

Propriedades biomecânicas da banda anterior do ligamento glenoumeral inferior submetido a estresse

Biomechanical properties of the anterior band of the inferior glenohumeral ligament under stress

JOSÉ ATUALPA PINHEIRO JÚNIOR¹, JOSÉ ALBERTO DIAS LEITE², FRANCISCO ERIVAN DE ABREU MELO³, JOSÉ DE SÁ CAVALCANTE JÚNIOR⁴, ANTÔNIO CANTÍDIO SILVA CAMPOS⁵, CARLOS WINDSON CAVALCANTE MOTA⁶

RESUMO

Com o objetivo de estudar o comportamento da banda anterior do ligamento glenoumeral inferior quando submetido a tração uniaxial, estudaram-se 20 ligamentos glenoumerais, especificamente sua banda anterior, divididos em dois grupos: Grupo I, ligamento com origem e inserção óssea e Grupo II, parte média do ligamento. Realizou-se tração uniaxial em máquina desenvolvida no Departamento de Física da Universidade Federal do Ceará, sendo utilizada a Lei de Hooke para avaliação do comportamento do ligamento na fase elástica e a Lei Exponencial stress-strain, para fase de rigidez.

Todos os ligamentos tiveram o mesmo comportamento, tendo apresentado uma fase de elasticidade, seguida de uma de rigidez. Após avaliação da fase elástica, utilizando a Lei de Hooke, os ligamentos apresentaram as constantes de 10,507 N/mm para o grupo I e de 13,80 N/mm para o Grupo II, sofrendo um alongamento de 2,83% e 2,84%, respectivamente, até o ligamento tornar-se rígido. Na fase de rigidez, as constantes foram 511,56 N/mm para o Grupo I e 156,84 para o Grupo II N/mm.

Concluiu-se que o ligamento sofre um alongamento pequeno até tornar-se rígido, como também apresenta um aumento importante nas constantes de força durante a fase de rigidez.

Descritores: Biomecânica; Ligamento glenoumeral inferior; Estresse

INTRODUÇÃO

A luxação glenoumeral é a mais freqüente de todas, perfazendo um total de 45% dos casos⁽¹⁰⁾ dos quais, 85% são do subtipo anterior⁽⁹⁾.

SUMMARY

This paper is aimed at studying the behavior of the band of inferior glenohumeral ligament subjected to uniaxial traction. Twenty ligaments were distributed in two groups: Group I (ligaments with bony origin and insertion) and Group II (medial portion of the ligament). Uniaxial traction was applied to all tendons utilizing a traction machine developed in the Department of Physics of UFC. Hooke's Law was used for evaluation of ligament behavior during elastic phase and the Exponential stress-strain Law, for rigidity phase.

All ligaments had the same behavior, presenting a phase of elasticity, followed by one of rigidity. After evaluation of the elastic phase, applying Hooke's Law, ligaments constants were 10.507 N/mm (group I) and 13.80 N/mm (group II), suffering a straining of 2.83% and 2.84%, respectively, until the ligament became rigid. During rigidity phase, the constants were 511.56% N/mm (group I) and 156.84% N/mm (group II).

It is concluded that the ligament submitted to traction suffers a small elongation until becoming rigid along with an important increase in force constants during rigidity phase.

Key words: Biomechanics; Inferior glenohumeral ligament; Stress.

INTRODUCTION

Glenohumeral dislocation is the most frequent type of dislocation, accounting for 45% of the cases⁽¹⁰⁾, 85% of which are of the anterior subtype⁽⁹⁾.

Trabalho realizado no Serviço de Ortopedia e Traumatologia da Faculdade de Medicina da Universidade Federal do Ceará

- 1- Mestrando em Ortopedia e Professor Substituto
- 2- Livre Docente em Ortopedia e Chefe
- 3- Professor Titular do Departamento de Física da Universidade Federal do Ceará
- 4- Chefe do Serviço de Traumatologia do Instituto Dr. José Frota, Fortaleza - Ceará
- 5- Residente de Ortopedia e Traumatologia
- 6- Residente de Ortopedia e Traumatologia

Endereço para correspondência: Rua Dr. Zamenhoff, 400, apto. 202 - Bairro Papicu Fortaleza - CE - E-mail: atualpajr@webcabo.com.br

Work performed at Serviço de Ortopedia e Traumatologia da Faculdade de Medicina da Universidade Federal do Ceará

- 1- Candidate for a Master's Degree in Orthopedics, Interim Professor
- 2- Associate Professor of Orthopedics and Head
- 3- Full Professor, Department of Physics
- 4- Head of the Traumatology Service, Dr. Jose Frota Institute, Fortaleza, CE, Brazil
- 5- Internist, Orthopedics and Traumatology Service
- 6- Internist, Orthopedics and Traumatology Service

Address: Rua Dr. Zamenhoff, 400, apto. 202 - Bairro Papicu - Fortaleza - CE
E-mail: atualpajr@webcabo.com.br

Trabalho recebido em 12/11/2002. Aprovado em 21/03/2003

As descrições mais detalhadas da luxação glenoumeral surgiram a partir dos relatos de Hipócrates (460 a . C), que descreveu a anatomia do ombro e classificou os tipos de luxação em dois grupos: traumática e atraumáticas. Apontou também o primeiro procedimento cirúrgico⁽¹⁶⁾ para evitar recidiva, devida ao tecido cicatricial, utilizando ferro em brasa⁽¹²⁾. Neer et al⁽¹⁶⁾ acrescentaram à classificação de Hipócrates, um terceiro tipo, que é a luxação adquirida, causada por microtraumas repetitivos, quando ocorre um aumento do volume da articulação glenoumeral.

A articulação glenoumeral apresenta estabilizadores dinâmicos e estáticos. Os dinâmicos são formados pelos músculos do manguito rotador, enquanto os estáticos, por fatores relacionados à geometria articular, como anteversão da escápula, retroversão da glenóide e retroversão da cabeça do úmero, e ainda por fatores físico-químicos como volume articular limitado e pressão articular negativa e as seguintes estruturas capsuloligamentares: cápsula reforçada pelos ligamentos: coracoumeral, glenoumeral superior, glenoumeral médio e ligamento glenoumeral inferior⁽¹²⁾

O ligamento glenoumeral inferior (LGUI) é uma estrutura complexa composta da banda anterior, da banda posterior e de uma bolsa axilar, que se origina da glenóide. A banda anterior compreende uma área que varia entre 2:00 e 4:00 horas, quando se compara a glenóide com um mostrador de relógio, ou 330° e 30°, quando se estabelece um comparativo entre a glenóide e uma circunferência, neste mesmo intervalo ocorre a inserção do ligamento no úmero^(2,17).

Na posição de abdução de 90 graus e rotação externa, o LGUI é o principal responsável pela estabilidade do ombro^(17,18), tendo em vista que, nessa atitude, freqüentemente ocorre a luxação glenoumeral ântero-inferior. Este ligamento passou a ser melhor estudado a partir dos ensaios biomecânicos de Bigliane et al.⁽³⁾, segundo os quais o rompimento ocorre em 45% dos casos na origem da glenóide, 35% na porção central do ligamento e 25% na inserção no úmero, com um estresse de $5,2 \pm 1$ MPa

As técnicas cirúrgicas mais utilizadas para a reparação das luxações recidivantes do ombro consistem em procedimentos realizados na estrutura óssea como: transferência do coracóide para a borda anterior da glenóide⁽⁷⁾ e osteotomias rotacionais do úmero⁽¹⁹⁾, encurtamento capsular⁽¹²⁾, e principalmente plastias capsuloligamentares, entre as quais a reinserção da lesão de Bankart⁽¹⁾, o retencionamento das estruturas capsuloligamentares⁽¹⁶⁾ ou ainda a associação das duas técnicas, por via aberta⁽⁵⁾ ou artroscópica⁽⁶⁾. Nas técnicas artroscópicas, tem sido utilizado a capsuloplastia térmica⁽⁶⁾, utilizando ondas de rádio frequência ou laser, nos casos onde ocorra um aumento das estruturas capsulo ligamentares, com o objetivo de realizar seu encurtamento e, conseqüente, a diminuição do volume articular.

Devido a importância da banda anterior do ligamento glenoumeral inferior na estabilidade da articulação do ombro, realizou-se estudo biomecânico, com o objetivo de avaliar o comportamento deste ligamento, quando submetido a cargas de tração e de estabelecer qual a força necessária para que o ligamento sofra alterações nas suas propriedades.

MATERIAL E MÉTODO

Foram obtidos 20 ligamentos glenoumerais inferiores em sua porção anterior, provenientes de 14 cadáveres congelados, não reclamados. Os cadáveres eram de adultos com idade aproximada entre 20 e 50

Most detailed descriptions of glenohumeral dislocation were reported by Hippocrates (460 b.C.) who studied the anatomy of the shoulder and classified the types of dislocation in two groups, traumatic and atraumatic. By using red-hot iron, he also provided the first surgical procedure⁽¹⁶⁾ to avoid relapse due to cicatricial tissue⁽¹²⁾. Neer et al⁽¹⁶⁾ added a third type to Hippocrates' classification – the acquired dislocation caused by repeated micro traumas, when a volume increase occurs in the glenohumeral articulation.

The glenohumeral articulation has dynamic and static stabilizers. Dynamic stabilizers are formed by the rotator cuff muscles, while static stabilizers are formed by factors related to the articulation's geometry, such as anteversion of the scapula, retroversion of the glenoid and retroversion of the humeral head, and also by chemical and physical factors such as limited articular volume and negative articular pressure, plus the following capsuloligament structures: capsule reinforced by coracohumeral, superior glenohumeral, medium glenohumeral and inferior glenohumeral ligaments⁽¹²⁾.

The inferior glenohumeral ligament (IGHL) is a complex structure including the anterior band, posterior band and one axillary pouch originating from the glenoid. If we relate the anterior band to a clock dial, this will band comprehend the area ranging from 2 o'clock to 4 o'clock; or, if we relate the anterior band to a circumference, the band will correspond to the area between 330° and 30°. The ligament is inserted in the humerus in this interval^(2,17).

In 90° abduction positions with external rotation, the IGH is the main responsible for shoulder stability^(17,18), since it is in this position that anteroinferior glenohumeral dislocation most frequently occurs. This ligament was better studied after the biomechanical assays performed by Bigliane et al⁽³⁾, where the rupture occurs at the origin of the glenoid in 45% of the cases, at the center portion of the ligament in 35% and at the insertion with the humerus in 25% of the cases, with a stress of 5.2 ± 1 Mpa.

The most commonly used surgical techniques for repairing recurrent dislocations of the shoulder consist of procedures performed in the bone structure, such as transfer of the coracoid to the anterior border of the glenoid⁽⁷⁾ and rotational osteotomies of the humerus⁽¹⁹⁾, capsular shortening⁽¹²⁾, but mainly capsuloligament plasties such as reinsertion of the Bankart injury⁽¹⁾, retensioning of capsuloligament structures⁽¹⁶⁾ or, yet, the association of these two techniques by open way⁽⁵⁾ or by arthroscopy⁽⁶⁾. The arthroscopic techniques employ thermal capsuloplasty⁽⁶⁾ using radiofrequency waves or laser, in cases where an increase of the capsuloligament structures occur, with the purpose of shortening them and consequently decreasing the articular volume.

Due to the importance of the anterior band of the inferior glenohumeral ligament for the shoulder articulation stability, a biomechanical study was conducted with the purpose of evaluating the behavior of this ligament when submitted to stress loads and establishing which is the force required so that the properties of the ligament change.

MATERIALS AND METHOD

Twenty anterior portions of inferior glenohumeral ligaments were obtained from 14 non-claimed frozen corpses. The corpses belonged to male adults aged between 20 and 50 years; the choice of shoulder

anos, todos do sexo masculino, sendo a escolha do ombro realizada de forma aleatória, excluídos apenas aqueles que apresentavam sinais de lesão traumática ou degenerativa. Todos os cadáveres encontravam-se congelados, a uma temperatura de 20° C negativos, sendo descongelados à temperatura ambiente. Para utilização dos ligamentos nos experimentos, obteve-se autorização do Comitê de Ética em Pesquisa do Complexo Hospitalar da Universidade Federal do Ceará. Após identificação do ligamento glenoumeral inferior em suas três porções, procedeu-se a osteotomia no colo da glenóide e do úmero, cinco centímetros abaixo do colo anatômico, sendo retirado o corpo de prova e efetuado a individualização da parte anterior do ligamento glenoumeral inferior, em seguida envolvidos em solução de soro fisiológico e encaminhados para o Laboratório de Biomecânica do Departamento de Física da Universidade Federal do Ceará. Dez ligamentos permaneceram fixados a glenóide e a cabeça umeral (Grupo I) e outros dez foram ressecados da origem até a inserção óssea, permanecendo somente a parte ligamentar (Grupo II). Realizaram-se medições de seus comprimentos, largura e espessura, utilizando um paquímetro. Após realizadas todas as medidas do Grupo I, os corpos de prova foram fixados com fios de aço inoxidável e envolvidos com cimento ósseo (polimetilmetacrilato) na parte óssea, mantendo uma distância de cinco milímetros da parte ligamentar (Figura 1), novamente fixados, por meio de fios de aço, para o teste de tração, em Máquina de Tração Uniaxial, desenvolvida no Laboratório de Física da UFC⁽¹⁵⁾. Os dez ligamentos do Grupo II foram testados na máquina utilizando duas garras metálicas, especialmente desenhadas para evitar solturas ou rupturas nas extremidades dos ligamentos⁽⁴⁾ (Figura 2), quando se procedeu a novas medidas do comprimento para, posteriormente, submetê-las à tração.

Antes de iniciar o ensaio de tração, o sistema foi calibrado para níveis de voltagem zero, ou seja, os dois LVDT (Linear Variation Differential Transform) estavam com seus núcleos na mesma posição dos respectivos solenóides. Qualquer deformação na mola deslocava o núcleo do LVDT preso à extremidade da mola e alterava sua relação com o outro LVDT fora da máquina e com núcleo preso a um micrômetro. Quando os dois núcleos dos dois LVDT estavam na mesma posição, o sinal observado no osciloscópio, enviado pelo oscilador, tinha amplitude zero. Qualquer diferença na posição relativa dos núcleos aparecia no osciloscópio sob a forma de aumento da amplitude do sinal.



Figura 1 - Detalhe mostrando o envolvimento do conjunto osso-fio com cimento ósseo.

Figure 1 - Detail showing the "bone / steel wire" assembly with bone cement.

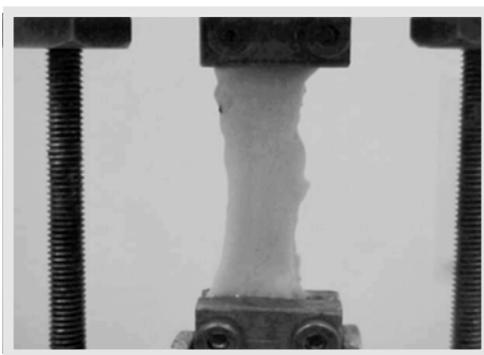


Figura 2 - Mostra ligamento (Grupo II) fixado à máquina de tração uniaxial através de garras metálicas.

Figure 2 - Sample of Group II ligament fastened to the uniaxial strain machine by metal clamps.

was made at random, the only criterion for exclusion being evidence of traumatic or degenerative injury. All the corpses were frozen at minus 20°C and defrosted at room temperature. An authorization was obtained from the Ethical Committee for Research of the Hospital Complex - UFC so that the ligaments could be used in the study. Following the identification of the three portions of each inferior glenohumeral ligament, an osteotomy was performed in the collum of the glenoid and of the humerus, 5 cm below the anatomical collum; then specimen samples were collected and the individualization of the anterior portion of the inferior glenohumeral ligament was performed. The samples were immersed in saline solution and sent to the Laboratory of Biomechanics of the Department of Physics - UFC. Ten ligaments remained fixed to the glenoid and to the humeral head (Group I), while the other ten were resected from the origin to the bone insertion, the ligament portion being the only remaining one (Group II). The length, width and thickness of all samples were measured using a Vernier caliper. After performing all the measurements in Group I, the specimen samples were fastened with stainless steel wires and involved with bone cement (polymethylmetacrylate) in the bone portion, keeping a 5-mm distance from the ligament portion (Figure 1); then they were fastened again with steel wires, as a preparation for the stress test, using a Uniaxial Strain Machine developed at the Physics Laboratory of the UFC⁽¹⁵⁾. The ten ligaments of Group II were tested in the machine, where they were fixed by means of two metal clamps specially designed to avoid that the ligaments would loosen or break in their ends⁽⁴⁾ (Figure 2); then the lengths of the ligaments were measured again, prior to applying tension to them.

Before starting the strain assay, the system was adjusted to zero voltage levels, that is, the two LVDTs (Linear Variation Differential Transformers) have their nuclei in the same position as the nuclei of the corresponding solenoids. Any deformation in the spring would displace the nucleus of the LVDT connected to the spring end and alter its relation with the other LVDT outside the machine and with the nucleus fixed to a micrometer caliper. When the nuclei of both LVDTs were in the same position, the signal sent by the oscillator and observed in the oscilloscope was zero. Any changes in the relative position of the nuclei appeared on the oscilloscope dial as an increase in the signal amplitude.

As the load was applied, the spring was deformed and produced a displacement in the nucleus of the LVDT connected to the end of the

À medida que a carga era aplicada, a mola se deformava, produzindo um deslocamento no núcleo do LVDT ligado à extremidade da mola. Esse movimento aparecia no osciloscópio sob a forma de aumento da amplitude do sinal. Tal amplitude retornava a zero quando se colocava o outro LVDT, que se encontrava fora da máquina, por meio do micrômetro, sendo possível medir o deslocamento sofrido pelos dois núcleos: o primeiro media o deslocamento sofrido pela mola e o segundo, o deslocamento do ligamento.

Calculou-se o deslocamento sofrido pelo corpo de prova assim como o deslocamento sofrido pela mola, exatamente a deformação Δx (delta x) em face da força aplicada (F), para, então, aplicar-se a Lei de Hooke:

$$F = K \cdot \Delta x \quad (1)$$

onde K (constante da mola) = 2.59342 N/mm

Foi analisado também o alongamento sofrido pelos corpos de prova (delta l = l - l₀, onde l₀ = comprimento inicial e l = comprimento após tração) tanto do Grupo I como do Grupo II e calculado o strain (deformação relativa do corpo submetido a uma tensão), definido como:

$$\epsilon = \Delta l / l_0 \quad (2)$$

Calculou-se o estresse sofrido pelo ligamento a partir da divisão da força aplicada (F) pela área do ligamento (S), esta última resultante da multiplicação da largura pela espessura do ligamento. Assim, pode-se representar o estresse em unidades de N/mm² ou MPa (Mega Paschoal), onde 1Mpa=1N/mm², da seguinte forma:

$$\sigma = F / S \quad (3)$$

Foi utilizada a Lei de Hooke generalizada, envolvendo o estresse e o strain e a exponencial stress-strain, representada graficamente da seguinte maneira:

$$\sigma = A(\exp(\epsilon/B) - 1) \quad (4)$$

onde, A e B são constante do material a determinar, σ é o strain e ϵ é o estresse

De acordo com essa equação, A tem unidade de estresse e é medido em MPa, enquanto B é adimensional. Na equação, o -1 garante que o estresse aplicado no corpo de prova seja zero quando o strain é zero⁽³⁾.

Da relação stress-strain (eq. 4), a constante de rigidez do material (rigidez para algum estresse) pode ser obtida a partir de:

$$d\sigma/d\epsilon = (A/B)\exp(\epsilon/B) = (1/B)\sigma + A/B \quad (5)$$

Da eq. 5, observou-se que ds/de é uma função linear do stress σ , indicando um fenômeno de aumento da rigidez do corpo de prova com o crescimento do estresse.

Neste trabalho, adotaram-se as curvas stress-strain, conforme Figura 3 que mostra um comportamento exponencial do estresse com o strain⁽³⁾. Utilizou-se, para análise dos resultados, o Método de Regressão Linear de mínimos quadrados

spring. This movement would show in the oscilloscope screen as an increase in the signal amplitude. When the other LVDT (that was out of the machine) was connected, we adjusted the amplitude to zero using a micrometer; in this way it was possible to measure the displacement of the two nuclei – the first measured the spring displacement and the second measured the ligament displacement.

The shift of the specimen sample was calculated, as well as the displacement of the spring. This corresponds exactly to the deformation Δx resulting from the application of force F. Then Hooke's Law below was applied.

$$F = K \cdot \Delta x \quad (1)$$

where K (constant of the spring) = 2.59342 N/mm.

The elongation of the specimen sample was also analyzed ($\Delta l = l - l_0$ where l_0 = initial length and l = length after strain) both for Group I and Group II; then the strain (relative deformation of the specimen sample submitted to strain) was calculated, defined as

$$\epsilon = \Delta l / l_0 \quad (2)$$

The stress of the ligament was calculated dividing the applied force (F) by the ligament area (S); the area was obtained multiplying the width of the ligament by its thickness. In this way it is possible to express the stress in N/mm² or MPa, where 1 Mpa = 1 N/mm², as follows.

$$\sigma = F / S \quad (3)$$

The generalized Hooke's Law was used involving not only stress and strain, but also the stress-strain exponential represented in the graphic form as follows.

$$\sigma = A(\exp(\epsilon/B) - 1) \quad (4)$$

where A e B are constants of the material to be tested, σ is the strain and s is the stress.

According to this equation, A is expressed in stress units and measured in MPa, while B has no dimensions. The -1 value applied in the equation assures that the stress applied on the specimen sample is zero when the strain is zero⁽³⁾.

From the stress-strain relation (equation 4), the rigidity constant of the material (rigidity to some stress) may be obtained as follows.

$$d\sigma/d\epsilon = (A/B)\exp(\epsilon/B) = (1/B)\sigma + A/B \quad (5)$$

Equation 5 shows that ds/de is a linear function of stress σ , indicating a phenomenon of rigidity increase in the specimen sample as the stress increases.

In this study we adopted the stress-strain curves shown in Figure 3, that indicate an exponential behavior of the strain as a function of stress⁽³⁾. The results were analyzed using the least-square method of linear

regression in order to obtain the constants of the material and the dimensions of the ligaments.

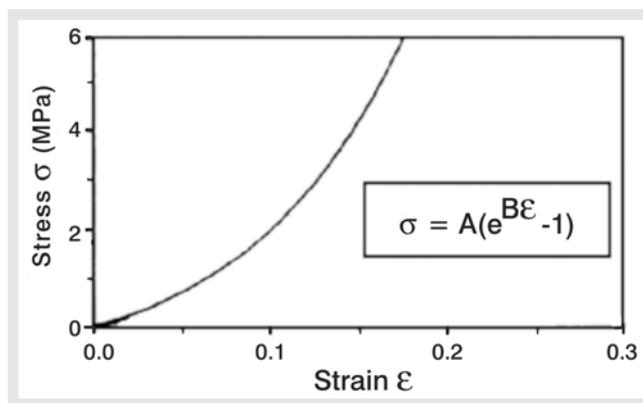


Figura 3 - Curva característica da Lei stress-strain para ligamento glenoumeral. O rompimento do ligamento acontece para estresse da ordem de 6 Mpa, conforme Bigliane(1992).

Figure 3 - Characteristic curve of the stress-strain law for glenohumeral ligaments. Ligament rupture occurs under a stress of the order of 6 Mpa, according to Bigliane (1992).

a fim de se obterem as constantes do material e as dimensões dos ligamentos.

RESULTADOS

Em todos os casos de dissecação, observou-se que a banda anterior do ligamento glenoumeral inferior encontrava-se entre 330° e 30°, quando se avalia a glenóide como uma circunferência. O ligamento insere-se no úmero no mesmo intervalo.

As médias entre o comprimento do ligamento glenoumeral inferior da parte anterior, a largura, a espessura e a área dos corpos de prova dos Grupos I e II são apresentados na Tabela 1.

As Figuras 4 e 5 apresentam curvas características do deslocamento do ligamento glenoumeral (d) como uma função da força (F) aplicada.

Em todos os casos, o padrão da curva do deslocamento (mm) como uma função da força aplicada foi semelhante. Não se observou a fase de acomodação no início dos experimentos, porém existe uma leve indicação entre o primeiro e o segundo ponto mostrados na Figura 4. Como se pode observar nas Figuras 4 e 5, a linha pontilhada separa a fase elástica, à esquerda, da fase de rigidez ligamentar à direita da linha. A Lei de Hooke foi aplicada na fase elástica a fim de se encontrarem as constantes de força relativas aos ligamentos glenoumerais dos Grupos I e II. Observa-se um percentual médio de alongamento dos ligamentos glenoumerais de 2,83 % para os corpos de prova do Grupo I e de 2,84 % para os do Grupo II. A tabela 2 apresenta as médias de F_{max} , d_{max} e K na fase elástica. Utilizou-se, para essas medidas, a Lei de Hooke (eq. 1).

Como se vê Tabela 2, as $\langle F_{max} \rangle$ são praticamente iguais. Enquanto que DI para os ligamentos do Grupo I é 14 % maior do que o DI para o Grupo II, a constante de força K do

GRUPO	COMPRIMENTO <L> (mm)	LARGURA <w> (mm)	ESPESSURA <t> (mm)	ÁREA <S> (mm ²)
I	42,57 ± 5,50	19,56 ± 6,00	2,7 ± 0,5	52,81 ± 3,0
II	29,85 ± 4,71	17,95 ± 4,95	2,8 ± 0,4	50,26 ± 1,98

Tabela 1 - Média das dimensões dos ligamentos.
Table 1 - Average dimensions of ligaments.

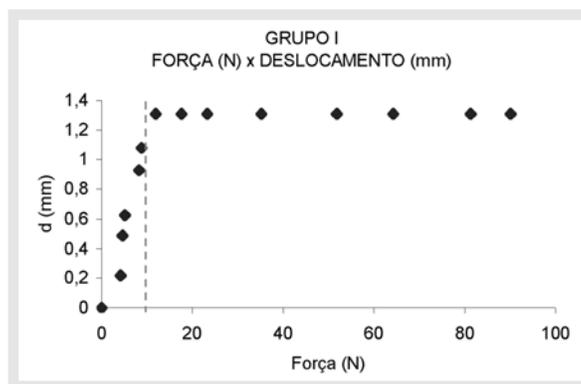


Figura 4 - Curva característica do deslocamento do ligamento glenoumeral como uma função da força aplicada para corpos de prova do GRUPO I.

Figure 4 - Characteristic curves of the glenohumeral ligament displacement (d) as a function of the force (F) applied for specimen samples of Group I.

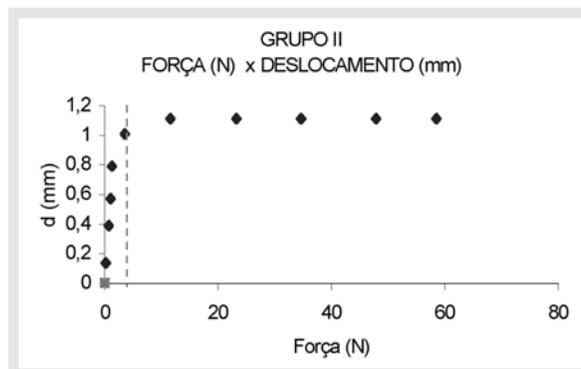


Figura 5 - Curva característica do deslocamento do ligamento glenoumeral como uma função da força aplicada para corpos de prova do GRUPO II.

Figure 5 - Characteristic curves of the glenohumeral ligament displacement (d) as a function of the force (F) applied for specimen samples of Group II.

GRUPO	<F _{max} > (N)	<d _{max} > = Δl (mm)	<K> (N/mm)
I	13,202 ± 6,869	1,248 ± 0,612	10,507 ± 2,880
II	14,026 ± 5,271	1,091 ± 0,415	13,800 ± 1,539

Tabela 2 - Força máxima média, deslocamento máximo médio e constante de força máxima média da fase elástica para os ligamentos glenoumerais estudados.

Table 2 - Average maximum force, average maximum displacement and maximum average force constant in the elastic phase for the glenohumeral ligaments investigated.

than DI for Group II, force constant K of Group I is 31% smaller than K₀ of Group II. The elastic constants are 10.507

RESULTS

In all dissections it was observed that the anterior band of the inferior glenohumeral ligament was between 330° and 30° when the glenoid was evaluated in relation to a circumference. The ligament is inserted into the humerus in the same interval.

The mean values of the length of the inferior glenohumeral ligament of the anterior portion, its width and thickness, and the areas of the specimen samples of Groups I and II are presented in Table 1.

Figures 4 and 5 present the characteristic curves of the glenohumeral ligament displacement (d) as a function of the force (F) applied.

In all cases the patterns of the displacement curve (mm) as a function of the applied force were similar. No accommodation phase was observed in the beginning of the study, although there was a slight indication between the first and second points as shown in Figure 4. As can be seen from Figures 4 and 5, the dotted line separates the elastic phase (to the left of the line) from the ligament rigidity phase (to the right of the line). Hooke's Law was applied in the elastic phase so that we could obtain the force constants relative to glenohumeral ligaments of Groups I and II. A mean elongation percentage of 2.83% can be seen for the elongation of the glenohumeral ligaments for specimen samples of Group I and of 2.84% for those of Group II. Table 2 presents the mean values of F_{max} , d_{max} and K in the elastic phase. For these measurements we used Hooke's Law (equation 1).

As shown in Table 2, the $\langle F_{max} \rangle$ s values are virtually equal. While σ for the ligaments of Group I is 14% larger

than σ for Group II, force constant K of Group I is 31% smaller than K₀ of Group II. The elastic constants are 10.507

Grupo I é 31 % menor do que K_0 para o Grupo II. As constantes elásticas são, respectivamente, 10,507 N/mm e 13,800 N/mm, como mostrada na Tabela 2.

Dos resultados obtidos nas Tabelas 1 e 2, pode-se encontrar o estresse (σ) e o strain (ϵ) na fronteira das fases elástica e de rigidez ligamentar, como mostrado pelas linhas pontilhadas nas figuras 4 e 5. A Tabela 3 apresenta os valores de estresse e strain obtidos dos dados na transição entre a fases elástica e a fase de rigidez ligamentar.

O corpo de prova apresentou falência do tecido quando aplicadas forças de tração da ordem de 250 N, o equivalente a um estresse limite 4,73 MPa para os corpos de prova do Grupo I e de 4,97 MPa para os do Grupo II.

As curvas características do estresse (σ) aplicado como uma função do strain (ϵ) apresentado no ligamento glenoumeral são indicadas a seguir nas Figuras 6 e 7.

Como se pode observar, as Figuras 6 e 7 apresentam um comportamento não linear, obedecendo à lei exponencial stress-strain de acordo com a eq. 4, como utilizado por Bigliane et al.⁽³⁾.

Usou-se um programa de ajuste de mínimos quadrados para obter as constantes A e B do material de acordo com a eq. 4. Os resultados obtidos desses ajustes são mostrados na Tabela 4.

Como se pode observar na Tabela IV, cujos dados são relativos à fase de rigidez ligamentar, a deformação e dos corpos de prova do ligamento do Grupo II é 99 % maior do que o ϵ para os corpos de prova osso-ligamento-osso do Grupo I. O estresse s e a constante de rigidez ligamentar relativos ao Grupo I são 184 % e 197% maiores do que seus correspondentes do GRUPO II.

GRUPO	$\langle \Delta l \rangle$ (mm)	$\langle l_0 \rangle$ (mm)	$\langle S \rangle$ (mm ²)	$\langle F_{max} \rangle$ (N)	ϵ	σ (MPa)
I	1,248	42,57	52,81	13,202	0,029	0,25
II	1,091	29,85	50,26	14,026	0,036	0,28

Tabela 3 - Valores de stress e strain no início da fase de rigidez ligamentar obtidos dos dados das Tabelas 1 e 2.

Table 3 - Stress and strain values at the beginning of the ligament rigidity phase obtained from data from Tables 1 and 2.

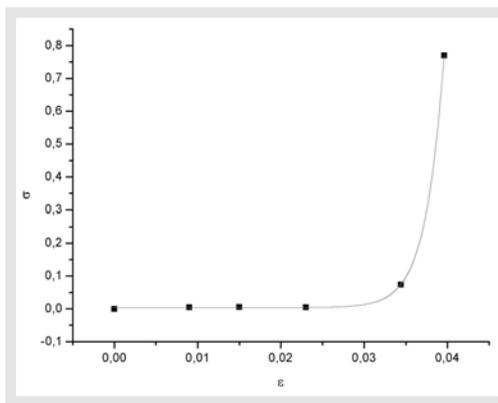


Figura 6 - Curva característica do estresse (σ) aplicado como uma função do strain (ϵ) apresentado no ligamento glenoumeral para corpos de prova do Grupo I.

Figure 6 - Characteristic curve of stress (σ) applied as a function of strain (ϵ) presented in the glenohumeral ligament for specimen samples of Group I.

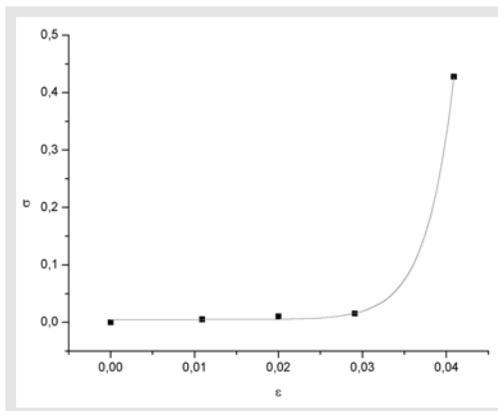


Figura 7 - Curva característica do estresse (σ) aplicado como uma função do strain (ϵ) apresentado no ligamento glenoumeral para corpos de prova do Grupo II.

Figure 7 - Characteristic curve of stress (σ) applied as a function of strain (ϵ) presented in the glenohumeral ligament for specimen samples of Group II.

GRUPO	A(MPa)	B	ϵ	σ	$d\sigma/d\epsilon$ (MPa)
I	$1,27E-3 \pm 2,8E-3$	$2,84E-3 \pm 1,18E-3$	$2,00E-2 \pm 0,7E-2$	1,45	511,56
II	$3,54E-6 \pm 3,88E-6$	$3,35E-3 \pm 1,02E-3$	$3,98E-2 \pm 0,7E-2$	0,51	156,84

Tabela 4 - Constante do material A e B, constante de rigidez ds/de e deformação ϵ para a fase de Rigidez Ligamentar.

Table 4 - Constants A and B of material, rigidity constant ds/de and deformation ϵ for the ligament rigidity phase.

N/mm and 13.800 N/mm, respectively, as shown in Table 2.

From the results included in Tables 1 and 2 it is possible to obtain the stress (σ) and strain (ϵ) values at the threshold between the elastic phase and the ligament rigidity phase, as shown by the dotted lines in Figures 4 and 5. Table 3 shows the stress and strain values obtained from data found during the transition from the elastic to the rigidity phase of the ligament.

The specimen sample presented tissue failure when stress forces of the order of 250 N were applied, equivalent to a limit stress of 4.73 MPa for the specimen samples of Group I and 4.97 MPa for the specimens of Group II.

The characteristic curves of the stress (σ) applied as a function of the strain (ϵ) presented in the glenohumeral ligament are indicated in Figures 6 and 7 below.

As shown in Figures 6 e 7, the characteristic curves show a non-linear behavior and obey the exponential stress-strain law, in accordance with Equation 4 as used by Bigliane et al.⁽³⁾.

A least-square adjustment program was used to obtain constants A and B of the material in accordance with Equation 4. The results from this adjustment are shown in Table 4.

As shown in Table 4, whose data are related to the ligament rigidity phase, the deformation ϵ of the specimen samples of ligaments of Group II is 99% larger than the deformation ϵ for the bone-ligament-bone specimen samples of Group I. Stress s and the ligament rigidity constant relative to Group I are respectively 184% and 197% larger than those of their correspondents in Group II.

DISCUSSÃO

Em razão da banda anterior do ligamento glenoumeral inferior na estabilidade do ombro ser de extrema importância, o objetivo deste trabalho, foi tentar estabelecer, por meio de ensaios biomecânicos, os valores das forças necessárias para alterar as propriedades dos ligamentos, sejam alongamentos irreversíveis ou rompimentos desses ligamentos origem ou inserção óssea^(2,3,13,14).

Os ligamentos foram obtidos de cadáveres congelados em temperatura de 20° negativos, onde não ocorrem alterações nas propriedades dos ligamentos⁽³⁾.

A idade dos cadáveres não pôde ser definida com precisão, já que este trabalho seguiu a legislação vigente que só permite o estudo em corpos não reclamados. Entretanto, a idade aparente oscilava entre 20 e 50 anos, o que representa uma faixa etária na qual não se observaram alterações no comportamento do ligamento glenoumeral⁽¹¹⁾.

Os valores obtidos nas medidas dos comprimentos, larguras e espessuras dos ligamentos glenoumerais são semelhantes aos encontrados por McMahan et al.^(13,14).

Os resultados dos experimentos de deslocamento do ligamento glenoumeral como uma função da força podem sugerir que as deformações dos ligamentos apresentavam duas fases distintas: a elástica e a de rigidez ligamentar.

A fase elástica foi observada com força máxima média, aplicada nos corpos de prova, 13 N para osso-ligamento-osso (Grupo I) e 14 N para ligamento (Grupo II). Assim, cargas com forças de tração superiores a aproximadamente 15 N, aplicadas repetitivamente, poderão produzir microtraumas na região central do ligamento, provocando lesões permanentes, o que justifica o aparecimento de luxações adquiridas⁽¹⁶⁾.

A fase de rigidez ligamentar mostra um comportamento não linear obedecendo à lei exponencial stress-strain de acordo com a eq. 4. A fase elástica é identificada na região linear das curvas enquanto, o contrário acontece na fase de rigidez ligamentar.

Observou-se que a deformação e dos corpos de prova do Grupo II é 99 % maior do que para a deformação e , observada nas experiências nos corpos de prova do Grupo I enquanto que o estresse s e a constante de rigidez ligamentar relativas ao Grupo I são 184 % e 197% maiores do que seus correspondentes do Grupo II. Isso significa que os ligamentos da região central dos corpos de prova do Grupo II atingem a fase de rigidez ligamentar primeiro que os ligamentos inteiros dos corpos de prova do Grupo I. A constante de rigidez dos corpos de prova do Grupo I é três vezes maior que a dos corpos de prova do Grupo II, isto é, dá-se uma inversão da intensidade das constantes elásticas entre os Grupos I e II, quando se comparam as fases elásticas e de rigidez ligamentar.

CONCLUSÃO

Podemos concluir que forças superiores a 15N levam o ligamento a sofrer alterações nas suas propriedades, cau-

DISCUSSION

Given that the anterior band of the inferior glenohumeral ligament is extremely relevant to shoulder stability, the purpose of this study was to attempt to establish, by means of biomechanical tests, the values of the forces required to alter the ligament properties, either irreversible elongations or ruptures of these ligaments at the origin or at the bone insertion^(2,3,13,14).

The ligaments were obtained from corpses that were frozen at minus 20°C, a temperature where no alterations occur in the properties of the ligaments⁽³⁾.

The ages of the corpses could not be accurately defined because the ruling law establishes that studies are allowed on non-claimed corpses only. However, the age group seemed to be 20 to 50 years old, an age range where no alterations are observed in the glenohumeral ligament behavior⁽¹¹⁾.

The values we obtained for the measurements of length, width and thickness of glenohumeral ligaments were similar to those found by McMahan et al^(13,14).

The results of trials on dislocation of the glenohumeral ligament as a function of the force applied may suggest that the ligament deformations presented two distinct phases, one elastic phase and one ligament rigidity phase.

The elastic phase was observed when the average maximum force was applied on the specimen samples – 13 N for bone-ligament-bone (Group I) and 14 N for the ligament (Group II). Thus, loads with stress forces higher than approximately 15 N repeatedly applied may produce micro traumas in the center region of the ligament and cause permanent injury, which justifies the appearance of acquired dislocations⁽¹⁶⁾.

The ligament rigidity phase shows a non-linear behavior corresponding to the stress-strain exponential law, according to Equation 4. The elastic phase is identified in the linear portion of the curves, while the opposite occurs in the ligament rigidity phase.

It was seen that the deformation e of the specimen samples of Group II is 99% higher as compared to deformation e observed in experiments performed with specimen samples of Group I, while the stress s and the ligament rigidity constant relative to Group I are 184% and 197% larger than their correspondents in Group II. This means that the ligaments in the center region of the specimen samples in Group II reach the ligament rigidity phase before the whole ligaments of the specimen samples in Group I. The rigidity constant of the specimen samples of Group I is thrice the value of that constant for the specimen samples of Group II, meaning that there is an inversion of the magnitude of the elastic constants for Groups I and II when the ligament elastic phase is compared with the rigidity phase.

CONCLUSION

It is possible to reach the conclusion that forces over 15 N lead to alterations in the properties of the ligament, cau-

sando a luxação adquirida segundo Neer. As forças superiores a 250N, onde o estresse é 184% maior no grupo I, causam rompimento do ligamento, principalmente origem e inserção. O alongamento sofrido pelo ligamento até a fase de rigidez é pequeno (2,83%), o que caracteriza a função de estabilização que o ligamento desenvolve.

sing Neer's acquired dislocation. Forces over 250 N, where the stress is 184% larger in Group I, caused rupture of the ligament, mainly at the origin and at the insertion. The elongation suffered by the ligament until the rigidity phase is reached is small (2.83%), characterizing the stabilization function developed by the ligament.

REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

1. Bankart ASB. The pathology and treatment of recurrent dislocation of the shoulder joint. *Br J Surg* 26:23-29, 1938.
2. Bigliani LU, Kelkar R, Flatow EL, Pollock RG, Mow VC. Glenohumeral stability: biomechanical properties of passive and active stabilizers. *Clin Orthop* 330:13-30, 1996.
3. Bigliani LU, Pollock RG, Soslowsky LJ, Flatow EL, Pawluk RJ, Mow VC. Tensile properties of the inferior glenohumeral ligament. *J Orthop Res* 10:187-197, 1992.
4. Cavalcante MLC. Análise biomecânica dos tendões flexores da mão: estudo comparativo de tendões íntegros e divididos em cortes longitudinais. [Dissertação]. Fortaleza: Departamento de Cirurgia, Universidade Federal do Ceará; 1998.
5. Checchia SL, Doneux PS, Moncada JH. Tratamento cirúrgico da luxação recidivante anterior do ombro pela técnica da capsuloplastia associada com a reparação da lesão de Bankart. *Rev Bras Ortop* 28:609-616, 1993.
6. Fitzgerald BT, Watson B, Lapoint JM. The use of thermal capsulorrhaphy in the treatment of multidirecional instability. *J Shoulder Elbow Surg* 11:108-103, 2002.
7. Godinho GG, Monteiro PCV. Tratamento cirúrgico da instabilidade do ombro pela técnica de Didier-Patte. *Rev Bras Ortop* 28:640-644, 1993.
8. Godinho GG, Souza JHG. Tratamento da instabilidade anterior do ombro, experiência com a técnica de Morgagni. *Rev Bras Ortop* 32:265-271, 1997.
9. Itoi E, Tabata S. Rotator cuff tears in anterior dislocation of the shoulder. *Int Orthop (SICOT)* 16:240-244, 1992.
10. Kazar B, Relovvsky E. Prognosis of primary dislocation of the shoulder. *Acta Orthop Scand* 40:216, 1969.
11. Lee TQ, Dettling, Sandusky MD, Mamahon PJ. Age related biomechanical properties of the glenoid-anterior band of the inferior glenohumeral ligament-humerus complex. *J Biomech* 14:471-476, 1999.
12. Matsen FA III, Thomas SC, Rockwood CA. Anterior glenohumeral instability. In: Rockwood CA, Matsen, FA, III. *The Shoulder*. Philadelphia: Saunders, 1990. p.526-551.
13. McMahon PJ, Tibone JE, Cawley PW, Hamilton C, Fechter JD, Elattrache NS. Deformation and strain characteristics along the length of the band anterior of the inferior glenohumeral ligament. *J Shoulder Elbow Surg* 10:482-488, 2001.
14. McMahon PJ, Tibone JE, Cawley PW, Hamilton C, Fechter JD, Elattrache NS. The anterior band of the inferior glenohumeral ligament: Biomechanical properties from tensile testing in the position of apprehension. *J Shoulder Elbow Surg* 7:467-471, 1998.
15. Melo FE. Transições de fase e efeitos anarmônicos das vibrações da rede Lilo3. [Tese]. Campinas: Universidade de Campinas; 1983.
16. Neer CS, Foster CR. Inferior capsular shift for involuntary inferior and multidirecional instability of the shoulder: a preliminary report. *J Bone Joint Surg Am* 62:897-908, 1980.
17. O'Brien SJ, Neves MC, Arnoczky SP, Rozbruch SR, Dicarlo EF, Warren RF. The anatomy and histology of the inferior glenohumeral ligament complex of the shoulder. *Am J Sports Med* 18:449-456, 1990.
18. Turkel SJ, Ithaca MA, Panio MW, Marshall JL, Gargis FG. Sybilizing mechanics preventing anterior dislocation of the glenohumeral joint. *J Bone Joint Surg Am* 63:1208-1217, 1981.
19. Weber BG, Simpson LA, Hardegger F, Gallen SE. Rotational humeral osteotomy for recurrent anterior dislocation of shoulder associated with a large Hill-Sachs lesion. *J Bone Joint Surg Am* 66:1443-1450, 1984.