

Estudo biomecânico de resistência à tração de âncoras metálicas de sutura em diferentes ângulos de inserção

Traction endurance biomechanical study of metallic suture anchors at different insertion angles

FLÁVIA NAMIE AZATO¹, ANDRÉ TORASO YAMASAKI¹, FÁBIO SUCOMINE¹, ARNALDO AMADO FERREIRA NETO², AMÉRICO ZOPPI FILHO³, EDUARDO BENEGAS⁴, ALEXANDRE PAGOTTO PACHECO⁴, RAUL BOLLIGER NETO⁵, CÉSAR AUGUSTO MARTINS PEREIRA⁶

RESUMO

O objetivo deste trabalho é verificar se o ângulo de inserção das âncoras de sutura interfere na sua resistência quando submetidas à uma força de tração constante.

Foram realizados 20 ensaios com âncoras metálicas de sutura inseridas em 4 angulações diferentes (30°, 45°, 60°, 90°), em osso de cadáver humano (fêmur distal) e mais 20 ensaios em osso artificial (Sawbone™). Os testes foram realizados na Máquina Universal de Ensaio modelo Kratos, sendo as âncoras tracionadas a 90° em relação ao seu plano de inserção na superfície óssea.

Os valores encontrados no osso de cadáver humano não foram estatisticamente significantes, ou seja, o ângulo de inserção não influenciou na resistência à tração. No osso artificial verificou-se que houve maior resistência na inserção a 90°, com relevância estatística em relação aos demais ângulos testados.

Descritores: Âncoras; Biomecânica; Resistência à tração

INTRODUÇÃO

Devido às facilidades técnicas que proporcionam, as âncoras de sutura vêm sendo muito utilizadas nas cirurgias ortopédicas, tanto abertas como artroscópicas, permitindo diminuição do tempo cirúrgico e conseqüentemente menor morbidade do ato operatório^(7,8,15,17).

Devido ao aumento do seu uso, principalmente nas cirurgias de ombro (reparação do manguito rotador e instabilidade glenoumeral), a soltura desses implantes é uma complicação que pode ocorrer no pós-operatório precoce e mais agressivo. Vários trabalhos retratam estudos biomecânicos referentes à resistência às forças de

SUMMARY

The suture anchors' insertion angle and its traction resistance are the main subjects of this study.

Twenty trials were realized using threaded suture anchors in four different angulations (30° /45° /60° /90°) in human bone (distal femur) and another twenty trials in artificial bone (Sawbone™). The anchors were pulled out being tractioned uprightly from its bone surface by a Kratos Universal test machine.

The human bone results found no relation between the main subjects of this study, so without statistical value. On the other hand at the artificial bone the insertion angle of 90° beared more traction, being statistically significant compared to the other angles.

Key words: Anchors; Biomechanics; Pullout strenght.

INTRODUCTION

Suture anchors are increasingly being used due to technical simplicity they add to Orthopedic Surgery, both open as arthroscopic, allowing surgery time reduction and a consequent lower morbidity of the surgery^(7,8,15,17)

As their use increased, mainly in shoulder surgery (rotator cuff and gleno-humeral instability correction), the loosening of these implants are possibly occurring complications in early more aggressive postoperative conduct. Several papers present biomechanical studies related to endurance to pullout strength of tendon sutures or soft tissues, with the

Trabalho realizado no Departamento de Ortopedia e Traumatologia da Faculdade de Medicina da Universidade de São Paulo - FMUSP - SP

- 1- Ex-residente
- 2- Médico Assistente do Grupo de Ombro e Cotovelo - Orientador do trabalho
- 3- Médico Assistente e Chefe do Grupo de Ombro e Cotovelo
- 4- Médico Assistente do Grupo de Ombro e Cotovelo
- 5- Médico Assistente e Vice-responsável do Laboratório de Biomecânica LIM 41 Co-orientador do trabalho
- 6- Tecnólogo em Saúde e Pesquisador do Laboratório de Biomecânica LIM 41 Co-orientador do trabalho

Endereço para correspondência: Rua Dr. Ovidio Pires de Campos, 333, 3º andar
CEP 05403-010 - São Paulo - SP - E-mail: aafneto@terra.com.br

Trabalho recebido em 05/08/2002. Aprovado em 27/11/2002

Work performed at the Departamento de Ortopedia e Traumatologia da Faculdade de Medicina da Universidade de São Paulo - FMUSP - SP

- 1- Ex-resident
- 2- Assistant Doctor at Shoulder and Elbow Group - Mentor of the work
- 3- Assistant Doctor and Head of Shoulder and Elbow Group
- 4- Assistant Doctor of Shoulder and Elbow Group
- 5- Assistant Doctor and vice-responsible for the Biomechanics Laboratory LIM 41 Co-mentor of the work
- 6- Health Technologist and Researcher of the Biomechanics Laboratory LIM 41 Co-mentor of the work

Address: Rua Dr. Ovidio Pires de Campos, 333, 3º andar
CEP 05403-010 - São Paulo - SP - E-mail: aafneto@terra.com.br

tração, das suturas de tendão ou tecido de partes moles, com uso de âncoras de fixação óssea (rosqueadas ou não)⁽¹⁶⁾ comparando-as com as suturas transósseas^(1,5,11,14). Entretanto, encontramos poucos trabalhos⁽²⁰⁾ que demonstrem somente testes de resistência das âncoras em relação à superfície óssea (sem o tecido mole suturado). Também não observamos trabalhos que medissem a resistência dessas âncoras em diferentes ângulos de inserção.

Com relação ao melhor ângulo de colocação da âncora, no caso das suturas do manguito rotador, Burkhart⁽⁴⁾ sugere que, para sutura do tendão do músculo supra-espinal, a inserção ideal da âncora no tubérculo maior seria de 45° em relação à diáfise do úmero. Neste trabalho, o autor denomina este ângulo de inserção de "Deadman angle", entretanto não faz menção da resistência à tração de outras inserções com ângulos diferentes.

Considerando que, durante o ato operatório, muitas vezes é difícil determinar com precisão o ângulo de inserção da âncora, procuramos neste trabalho comparar a resistência das âncoras de sutura quando submetidas à tração em diferentes ângulos de inserção.

MATERIAL E MÉTODOS

Utilizou-se um par de joelhos de um mesmo cadáver, masculino, 51 anos de idade, sem cirurgias ósseas prévias ou doenças ósteometabólicas. Os espécimes foram mantidos congelados a -20°C até o momento dos ensaios. Após descongelamento à temperatura ambiente, procedeu-se a retirada de partes moles e a desarticulação dos joelhos até a obtenção de 2 peças únicas de fêmures dissecadas, direito e esquerdo.

Duas unidades de osso artificial (Sawbone™) do modelo 1414-5 com características de osso esponjoso com as seguintes especificações: densidade de 20 pcf (pounds per cubic foot) e um módulo de elasticidade de 260 megapascal, conforme especificação do fabricante.

Foram utilizadas 20 âncoras de sutura do tipo rosqueada, de aço inoxidável, com as seguintes especificações segundo a Sociedade Americana para Testes de Materiais (ASTM): diâmetro de 4mm, alma de 2.5mm, altura de 12mm, passo de rosca de 2mm. (Figura 1).

Os ensaios foram realizados na Máquina Universal de Ensaio modelo Kratos K 5002 (dotada de célula de carga de 100Kgf) sendo medida em Newton a força de tração (Figura 2). Também foram utilizados fios de aço trançados (0,9 mm) para tração das âncoras e paquímetro digital e morsa com goniômetro acoplado, conferindo maior precisão ao ensaio⁽²⁰⁾.

use of bone fixation anchors (either or not screwed)⁽¹⁶⁾ comparing them to bone transfixing ones^(1,5,11,14). However few papers were found⁽²⁰⁾ related to the anchor endurance in relation to the bony surface itself (without a sutured soft tissue). It was also not found any paper measuring the endurance of these anchors at different insertion angles.

Regarding the best insertion angle of the anchor in rotator cuff sutures, Burkhart⁽⁴⁾ suggests that, for supraspinatus tendon suture, the ideal anchor insertion at the great tubercle would be 45° in relation to humeral shaft. In this paper, the author calls this the Deadman angle, however does not mention the pullout endurance of different angle insertions.

Considering that during the surgery is often difficult to precisely determine the anchor insertion angle, in this paper we aimed to compare the suture anchors pullout endurance when inserted at different angles.

MATERIAL E MÉTODOS

A pair of knees from a single cadaver, male, 51 years old, with no previous bone surgery or osteometabolic disease. The specimens were kept frozen at -20°C to the moment of the assay. After defrosted at room temperature, soft tissues were removed and the knees disarticulated to obtain two single pieces of dissected femurs, right and left.

Two artificial bone (Sawbone™) units model 1414-5 with cancellous bone characteristics with the following specifications: density, 20 pcf (pounds per cubic foot) and one elasticity module of 260 megapascal, according to supplier specification.

Twenty screwed suture anchors were used, made of stainless steel with the following specifications according to American Society for Tests of Material (ASTM): 4 mm diameter, 2.5 mm core, 12 mm high, screw pitch 2mm (Figure 1).

The assays were performed in an Universal Kratos K 5002 Test Machine (with load cell of 100 Kgf) and the pullout force measured in Newton (Figure 2). Were also used interlaced steel wires (0.9 mm) for anchor pullout and a digital caliper and goniometer attached to the fixator, leading to a more precise assay⁽²⁰⁾.

Biomechanical assays:

Twenty assays in cadaver bone and twenty in artificial bone were performed.

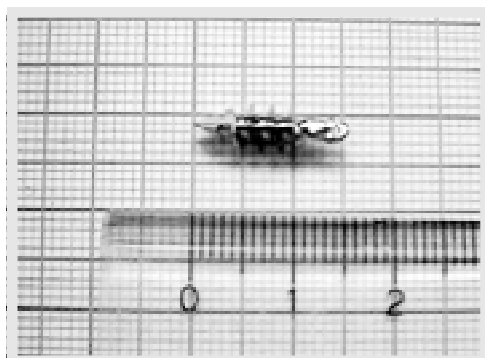


Figura 1 - Âncora metálica de sutura rosqueada.
Figure 1 - Screwed metallic suture anchor.



Figura 2 - Máquina de ensaios Kratos.
Figure 2 - Kratos Test Machine.

Ensaio biomecânico:

Realizaram-se 20 ensaios em osso de cadáver e 20 ensaios em osso artificial.

Os locais de inserção foram demarcados na região metafisária dos fêmures distais com paquímetro digital, equidistando 15 mm entre os locais de inserção, a fim de que a lesão óssea provocada num determinado ponto não interferisse na resistência do local de inserção da âncora adjacente^(2,5).

As angulações de inserção estudadas foram 90°, 60°, 45° e 30°, sendo a tração realizada sempre a 90° em relação ao plano de inserção (Figura 3).

Inicialmente o osso foi fixado a uma base constituída por uma morsa acoplada a um goniômetro. Um perfurador elétrico montado com fio de Kirschner de 2,5 mm de diâmetro foi acoplado à máquina de ensaios, estando este último conjunto sempre perpendicular ao solo. Devido à irregularidade da superfície óssea, os locais de inserção foram feitos com o conjunto "perfurador-máquina de ensaios" da seguinte forma: utilizou-se um pequeno tripé acoplado a um fio de Kirschner, de modo que este conjunto ficasse perpendicular a superfície óssea; a partir de então o conjunto "tripé-Kirschner" era alinhado ao fio de Kirschner do conjunto "perfurador-máquina de ensaios", mantendo-os sempre paralelos. Desta forma obtínhamos um plano que denominamos de "marco zero". A partir deste marco, os ângulos de inserção eram obtidos girando-se o conjunto "morsa-osso" sendo os ângulos medidos pelo goniômetro acoplado a este conjunto. As perfurações foram feitas até 13mm de profundidade para a inserção das âncoras conforme as especificações do fabricante. Trocou-se o perfurador pela célula de carga, retornando-se a morsa ao ponto zero, a fim de que a tração ocorresse perpendicular ao plano ósseo. Uniu-se a âncora a ser testada à célula de carga com fio de aço trançado (0,9mm), sem proporcionar tensão à primeira. Após esses cuidados, iniciou-se a tração com velocidade de 20mm/min até a total desinserção da âncora (Figura 4, 5 e 6).

A mesma metodologia foi utilizada para o osso artificial.

Neste estudo foram analisados dois parâmetros:

1) Força no limite da proporcionalidade (FLP): significa a força no limite da linearidade que o sistema completo da âncora de sutura suportou antes de sofrer uma deformidade plástica, ou seja, após a **FLP** ser ultrapassada o sistema deforma-se plasticamente, não retornando mais às suas características originais, mesmo após a retirada da força de tração.

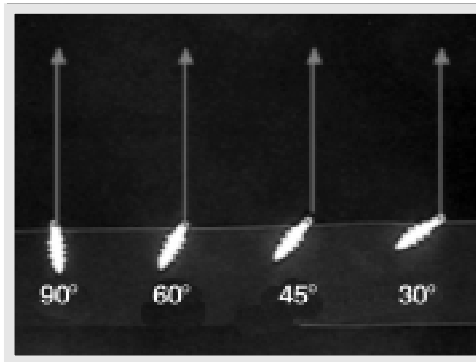


Figura 3 - Exemplo de âncoras inseridas nas diferentes angulações, sendo sempre traçadas (setas vermelhas) a 90° em relação ao plano de inserção (linha branca).

Figure 3 - Examples of anchors inserted at different angles, always pulled out (red arrows) at 90° in regard to insertion plane (white line).



Figura 4 - Osso acoplado à morsa. Ancora de sutura sendo traçada pela máquina de ensaios através de fio de aço.

Figure 4 - Bone coupled to the fixator. The suture anchor is being pulled out by the test machine through the steel wire.

Insertion sites were placed in metaphyseal region of distal femur with a digital caliper 15 mm distance between insertion sites, allowing the bone injury caused in a point not to influence next inserted anchor endurance^(2,5).

Studied insertion angles were 90°, 60°, 45° and 30°, and pullout force always applied at 90° regarding the insertion plane (Figure 3).

The bone was initially fixated to a fixator coupled to a goniometer. An electrical drill mounted with a 2.5 mm Kirschner wire was also coupled to the test machine, perpendicular to the floor. Due to bone surface irregularity, insertion sites were performed by means of the set "drill-test machine" as follows: a small tripod was coupled to a Kirschner wire so that it was kept perpendicular to the bone surface; from that, the "tripod-Kirschner" set was aligned to the set "driller-test machine" Kirschner wire, keeping them parallel. In this manner we got a plane that we called "zero mark". From this mark, the insertion angles were obtained by twisting the "bone-fixator" set, and the angles measured by means of the goniometer coupled to this set. The drillings were performed to reach 13 mm deep for anchor insertion according to the supplier specifications. The drill was changed by the load cell, returning the fixator to the zero point, so that the pullout would be perpendicular to the bone plane. The tested anchor was fixated to the load cell by means of an interlaced steel wire (0.9 mm) without causing tension to the first one.

Then, pullout was started with a 20 mm/min speed up to the anchor was totally removed (Figures 4, 5 and 6).

The same method was used for the artificial bone.

The following parameters were evaluated:

1) Proportionality Limit Strength (FLP): means the strength in the limit of the linearity that the complete suture anchor set endured before plastic deformity occurred, that is, after **FLP** was overcome the system had a plastic deformation, not returning to its original features, even after pullout is removed.

2) Maximal strength (Fmax): means the maximal force the system endured before being plucked out from the material, that is, after **Fmax** was overcome the tension decreases even with the system displacement.

2) **Força máxima (Fmáx)**: significa a força máxima que o sistema de sutura suportou antes de ser arrancado do material, ou seja, após a **Fmáx** ser ultrapassada a tensão é decrescente mesmo com o deslocamento do sistema.

Estudo estatístico:

No osso de cadáver, os dados obtidos para cada ângulo de inserção foram analisados segundo o teste estatístico de Kruskal-Wallis quanto a **FLP** e a **Fmáx**, com significância $p < 0,05$.

No osso artificial foi utilizada a análise de variância (ANOVA) para a **FLP** e **Fmáx**, e o Teste de Comparação Estatística de Tukey para analisar a diferença dos resultados entre as diversas angulações de inserção aos pares, com significância $p < 0,05$.

RESULTADOS

As variáveis analisadas foram as diferentes angulações de inserção da âncora de sutura ao material: 90°, 60°, 45° e 30°, quanto a **FLP** e a **Fmáx**.

Os resultados referentes a **FLP** e a **Fmáx** para os diferentes ângulos de inserção no osso de cadáver estão nas (Tabelas 1 e 2).

No osso de cadáver, não foi encontrada diferença significativa entre os diferentes ângulos de inserção. Foi utilizado o teste de Kruskal-Wallis para a análise estatística, sendo $p > 0,05$ em relação a **FLP** e a **Fmáx**.

Os resultados referentes a **FLP** e a **Fmáx** para os diferentes ângulos de inserção em osso artificial estão nas (Tabelas 3 e 4).

No osso artificial, a diferença foi estatisticamente significativa entre os diferentes ângulos de inserção ($p < 0,05$) tanto em relação a **FLP** quanto à **Fmáx**. Foi utilizado o teste ANOVA para análise dos dados.

Através do Teste de Comparação Múltipla de Tukey, foi comparada a diferença estatística entre as diversas angulações (pares) em relação a **FLP** e a **Fmáx** para os resultados no material sintético (Tabela 5)

Foi encontrado que para a **FLP** todos os ângulos apresentaram diferença estatística, exceto entre 30° e 45°, ou seja, a inserção a 90° tem uma **FLP** maior que a 60°, 45° ou 30°. A inserção a 60° tem uma **FLP** maior que a 45° ou 30°. Porém, não existe diferença significativa entre as inserções a 45° e 30° em relação a **FLP**.

Quanto a **Fmáx**, todos os valores foram diferentes estatisticamente, apresentando valores decrescentes conforme se diminui a angulação de inserção (Gráfico 1).

DISCUSSÃO

Por ser um método fácil e prático, as âncoras de sutura vêm sendo cada vez mais utilizadas nas cirurgias ortopédicas, tanto

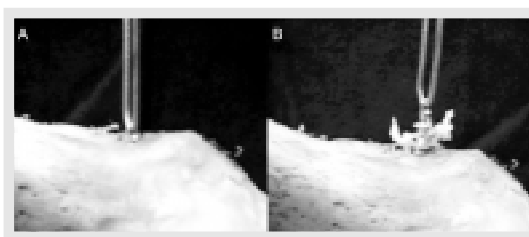


Figura 5 - A: âncora de sutura inserida no osso de cadáver. **B:** âncora de sutura desinserida do osso de cadáver.
Figure 5 - A: suture anchor inserted in the cadaver bone; **B:** suture anchor removed from the cadaver bone.

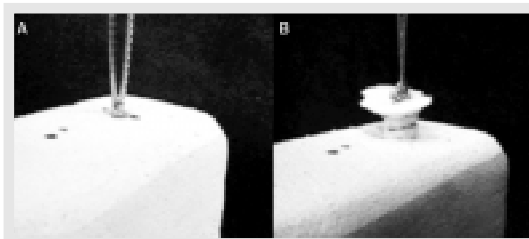


Figura 6 - A: âncora de sutura inserida no osso artificial. **B:** âncora de sutura desinserida do osso artificial.
Figure 6 - A: suture anchor inserted in the artificial bone; **B:** suture anchor removed from the artificial bone.

Statistical study:

In cadaver bone, data retrieved for each insertion angle were evaluated according to Kruskal-Wallis statistical method in regard to **FLP** and **Fmax** with a $p < 0.05$ significance level.

In artificial bone it was used the variance analysis (ANOVA) for **FLP** and **Fmax**, and Tukey Statistic Comparison Test for evaluating the difference of the results between the different insertion angles, paired, with a significance level of $p < 0.05$.

RESULTS

The studied variables were the different suture anchor insertion angles: 90°, 60°, 45° and 30°, regarding **FLP** and **Fmax**. The results regarding **FLP** and **Fmax** in different insertion angles in cadaver bone are in (Tables 1 and 2).

In cadaver bone, significant differences between the different insertion angles were not found. Kruskal-Wallis test was used for statistical analysis and found $p > 0.05$ for **FLP** and **Fmax**.

The results regarding **FLP** and **Fmax** for different insertion angles in artificial bone are in (Tables 3 and 4).

In artificial bone it was found a statistically significant difference between the different insertion angles ($p < 0.05$) both regarding **FLP** and **Fmax**. ANOVA test was used for analyzing the data.

By means of Tukey Multiple Comparison Test, it was compared the statistical difference between the different insertion angle pairs in regard to **FLP** and **Fmax** for results in synthetic material (Table 5).

It was found that for **FLP** all angles but 30° and 45° presented statistical differences, that is, 90° insertion has a higher **FLP** than 60°, 45° and 30°. Insertion at 60° has a higher **FLP** than at 45° or 30°, however there is not a significant difference between insertion at 45° and 30° in regard to **FLP**.

Regarding **Fmax**, all values were statistically different, decreasing as insertion angle decreased (Graphic 1).

DISCUSSION

As it is an easy and practical method, suture anchors are being increasingly used in orthopedic surgeries both open^(8,15) and arthroscopic⁽³⁾, allowing the reduction of surgery time and, consequently, reducing postoperative morbidity^(7,8,15,17).

These are frequently used in capsular-labrum-ligamentum shoulder instabilities, as well in reinsertion of supraspinous tendon tears in rotator cuff injuries^(9,10,13,19). However, in these situa-

abertas^(8,15) como nas artroscópias³, permitindo a diminuição do tempo cirúrgico e consequentemente menor morbidade do ato operatório^(7,8,15,17).

São muito empregadas nas cirurgias de reparação capsulolabioligamentar, nas instabilidades do ombro, como também nas reinserções das roturas do tendão do músculo supra-espinhal nas lesões do manguito rotador^(9,10,13,19). Entretanto, nesta situação, problemas têm surgido quanto à resistência das âncoras aos esforços de tração exercidos por este tendão, principalmente no que se refere ao local da inserção das âncoras - região do tubérculo maior de tecido ósseo esponjoso - e também quanto ao melhor ângulo de inserção⁽⁴⁾.

Burkhart⁽⁴⁾ descreve que para a sutura deste tendão a inserção ideal da âncora no tubérculo maior seria de 45° em relação à diáfise do úmero. Neste trabalho, o autor denomina este ângulo de inserção de "Deadman angle", entretanto, não faz menção da resistência à tração de outras inserções em ângulos diferentes. Como no ato operatório artroscópico é difícil de determinar exatamente se a inserção é feita a 45° e, conseqüentemente a alteração do ângulo poderia interferir na resistência a tração, procuramos realizar os testes com as âncoras inseridas em diferentes ângulos e observar e quantificar tais alterações.

Para a reprodução mais próxima do uso prático desses implantes, vários trabalhos de ensaios biomecânicos utilizam tecido ósseo de cadáver que, no caso das cirurgias de ombro, os mais usados são o úmero proximal e a glenóide^(12,17,18,20). Entretanto, em nosso trabalho, não utilizamos o úmero proximal porque seria necessário um número grande de espécimes tornando-se nossa amostra muito heterogênea em relação à qualidade óssea (osteopore)^(6,8). Devido a superfície óssea do tubérculo maior ser estreita, poderíamos realizar somente dois ensaios com as âncoras inseridas nesta região, para não ocorrer interferência na resistência do osso local⁽²⁾. Desta forma realizamos os ensaios com um par de fêmures distal de cadáver (região metafisária) e com osso artificial, com intenção de usar dois materiais diferentes e obter superfícies de inserção mais homogêneas que permitissem um maior número de ensaios⁽⁶⁾.

Observamos que durante a introdução das âncoras houve variação da resistência nos diferentes locais de inserção no osso metafisário do fêmur distal, o que não foi verificado no osso artificial.

Verificamos que tanto no osso de cadáver como no artificial os valores da F_{máx} foram decrescentes conforme diminuía o ângulo de inserção das âncoras.

FLP	ÂNGULOS			
	30°	45°	60°	90°
Média (N)	85,87	128,4	194,6	135
Mínimo (N)	25,87	40,72	81,44	65,75
Máximo (N)	109,1	161,6	251	241
Cesvio Padrão	40,63	72,62	45,6	64,63
Nº de ensaios	5	5	5	5

Tabela 1 - Resultados descritivos em osso de cadáver em relação à força no limite da proporcionalidade

Table 1 - Descriptive results in cadaver bones regarding proportionality limit strength.

Fmax	ÂNGULOS			
	30°	45°	60°	90°
Média (N)	102,4	167,7	231,5	209,6
Mínimo (N)	43,6	50,76	97,25	106,6
Máximo (N)	152,8	253,6	337,1	406,2
Cesvio Padrão	39,43	119,1	121,8	168,9
Nº de ensaios	5	5	5	5

Tabela 2 - Resultados descritivos em osso de cadáver quanto à força máxima de tração.

Table 2 - Descriptive results in cadaver bones regarding maximum pullout force.

FLP	ÂNGULOS			
	30°	45°	60°	90°
Média (N)	102,9	163,7	241,5	225,6
Mínimo (N)	90,84	139,3	174,6	268,3
Máximo (N)	114,5	188,6	299,6	345,4
Cesvio Padrão	11,7	23,66	55,17	32,16
Erro Padrão	5,231	10,58	24,67	14,38
Nº de ensaios	5	5	5	5

Tabela 3 - Resultados descritivos em osso artificial.

Fmax	ÂNGULOS			
	30°	45°	60°	90°
Média (N)	179,8	275,5	362,9	579,1
Mínimo (N)	141,3	267,8	291,3	403,4
Máximo (N)	194,5	299,5	415,9	621,8
Cesvio Padrão	21,67	7,622	46,67	65,97
Erro Padrão	9,782	3,14	20,83	24,9
Nº de ensaios	5	5	5	5

Tabela 4 - Resultados descritivos em osso artificial.

Fmax	ÂNGULOS			
	30°	45°	60°	90°
Média (N)	179,8	275,5	362,9	579,1
Mínimo (N)	141,3	267,8	291,3	403,4
Máximo (N)	194,5	299,5	415,9	621,8
Cesvio Padrão	21,67	7,622	46,67	65,97
Erro Padrão	9,782	3,14	20,83	24,9
Nº de ensaios	5	5	5	5

Tabela 4 - Descriptive results in artificial bone.

tions, problems were found in regard to the pullout efforts exerted by this tendon, mainly regarding anchor insertion sites - the cancellous bone at great tuberosity region - and also in regard to the best insertion angle⁽⁴⁾.

Burkhart⁽⁴⁾ describes that, for suture of this tendon, the ideal anchor insertion angle in the great tuberosity would be of 45° in relation to the humeral shaft. In this paper he calls the insertion angle as "Deadman angle", however he does not mention the endurance of other insertion angles. As during arthroscopic surgery it is difficult to exactly determine if the insertion is performed at 45°, and as change in the insertion angle could interfere with pullout endurance, we aimed to perform the tests with anchors inserted at different angles and to evaluate these changes.

For a reproduction that is closer to the practical use of these implants, several biomechanical works used cadaver bony tissue, which in shoulder surgeries more frequently use proximal humerus and glenoid^(12,17,18,20). However in our work we did not use proximal humerus due to it would be necessary a large number of specimens, making the sample too much heterogeneous in regard to bony quality (osteoporosis)^(6,8). As great tuberosity surface is narrow, it would be possible to perform only two assays with anchors inserted in this region, in order to not having interference in local bone endurance⁽²⁾. This way, we performed the assays with a pair of cadaver distal femur metaphyseal region, and with artificial bone, aiming to use two different material and obtain more homogeneous insertion surfaces allowing a larger number of assays⁽⁶⁾.

It was observed that during the anchor introduction there was a resistance variation of the different insertion places in femur metaphyseal bone that was not observed in artificial bone.

It was found that both in cadaver and in artificial bone, **Fmax** values decreased as the anchor insertion angle decreased.

However, in statistical analysis of cadaver bone assays, results comparing **Fmax** and also **FLP** of different insertion angles were not statistically significant, differently from the artificial bone. An explanation for that is probably due to variation of the texture of the different material used (distal metaphyseal femoral bone and artificial bone) also found by the researcher during the anchors insertion.

Contudo, na análise estatística dos ensaios com osso de cadáver, os resultados comparando a **Fmáx** e também a **FLP** dos diferentes ângulos de inserção não foram estatisticamente significantes, o que não foi verificado nos ensaios com osso artificial. A explicação para tal fato deve-se, provavelmente, à variação da textura dos diferentes materiais utilizados (osso da metáfise distal do fêmur e osso artificial), também verificada pelo pesquisador durante a inserção das âncoras.

Ao compararmos os diferentes ângulos de inserção entre si, verificamos que a **Fmáx** das âncoras inseridas a 90° foi maior do que as outras angulações, ou seja, foram mais resistentes à tração. Atribuímos este fato a maneira como foi aplicada a força de tração perpendicular ao plano da superfície óssea. Desta forma, no caso das âncoras inseridas a 90°, a força de desinserção (TA) era a própria força de tração (T). Já com as âncoras inseridas a 30°, 45° e 60°, a força de tração (T) se decompunha em duas forças de desinserção (TA e TN) que juntas rodavam a âncora até a posição mais vertical (Figura 7). Observamos isso durante os ensaios, sendo que a âncora antes de atingir a **Fmáx** movia-se da sua posição inclinada de inserção, rodando progressivamente até ficar na posição de 90° para ser posteriormente desinserida do osso. Verificamos também que o osso sobre a âncora (área hachurada) era "rasgado" pela própria âncora.

Salientamos que, mesmo com um número pequeno de espécimes, a qualidade do tecido ósseo pode influir na resistência à tração⁽¹²⁾, além do ângulo de inserção da âncora conforme mencionado anteriormente.

Embora os ensaios neste trabalho fossem testes de resistência estática, o que de certa maneira não estaria reproduzindo a solitação destes implantes "in vivo", poderíamos imaginar que algumas situações realizadas neste trabalho são semelhantes na nossa prática cirúrgica. Sabemos que a força de tração exercida sobre a âncora pelo tendão do supra-espinal tem a angulação próxima a 45° em

FLP	P value
30° x 45°	P > 0.05
30° x 60°	P < 0.001
30° x 90°	P < 0.001
45° x 60°	P < 0.01
45° x 90°	P < 0.001
60° x 90°	P < 0.01
Fmáx	P value
30° x 45°	P < 0.01
30° x 60°	P < 0.001
30° x 90°	P < 0.001
45° x 60°	P < 0.05
45° x 90°	P < 0.001
60° x 90°	P < 0.001

Tabela 5 - Teste de Comparação Múltipla de Tukey para osso artificial.
Table 5 - Tukey Multiple Comparison Test for artificial bone.

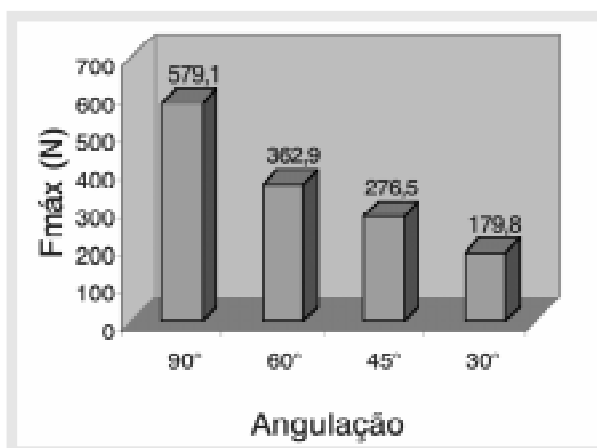


Gráfico 1 - Força máxima decrescente conforme decresce a angulação de inserção das âncoras de sutura (p<0,05).
Graphic 1 - Decreasing maximal force as suture anchor insertion angle decreases (p<0.05).

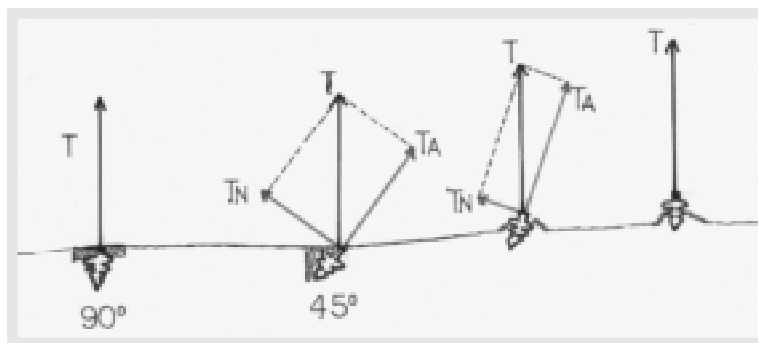


Figura 7 - Forças atuantes na âncora de sutura inserida a 90° e a 45°. T: força de tração; TA: força de arrancamento; TN: força normal.
Figure 7 - Acting forces over suture anchor inserted at 90° and 45°. T: pullout force; TA: pluck out force; TN: normal force.

endurance related to osteoporotic bone may influence on these material loosening.

When comparing the different insertion angles to each other, it was found that **Fmax** of anchors inserted at 90° was higher than the other angles, that is, they were more resistant to pullout forces. We attribute this to the manner the pullout force was applied, perpendicular to the bone surface plane. In this way, in the case of anchors inserted at 90° the desinsertion force (TA) was the pullout force itself (T). Yet with anchors inserted at 30°, 45° and 60°, pullout force (T) decomposed into two forces (TA and TN), which together twisted the anchor to a more vertical position (Figure 7). We observed during the assays that before reaching its **Fmax** the anchor moved from its inclined position up to reach a 90° position, being after plucked out of the bone. We also verified that the bone over the anchor (hatched area) was tear by the anchor itself.

We emphasize that, even though with a small number of specimens, the quality of the bone tissue may interfere in pullout endurance⁽¹²⁾, additionally to the insertion angle before mentioned.

Nevertheless the assays performed in this work were of static resistance, which not exactly reproduces the requests to these implants "in vivo", we could wonder that some situations in this work are similar to those found in surgical practice. It is known that the pullout force exerted by the supraspinous tendon over the anchor has an angle close to 45° in relation to the surface of the great tuberosity. However, this angle and its relationship to the anchor change as humeral abduction takes place, changing the pullout force exerted over this implant. So, the lower

relação à superfície do tubérculo maior. Entretanto esta angulação e a sua relação com a âncora se modificam conforme ocorre a abdução do úmero alterando a força de tração exercida neste implante. Desta forma esta alteração associada a menor resistência do osso osteoporótico pode influir na soltura desses materiais.

Convém salientar que o ideal para este trabalho seria o uso de vários espécimes de úmero proximal com qualidades ósseas iguais ou semelhantes reproduzindo de certa forma situações próximas à realidade.

CONCLUSÕES

1) As âncoras de sutura inseridas a 90° têm maior resistência à tração em relação aos outros ângulos de inserção no osso artificial.

2) A qualidade do material no local de inserção pode interferir na resistência das âncoras submetidas à tração, independentemente dos ângulos de inserção.

It is worthy to stress that the ideal for this work would be the use of several specimens of proximal humerus with the same or similar bony quality, somehow reproducing situations close to reality.

CONCLUSIONS

1) Suture anchors inserted at 90° have more pullout endurance when compared to other insertion angles in artificial bone.

2) The quality of the material at the insertion site may interfere in the endurance of the anchors to pullout, independently of the insertion angle.

REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

1. Amis AA, The strenght of artificial ligament anchorages: a comparative experimental study. *J Bone Joint Surg Br* 70:397-403, 1998.
2. Barber FA, Cawley P, Prudich JF. Suture anchor failure strength: an in vivo study. *Arthroscopy* 9:647-652, 1993.
3. Barber FA., Herbert MA, Click JN. Suture anchor strength revisited. *Arthroscopy* 12:32-38, 1996.
4. Burkhart SS. The deadman theory of suture anchors: observations along a south texas fence line. *Arthroscopy* 11:119-123, 1995.
5. Burkhart SS, Pagàn JL, Wirth MA, Athanasiou 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* 13:720-724, 1997.
6. Carpenter JE, Fish DN, Huston LJ, Goldstein SA. Pull-out strength of five suture anchors. *Arthroscopy* 9:109-113, 1993.
7. Craft DV, Moseley JB, Cawley, PW, Noble PC. Fixation strenght of rotator cuff repairs with suture anchors and the transosseous suture technique. *J Shoulder Elbow Surg* 5:32-40, 1996.
8. Fennel CW, Ballard JM, Pflaster DS, Adkins RH. Comparative evaluation of bone suture anchor to bone tunnel fixation of tibialis anterior tendon in cadaveric cuboid bone: a biomechanical investigation. *Foot Ankle Int* 16:641-645, 1995.
9. France EP, Paulos LE, Hanrner CD, Straight CB. Biomechanical evaluation of rotator cuff fixation methods. *Am J Sports Med*, 17:176-181, 1989.
10. Gerber C, Schneeberger AG, Beck M, Schlegel U. Mechanical strength of repairs of the rotator cuff. *J Bone Joint Surg Br* 76:371-80, 1994.
11. Goble EM, Somers WK, Clark R, Olsen RE. The development of suture anchors for use in soft tissue fixation to bone. *Am J Sports Med* 22:236-239, 1994.
12. Hecker AT, Shea M, Hayhurst JO, Myers ER, Meeks LW, Hayes WC. Pull-out strenght of suture anchors for rotator cuff and Bankart lesion repairs. *Am J Sports Med* 21:874-879, 1993.
13. Matsen FA, Arntz CT. Rotator cuff tendon failure. In: Rockwood C.A., Matsen F.A., eds. *The shoulder*. Philadelphia: Saunders, 1990. p.671-673.
14. Reed SC, Glossop N. Full-thickness rotator cuff tears. A biomechanical comparison of suture versus bone anchor techniques. *Am J Sports Med* 24:46-48, 1996.
15. Rehak DC, Sotereanos DG, Bowman MW, Herndon JH, Pittsburgh PA. The mitek bone anchor: application to the hand, wrist and elbow. *J Hand Surg Am* 19:853-860, 1994.
16. Robertson DB, Daniel DM, Biden E. Soft tissue fixation to bone. *Am J Sports Med* 14:398-403, 1986.
17. Rossouw DJ, McElroy BJ, Amis AA, Emery RJ. A biomechanical evaluation of suture anchors in repair of the rotator cuff. *J Bone Joint Surg Br* 79:458-461, 1997.
18. Sasaki SU, Stuginsky RM, Mattar Jr R, et al. Estudo biomecânico comparativo da resistência à tração entre dois tipos diferentes de mini-âncora de sutura. *Rev Bras Ortop* 35:231-234, 2000.
19. Sward L, Hughes JS, Amis A, Wallace WA. The strength of surgical repairs of the rotator cuff: a biomechanical study on cadavers. *J Bone Joint Surg Br* 74:585-588, 1992.
20. Wetzler MJ, Bartolozzi AR, Gillespie MJ, et al. Fatigue properties of suture anchors in anterior shoulder reconstructions: mitek GII. *Arthroscopy* 12:687-693, 1996.