sutura disminuyendo la fricción y aumentando la fuerza. [20]

Después de lo dicho de la prueba de 45°/90° la sutura se encontraba en un estado desfavorable, por lo que la sutura Hi-Fi fue la mejor en términos de fuerza y el número de ciclos resistidos.

Nuestro estudio demostró que todas las suturas reforzadas fueron superiores a la sutura regular Ethibond #2 en todas las condiciones, algo similar fue reportado también por Barber [21] y Wüst [22] en sus estudios recientes. Similar a lo encontrado por Bardana [3] y Deakin [8] en donde la orientación del ancla y la orientación de la sutura en relación con el ojal del ancla influencia la resistencia de la sutura.

Una ventaja de nuestro estudio es que:

- 1) Se uso una sola ancla metálica, asegurando que la abrasión se presentara debido al pequeño diámetro del ojal, consecuentemente se redujo claramente el espacio entre el ojal del ancla y la sutura.
- 2) En prueba previa; se aplicó la fuerza usual a la suturas durante el procedimiento artroscópico cuando se realiza y se desliza el nudo.
- 3) Se usó un medio húmedo así como la maquina de validación de la prueba.
- 4) Se evitaron todas las fuentes de abrasión agregadas.

Otra ventaja del estudio es que se aplicaron los ciclos que normalmente se realizan en la práctica artroscópica, para tratar de semejar la práctica clínica y que se agrego el hecho de que se hiciera en medio húmedo lo cual se acerca mas a las condiciones reales.

Una ventaja mas actual de este estudio es que ahora se realizo en medio húmedo con lo se puede considerar que al estar en medio húmedo existe la posibilidad de menos generación de calor al producirse la fricción.

La desventaja de nuestro estudio es que la elongación de la sutura sin llegar a romperse no se registró.

A nuestro conocimiento éste es el primer estudio que trata los efectos perjudiciales de la abrasión en suturas reforzadas bajo fuerzas similares a las que está consideradas en cirugía viva.

CONCLUSIONES.

Para realizar una re inserción de tejidos blandos a hueso utilizando anclas deben de considerarse varios elementos, entre los que destacan, la selección del ancla, de la sutura, la técnica quirúrgica e incluso la habilidad del cirujano.

Basado en este estudio podemos recomendar que si se usa un ancla con el ojal de metal se debe de usar una sutura reforzada.

Durante la colocación del ancla se debe de tener especial cuidado en seleccionar el ángulo apropiado de inserción así como conocer la orientación del ojal del ancla.

Un nudo corredizo se puede utilizar solo si el ancla se encuentra en una correcta posición y si las suturas no se encuentran enredadas entre sus cabos. En caso de que se encuentren enredadas o no se pueda realizar un nudo corredizo se debe de usar nudos cuadrados.

Este trabajo demuestra que el tipo de sutura y su angulación con respecto al ojal del ancla son variables que pueden afectar negativamente el resultado de la re inserción de los tejidos blandos.

El desarrollo de nuevas suturas amplía las opciones de selección y quizás mejorará los resultados clínicos.

La abrasión indiscutiblemente disminuye la fuerza tensil de las suturas, incluyendo las reforzadas. Además de la fricción ocasionada entre la sutura y el ojal en el mismo plano, al cambiar la angulación, ésta aumenta.

Es importante que el cirujano este conciente que incluso las suturas reforzadas pueden romperse durante el procedimiento artroscópico.

Por último encontramos que la Hi-Fi presenta una mayor resistencia comparado con FiberWire, Orthocord y MaxBride, en todas las pruebas realizadas.

REFERENCIAS:

1. **Barber FA**, Herbert MA. Suture anchors-update 1999. *Arthroscopy* 1999; 15: 719-725
2. **Barber FA**, Herbert MA, Clic JN. The ultimate strength of suture anchors. *Arthroscopy* 1995; 11; 21-28
3. **Bardana DD**, Burks RT, West JR, Greis PE. The effect of suture anchor design and orientation on suture abrasión: an in vitro study. *Arthroscopy* 2003; 19: 274-281.
4. **Meyer DC**, Nyffeler RW, Fucentese SF, Gerber C. Failure of suture material at suture anchors eyelets. *Arthroscopy* 2002; 18: 1013-1019
5. **Lo I.K.**, Burkhart SS, Athanasious K. Abrasion resistance of two types of nonabsorbable braid suture. *Arthroscopy* 2004; 20: 407-413.
6. **Carpenter J.E.**, Fish D.N., Huston L.J.Goldstein S.A., Pull-out strength of five suture anchors, *Arthroscopy*, 1993. 9(1): p. 109-113.
7. **Deakin M.**, Stubbs D., Bruce W., Goldsberg J., Gillies R.M. Walsh W.R., Suture strength and angle of load application in a suture anchor eyelet. *Arthroscopy*, 2005. 21(12): p. 1447-1451.
8. **Acton D.**, Perry A., Evans R., Butler A., Stephens P., Bruce W., et al., The effect of two nonresorbable suture types on the mechanical performance over a metal suture anchor eyelet. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc*, 2004. 12(2): p. 165-168.
9. **Abbi G.**, Espinoza L., Odell T., Mahar A.Pedowitz R., Evaluation of 5 knots and 2 suture materials for arthroscopic rotator cuff repair: very strong sutures can still slip. *Arthroscopy*, 2006. 22(1): p. 38-43.
10. **Rupp S.**, Georg T., Gauss C., Kohn D.Seil R., Fatigue testing of suture anchors. *Am J Sports Med*, 2002. 30(2): p. 239-247.
11. **Barber F.A.**, Herbert M.A.Richards D.P., Sutures and suture anchors: update 2003. *Arthroscopy*, 2003. 19(9): p. 985-990.
12. **Meyer D.C.**, Fucentese S.F., Ruffieux K., Jacob H.A.Gerber C., Mechanical testing of absorbable suture anchors. *Arthroscopy*, 2003. 19(2): p. 188-193.
13. **Barber F.A.**, Herbert M.A.Click J.N., Internal fixation strength of suture anchors--update 1997. *Arthroscopy*, 1997. 13(3): p. 355-362.
14. **Barber F.A.**, Herbert M.A.Click J.N., Suture anchor strength revisited. *Arthroscopy*, 1996. 12(1): p. 32-38.
15. **Lo I.K.**, Burkhart S.S., Chan K.C.Athanasios K., Arthroscopic knots: determining the optimal balance of loop security and knot security. *Arthroscopy*, 2004. 20(5): p. 489-502.
16. **De Carli A.**, Vadala A., Monaco E., Labianca L., Zanzotto E.Ferretti A., Effect of cyclic loading on new polyblend suture coupled with different anchors. *Am J Sports Med*, 2005. 33(2): p. 214-219.

17. **Komatsu F.,** Mori R.Uchio Y., Optimum surgical suture material and methods to obtain high tensile strength at knots: problems of conventional knots and the reinforcement effect of adhesive agent. *J Orthop Sci*, 2006. 11(1): p. 70-74.
18. **Mueller M.B.,** Fredrich H.H., Steinhauser E., Schreiber U., Arians A.Imhoff A.B., Biomechanical evaluation of different suture anchors for the stabilization of anterior labrum lesions. *Arthroscopy*, 2005. 21(5): p. 611-619.
19. **Bazhenov S.,** Dissipation of energy by bulletproof aramid fabric. *J Mater Sci* 1997. 32(15): p. 4167-4173.
20. **Barber F.A.,** Herbert M.A., Coons D.A.Boothby M.H., Sutures and suture anchors--update 2006. *Arthroscopy*, 2006. 22(10): p. 1063 e1061-1069.
21. **Wust D.M.,** Meyer D.C., Favre P.Gerber C., Mechanical and handling properties of braided polyblend polyethylene sutures in comparison to braided polyester and monofilament polydioxanone sutures. *Arthroscopy*, 2006. 22(11): p. 1146-1153.
22. **Bynum C.K.,** Lee S., Mahar A., Tasto J.Pedowitz R., Failure mode of suture anchors as a function of insertion depth. *Am J Sports Med*, 2005. 33(7): p. 1030-1034.
23. **Rossouw D.J.,** McElroy B.J., Amis A.A.Emery R.J., A biomechanical evaluation of suture anchors in repair of the rotator cuff. *J Bone Joint Surg Br*, 1997. 79(3): p. 458-461.
24. **Burkhart S.S.,** Diaz Pagan J.L., Wirth M.A.Athanasios K.A., Cyclic loading of anchor-based rotator cuff repairs: confirmation of the tension overload phenomenon and comparison of suture anchor fixation with transosseous fixation. *Arthroscopy*, 1997. 13(6): p. 720-724.
25. **Reed S.C.,** Glossop N.Ogilvie-Harris D.J., Full-thickness rotator cuff tears. A biomechanical comparison of suture versus bone anchor techniques. *Am J Sports Med*, 1996. 24(1): p. 46-48.
26. **Craft D.V.,** Moseley J.B., Cawley P.W.Noble P.C., Fixation strength of rotator cuff repairs with suture anchors and the transosseous suture technique. *J Shoulder Elbow Surg*, 1996. 5(1): p. 32-40.
27. **McEleney E.T.,** Donovan M.J., Shea K.P.Nowak M.D., Initial failure strength of open and arthroscopic Bankart repairs. *Arthroscopy*, 1995. 11(4): p. 426-431.
28. **Shall L.M.Cawley P.W.,** Soft tissue reconstruction in the shoulder. Comparison of suture anchors, absorbable staples, and absorbable tacks. *Am J Sports Med*, 1994. 22(5): p. 715-718.
29. **Gerber C.,** Schneeberger A.G., Beck M.Schlegel U., Mechanical strength of repairs of the rotator cuff. *J Bone Joint Surg Br*, 1994. 76(3): p. 371-380.
30. **Hecker A.T.,** Shea M., Hayhurst J.O., Myers E.R., Meeks L.W.Hayes W.C., Pull-out strength of suture anchors for rotator cuff and Bankart lesion repairs. *Am J Sports Med*, 1993. 21(6): p. 874-879.