

11245



UNIVERSIDAD NACIONAL AUTÓNOMA  
DE MÉXICO

FACULTAD DE MEDICINA  
DIVISIÓN DE ESTUDIOS DE POSGRADO  
SECRETARÍA DE SALUD  
INSTITUTO NACIONAL DE REHABILITACIÓN  
ORTOPEDIA

EFFECTO DE LA ABRASIÓN EN 3 TIPOS DE  
SUTURAS UTILIZADAS EN UN ANCLA  
METÁLICA



T E S I S  
QUE PARA OBTENER EL TÍTULO DE  
MÉDICO ESPECIALISTA EN  
ORTOPEDIA Y TRAUMATOLOGÍA  
P R E S E N T A :  
DR. EDUARDO ACOSTA RODRÍGUEZ

*DIRECTOR TITULAR DE TESIS:*  
DR. ARTURO ALMAZÁN DÍAZ



MÉXICO, D.F.

2005

0351869



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.

Autorizo a la Dirección General de Bibliotecas de la UNAM a difundir en formato electrónico e impreso el contenido de mi trabajo recepcional.

NOMBRE: EDUARDO NOROÑO RODRIGUEZ

FECHA: 22 SEP 2005

FIRMA: 

DIRECTORIO

  
DR. LUIS GUILLERMO IBARRA IBARRA

DIRECTOR GENERAL INSTITUTO NACIONAL DE REHABILITACION

  
DR. JUAN A. MADINA VEITIA VILLANUEVA

DIRECTOR ADJUNTO ORTOPEDIA

  
DRA. MATILDE ENRIQUEZ SANDOVAL

DIRECTORA DE ENSEÑANZA E INVESTIGACION

  
DR. SAUL R. LEON HERNANDEZ

JEFE DE DIVISION DE ENSEÑANZA

  
DR. LUIS GOMEZ VELASQUEZ

JEFE DE ENSEÑANZA MÉDICA

  
DR. JOSE MANUEL AGUILERA ZEPEDA

PROFESOR TITULAR CURSO DE ORTOPEDIA

DR. ARTURO ALMAZAN DIAZ

DIRECTOR DE TESIS





## INDICE

	PAG.
I. INTRODUCCION .....	1
II. MATERIAL Y METODO .....	4
III. RESULTADOS .....	6
IV. DISCUSION .....	16
V. CONCLUSIONES .....	18
VI. BIBLIOGRAFIA .....	19

## INTRODUCCION

Las anclas son usadas para reinsertar tejidos blandos a hueso, tales como lesiones de manguito rotador o lesiones del labrum glenoideo, su desarrollo ha facilitado las técnicas artroscópicas.<sup>1-5</sup>

Para afrontar los tejidos es necesario anudar las suturas, en las técnicas artroscópicas es necesario deslizar la sutura para introducir el nudo dentro de la articulación, en esta maniobra se produce fricción y consecuentemente abrasión de ésta contra el ojal del ancla.<sup>3</sup>

(Figura 1)

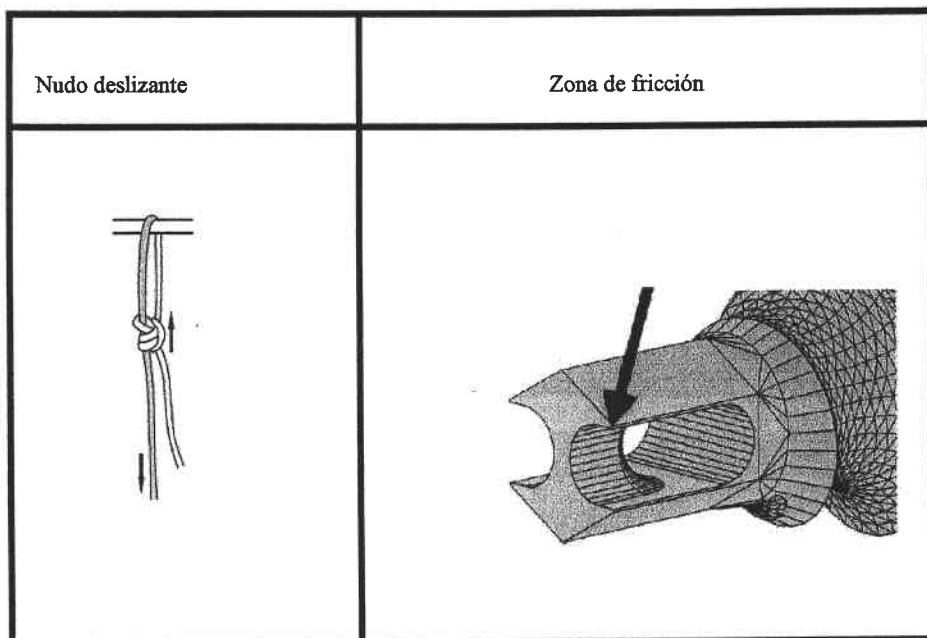


Figura 1.

Las complicaciones del uso de las anclas se dividen en: 1) Falla de la unión ancla-sutura, 2) falla en la sutura y 3) falla en el tejido blando o en hueso. La principal causa de falla es en la unión ancla-sutura por la presencia de abrasión entre estas al momento de anudarse artroscópicamente<sup>3</sup>. Esto se puede empeorar si se añade que la fricción y la falla de la sutura aumentan dependiendo de la angulación con respecto al ojal del ancla<sup>3,6</sup>. 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<sup>2,7</sup>.

Los problemas de abrasión y falla de de la sutura han llevado al desarrollo de suturas reforzadas, por ejemplo, se reporta que la sutura FiberWire #2 tiene una mayor resistencia a la abrasión que el Ethibond del mismo calibre<sup>8</sup>.

El 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. Se le reporta una resistencia maxima de 27.65 Kg<sup>12</sup>. La Herculina #2 es un polietileno de alto peso molecular, trenzado, no absorbible<sup>13</sup>. El Ethibond #2 aunque no es una sutura reforzada es contra la cual se compara, ya que es la más utilizada en las diferentes anclas independientemente del fabricante, ésta sutura es un poliéster trenzado el cual tiene una resistencia máxima de 12.25Kg<sup>14</sup>.

Nuestro objetivo es estudiar el efecto de la abrasión sobre la fuerza tensil de dos diferentes tipos de suturas reforzadas, comparándolas entre sí y contra una sutura estándar. Nuestra hipótesis es que la abrasión de la sutura disminuirá la fuerza tensil de éstas, inclusive en las reforzadas, pero éstas la tolerarán mejor que las suturas tradicionales.




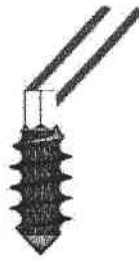

## MATERIAL Y METODOS

Se utilizó una ancla Fastak 2.4mm (Arthrex, Naples, Fl) la cual se colocó de acuerdo a las especificaciones del fabricante en un bloque de Sawbones con una densidad de 0.64 g/mL para prevenir la falla del ancla.

Se utilizaron tres tipos de suturas Fiberwire #2, Herculine #2 y Ethibond #2. Las suturas se cortaron a 30 cm de longitud, se marcaron los 15 cm centrales los cuales fueron el objeto del estudio. Cada sutura se introdujo dentro del ojal del ancla y se le aplicó un movimiento de balanceo a una tensión de 40 N durante cuatro ciclos. Se eligieron 40 N ya que es la fuerza aproximada que se aplica durante la práctica clínica al deslizar un nudo dentro de la articulación<sup>9</sup>; se friccionaron durante cuatro ciclos que son los que normalmente se realizan durante el anudado de la sutura.

El ángulo de la tracción fue a 0° y 45° con el ojal del ancla en el mismo plano y con el ojal a distinto plano a 45° (figura 2). Las pruebas se realizaron en seco y en 5 suturas de cada uno de los diferentes tipos.

Una vez friccionadas las suturas se colocaron en una máquina Instron en donde se les realizó una medición de la tensión de ruptura. Esta medición se repitió con cada sutura utilizada.

1	2	3
		
Tracción 0°	Tracción 45°	Tracción 45°
Mismo plano del ojal	Mismo plano del ojal	Diferente plano del ojal

**Figura 2**

La comparación estadística se realizó con pruebas de tendencia central y medidas de dispersión. Se aplicaron las pruebas Kolmogorv-Smirnov y 't' de Student, con un nivel de significancia de 0.05.

## **RESULTADOS**

### **ANÁLISIS DESCRIPTIVO**

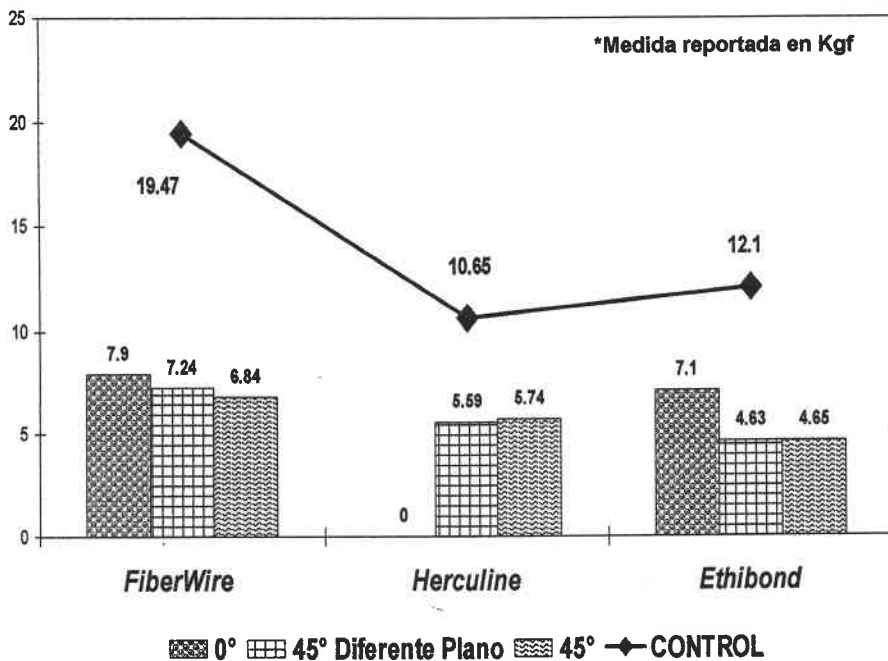
Se estudiaron 3 tipos de suturas diferentes (FiberWire #2, Herculine #2 y Ethibond #2), con mediciones en diversos grados respecto al plano del ojal, aplicándose medidas de tendencia central como lo es la media y medidas de dispersión (desviación estándar y varianza), tal como lo describe la Tabla #1.

**Tabla #1.** Estadística descriptiva de las suturas de acuerdo al ángulo de tracción y rotación del ojal.

Variable	Media	Desviación Estándar	Varianza	Mínimo	Máximo
FiberWire Control	19.4460	1.0540	1.1109	18.27	20.98
FiberWire tracción 0°	7.9020	0.4036	0.1629	7.34	8.43
FiberWire tracción 45° diferente plano	7.2400	0.6791	0.4612	6.42	8.13
FiberWire tracción 45° mismo plano	6.8400	1.6304	2.6582	4.00	8.14
Herculine Control	10.6520	1.1322	1.2818	9.67	12.58
Herculine tracción 0°	---	---	---	---	---
Herculine tracción 45° diferente plano	5.5880	1.1372	1.2932	3.81	6.70
Herculine tracción 45° mismo plano	5.7420	0.3737	0.1397	5.30	6.29
Ethibond Control	12.0980	1.2020	1.4448	10.56	13.49
Ethibond tracción 0°	7.1000	1.6643	2.7701	4.20	8.39
Ethibond tracción 45° diferente plano	4.6280	1.4043	1.9719	4.00	7.14
Ethibond tracción 45° mismo plano	4.6460	0.6431	0.4136	4.00	5.49

La comparación simple de medias entre el grupo control respectivo y cada grupo de suturas, mostró una diferencia muy alta a favor del grupo control (Gráfica #1).

**Gráfica #1. Comparación de medias entre grupo control y tipo de sutura, ángulo de tracción y rotación del ojal.**

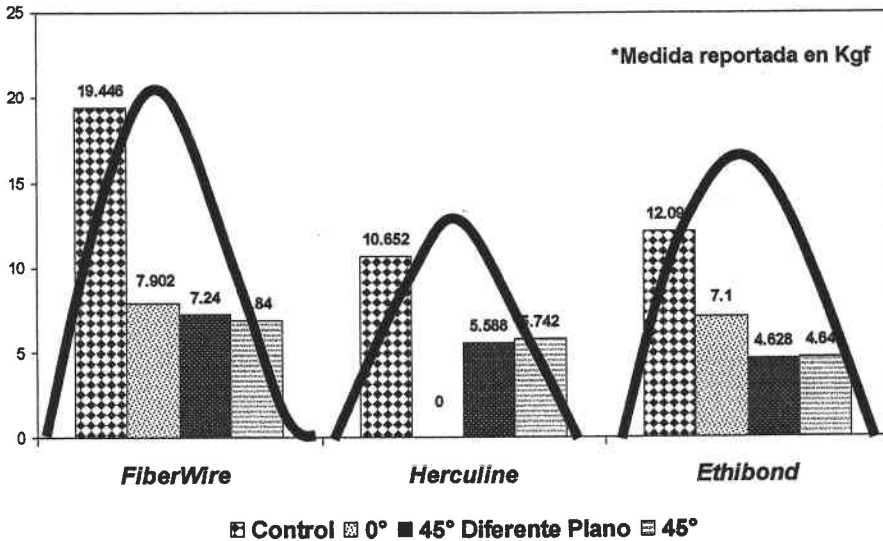


## ANÁLISIS ESTADÍSTICO

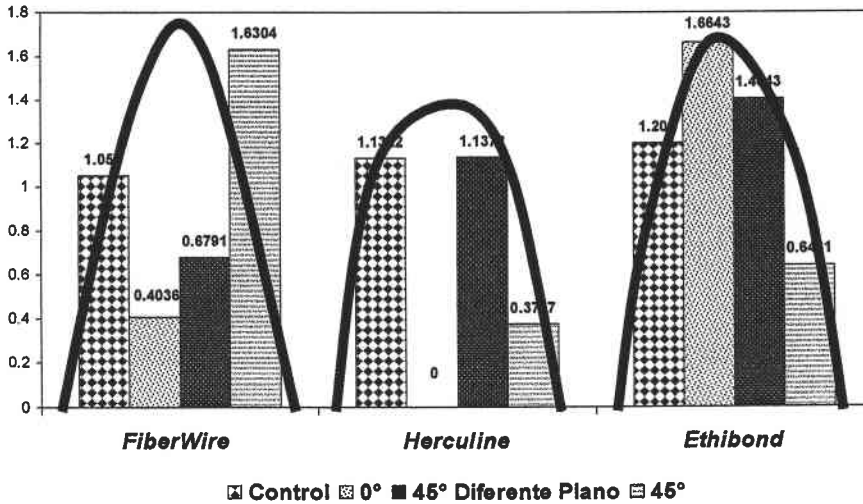
### Contraste de hipótesis

Para contrastar estadísticamente la presencia de diferencias entre medias, el supuesto de normalidad de las poblaciones que se comparan fue realizado a través de la prueba de Kolmogorov - Smirnov, la cual fue positiva a la normalidad (Gráfica #2 y Gráfica #3).

**Gráfica #2. Distribución normal entre el grupo control y los grupos en estudio (media).**



**Gráfica #3. Distribución normal entre el grupo control y los grupos en estudio (desviación estándar).**



\*Medida reportada en Kgf

Por lo tanto, con la presencia de una distribución normal, un tamaño de muestra menor de 30 y desconociéndose la varianza poblacional; se llevo a cabo el análisis de la variable control de cada sutura a evaluar respecto al valor de la media, con la sutura a comparar a través de la Prueba "t" de student.

Planteamiento de Hipótesis estadística:

Hipótesis Nula ( $\emptyset$ ): Abrasión de la sutura = Fuerza tensil ( $\mu^1 = \mu^2$ )

Hipótesis Alterna (a): Abrasión de la sutura  $\downarrow$  Fuerza tensil ( $\mu^1 \neq \mu^2$ )

Como primera instancia se realizó la búsqueda de homocedasticidad de varianzas con la aplicación del estadístico de  $F^{1-\alpha/2, n-1/n-1g.l.}$  ( $F$ =distribución de varianzas,  $\alpha$ =nivel de significancia, g.l.=grados libertad) y con un nivel de significancia de 0.05; resultando un sesgo a la derecha (asimetría), la cual tendrá a normalizarse al incrementar el tamaño de la muestra.

No se presentó similitud en las varianzas; por lo tanto se aplicó la prueba de hipótesis para 2 medias poblacionales con varianzas desiguales, con el siguiente estadístico:  $t = \frac{(x_1 - x_2) - (\mu_1 - \mu_2)_0}{\sqrt{S_1^2/n_1 + S_2^2/n_2}}$ ; donde  $x$ = media muestral,  $\mu$ = media poblacional,  $S$ =desviación estándar muestral,  $n$ = tamaño de muestra.

La finalidad es rechazar la hipótesis nula ( $H_0$ ), para que la hipótesis alterna ( $H_a$ ) tenga la probabilidad de ser verdadera.

Todas las pruebas indican que hay diferencia estadísticamente significativa entre la abrasión de la sutura y la fuerza tensil, sin embargo se debe considerar que el tamaño de la muestra es demasiado pequeño por lo que no se pueden extrapolar los resultados a gran escala, pero los resultados obtenidos ofrecen la factibilidad de que la abrasión de la sutura se relacione con la fuerza tensil (Tabla #2).



**Tabla #2.** Resultados obtenidos en las pruebas de comparación de medias.

Control	Variable	Estimador puntual	Intervalo de Confianza al 95%	Valor de "p"	Rechazo de Hipótesis
FiberWire	Tracción 0°	11.54	10.13 – 12.94	.0001	HØ
	Tracción 45° diferente plano	12.20	10.57 – 13.83	.0001	HØ
	Tracción 45° mismo plano	12.60	10.38 – 14.83	.0001	HØ
Herculine	Tracción 0°	---	---	---	---
	Tracción 45° diferente plano	5.06	3.76 – 6.36	.0001	HØ
	Tracción 45° mismo plano	4.91	3.42 – 6.39	.001	HØ
Ethibond	Tracción 0°	4.99	2.60 – 7.39	.004	HØ
	Tracción 45° diferente plano	7.47	5.75 – 9.18	.0001	HØ
	Tracción 45° mismo plano	7.45	5.69 – 9.20	.0001	HØ

### Descripción Unitaria:

- La sutura tipo FiberWire como grupo control sin efecto de abrasión, muestra resultados estadísticamente significativos de diferencia respecto a la sutura FiberWire con tracción a 0° en el mismo plano del ojal; la verdadera diferencia entre estas 2 suturas va de 10.13 Kgf a 12.94 Kgf, siendo estos resultados estadísticamente significativos respecto a su nivel de significancia base ( $\alpha$ ) de 0.05.
- La sutura tipo FiberWire como grupo control sin efecto de abrasión, muestra resultados estadísticamente significativos de diferencia respecto a la sutura FiberWire con tracción a 45° en diferente plano del ojal; la verdadera diferencia entre estas 2 suturas va de 10.57 Kgf a 13.83 Kgf, siendo estos resultados estadísticamente significativos respecto a su nivel de significancia base ( $\alpha$ ) de 0.05.
- La sutura tipo FiberWire como grupo control sin efecto de abrasión, muestra resultados estadísticamente significativos de diferencia respecto a la sutura FiberWire con tracción a 45° en el mismo plano del ojal; la verdadera diferencia entre estas 2 suturas va de 10.38 Kgf a 14.83 Kgf, siendo estos resultados estadísticamente significativos respecto a su nivel de significancia base ( $\alpha$ ) de 0.05.
- La sutura tipo Herculine como grupo control sin efecto de abrasión, muestra resultados estadísticamente significativos de diferencia respecto a la sutura Herculine con tracción a 45° en diferente plano del ojal; la verdadera diferencia entre estas 2 suturas va de 3.76 Kgf a 6.36 Kgf, siendo estos resultados estadísticamente significativos respecto a su nivel de significancia base ( $\alpha$ ) de 0.05.

- La sutura tipo Herculine como grupo control sin efecto de abrasión, muestra resultados estadísticamente significativos de diferencia respecto a la sutura Herculine con tracción a 45° en el mismo plano del ojal; la verdadera diferencia entre estas 2 suturas va de 3.42 Kgf a 6.39 Kgf, siendo estos resultados estadísticamente significativos respecto a su nivel de significancia base ( $\alpha$ ) de 0.05.
- La sutura tipo Ethibond como grupo control sin efecto de abrasión, muestra resultados estadísticamente significativos de diferencia respecto a la sutura Ethibond con tracción a 0° en el mismo plano del ojal; la verdadera diferencia entre estas 2 suturas va de 2.60 Kgf a 7.39 Kgf, siendo estos resultados estadísticamente significativos respecto a su nivel de significancia base ( $\alpha$ ) de 0.05.
- La sutura tipo Ethibond como grupo control sin efecto de abrasión, muestra resultados estadísticamente significativos de diferencia respecto a la sutura Ethibond con tracción a 45° en diferente plano del ojal; la verdadera diferencia entre estas 2 suturas va de 5.75 Kgf a 9.18 Kgf, siendo estos resultados estadísticamente significativos respecto a su nivel de significancia base ( $\alpha$ ) de 0.05.
- La sutura tipo Ethibond como grupo control sin efecto de abrasión, muestra resultados estadísticamente significativos de diferencia respecto a la sutura Ethibond con tracción a 45° en el mismo plano del ojal; la verdadera diferencia entre estas 2 suturas va de 5.69 Kgf a 9.20 Kgf, siendo estos resultados estadísticamente significativos respecto a su nivel de significancia base ( $\alpha$ ) de 0.05.

Se aplicó el Coeficiente de Correlación de Pearson, a todas nuestras mediciones en estudio; sin presentarse ninguna relación lineal (directa ó inversa) entre el grupo control de sutura contra el ángulo de tracción y rotación de las diversas suturas que se evaluaron, con valores de “p” estadísticamente no significativos, Tabla #2.

**Tabla #2.** Resultados de correlación entre el grupo control y suturas evaluadas de acuerdo al ángulo de tracción y rotación del ojal.

Variable	Grupo Control respectivo	
	Correlación	Valor de “p”
FiberWire tracción 0°	-0.009	0.989
FiberWire tracción 45° diferente plano	-0.108	0.863
FiberWire tracción 45° mismo plano	0.162	0.795
Herculine tracción 0°	---	---
Herculine tracción 45° diferente plano	0.572	0.314
Herculine tracción 45° mismo plano	-0.009	0.988
Ethibond tracción 0°	0.122	0.845
Ethibond tracción 45° diferente plano	0.447	0.450
Ethibond tracción 45° mismo plano	-0.087	0.889

## DISCUSIÓN

En la cirugía artroscópica actualmente se están utilizando las anclas para la re inserción de tejidos blandos a hueso, con buenos resultados.<sup>1-5,10,11</sup>. Debido a que había problemas de ruptura de las suturas, se desarrollaron suturas reforzadas, las cuales aparentemente tienen mayor resistencia a la abrasión<sup>8</sup>.

En este estudio se investigó la abrasión en tres diferentes tipos de suturas en un ancla metálica en un ambiente en seco. 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.<sup>1</sup>. Observamos 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, lo cual coincide con lo reportado por Bardana<sup>3</sup>

La abrasión aplicada al Ethibond #2, al Fiberwire #2 y a la Herculina #2 a diferentes ángulos con respecto al ojal afectó su fuerza tensil. Encontramos que la resistencia del Fiberwire es superior al Ethibond en todas las pruebas, lo cual concuerda con lo reportado por Lo<sup>8</sup>

Encontramos que al contrario de lo reportado por el fabricante de Herculine, esta no resulto ser mas resistente que el Ethibond en las pruebas realizadas.

El Fiberwire #2 presento mayor resistencia en todas las pruebas que la Herculine #2, esto no se había reportado en la literatura.

La ventaja del estudio es que se aplicaron los ciclos que normalmente se realizan en la práctica artroscópica, para tratar de semejar la práctica clínica.

Nuestra desventaja es que las mediciones se realizaron en seco, aunque no se midió consideramos que al realizarse de ésta manera puede haber mayor generación de calor al producirse la fricción y que ésta variable afecte negativamente el comportamiento de las suturas. El próximo paso es realizar las mediciones en un medio húmedo para semejar las condiciones artroscópicas reales, minimizando el posible efecto del calor.

## CONCLUSIONES

Para realizar una reinserción 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.

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 reinserción 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.

Encontramos que el Fiberwire presenta una mayor resistencia comparado con la Herculine y con el Ethibond, en todas las pruebas realizadas.

## BIBLIOGRAFIA

1. Barber FA, Herbert MA, Clic JN. The ultimate strength of suture anchors. *Arthroscopy* 1995; 11; 21-28.
2. Barber FA, Herbert MA. Sutures anchors-update 1999. *Arthroscopy* 1999; 15: 719-725
3. Bardana DD, Burks RT, West JR, Greis PE. The effect of suture anchor design and orientation on suture abrasion: an in vitro study. *Arthroscopy* 2003; 19: 274-281.
4. Tamai K, Sawazaki Y, Hara I. Efficacy and pitfalls of the Statak soft-tissue attachment device for Bankart repair. *J Shoulder Elbow Surg* 1993; 2: 216-220.
5. Barber FA, Herbert MA, Clic JN. Suture anchor strength revisited. *Arthroscopy* 1996; 12: 32-38.
6. Meyer DC, Nyffeler RW, Fucentese SF, Gerber C. Failure of suture material at suture anchors eyelets. *Arthroscopy* 2002; 18: 1013-1019.
7. Meyer DC, Fucentese SF, Ruffieux K, Jacob HA, Gerber C. Mechanical testing of absorbable suture anchors. *Arthroscopy* 2003; 19: 188-193.



8. Lo IKY, Burkhart SS, Athanasious K. Abrasion resistance of two types of nonabsorbable braided suture. *Arthroscopy* 2004; 20: 407-413.

9. Burkhart SS. A stepwise approach to arthroscopic rotator cuff repair based on biomechanical principles. *Arthroscopy* 2000; 16: 82-90.

10. Gerber C, Schneeberger AG, Beck M, Schlegel U. Mechanical strength of repairs of the rotator cuff. *J Bone Joint Surg Br* 1994; 76: 371-380.

11. Rossouw D, McElroy B, Amis A, Emery R. A biomechanical evaluation of suture anchors in repair of the rotator cuff. *J Bone Joint Surg Br* 1997; 79: 458-461.

12. [www.arthrex.com](http://www.arthrex.com)

13. [www.conmed.com/linvatec.php](http://www.conmed.com/linvatec.php)

14. [www.ethicon.com](http://www.ethicon.com)