

UNIVERSIDADE FEDERAL DO CEARÁ
FACULDADE DE MEDICINA
DEPARTAMENTO DE CIRURGIA
PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO *STRICTO SENSU* EM CIRURGIA

**PROPRIEDADES BIOMECÂNICAS DO COMPLEXO *LABRUM*-GLENOIDE
BICIPTAL SUPERIOR SUBMETIDO A ESTRESSE**

ADSON DO SOCORRO SÁ COSTA

FORTALEZA

2005

ADSON DO SOCORRO SÁ COSTA

**PROPRIEDADES BIOMECÂNICAS DO COMPLEXO *LABRUM*-GLENOIDE
BICIPTAL SUPERIOR SUBMETIDO A ESTRESSE**

Dissertação apresentada à banca
examinadora do Programa de Pós-Graduação
em Cirurgia do Departamento de Cirurgia da
Universidade Federal do Ceará para obtenção
do Grau de Mestre.

Área de concentração: Cirurgia

Orientadores:

Prof^o Dr. José Alberto Dias Leite

Prof^o Dr. Francisco Erivan Abreu Melo

Fortaleza

2005

B4698 Costa, Adson do Socorro Sá
Propriedades biomecânicas do complexo *labrum-glenoide* bicipital superior submetido a estresse/Adson do Socorro Sá Costa. – Fortaleza, 2005.
59 f. iL
Orientadores: Prof^o Dr. José Alberto Dias Leite e Francisco Erivan A. Melo.
Dissertação (Mestrado) – Universidade Federal do Ceará. Programa de Pós-Graduação em Cirurgia.
1 Biomecânica – propriedades 2. – *Labrum glenoide bicipital superior*
3. Estresse I. Título CDD 610.7380

ADSON DO SOCORRO SÁ COSTA

**PROPRIEDADES BIOMECÂNICAS DO COMPLEXO *LABRUM*-GLENOIDE
BICIPTAL SUPERIOR SUBMETIDO A ESTRESSE**

Dissertação apresentada à banca examinadora do Programa de Pós-Graduação em Cirurgia do Departamento de Cirurgia da Universidade Federal do Ceará para obtenção do Grau de Mestre.

Área de concentração: Cirurgia

Orientadores:

Profº Dr. José Alberto Dias Leite

Profº Dr. Francisco Erivan Abreu Melo

Aprovada em ____ / ____ / ____

BANCA EXAMINADORA

Profº Dr. José Alberto Dias Leite

(Orientador)

Universidade Federal do Ceará-UFC

Profº Dr. Francisco Erivan Abreu Melo

(Orientador)

Universidade Federal do Ceará-UFC

Profº Dr. Américo Zoppi Filho

Universidade Estadual de Campinas-UNICAMP

DEDICATÓRIA

Ao Miguel, ao José Lemos (*in memoriam*) e
à Maria da Conceição, meus pais,
pelo o que me deixaram de ético e moral.

À Maria das Graças, Cybele Cristine,
Andréia e Marcelo, minha esposa e filhos,
meus grandes aliados e incentivadores
na realização deste sonho.

AGRADECIMENTOS

Ao Professor Dr. José Alberto Dias Leite, pela orientação competente, pelo amor à pesquisa, pela amizade sincera e pelo incentivo ao meu crescimento profissional.

Ao Professor Dr. Francisco Erivan Abreu Melo, pela dedicação prestada e pelos ensinamentos, que tornam este trabalho fruto de sua pertinência.

Ao Professor Dr. Paulo Roberto Leitão de Vasconcelos, Coordenador do Programa de Pós-Graduação *stricto sensu* do Departamento de Cirurgia da Faculdade de Medicina da UFC, pelo empenho e pela dedicação ao nosso Programa de Pós-Graduação.

À Srta. Luciene Vieira Oliveira, Secretária do Programa de Pós-Graduação e Cirurgia da UFC pela presteza e pela maneira carinhosa de ajudar.

Ao Dr. Jean Jefferson Moraes da Silva do Laboratório de Caracterização de Materiais (LACAN) de Engenharia de Produção da UFC pelo valioso auxílio no uso da máquina INSTRON 4443.

Ao Sr. Yarley Queiroz de Lima aluno do Curso de Engenharia Mecânica e de Produção pela disponibilidade e pela ajuda na análise dos ensaios com a máquina INSTRON 4443.

À Daniel de Matos Alves, mestrando em física, e à Gardênia de Souza Pinheiro da iniciação científica em física da UFC pela criação do Software e da Placa de Aquisição de Dados.

Ao Sr. Francisco Sales de Lima, chefe da Oficina Mecânica da UFC, pela ajuda na construção da Máquina de Tração Dinâmica.

Ao Professor Dr. Paulo de Tarso Cavalcante Freire pelas sugestões e pela participação na Banca de Exame de Qualificação.

À Professora Dra. Maria Luzete Costa Cavalcante pelo auxílio na correção, formatação, nas inúmeras sugestões e na participação na Banca de Exame de Qualificação.

Ao Dr. José de Sá Cavalcante Junior pela amizade, pelas sugestões e pela participação na Banca de Exame de Qualificação.

À acadêmica de Medicina Mariana Gonçalves Santana, pela ajuda na preparação dos corpos de prova e na tradução dos textos bibliográficos.

À Dra. Andréia da Silva Costa pelas sugestões e pela correção gramatical deste trabalho.

Ao amigo Jean Pierre pela disponibilidade na digitação e na diagramação gráfica deste trabalho.

Ao Professor Dr. Américo Zoppi Filho pelo gentil aceite em participar da Banca Examinadora.

SUMÁRIO

LISTA DE ABREVIATURAS

LISTA DE FIGURAS

LISTA DE TABELAS

RESUMO

ABSTRACT

1. INTRODUÇÃO	14
2. OBJETIVO	17
3. REVISÃO DA LITERATURA	18
4. MATERIAL E MÉTODO	22
4.1 Obtenção dos Corpos de Prova	31
4.2 Preparação dos Corpos de Prova	33
4.3 Preparação do Ensaio Mecânico	35
4.4 Análise Estatística	36
5. RESULTADOS	37
5.1 Resultados das medidas com o Corpo de Prova A na Máquina de Tração Dinâmica com Aquisição de Dados Automatizada.....	37
5.2 Resultados das Medidas Corpo de Prova B na Máquina de Tração Uniaxial Estática (MTUE)	40
5.3 Resultados das Medidas Corpo de Prova B na Máquina de Tração Dinâmica INSTRON 4443	45
6. DISCUSSÃO	48
7. CONCLUSÕES	55
8. REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS	56

LISTA DE ABREVIATURAS

SLAP	- Superior <i>Labrum</i> from Anterior to Posterior
M.T.D.	- Máquina de Tração Dinâmica
M.T.U.E.	- Máquina de Tração Uniaxial Estática
INMETRO	- Instituto Nacional de Metrologia Normalização e Qualidade
SAD	- Sistema de Aquisição de Dados
L.V.T.D.	- Linear Variation Differential Transform
LACAM	- Laboratório de Caracterização de Materiais
ϵ (STRAIN)	- Deformação
σ (ESTRESSE)	- Tensão
Y	- Módulo de Young
K	- Constante Elástica
UFC	- Universidade Federal do Ceará

LISTA DE FIGURAS

	Pág.	
Figura 01	Máquina de Tração Dinâmica - MTD	23
Figura 02	Sistema de Aquisição de Dados e seus principais componentes	24
Figura 03	Sistema MTD	25
Figura 04	Montagem experimental do Corpo de Prova na MTD	26
Figura 05	Gráfico mostrando a força aplicada ao Corpo de Prova	26
Figura 06	Diagrama esquemático da MTUE	27
Figura 07	Máquina de Tração Uniaxial Estática	27
Figura 08	Desenho esquemático do circuito elétrico da MTUE	28
Figura 09	Gráfico da deformação do Corpo de Prova na MTUE	30
Figura 10	Máquina INSTRON 4443	31
Figura 11	Corpo de Prova A	32
Figura 12	Corpo de Prova B	32
Figura 13	Detalhes do Corpo de Prova A preso à MTD	33
Figura 14	Principais componentes da MTUE	34
Figura 15	Corpo de Prova B fixo à MTUE para o experimento	34
Figura 16	Detalhes da Máquina INSTRON 4443	35
Figura 17	Local da ruptura do Corpo de Prova B na Máquina INSTRON 4443	35
Figura 18	Portal atoscópico no Corpo de Prova A	36
Figura 19	Componentes do equipamento de vídeo	36
Figura 20	Gráfico de deformação do Corpo de Prova A com tração contínua	37
Figura 21	Gráfico da Fase Elástica do Corpo de Prova A com tração contínua	38
Figura 22	Gráfico da ruptura do Corpo de Prova A com tração contínua	38
Figura 23	Gráfico da ruptura do Corpo de Prova A com tração repentina	39
Figura 24	Gráfico da primeira tentativa de experimento na MTUE	42
Figura 25	Gráfico da segunda tentativa de experimento na MTUE	42
Figura 26	Gráfico da terceira tentativa de experimento na MTUE	43
Figura 27	Gráfico da quarta tentativa de experimento na MTUE	43
Figura 28	Gráfico da quinta tentativa de experimento na MTUE	44
Figura 29	Gráfico da Constante Elástica vs. nº de tentativas	44
Figura 30	Gráfico de Young vs. nº tentativas	45

LISTA DE TABELAS

	Pág.
Tabela 01 Dimensões do corpo de prova B.	40
Tabela 02 Força máxima, deslocamento máximo e constante elástica do corpo de prova B estudado na Máquina M.T.U.E.	40
Tabela 03 Valores de comprimento, deformação (ϵ), tensão (σ) e módulo de Young (Y) para alguns corpos de prova B estudados na M.T.U.E.	41
Tabela 04 Dimensões das porções distais dos tendões estudados na Máquina INSTRON 4443.	45
Tabela 05 Força Máxima (N), Deslocamento Máximo ($\Delta l/mm$) e Constante Elástica (N/mm) para os corpos de prova B estudados na Máquina INSTRON 4443.	46
Tabela 06 Valores de deformação (ϵ), tensão (σ) e módulo de Young (Y) para alguns corpos de prova B estudados na Máquina INSTRON 4443.	46

RESUMO

Propriedades Biomecânicas do Complexo *Labrum*-Glenoide Bicipital Superior Submetido a Estresse. **ADSON DO SOCORRO SÁ COSTA. Pós-Graduação *Stricto sensu*, Faculdade de Medicina, Departamento de Cirurgia, Universidade Federal do Ceará (Grau de Mestre em Cirurgia). Dezembro, 2005. Orientadores: Prof. Dr. José Dias Leite e Prof. Dr. Francisco Erivan Abreu Melo.**

Com o advento e com o desenvolvimento da artroscopia do ombro, as lesões do complexo *labrum* bicipital superior passaram a ser reconhecidas como fonte de disfunção nesta articulação. Contudo, os mecanismos responsáveis pela lesão continuam desconhecidos, e as hipóteses existentes são controversas. Para determinar as propriedades biomecânicas do complexo *labrum* bicipital superior e observar as alterações ocorridas quando submetidos a trações contínuas e repentinas, 18 ombros congelados de 15 cadáveres masculinos, cuja faixa etária variou entre 20 e 40 anos, foram submetidos a testes de tração uniaxial feitos com 3 máquinas distintas. O estresse que causou a ruptura do corpo de prova na tração contínua foi da ordem de 290N e, na tração repentina foi de 384N. Todas as lesões ocorreram na porção distal do tendão do cabo longo do bíceps. Os resultados apontam que uma simples tração uniaxial contínua ou repentina no braço não é capaz de gerar uma lesão SLAP.

PALAVRAS CHAVES: ombro, biomecânica, propriedades, *labrum* glenoide bicipital superior, artroscopia.

ABSTRAC

The Biomechanic Properties of Superior *Labrum* Biceps Tendon Complex submitted to Stress Force. **ADSON DO SOCORRO SÁ COSTA. *Stricto sensu* Post-Graduation, Medical School, Surgery Department, Federal University of Ceará (Master in Surgery Degree). December, 2005. Advisors: Prof. Dr. José Dias Leite and Prof. Dr. Francisco Erivan Abreu Melo.**

With the advent and the development of the arthroscopia of the shoulder, the injuries of the complex *labrum* bicipital superior had started to be recognized as source of the shoulder disease. However, the responsible mechanisms for the injury continue unknown and the existing hypotheses are controversies. To determine the biomechanic properties of the complex *labrum* bicipital superior and to observe the occurred alterations when submitted to continuous and sudden tractions, 18 frozen shoulders of 15 masculine corpses, age band between 20 and 40 years, they had been submitted to the tensile tests of made uniaxial traction with three distinct machines. Stress that it caused the rupture of the body of test in the continuous traction was of the order of 290N and, in the sudden traction was of 384N. All the injuries had occurred in the distal portion of the tendon of the long handle of the biceps. The results point that a simple continuous or sudden uniaxial traction in the arm is not capable to generate an injury SLAP.

KEYWORDS: shoulder. properties. *labrum* glenoide bicipital superior. arthroscopy.

1 INTRODUÇÃO

As Lesões do Complexo *Labrum* Glenóide Bicipital Superior, que se estendem de anterior para posterior (lesões SLAP), são alterações de origem traumática, reconhecidas como importantes causas de dor e de disfunção do ombro. Com a introdução da artroscopia como um método de investigação e de tratamento das patologias do ombro, as lesões específicas do *labrum* superior e da cabeça longa do tendão do bíceps passaram a ser melhor entendidas. (HEALEY, 2001).

ANDREWS et al (1985) foram os primeiros a relatar achados artroscópicos em atletas arremessadores de lesões do *labrum* superior envolvendo a origem da cabeça longa do tendão do bíceps. A lesão encontrada pelos autores seria resultado da tração sofrida pelo tendão bicipital no *labrum* glenoide nos repetidos movimentos de arremesso. Basearam sua hipótese em observações feitas durante artroscopia do ombro, cinematografia tridimensional e análise computadorizada do mecanismo do arremesso realizado em 73 (setenta e três) jogadores de baseball.

SNYDER et al (1990), posteriormente, descreveram lesões similares e denominaram o termo SLAP para as lesões do *labrum* superior estendendo-se anterior e posteriormente. De acordo com a classificação feita pelos pesquisadores, há quatro tipos de lesões SLAP, que dependem da morfologia da lesão labral e da extensão do envolvimento do tendão do cabo longo do bíceps. O tipo I representa uma fragmentação da borda livre do *labrum* superior; o tipo II uma avulsão do complexo *labrum* bicipital do bordo glenoide superior; o tipo III retrata uma lesão em “alça de balde” do *labrum* superior com inserção do bíceps intacta; e, finalmente, o tipo IV apresenta uma lesão em alça de balde do *labrum* superior com extensão para fibras do tendão do bíceps.

O mecanismo mais comum da lesão encontrada pelo autor foi uma combinação de forças de compressão na superfície articular superior e de força proximal que subluxa a cabeça umeral. Dessa forma, o *labrum* e o tendão bicipital seriam pinçados entre a cabeça umeral e a glenoide, quando da queda com braço estendido. Se as forças de tração forem mantidas, poderá haver lesão do manguito rotador e, se houver uma rotação externa do braço durante a queda, a lesão poderá se estender anteriormente, provocando a instabilidade anterior glenoumeral. A lesão SLAP tipo II é a mais comum, e o seu diagnóstico artroscópico é um desafio devido às variações anatômicas normais dos tecidos moles da porção superior do

labrum glenoide. São exemplos destas variantes o forâmen sublabral e o *labrum* superior meniscóide.

REEVES (1968) construiu duas máquinas e fez estudos da força de tensão da estrutura capsular do ombro em humanos. Este experimento mostrou que no jovem, o ponto frágil da estrutura capsular anterior é a inserção do *labrum* na glenoide, enquanto que no idoso esta fragilidade ocorre na cápsula e no tendão do subescapular.

MORGAN et al (1991) descreveram outra variante da anatomia normal do complexo capsulolabral, constituído de uma corda semelhante ao ligamento glenoumeral médio associado à ausência completa do *labrum* antero-superior e que denominaram “Complexo de Buford”.

MAFFET et al (1995) avaliaram 84 pacientes com lesão do complexo *labrum* superior-tendão do bíceps, encontraram como mecanismo mais comum da lesão a tração repentina do braço. Este grupo de estudo foi avaliado por história clínica, exame físico, relatos pós-operatórios e achados dos videotapes cirúrgicos.

PAGNANI et al (1995) fizeram experimentos criando uma lesão, através da artroscopia, na porção superior do *labrum* glenoide e realizaram testes biomecânicos para demonstrar o efeito desta lesão na translação glenoumeral. Uma lesão isolada, criada na porção anterosuperior do *labrum* e que não envolveu a inserção supraglenoidal do bíceps, não teve efeito significativo na estabilidade do ombro. Em contraste, uma lesão completa que desestabilizou a inserção do bíceps resultou em um aumento significativo na translação glenoumeral. Estes achados experimentais foram confirmados por Rodosky et al (1994).

BEY et al (1998) mostraram com um modelo biomecânico do ombro que a tração do tendão do bíceps é capaz de produzir a lesão SLAP tipo II e que uma subluxação inferior da cabeça umeral facilita a geração desta lesão.

BURKHART et al (2000) defendem que o mecanismo de aceleração durante a fase final da armação no arremesso (extensão e rotação externa máxima do ombro) como mecanismo gerador da lesão SLAP tipo II. A hiper-rotação externa da cabeça umeral em torno do tendão bicipital (mecanismo de rosqueamento chamado *peel-back*) origina, em última instância, a lesão SLAP.

HEALEY et al (2001) realizaram estudo biomecânico *in vitro* para avaliar a relativa contribuição, considerando a carga linear e o deslocamento inferior, das duas porções do tendão do cabo longo do bíceps: o *labrum* glenoide superior e o tubérculo supraglenoidal. Concluíram que a inserção do bíceps é o fator limitante primário da lesão SLAP e que o *labrum* superior é o fator limitante secundário em relação à rigidez linear. Todavia ressaltou

que é necessário que haja ruptura de ambos os fatores limitantes para que ocorra a frouxidão SLAP tipo II.

KUHUM et al (2003) realizaram investigação biomecânica em cadáver e compararam no movimento de arremesso as posições de aceleração e desaceleração. Seus resultados sugerem que a posição de aceleração pode contribuir para as lesões do complexo *labrum-bicipital superior* no ombro de atletas arremessadores.

CLAVERT et al (2004) utilizaram um modelo cadavérico do ombro e estudaram o efeito sobre o complexo *labrum-bicipital superior* da queda com o braço estendido para frente e para trás. Concluíram que a lesão SLAP tipo II ocorre com muito mais frequência no mecanismo da queda com o braço estendido para frente.

VAITL et al (2003) estudaram a teoria da patogênese da lesão SLAP em uma máquina que simulava os movimentos do arremesso e encontraram que a lesão SLAP tipo II, nos ombros submetidos ao teste, ocorreu em 83% dos casos durante a fase de desaceleração contra 10% durante a fase de aceleração.

Considerando que existem controvérsias e são desconhecidos os verdadeiros mecanismos responsáveis pelas lesões do complexo *labrum-bicipital superior*, a meta do nosso estudo foi determinar as propriedades biomecânicas de tensão de ruptura, de alongamento e de resistência ao impacto e observar as alterações provocadas por trações repentinas e por trações contínuas aplicadas neste complexo.

2 OBJETIVO

O presente trabalho tem o objetivo de determinar as propriedades biomecânicas de tensão de ruptura, de alongamento e de resistência ao impacto no complexo *labrum* bicipital superior e de observar as alterações ocorridas no complexo *labrum* bicipital superior provocadas por trações repentinas e por trações contínuas.

3. REVISÃO DA LITERATURA

BURMAN (1931) é considerado pioneiro na artroscopia. Sua publicação foi a primeira referência à artroscopia na língua inglesa. O autor descreveu uma série de novos instrumentos e apresentou informações sobre o que denominou visualização direta do joelho, quadril, ombro, punho, cotovelo e tornozelo.

TOWNEY (1950) chamou os componentes das estruturas que restringem o deslocamento anterior do ombro de mecanismo capsular anterior. Para o autor, as lesões do tipo deslocamento podiam estar ligadas a alterações relacionadas com a idade, pois a rutura capsular é predominantemente uma lesão do idoso, enquanto que o deslocamento intracapsular, em que o *labrum* glenoide ou cápsula são avulsionados em continuidade com o periósteo, é uma lesão típica do jovem.

BASMAJIAN e BAZANT (1959) demonstraram que o tendão do bíceps não é ativo em restringir forças que tendem deslocar o úmero inferiormente quando o braço é aduzido em posição inferior.

WOODBURNE (1961) e HAMILTON (1978) entendem que o tendão da cabeça longa do bíceps origina-se do tubérculo supraglenoidal, situado no ápice da cavidade glenoide.

GARDNER et al (1975) e LAST (1984) acreditam que o tendão da cabeça longa do bíceps, além de fixar-se no tubérculo supraglenoidal, tem em uma de suas porções presa à parte conjunta do *labrum* glenoide.

GAINER et al (1980) avaliaram a contribuição dinâmica do tendão do bíceps contra fraturas do úmero durante o ato do arremesso.

PAPPAS et al (1983) afirmam que o *labrum* glenoide é um dos mais importantes tecidos estabilizadores estruturais da articulação glenoumeral. Acrescenta que é geralmente aceito que as lesões da integridade do *labrum* glenoide sejam as causas das instabilidades sintomáticas do ombro. Os autores acreditam que se o dano labral resultar em uma luxação recidivante ou em uma subluxação, a instabilidade glenoumeral é denominada anatômica, e se a sintomatologia for crepitação ou o bloqueio articular por resultado de um fragmento do *labrum* interposto entre as superfícies articulares, a instabilidade é considerada funcional.

PERRY (1983), estudando a anatomia e a biomecânica do ombro, encontrou que a força que adere o *labrum* fibroso ao colo da glenoide aumenta com a maturidade. Isto explica porque, no paciente com menos de 25 (vinte cinco) anos de idade, cuja força da lesão labral é

menor que a própria cápsula e que o tendão do músculo subscapular, os episódios de luxação são mais frequentes.

KARZEL et al (1989) realizaram estudos biomecânicos em cadáveres e observaram que quando um ombro, abduzido a 90°, é submetido a uma carga compressiva, a distribuição do estresse de contato do *labrum* é afetada, pois o *labrum* posterior é uniformemente forte e absorve maior parte do estresse nesta posição.

SNYDER et al (1990) afirmam que o diagnóstico clínico da lesão SLAP pode ser difícil, especialmente quando outras desordens do ombro coexistem. Lesões parciais do manguito rotador, instabilidade anterior, condromalácia da cabeça umeral e artrite da acromioclavicular são exemplos de alterações citadas pelo autor. O diagnóstico definitivo da lesão SLAP não pode, portanto, ser fornecido sem o auxílio da artroscopia.

JOBE (1991), em suas espécies cadavéricas, posicionou o ombro a 70° de abdução e rotação externa máxima. Dessa forma, examinou que, nesta posição, o *labrum* glenoide postero-superior é comprimido pela grande tuberosidade. Constatou então, que esse movimento de impacto explica as lesões no *labrum* posterior quando observado no momento do arremesso.

PAUL et al (1988) investigaram a relação entre a cabeça longa do bíceps e o *labrum* glenoidal. Encontraram em, aproximadamente, 70% (setenta por cento) das espécimes examinadas, que o *labrum* glenoide era deficiente em sua margem pósterio-superior e que estava substituído pelo tendão do bíceps, contrariando, assim, as descrições dos livros textos que indicam a presença de um *labrum* glenoide completo. Os autores afirmam que a descrição clara da inserção do tendão da cabeça longa do bíceps e sua relação com o *labrum* glenoide não estão devidamente contempladas na literatura científica.

HABERMEYER et al (1992) mostraram que a presença de um complexo capsulolabral intacto pode também contribuir para a estabilidade da articulação glenoumeral por manter um gradiente de pressão negativo intrarticular.

BURKHEAD et al (1992) realizaram um estudo da vascularização do *labrum* e verificaram que o fornecimento vascular, em volta da glenoide, é rico e abundante, com exceção do *labrum* superior. Isso esclarece a deteriorização do *labrum* ocorrida com o avançar da idade e a gênese das lesões SLAP.

NEVIASER (1993) lembra que o foramen sublabral pode ser confundido com uma “lesão de Bankart” ou com uma lesão por avulsão periostal labrumligamentar.

MARK et al (1994), após reverem os videotapes de duzentas artroscopias de ombro, encontraram que a anatomia normal do complexo capsulolabral é constituída de cápsula, *labrum*

e ligamento glenomerais superior, médio e inferior, e que as variações normais do complexo capsolabral podem ser erroneamente consideradas como lesões patológicas. Citam como exemplo o foramen sublabral, o “Complexo de Buford”, representado, este último, por uma corda semelhante ao ligamento glenoumeral médio, quando associado, com a ausência completa do *labrum* anterosuperior.

RODOSKY et al (1994) realizaram estudos de robótica, usando um modelo dinâmico de ombro de cadáver para simular as forças do manguito rotador e da cabeça longa do tendão do bíceps, quando a articulação glenoumeral se encontrava abduzida e extremamente rodada. Seus achados foram de que a cabeça longa do tendão do bíceps contribui para a estabilidade anterior do ombro pelo aumento da resistência às forças de torção que ocorrem na posição de maior vulnerabilidade no arremesso, ou seja, abdução-rotação externa máxima.

CABORN (1995) postulou que diferentes mecanismos resultam em tipos distintos de lesão labral tipo SLAP. Atletas que usam movimentos repetitivos do braço acima da cabeça são predispostos a desenvolver lesões SLAP dos tipos I ou II, enquanto que, nos pacientes que caem com o braço estendido, as lesões mais prováveis são dos tipos III ou IV.

MALICKY (1998) realizou estudos biomecânicos e demonstrou que o músculo bíceps é o principal estabilizador do ombro quando o braço se encontra com noventa graus de elevação e rotação neutra, sendo pouco efetivo quando na posição de rotação externa.

O'BRIEN et al (1998) descrevem que quando o braço é posicionado a noventa graus de flexão, quinze graus de adução e rotação interna máxima, a compressão ativa nesta posição faz deslocar o tendão do bíceps medial, tensionando inferiormente o complexo bíceps-labral. A dor resultante da compressão ativa do braço nesta posição é traduzida clinicamente como uma anormalidade do *labrum* glenoide.

BEY et al (1998) fazendo experimentos em um modelo biomecânico do ombro de cadáver mostraram que a tração do tendão do bíceps pode produzir a lesão SLAP tipo II e que uma subluxação inferior da cabeça umeral facilita ainda mais a geração desta lesão.

KUHN et al (1999) demonstraram, com experimento realizado em laboratório, que a cabeça longa do bíceps atua dinamicamente, restringindo a rotação externa do braço em abdução.

KWEK et al (2000) afirmam que a artroressonância do ombro é útil no diagnóstico da lesão SLAP, sendo capaz de fornecer informações pré-operatórias pertinentes sobre a localização exata da lesão e do grau de envolvimento do tendão do cabo longo do bíceps.

KUHN et al (2003) realizaram investigação biomecânica em ombro de cadáver e compararam a fase tardia do engatilhar do movimento do arremesso com a fase de

desaceleração. Ao final, constataram que havia mais lesões do complexo *labrum* bicipital superior na fase tardia do engatilhar do arremesso do que na fase de desaceleração.

VAITL et al (2003) estudaram a patogenia microtraumática da lesão SLAP tipo II. Com uma máquina que simulava as duas fases vulneráveis do movimento do arremesso, a aceleração e a desaceleração, obteve como resultado 83% de lesões SLAP na fase de desaceleração contra 10% na fase de aceleração. Concluíram que a lesão é resultado da perda da função central estabilizadora da articulação do ombro pelo cabo longo do bíceps na máxima rotação interna do úmero.

CLAVERT et al (2004) estudaram os efeitos da queda com a mão estendida sobre o complexo do *labrum*-bicipital superior e concluíram que a lesão SLAP tipo II resulta deste mecanismo.

4 MATERIAL E MÉTODO

Foram obtidos dezoito ombros provenientes de quinze cadáveres congelados, não reclamados, de adultos com idade aproximada entre 20 a 40 anos, todos do sexo masculino. Os espécimes encontravam-se congelados em temperatura de 20 graus centígrados negativos, sendo, posteriormente, descongeladas à temperatura ambiente. Na escolha dos ombros foram excluídos aqueles que apresentaram sinais de lesão traumática ou degenerativa. A eleição do lado a ser utilizado no experimento se deu de maneira aleatória. Os corpos de prova foram preparados no Departamento de Morfologia da Universidade Federal do Ceará – UFC com a prévia autorização prévia do Comitê de Ética em Pesquisa da Universidade Federal do Ceará sob o protocolo nº 334/5.

Os ensaios mecânicos foram realizados no Laboratório de Biomecânica no Departamento de Física da Universidade Federal do Ceará e executados em três máquinas distintas, a saber, a Máquina de Tração Dinâmica com Aquisição de Dados Automatizada (MTD), devidamente idealizada para o presente trabalho, a Máquina de Tração Uniaxial Estática (MTUE), idealizada por Melo em 1983 e a Máquina de Tração Dinâmica INSTRON 4443 do Laboratório de Caracterização de Materiais (LACAM) do Departamento de Engenharia Mecânica e Produção da UFC.

Para que fossem registradas, em gráfico, as forças de tensão nos experimentos realizados na máquina MTD, foi desenvolvido um software próprio para esta finalidade.

O registro da ocorrência do evento em imagem foi feito com o auxílio do equipamento de vídeoartroscopia e de uma máquina Sony modelo Cyber-Shot 5.0 Mega Pixels.

1 MÁQUINA PARA TRAÇÃO DINÂMICA COM AQUISIÇÃO DE DADOS AUTOMATIZADA (MTD)

A Máquina de Tração Dinâmica com Aquisição de Dados Automatizada (MTD) foi especialmente construída para provocar o estresse no complexo *labrum*-bicipital superior e para medir a tensão de ruptura do tendão em medidas dinâmicas. A observação *in loco* das alterações ocorridas no complexo *labrum*-bicipital superior foi feita através de filmagem, utilizando um equipamento de vídeoartroscopia e sendo gravada em computador. A Figura 1 mostra a Máquina MTD, e seus componentes.

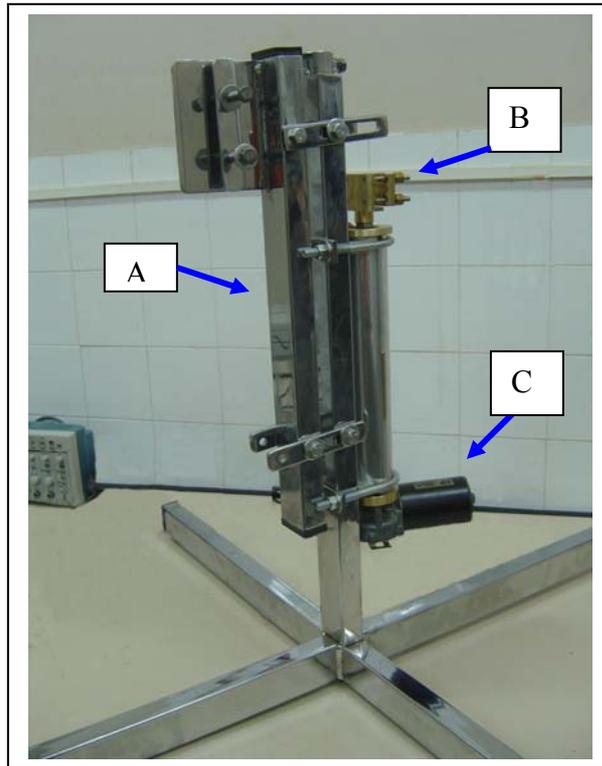


FIGURA 1 – Máquina de Tração Dinâmica - MTD e seus componentes: (A) Braço Suporte do Corpo de Prova, (B) Pinça de Fixação do Corpo de Prova, (C) Motor de Tração.

A máquina MTD, identificada na figura anterior, se caracteriza por seu formato tubular e por possuir uma base constituída de quatro braços em cruz na horizontal, um motor de tração na extremidade inferior e uma pinça suporte (em latão) na extremidade superior, para fixação do tendão do corpo de prova.

A mola, que transmite a força para o corpo de prova, e o transdutor elétrico, são montados dentro do tubo. O transdutor é alimentado por uma tensão contínua de 5V, fornecida pela fonte contínua do Sistema de Aquisição de Dados, e envia para o canal de aquisição de dados uma tensão elétrica proporcional à elongação da mola que corresponde à força exercida no corpo de prova.

A força exercida no corpo de prova é calculada pelo software específico que usa, para sistemas elásticos, o valor da constante de força da mola e a Lei de Hooke. A constante de força da mola, usada nestes experimentos, foi determinada no Laboratório do Departamento de Engenharia Mecânica da Universidade Federal do Estado do Ceará (UFC), através de medidas de força X elongação da mola. Tais valores foram encontrados em uma máquina de

tração certificada pelo INMETRO própria para realização de medidas de tração de corpos de prova para Indústria da Construção Civil.

SISTEMA DE AQUISIÇÃO DE DADOS (SAD)

A Figura 2 mostra a caixa do Sistema de Aquisição de Dados que capta, em valores de voltagem, as informações transmitidas pela máquina MTD e as envia, através de uma porta serial RS-232, para o computador. O computador analisa os dados e os transforma em valores de Força através de um software dedicado especialmente desenvolvido para calcular estas medidas e que usa a equação $F = Kx$ como conversão.

O Sistema de Aquisição de Dados é composto por uma fonte de tensão contínua de 5V e por uma placa eletrônica microcontrolada com dois canais independentes que possibilita, simultaneamente, a aquisição de dois tipos de medidas. Isto é, cada canal é capaz de adquirir e de transmitir para o computador dados consecutivos em um intervalo mínimo de tempo de 120 ms.

Na Figura 2, encontram-se na parte superior do SAD: a chave geral liga/desliga, o LED indicador de sistema ligado/desligado e o botão de *Reset*. Abaixo, no painel cinza, encontram-se a chave liga/desliga da fonte de 5V_{dc}, o LED indicador da fonte e a saída em conector BNC com cabo branco. As conexões restantes são as chaves liga/desliga dos canais e as entradas dos sinais nos canais de aquisição de dados em conectores BNC.

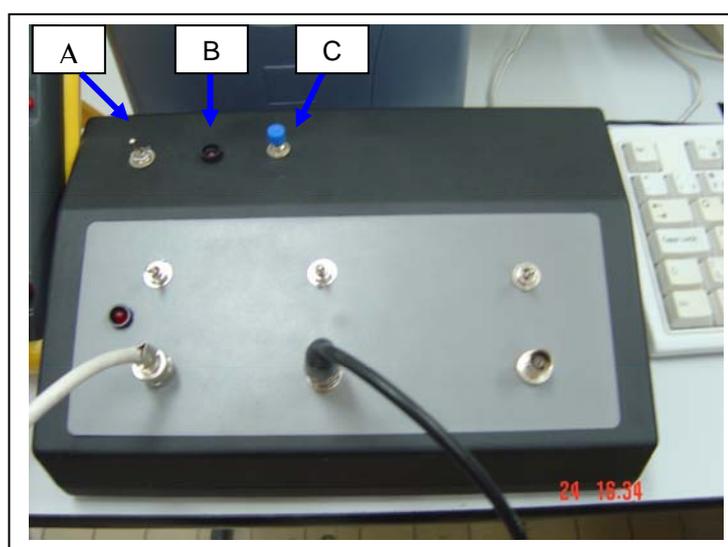


FIGURA 2 - Sistema de Aquisição de Dados e seus principais componentes: (A) chave geral liga/desliga, (B) LED indicador de sistema ligado/desligado, (C) botão de *Reset*.

FUNCIONAMENTO

O funcionamento do Sistema MTD pode ser melhor entendido através da observação da Figura 3. Para iniciar uma experiência, devemos primeiramente, ligar o computador, o Sistema de Aquisição de Dados (SAD) e a Fonte de Tensão Contínua de 5V do Transdutor. Com o SAD acionado através do computador, o motor de distensão da mola é ligado. A força resultante da distensão da mola é transmitida ao corpo de prova. Com a mola distendendo-se, o transdutor envia sinais de tensão elétrica (sinal analógico) para o SAD que os converte em sinais digitais e os transmite para o computador. O software dedicado gera o gráfico na tela em tempo real. O gráfico apresentado é o resultado da aquisição dos dados relativos à força que a mola produz no corpo de prova, em função do tempo.

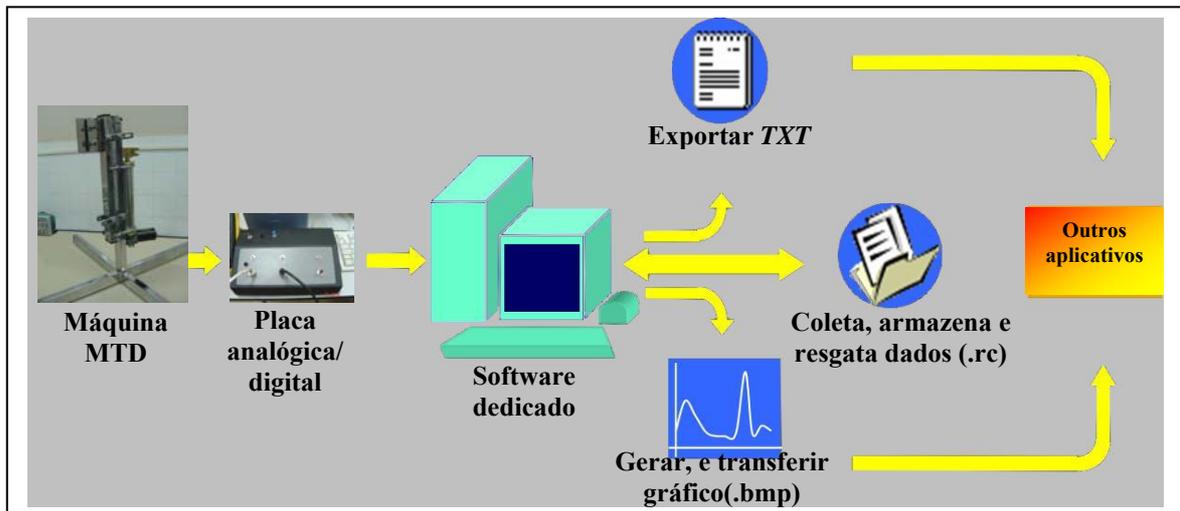


FIGURA 3 - Sistema MTD.

A Figura 4 ilustra uma montagem do corpo de prova com o braço suporte na posição 150° . A escápula está fixada no suporte do braço e a extremidade do tendão ligada à pinça da MTD. O motor de distensão da mola em funcionamento desloca a pinça para baixo que distende o tendão. A força aplicada no corpo de prova é da ordem de 450N.

A Figura 5 mostra um exemplo, na tela do computador, de uma das medidas. O gráfico da força X tempo (em verde na tela) sobe continuamente no processo de carga e desce no processo de descarga. No processo de descarga, o motor está girando no sentido contrário ao processo de carga, isto é, a mola está se contraindo da posição de máxima distensão para a posição não distendida correspondendo à força nula no corpo de prova.

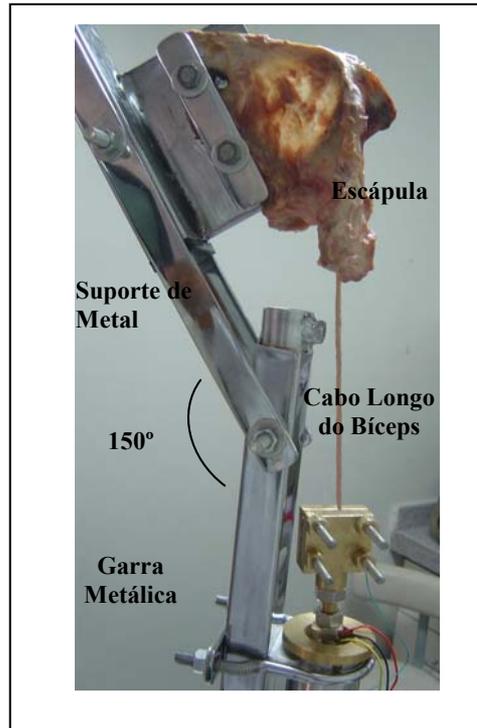


FIGURA 4 - Montagem experimental para medidas de tração com o corpo de prova fixado no braço suporte na posição de 150°.

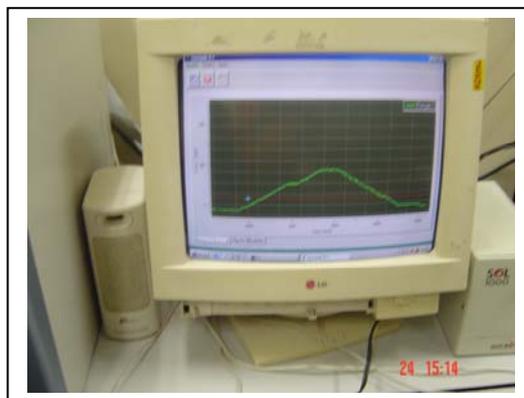


FIGURA 5 – Gráfico mostrando a evolução da força aplicada ao corpo de prova em função do tempo. A subida corresponde à carga na amostra e a descida corresponde à descarga.

II - MÁQUINA DE TRAÇÃO UNIAXIAL ESTÁTICA (MTUE)

1 - APRESENTAÇÃO

Os corpos de prova B foram submetidos à tração utilizando uma Máquina de Pressão Uniaxial constituída de duas partes: uma parte mecânica e uma parte eletro eletrônica (MELO, 1983) e modificada para a realização de tração dos corpos de prova.

A parte mecânica da máquina é constituída pelos seguintes suportes: uma alavanca interfixa, cujo braço, no lado fixado à mola, é 10 vezes maior que o fixado ao cabeçote; uma mola de constante $K=2,59\text{N/mm}$; um cabeçote móvel e regulável onde se colocava o corpo de prova B e, finalmente, um parafuso de rosca, através do qual movimentos no sentido horário deslocam o cabeçote por meio do braço da alavanca. A força aplicada à alavanca com a mola foi transmitida ao cabeçote com intensidade 10 vezes maior. A Figura 6 mostra o esquema da máquina de tensão e a Figura 7 a fotografia da mesma.

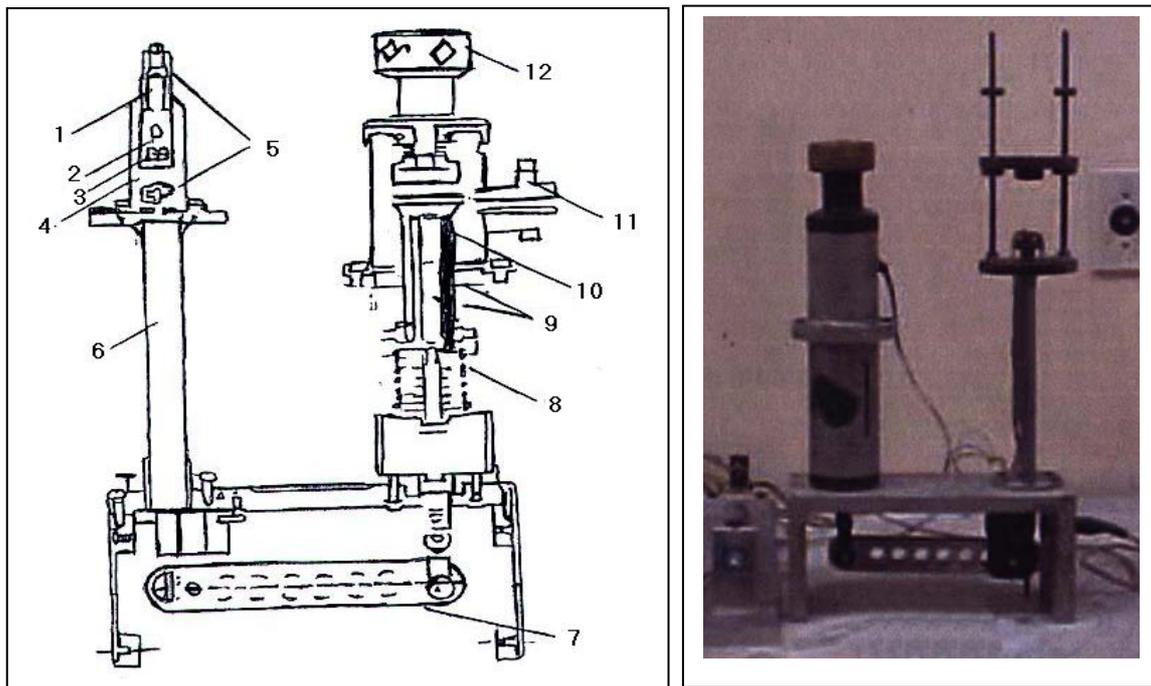


FIGURA 6 – Diagrama esquemático da máquina de tração: 1- pistão de aço, 2- amostra, 3- suporte de aço, 4- chassi, 5- compressor, 6- haste, 7- braço de alavanca, 8- mola, 9- LVDT, 10- sistema de parafusos, 11- entrada elétrica, 12- manivela.

FIGURA 7 – Máquina de tração uniaxial estática usada no experimento.

A parte elétrica-eletrônica constituída de dois LVDT's (*Linear Variation Differential Transform*), é um sistema formado por um solenóide com núcleo e que tem linearidade entre o deslocamento (x) do núcleo e a voltagem (v) ; um osciloscópio do tipo 543B, fabricado pela Tektronix Inc. Portland, Oregon USA, um oscilador do tipo 09A, fabricado por Hewlett Packard (USA) e uma fonte de 220V. (Figura 8)

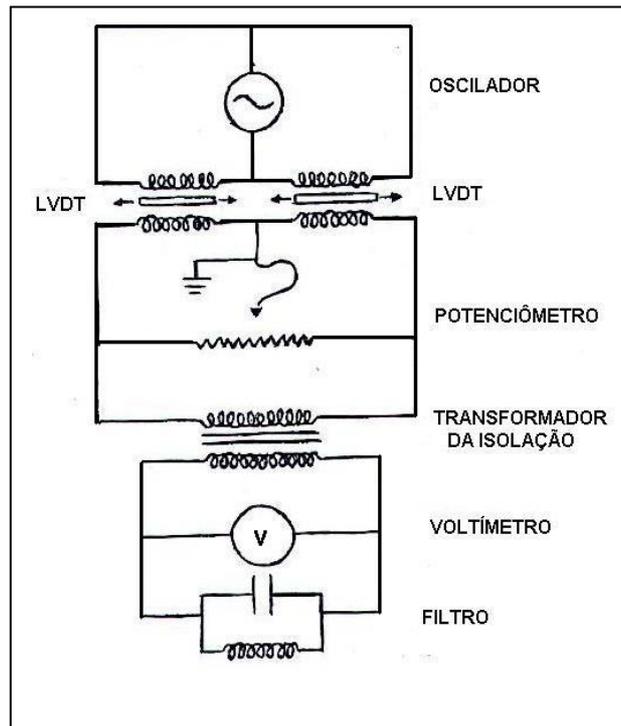


FIGURA 8 – Desenho esquemático do circuito elétrico da MTUE

2 - ENSAIO MECÂNICO DE TRAÇÃO

Antes de iniciar o ensaio de tração, calibramos o sistema para níveis de voltagem zero, ou seja, os dois LVDT's (Linear Variation Differential Transform) estavam com seus núcleos na mesma posição relativa aos respectivos solenóides. Qualquer deformação na mola deslocava o núcleo do LVDT, que era preso à extremidade da mola, e alterava sua relação com o outro LVDT, que ficava fora da máquina, e seu núcleo, preso a um micrômetro. Quando os dois núcleos dos dois LVDT estavam na mesma posição relativa, 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 um aumento da amplitude do sinal.

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

Esse deslocamento sofrido era exatamente a deformação Δx (delta x) sofrida pela mola, em face da força aplicada (F). Assim, usando a Lei de Hooke, temos:

$$F = K \cdot \Delta x \text{ (Lei de Hooke),} \quad (1)$$

onde $K = 2.59342 \text{ N/mm}$.

A Figura 10 mostra um diagrama ilustrativo de propriedades biomecânicas do corpo de prova. Em geral, é possível distinguir fases distintas que ocorrem quando o corpo de prova é submetido à tração. Essas fases são descritas na Figura 09 da seguinte forma:

- I - Fase de Acomodação: pode ser observada sempre no começo das experiências quando os tecidos estão sendo submetidos à tração.
- II - Fase Elástica: fase na qual os tecidos obedecem a Lei de Hooke, isto é, os tecidos voltam ao comprimento original na ausência de carga.
- III - Fase Plástica: nesta fase os tecidos já estão em regime de deformação permanente não voltando mais para o comprimento original quando são aliviados da carga.

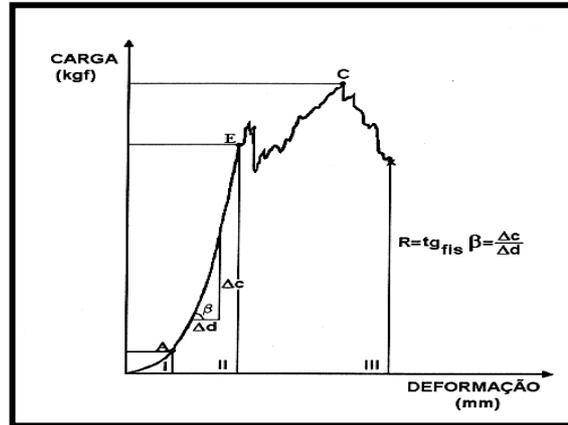


FIGURA 09 – Gráfico da deformação do corpo de prova B submetido à tração uniaxial. I - Fase de Acomodação, II - Fase Elástica, III - Fase Plástica, R - Coeficiente de Rigidez.

Analisou-se também o alongamento sofrido pelos corpos de prova e calculou-se o “STRAIN” (deformação do corpo submetido a uma tensão) que é definido como:

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

Realizou-se o cálculo do estresse sofrido pelo corpo de prova B quando foi dividida a força aplicada (F) pela área do corpo de prova (S). A área foi calculada através das medidas de ultra-sonografia. Assim, é possível escrever o estresse, em unidades de N/mm² = MPa, como:

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

Em geral, tecidos humanos não obedecem exatamente a Lei de Hooke. A Constante Elástica do corpo de prova é uma função da deformação do tecido (“strain”).

Alguns artigos na literatura (Bigliani - 1992 e 1996) preferem fornecer dados de tecidos sob tensão utilizando a Lei de Hooke generalizada que envolve o “stress” em função do “strain”, Lei exponencial stress-strain. O módulo de Young é definido como:

$$Y = \frac{\partial \sigma}{\partial \varepsilon} \quad (4)$$

Para pequenas deformações, pode-se aproximar a equação (6) por:

$$Y = \frac{\sigma}{\varepsilon} = \frac{Fl_0}{S\Delta l} \quad (5)$$

III. MÁQUINA DE TRAÇÃO DINÂMICA INSTRON 4443

O terceiro tipo de medidas foi realizado na Máquina de Tração Dinâmica INSTRON 4443 do Laboratório de Caracterização de Materiais (LACAM) do Departamento de Engenharia Mecânica e Produção da Universidade Federal do Ceará. Esta máquina tem capacidade de provocar tração em corpos de prova com uma Força Máxima aplicada na amostra de 1000 N. A velocidade de aplicação da tração no corpo de prova pôde ser previamente determinada por meio do software dedicado da máquina INSTRON 4443. (Figura 10)

Os corpos de prova B foram submetidos a experimentos com velocidade de tração de 10 mm/min e 30 mm/min.



FIGURA 10 - Máquina de tração Dinâmica INSTRON 4443.

4.1 OBTENÇÃO DOS CORPOS DE PROVA

Após desarticulação do membro escapular ao nível da junção escapulotorácica, os ombros foram dissecados, para retirar todos os tecidos moles, com exceção da cápsula, do *labrum* e do completo comprimento do tendão do cabo longo do bíceps.

Os experimentos foram realizados utilizando-se dois corpos de prova. No corpo de prova A, o úmero e a escápula foram mantidos articulados, e o cabo longo do bíceps foi preservado no sulco bicipital (Figura 11).

O corpo de prova B era formado pela glenoide, pelo *labrum* e pelo tendão do cabo longo do bíceps (Figura 12).

Uma vez preparados, os corpos de prova eram colocados em soro fisiológico e encaminhados ao Laboratório de Física da UFC. Durante os ensaios eram umedecidos com solução isotônica de cloreto de sódio (NaCl).

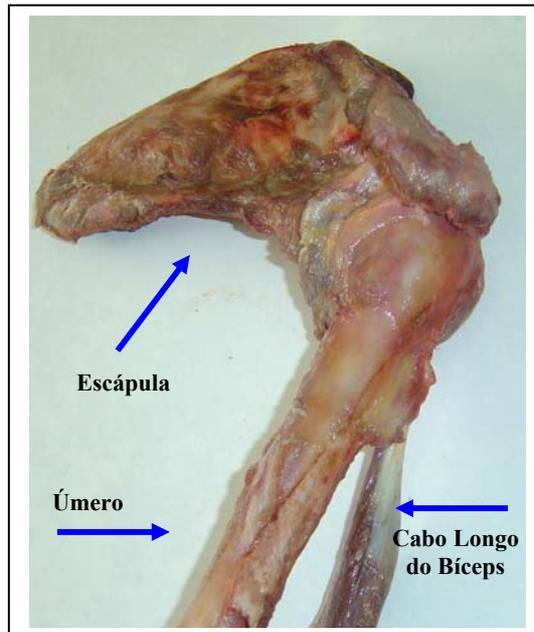


FIGURA 11. Corpo de prova A

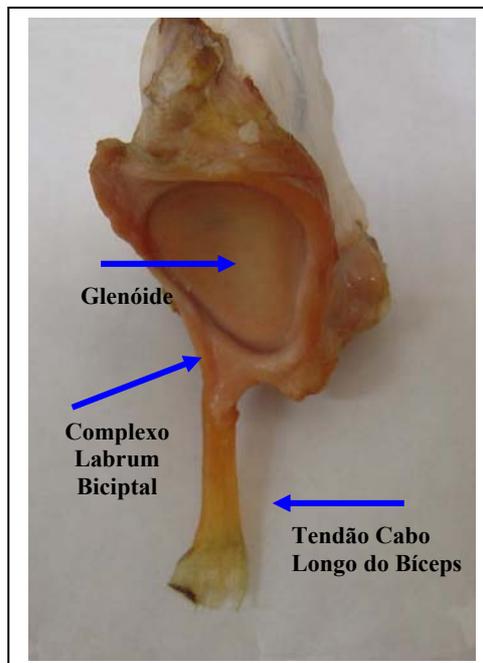


FIGURA 12. Corpo de prova B

4.2 PREPARAÇÃO DOS CORPOS DE PROVA

O corpo de prova A serviu como objeto de estudo dos ensaios 1 e 2, e o corpo de prova B foi utilizado nos ensaios 3 e 4.

No primeiro ensaio (**teste de tração dinâmica**), realizado em sete corpos de prova A com a MTD, a porção do corpo de prova A, a escápula, foi presa a MTD por um suporte de metal com fixação transóssea, com uso de parafusos rosqueados. A outra extremidade, a parte distal do tendão do cabo longo do bíceps (porção tendínea), foi fixada a uma garra metálica especialmente desenhada para evitar soltura ou ruptura nas extremidades do tendão (CAVALCANTE, 1998).

A preparação dos cinco corpos de prova A, no segundo ensaio (**teste de tração repentina**) na MTD, se deu praticamente da mesma forma, sendo que a diferença principal entre os dois ensaios foi a forma de tensão empregada: o primeiro ensaio utilizou a tração dinâmica, e o segundo a tração repentina (Figura 13).

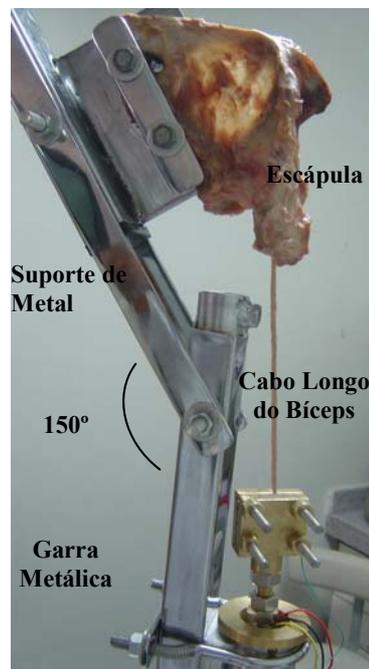


FIGURA 13 – Detalhes do corpo de prova A preso à Máquina MTD para experimentos.

No terceiro ensaio (**teste de tensão estática**) realizado em três corpos de prova, a porção glenoide do corpo de prova B foi fixada à Máquina Uniaxial Estática (MTUE) com fio

de aço inoxidável, envolvido com polimetilmetacrilato. Na outra ponta, o tendão foi fortemente preso por uma garra metálica (Figuras 14 e 15).

Medidas no Módulo de Tração Uniaxial Estática foram realizadas na MTUE, que pode aplicar uma Força Máxima da ordem de 5200 N ou uma tensão σ da ordem de 340 MPa . O comprimento do tendão foi medido utilizando um paquímetro e a largura e a espessura foram medidas através de técnicas ultra-sônicas para uma área da seção transversa do tendão bicipital no corpo de prova B.

Três corpos de prova B submetidos a cinco (ensaios de tração estática) tentativas, que objetivaram observar possíveis lesões no complexo *labrum*-bicipital, através de visão ocular.

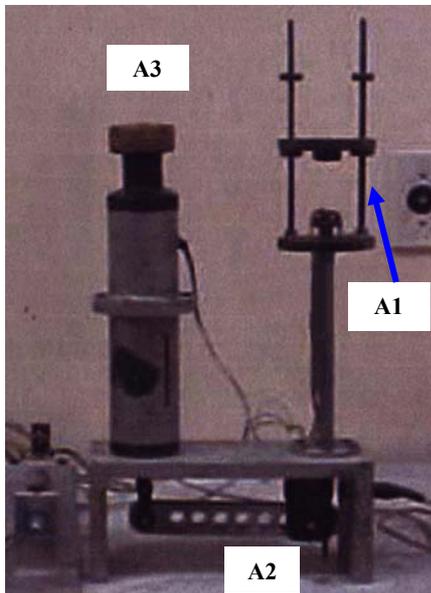


FIGURA 14 – Principais componentes da MTUE: A1- Suporte para Corpo de Prova, A2 – Braço de Alavanca, A3 - Manivela

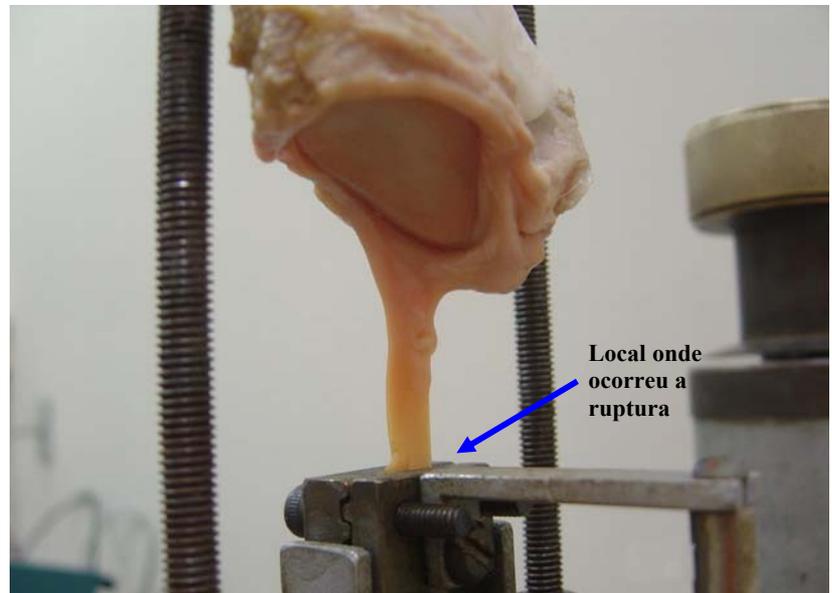


FIGURA 15 – Corpo de Prova B fixo à MTUE para experimento.

Para o **teste de tensão contínua**, utilizaram-se três corpos de prova B e, desta feita, a porção glenoide e a porção tendínea foram presas às garras metálicas do suporte vertical mecânico robótico. Medidas no Módulo de Tração Contínua foram realizadas na Máquina INSTRON 4443 que pode aplicar uma Força Máxima de 1000 N. (Figuras 16 e 17)

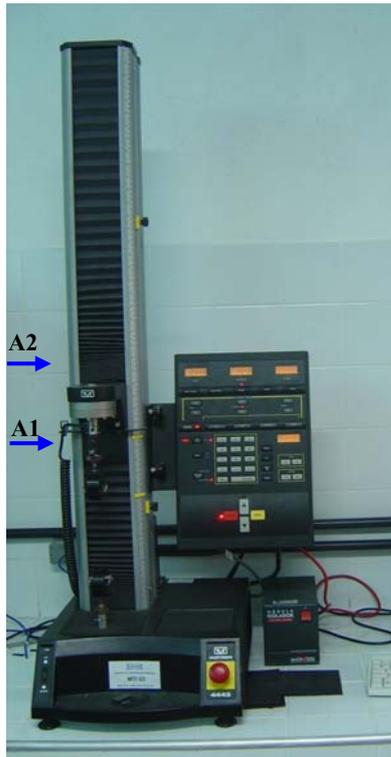


Figura 16 - Máquina INSTRON 4443: A1- Suporte robótico para o Corpo de Prova B, A2 – Garra Metálica.



Figura 17 – Detalhe do local de ruptura no experimento na Máquina INSTRON 4443. Local da ruptura.

4.3 PREPARO DO ENSAIO MECÂNICO

A observação do evento, nas medidas de tração utilizando a Máquina para Tração Dinâmica com Aquisição de Dados Automatizada (MTD), foi obtida a partir da técnica videoartroscópica, em que uma ótica de 30 graus e de 5mm, da marca Storz[®], foi introduzida através de um portal posterior três centímetros inferior à borda póstero-lateral do acrômio e direcionada para o processo coracóide (Figura 18).

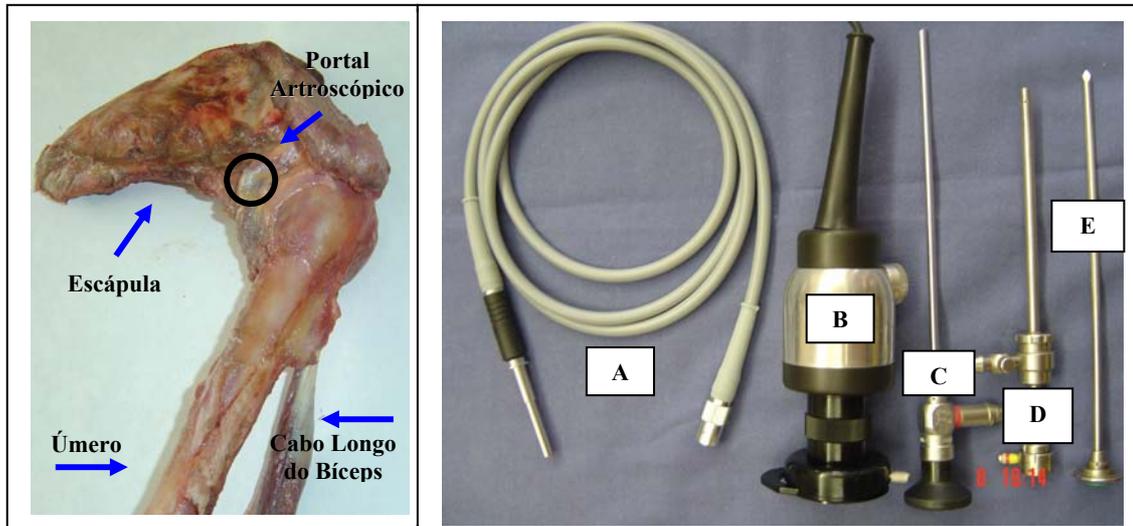


Figura 18 – Corpo de Prova A e o local do portal artroscópico

Figura 19 - Componentes do Material de Vídeo: A-Fibra Ótica, B-Câmera, C-Ótica, D-Camisa da Ótica, E-Trocata.

O artroscópio foi utilizado inicialmente para visualizar o quadrante anterosuperior da glenoide, especialmente, a porção superior do *labrum* e o aspecto intra-articular do tendão do cabo longo do bíceps.

Antes do início do estudo do processo dinâmico de produção da lesão, a anatomia normal glenoumeral e suas variações foram cuidadosamente avaliadas e anotadas.

Nas medidas de tração utilizando a Máquina de Tração Dinâmica INSTRON 4443, as experiências foram filmadas por uma câmera fotográfica modelo Sony Cyber-Shot 5.0 Mega Pixels.

4.4 ANÁLISE ESTATÍSTICA

Com auxílio do programa Origin 6.0. foram obtidos os gráficos que o software gerou durante os experimentos. Os resultados foram analisados utilizando o método de regressão linear de mínimos quadrados para obtenção das constantes do material e das dimensões dos corpos de prova.

5 RESULTADOS

5.1 RESULTADOS DAS MEDIDAS COM O CORPO DE PROVA A NA MÁQUINA DE TRAÇÃO DINÂMICA COM AQUISIÇÃO DE DADOS AUTOMATIZADA

Os gráficos ilustrativos das medidas realizadas com a MTD no Módulo de Tensão Contínua são apresentados nas Figuras 20 a 22 e no Módulo de Tensão Repentina na Figura 24.

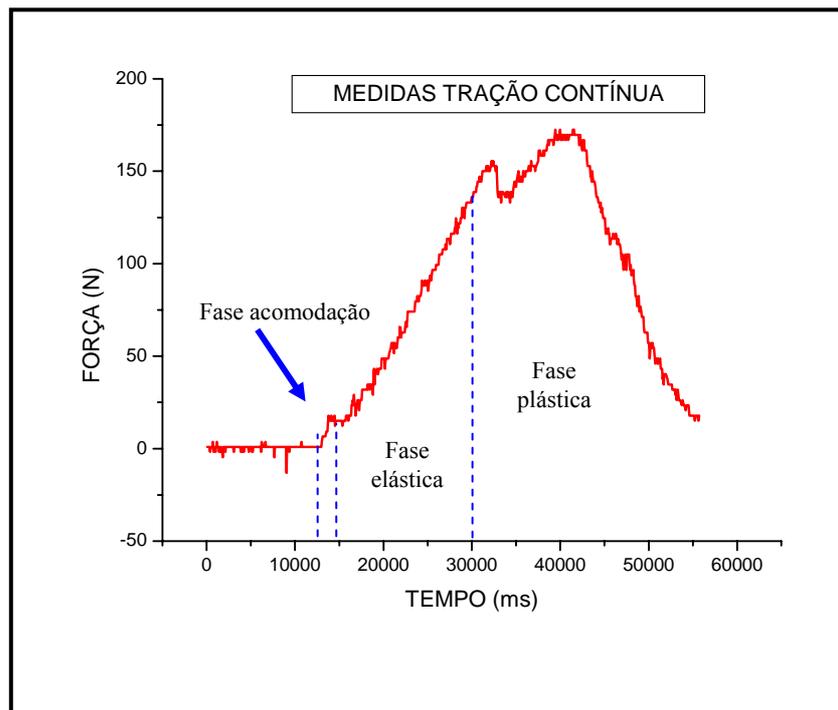


Figura 20 - Gráfico de $F \times t$ mostrando as fases de deformação do corpo de prova A na MTD com tração contínua.

A Figura 20 mostra o resultado experimental de uma medida de tração contínua na MTD, onde se pode observar a evolução da Força aplicada com o tempo no corpo de prova A. O início da aplicação da Força é para o tempo da ordem de 13000ms após ter sido ligado o Sistema de Aquisição de Dados (SAD). O gráfico mostra claramente as três fases de deformação do corpo de prova A submetido à tração uniaxial. A Fase de Acomodação foi observada entre 13.000ms a 15.000ms, a Fase Elástica entre 15.000ms a 30.000ms e a Fase Plástica acima de 30.000ms.

Na Fase Elástica, a evolução da Força aplicada ao corpo de prova A no tempo chega a uma força máxima da ordem de 200N. Na amostra, a subida corresponde à carga, e a descida à descarga. Não foram observadas rupturas no corpo de prova A. (Figura 21.).

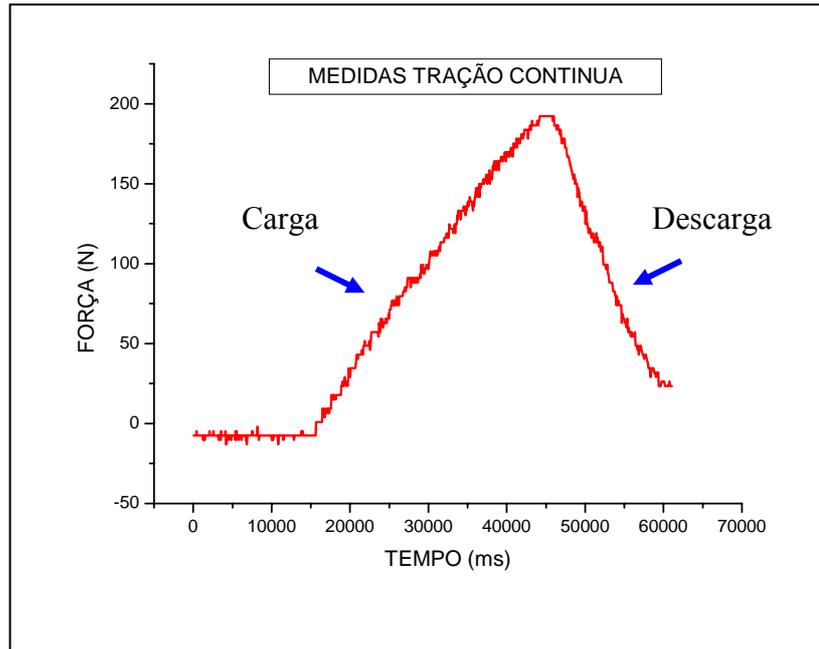


Figura 21 - Gráfico de $F \times t$ mostrando a Fase Elástica do Corpo de Prova A com tração contínua

Com a aplicação da Força de Tração no corpo de prova A para uma Força Máxima da ordem de 290N e para o tempo de 33.000 ms., observou-se uma queda brusca na intensidade da Força, o que indicou uma ruptura no Corpo de Prova. Esta ruptura aconteceu no ponto em que a porção distal do tendão encontrava-se fixado à pinça metálica da máquina MTD. Através da visão artroscópica, não foram observadas lesões no complexo *labrum-bicipital*. (Figura 22)

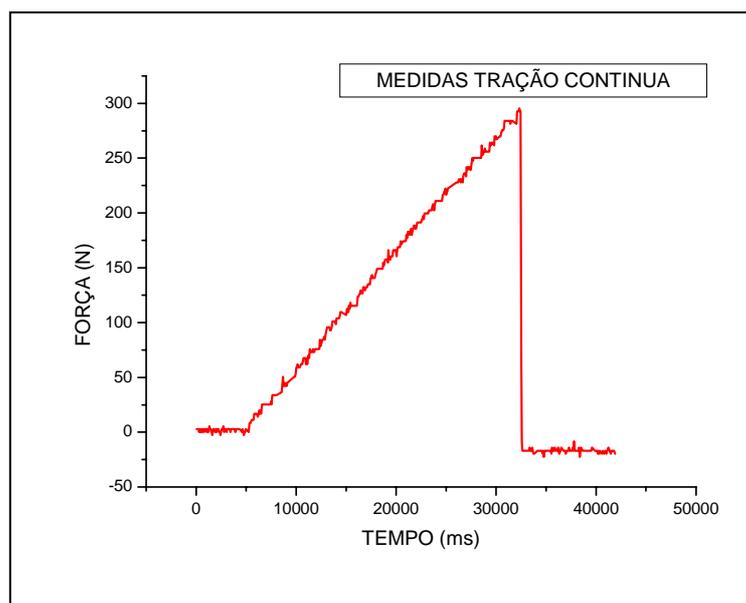


FIGURA 22 - Gráfico de $F \times t$ mostrando uma ruptura do corpo de prova A para uma Força aplicada de 290 N com tração contínua.

Nas experiências realizadas na MTD, em que se empregou uma Tração Repentina no corpo de prova A, a MTD foi ajustada para que a mola estivesse totalmente distendida, mas sem aplicar força no corpo de prova. Esta distensão foi possível com o auxílio de calços metálicos que prendiam a pinça metálica responsável por fixar uma das extremidades do tendão. A Tração Repentina era aplicada no corpo de prova A quando os calços eram retirados bruscamente, deixando a pinça metálica livre para se mover de acordo com a contração da mola dentro da MTD. (Figura 23)

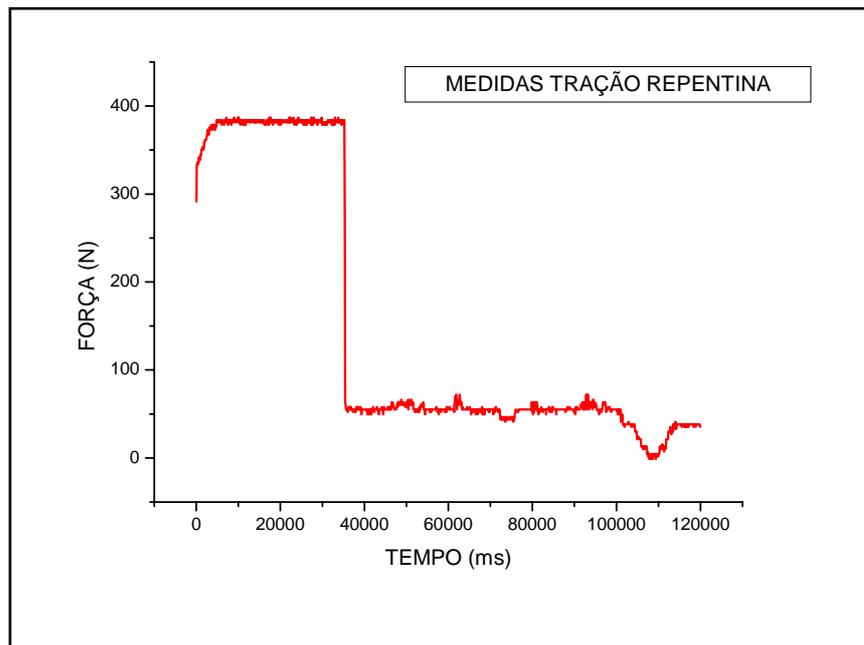


Figura 23 – Gráfico F x T mostrando uma ruptura do Corpo de Prova A em que se empregou a Tração Repentina

Na Figura 23 o gráfico ilustra uma Força da ordem de 384N que é suportada pelos calços metálicos. A Tração Repentina, com a Força de 384N, é transmitida para o tendão quando os calços metálicos são retirados bruscamente. Este efeito é identificado no gráfico pela reta vertical em vermelho (Figura. 23) para um tempo de 35.000 ms. O tempo de transmissão do impacto é da ordem de 210ms, conforme determinado no gráfico e analisado no Programa Origin v. 6.0. A Força de Impacto foi da ordem $F_1 - F_2 = 384\text{N} - 63\text{N} = 321\text{N}$.

Usando a Equação $Y = \frac{\sigma}{\varepsilon} = \frac{Fl_0}{S\Delta l}$ para o Impulso J, tem-se:

$$J = \int_0^{0,21} F(t)dt = \bar{F}\Delta t = 231 \times 0,21 \text{ N.s} \rightarrow J = 48,51 \text{ N.s}$$

5.2 - RESULTADOS DAS MEDIDAS COM O CORPO DE PROVA B NA MÁQUINA DE TRAÇÃO UNIAXIAL ESTÁTICA (MTUE).

Nestes ensaios, a Força Máxima suportada pelo corpo de prova B foi da ordem de 275N e a Força Mínima foi de 62N. Não foram observadas lesões no complexo *labrum-bicipital* através da visão ocular. As rupturas eram observadas no ponto em que a porção distal do tendão encontrava-se fixado próximo à pinça metálica da máquina MUTE, semelhante àquelas observadas nas medidas nas Máquinas MTD.

Destas experiências, podemos medir a deformação (*strain*) ϵ , a tensão (*estresse*) σ e o Módulo de Young (**Y**) .

As dimensões da porção distal do tendão estudado - comprimento, largura, espessura e área do corpo de prova - são apresentados na Tabela I.

TABELA I - Dimensões da porção distal do tendão estudado.

TENDÃO	COMPRIMENTO l_0 (mm)	LARGURA w (mm)	ESPESSURA t (mm)	ÁREA S (mm ²)
I	21,00	4,10	3,70	15,20

A Tabela II apresenta as forças máximas (F_{max}), os deslocamentos máximos (d_{max}) e as constantes elásticas (**K**) nas diversas tentativas, considerando a fase elástica do corpo de prova B estudado. Utilizou-se a Lei de Hooke ($F=K \cdot \Delta x$) para calcular as constantes elásticas **K**.

TABELA II - Força máxima, deslocamento máximo e constante elástica do corpo de prova B estudado na MTUE.

TENTATIVAS	F_{max} (N)	$d_{max} = \Delta l$ (mm)	K (N/mm)
I	62,24	1,02	57,29
II	101,14	1,07	91,91
III	114,11	0,98	116,37
IV	274,90	1,19	136,15
V	127,10	0,69	162,76

Como se observa, na Tabela II, a Força e a Constante elástica (K) aumentam com o número de tentativas realizadas com o corpo de prova B. Nos últimos ensaios, o tendão apresentava rigidez e, mesmo assim, não foram observadas lesões no complexo *labrum-bicipital*. As lesões sempre apareciam próximas à porção distal do tendão que era fixada à pinça metálica da MTUE, assim como ocorreu nos experimentos na máquina MTD. As Figuras 24 a 28 apresentam os gráficos da Força vs Deslocamento do Corpo de Prova B das tentativas mostradas na Tabela II.

A Tabela III apresenta os valores da deformação ε (*strain*), da tensão σ (*estresse*) e do módulo de Young (Y), calculados usando os valores das Tabela I e II. O gráfico do módulo da Constante Elástica com o número de tentativas é apresentado na Figura 29, e o módulo de Young com o número de tentativas na Figura 30.

TABELA III - Valores de comprimento, deformação, tensão e módulo de Young para alguns dos corpos de prova estudados.

TENTATIVAS	Δl (mm)	l_0 (mm)	S (mm²)	F_{max} (N)	ε (%)	σ (MPa)	Y (MPa)
I	1,02	21,00	15,20	62,24	4,8	4,09	85,21
II	1,07	21,00	15,20	101,14	5,1	6,65	130,39
III	0,98	21,00	15,20	114,11	4,7	7,51	159,79
IV	0,69	21,00	15,20	127,10	3,3	8,36	253,33
V	1,19	21,00	15,20	274,90	5,7	18,08	317,19

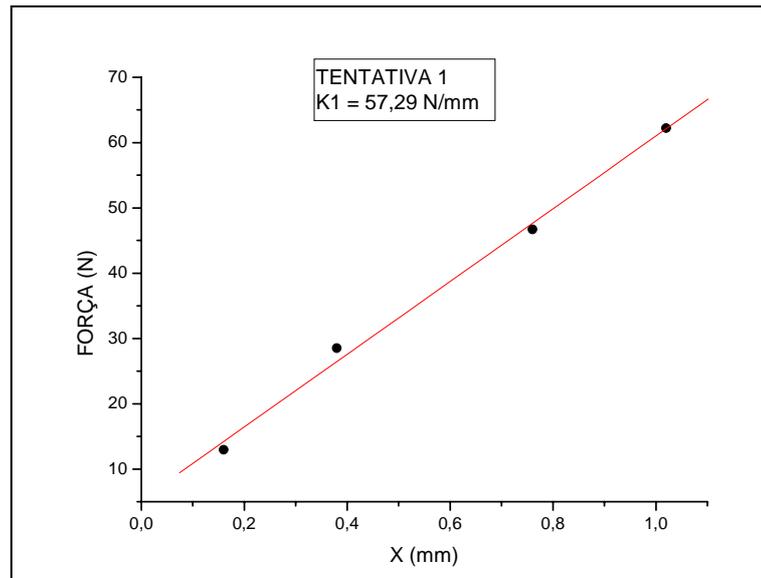


Figura 24 - Gráfico de Força X Deslocamento para a Primeira Tentativa.

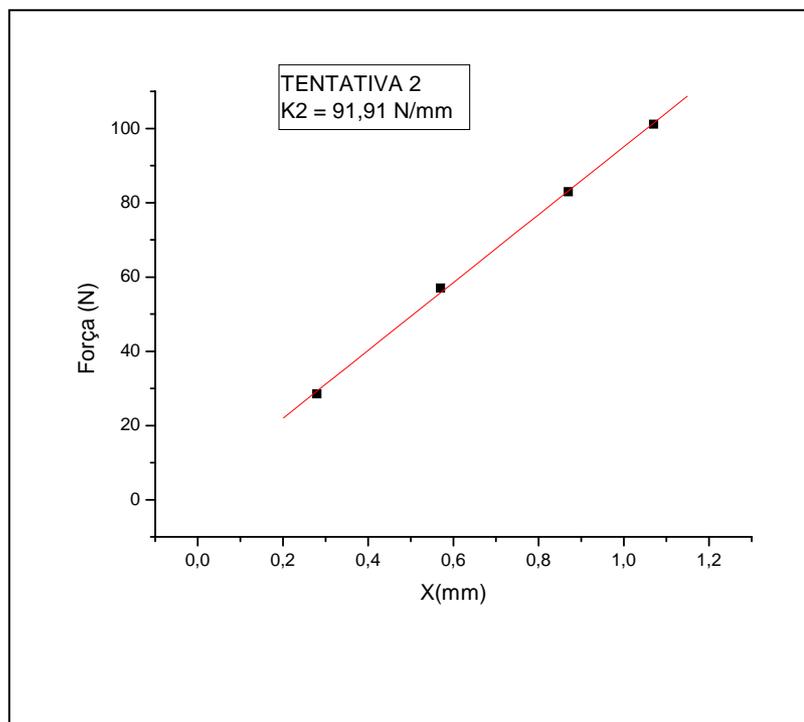


Figura 25 - Gráfico de Força X Deslocamento para a Segunda Tentativa.

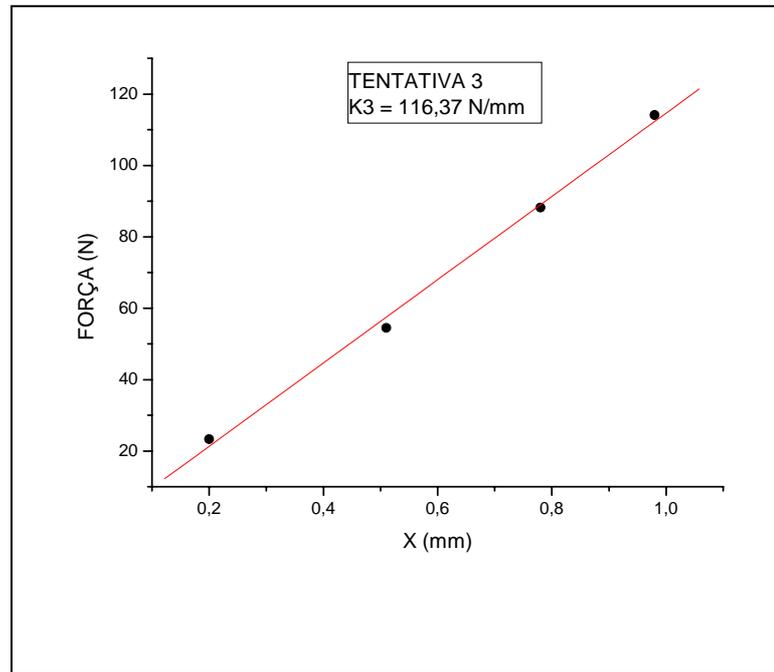


Figura 26 - Gráfico de Força X Deslocamento para a Terceira Tentativa.

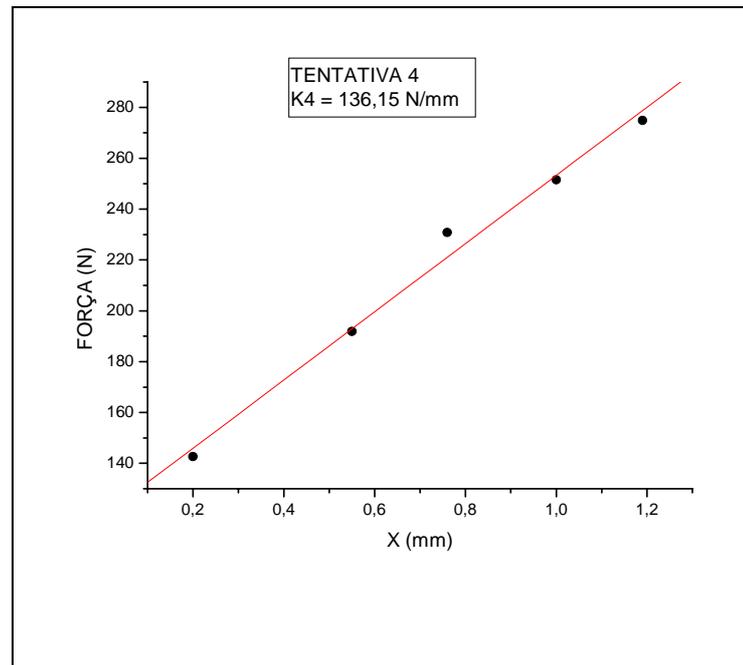


Figura 27 - Gráfico de Força X Deslocamento para a Quarta Tentativa.

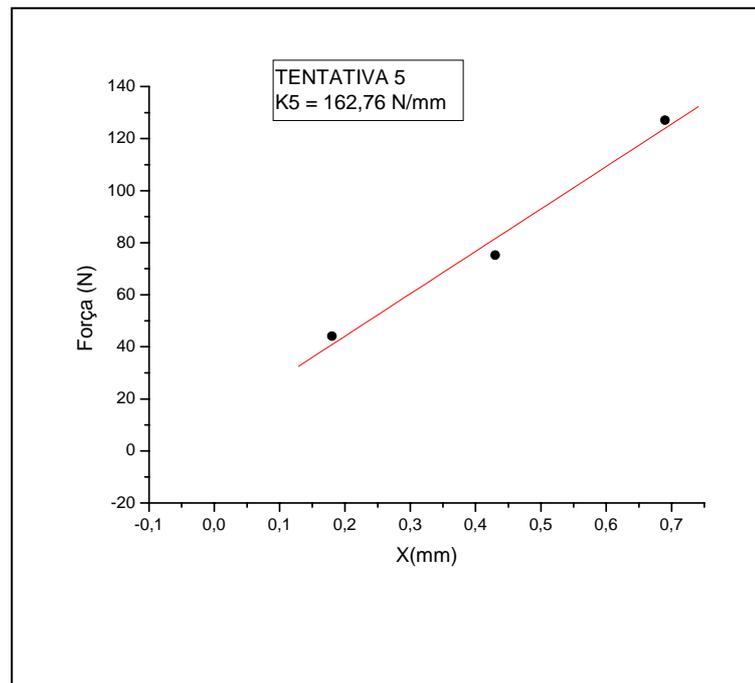


Figura 28 - Gráfico de Força X Deslocamento para a Quinta Tentativa.

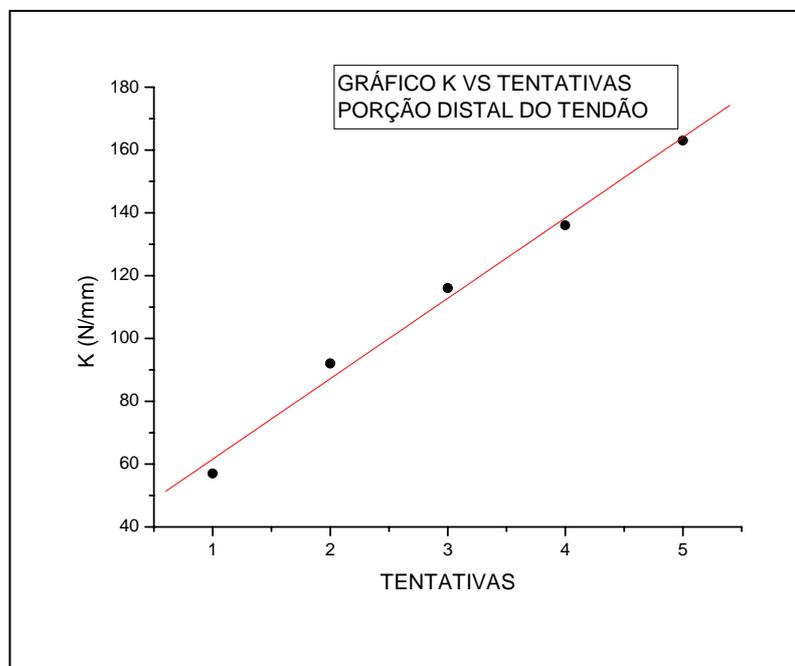


Figura 29 - Gráfico de Constante Elástica (K) X Número de Tentativas.

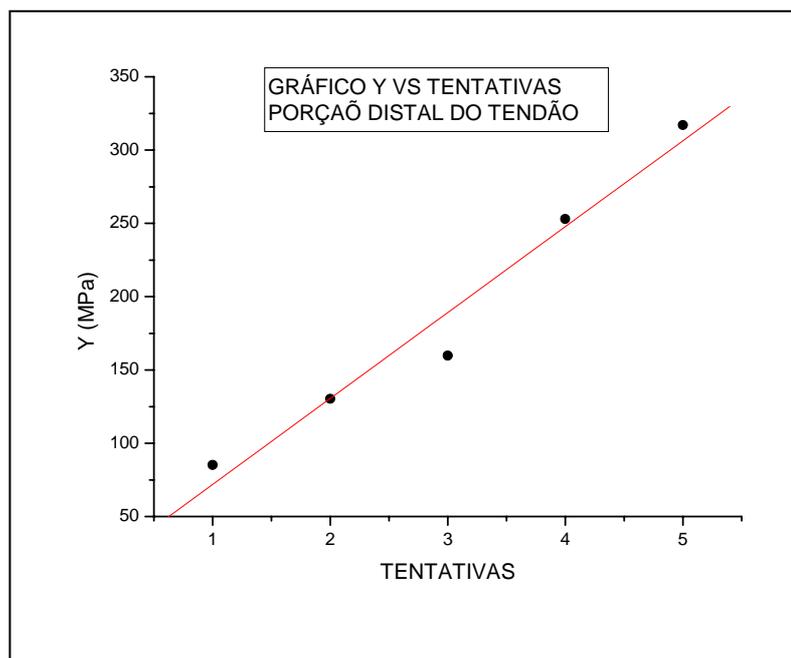


Figura 30 - Gráfico de Young(Y) X Número de Tentativas.

5.3 - RESULTADOS DAS MEDIDAS COM O CORPO DE PROVA B NA MÁQUINA DE TRAÇÃO DINÂMICA INSTRON 4443.

A Força Máxima suportada pelo corpo de prova B foi da ordem de 340,9N e a Força Mínima foi de 158,1N. Não foram observadas lesões no complexo *labrum*-bicipital. As rupturas eram constatadas no ponto em que a porção distal do tendão encontrava-se próxima à pinça metálica semelhante àquelas observadas nas medidas na MTD.

Destas experiências, é possível medir a deformação (*strain*) ϵ , a tensão (*estresse*) σ e o Módulo de Young (Y).

As dimensões, das porções distais dos tendões estudados - comprimento, largura, espessura e área dos corpos de prova - são apresentados na Tabela IV.

TABELA IV - Dimensões das porções distais dos tendões estudados.

TENDÃO	COMPRIMENTO l_0 (mm)	LARGURA w (mm)	ESPESSURA t (mm)	ÁREA S (mm ²)
Ia	21,60	4,10	3,70	15,20
Ib	11,50	4,10	3,70	15,20
II	18,30	4,08	3,70	15,10

Os tendões, Ia e Ib, são de um mesmo corpo de prova B e o tendão II é de um segundo corpo de prova B. O comprimento do tendão Ib é a metade do comprimento do tendão Ia.

A Tabela V apresenta as forças máximas (F_{\max}), os deslocamentos máximos (d_{\max}) e as constantes elásticas (K), na fase elástica dos corpos de prova estudados. Utilizou-se a Lei de Hooke para calcular as constantes elásticas K.

TABELA V - Força máxima, deslocamento máximo e constante elástica para as porções distais dos tendões estudados.

TENDÃO	F_{\max} (N)	$d_{\max} = \Delta l$ (mm)	K (N/mm)
Ia	245,6	4,64	52,98
Ib	340,9	3,33	102,38
II	158,1	5,02	31,50

Conforme observado na Tabela V, o Tendão Ib apresenta o menor deslocamento, a maior força máxima e a maior constante elástica.

A Tabela VI apresenta os valores da deformação ε (*strain*), tensão σ (*estresse*) e do Módulo de Young (Y).

TABELA VI - Valores de deformação, tensão e módulo de Young para alguns dos corpos de prova estudados. Os valores de deslocamentos, áreas e forças são obtidos das Tabelas I e II.

TENDÃO	Δl (mm)	l_0 (mm)	S (mm^2)	F_{\max} (N)	ε (%)	σ (MPa)	Y (MPa)
Ia	4,64	21,60	15,20	245,60	21,5	16,16	75,16
Ib	3,33	11,50	15,20	340,90	28,9	22,43	77,61
II	5,02	18,30	15,10	158,10	27,4	10,47	38,21

A Tabela VI mostra valores representativos de propriedades mecânicas de materiais, no caso de tecidos tendinosos, tais como a deformação (ε) e o módulo de Young (Y). O valor de deformação (ε) para o Tendão Ib foi 34,42% maior que o valor de deformação (ε) para o Tendão Ia, enquanto que o valor de deformação (ε) para o Tendão II foi 27,44% maior que o

valor de deformação (ϵ) para o Tendão Ia. Assim, o Tendão Ia apresentou a menor deformação.

Os valores do Módulo de Young (Y) para os Tendões Ia e Ib são praticamente iguais, o que mostra que os corpos de prova são de um mesmo tecido tendinoso. O valor do Módulo de Young (Y) para o Tendão II foi da ordem de 50% menor do que os valores obtidos para os Tendões I e Ib. Mesmo assim, considerando o Tendão II, não foram observadas lesões no complexo *labrum*-bicipital dos corpos de prova B estudados. As lesões observadas foram na porção distal do tendão bicipital.

6 DISCUSSÃO

A literatura recente mostra que, com o advento da artroscopia, cresce o interesse dos ortopedistas pelas lesões que acometem o *labrum* glenoidal superior. MAFFET (1995) e SNYDER et al (1995) realizaram estudos artroscópicos do ombro, envolvendo um grande número de pacientes para uma variedade de condições clínicas, e encontraram uma prevalência da lesão do complexo *labrum*-bicipital superior de 6% a 11%.

MAFFET (1995) e SNYDER et al (1995) citam que 13% a 19% das lesões SLAP resultam da junção de episódios de luxação ou subluxação. As quedas com o braço estendido ou sobre o ombro ocorrem em 23% a 31%. A tração no braço, como ocorre ao levantar um objeto pesado, pode responder por um percentual de 16% a 25% das lesões SLAP.

SNYDER et al (1990) defendem a queda com o braço estendido, produzindo uma força de compressão com uma subluxação proximal, como mecanismo predominante da lesão SLAP.

Em razão da controvérsia quanto ao mecanismo e quanto à força necessária para causar a lesão no *labrum*-bicipital superior, foi desenvolvida a presente pesquisa visando determinar as propriedades biomecânicas de tensão de ruptura, de alongamento e de resistência ao impacto aplicado no complexo *labrum* bicipital superior, e objetivando ainda observar as alterações ocorridas neste, provocadas por trações repentinas e por trações contínuas.

Os corpos de prova foram obtidos de ombros de cadáveres congelados a 20° negativos para não alterar suas propriedades físicas (BIGLIANI et al, 1992).

Em todos os ensaios a parte distal do tendão do cabo longo do bíceps foi fixada a uma garra metálica, confeccionada para evitar lesão na junção garra-tendão (CAVALCANTE, 1998; CAVALCANTE JR, 2002; PINHEIRO JR, 2003). PAGNANI (1995) utilizou uma modificação da sutura de Bunnell com fios de Teflon[®] e Poliéster.

A idade dos pacientes não pôde ser precisada tendo em vista a legislação vigente que só permitir o estudo em cadáveres não reclamados. Contudo, foi possível, pela aparência, estimar as idades entre 20 e 40 anos de idade.

Um mesmo corpo de prova B foi usado em duas tentativas de medidas consecutivas de Tração Contínua na Máquina INSTRON 4443. Como o tecido foi esticado em cada medida, seria razoável esperar que o tecido estivesse mais rígido na segunda tentativa realizada no corpo de prova. Assim, era esperado que o alongamento (deslocamento máximo) do corpo de

prova fosse menor na segunda medida e, conseqüentemente, a força máxima suportada pelo corpo de prova e sua constante elástica fossem maiores.

O comprimento do tendão do corpo de prova Ib é a metade do comprimento do tendão do corpo de prova Ia, enquanto que sua constante elástica é duas vezes maior. Como os tendões são de um mesmo corpo de prova B, isto é, de um mesmo tecido tendinoso, fisicamente, de uma mesma mola, é possível explicar o aumento da constante elástica considerando as propriedades físicas das molas. Ou seja, se uma mola tem seu comprimento reduzido pela metade, a sua constante elástica aumenta em dobro o seu valor inicial.

O Tendão II, do segundo corpo de prova, apresenta resultados bem abaixo dos resultados mostrados para o Tendão Ia, ambos os resultados foram obtidos na primeira tentativa de Tração Contínua. Esta discrepância pode explicar pelo fato de que o corpo de prova do Tendão II foi de um indivíduo mais velho do que o corpo de prova do Tendão Ia que é de um indivíduo mais novo. Estes resultados estão de acordo com os resultados encontrados (CAVALCANTE -1998).

No estudo de PAGNANI (1995), a faixa etária variou entre 57 a 72 anos, idades em que é mais freqüente a doença articular degenerativa. De Palma (1983) sugere que, particularmente no *labrum* superior, a lesão degenerativa é um achado normal resultante do envelhecimento natural do ombro. PAGNANI (1995) criou lesões na porção superior do *labrum* da glenoide em sete ombros de cadáveres e, submetendo-os a testes biomecânicos, verificou que uma lesão isolada da porção anterosuperior do *labrum*, que não envolveu a inserção supraglenoidal do bíceps braquial, não teve efeito significativo na translação glenoumeral com aplicação de 55 N de força no tendão do bíceps. Em contraste, uma lesão completa da porção superior do *labrum* glenoide, que desestabilizou a inserção do bíceps, resultou em aumento da translação glenoumeral.

Ressalta-se que o presente ensaio não foi procedido do mesmo modo que o de PAGNANI (1995), em que foram criadas lesões no complexo labrum bicipital. No experimento desenvolvido, para uma Força Máxima na ordem de 290N, aplicada na fase elástica, e para um tempo de 33000ms, observou-se uma queda brusca na intensidade da Força, o que indicou uma ruptura do corpo de prova A no ponto em que a porção distal do bíceps encontrava-se preso à pinça metálica da MTD. Durante o evento, constatou-se, por visão artroscópica, que o complexo labrum bicipital manteve-se intacto mesmo quando era aplicada uma Força quatro vezes maior do que a aplicada por PAGNANI (1995).

Na opinião de SNYDER (1995), a queda com o braço estendido produz uma força de compressão na articulação glenoumeral com uma subluxação proximal. As lesão SLAP I e II

seriam resultado da impactação da cabeça umeral no labrum glenóide. Nas lesões SLAP tipos III e IV a posição de abdução com braço estendido criaria, algumas vezes, lesão do manguito rotador, um aumento da rotação externa com o braço estendido estaria associado a uma instabilidade.

Variações normais do complexo labral podem ser erroneamente consideradas como lesões patológicas. Um foramem sublabral (JOHNSON, 1987), no quadrante anterosuperior, que imita um deslocamento labral, e uma corda semelhante ao ligamento glenoumeral médio, associada à completa ausência do labrum anterosuperior - Complexo de Buford (DETRISAC, 1986; JOHNSON, 1987 e McNIESH, 1987), são exemplos destas variações. Nos corpos de prova utilizados no presente estudo, não foi encontrada nenhuma variante anatômica normal.

ANDREWS et al (1985), usando estimulação elétrica, observaram, pela artroscopia, a capacidade da cabeça longa do bíceps de desprender-se do labrum glenóide quando o músculo do bíceps era estimulado. Os autores especulam que a fisiopatologia da lesão seria resultante de uma puxada do labrum glenóide superior pelo tendão do bíceps. Para ele, os achados aumentaram substancialmente a hipótese de que tais lesões, observadas em 73 (setenta e três) atletas arremessadores, seriam resultado desta força de tração repetitiva. Nos sete primeiros experimentos, realizados neste estudo, o resultado da força de tração contínua aplicada à cabeça longa do bíceps (corpos de prova do tipo A), para um tempo de 13.000ms, foi o seguinte: na deformação dos corpos de prova, a fase de acomodação foi observada entre 13.000ms a 15.000ms; a fase elástica foi constatada entre 15.000ms a 30.000ms; e a fase plástica acima de 30.000ms. Na fase elástica, para uma Força Máxima de 200N, percebeu-se que não ocorreu ruptura na junção labrum-bicipital superior.

MAFFET (1995), em um grupo de estudo de 84 pacientes, avaliados por história clínica, exame físico, relato pós-operatório e achados de videotapes cirúrgicos, encontrou mecanismos distintos para a lesão do complexo bicipital superior. A tração repentina para baixo foi o mecanismo mais comum. Utilizando a MTD, um módulo de tração repentina foi aplicado na cabeça longa do bíceps (corpo de prova do tipo A). A força de tração repentina de 384N para um tempo de 21.000ms, quando transmitida para este tendão, não foi capaz de romper o complexo labrum-bicipital superior.

O Impulso (J) transmitido ao corpo de prova pela ação da Força de impacto é de $J = 48,51 \text{ N.s}$ ($J = \int_0^{0,21} F(t)dt$). Para se ter noção de quão grande é este Impulso, fez-se uma analogia com o arremesso de uma bola de vôlei por um jogador.

Na prática, sabe-se que um jogador de vôlei, ao sacar, arremessa uma bola com velocidade da ordem de $v = 100\text{Km/h}$. Considera-se que a massa de uma bola é igual a $m = 0,280\text{Kg}$. Se o tempo de contato da mão do jogador com a bola é da mesma ordem que o tempo das medidas dos ensaios, isto é $\Delta t = 0,21\text{s}$, então, podemos determinar qual a $\langle F_{\max} \rangle$ que o jogador deve exercer sobre a bola para esta atingir 100 Km/h . Assim, de acordo com a

Equação: $\mathbf{J} = \int_0^{0,21} F(t)dt$, tem-se em módulo:

$$J = \langle F_{\max} \rangle \Delta t = mv \quad (\text{A1})$$

considerando que a velocidade inicial da bola é zero, isto é, a bola estava parada na hora do arremesso. Substituindo os valores acima na Eq. (A1), tem-se:

$$J = \langle F_{\max} \rangle \times 0,21 \text{ s} = 0,28 \text{ Kg} \times 100/3,6 \text{ m/s} \quad (\text{A2})$$

onde usa-se os fatores de conversão:

$$1 \text{ Km} = 1000\text{m} \quad (\text{A3})$$

$$1 \text{ h} = 3600\text{s} \quad (\text{A4})$$

Assim,

$$100\text{Km/h} = 100 \times 1000\text{m}/3600 \text{ s} = 100/3,6\text{m/s} \quad (\text{A5})$$

Tirando o valor para $\langle F_{\max} \rangle$, vem:

$$\langle F_{\max} \rangle = (0,28 \text{ Kg} \times 27,78\text{m/s})/0,21\text{s} = 37,04\text{N} \quad (\text{A6})$$

No presente ensaio, a Força de impacto foi de $F = 384\text{N}$, isto é, dez vezes maior. Para o impacto desta Força na bola, no mesmo tempo de $0,21 \text{ s}$, a bola seria arremessada com uma velocidade da ordem de 1000 Km/h . Mesmo assim, o complexo labrum-bicipital foi preservado, já que a ruptura do corpo de prova A ocorreu na porção distal do tendão próximo que estava fixado à pinça metálica. Desse modo, é possível dizer que esse estudo não pode

confirmar a hipótese, apresentada por MAFFET (1995), de que o mecanismo de tração repentina para baixo seja o responsável pela lesão do complexo labrum-bicipital.

Estes achados fortalecem o trabalho de DiGIOVINE (1992) que mostra em suas pesquisas que o pico alto da atividade do bíceps alcança apenas 44% da contração voluntária e que esta não parece ser suficiente para gerar a força que produz a lesão SLAP tipo II.

Como nos primeiros experimentos não se obteve uma força capaz de romper o complexo labrum-bicipital superior, o corpo de prova A foi modificado, passando a ser constituído pela glenoide, pelo labrum e pelo tendão do cabo longo do bíceps (corpo de prova B). O corpo de prova do tipo B foi submetido a novos ensaios, nos quais foram utilizadas uma Máquina de Tração Dinâmica INSTRON 4443 e uma Máquina de Tração Estática Uniaxial (MTUE).

Para analisar a contribuição relativa referente à rigidez linear, HEARLEY (2001) avaliou biomecanicamente as duas origens do cabo longo do bíceps (o labrum glenoide superior e o tubérculo supraglenoidal), aplicando nesta estrutura tendinosa uma tensão de 0 a 55 N, quando eram mantidas perpendiculares à face glenoide. Concluiu que a inserção do bíceps é fator limitante primário e que o labrum superior é fator limitante secundário em relação à rigidez linear. Contudo, é necessário que haja ruptura de ambos os fatores limitantes para que ocorra a frouxidão encontrada na lesão SLAP II.

No modelo utilizado por HEARLEY (2001), o úmero estava desarticulado, e o tendão do cabo longo do bíceps encontrava-se fora do sulco intertubercular.

Da mesma forma, utilizando-se a Máquina de Tração Dinâmica INSTRON 4443, o corpo de prova B suportou uma Força Máxima de 340N e uma Força Mínima de 160N. Novamente, as rupturas foram observadas no ponto em que a porção distal do tendão encontrava-se fixo à pinça metálica da máquina.

Nos três experimentos realizados, as medidas de deformação (*Strain*) ϵ , de tensão (Estresse) σ , e o Módulo de Young (Y) foram avaliadas, não sendo observada ruptura no complexo labrum-bicipital superior. As rupturas continuaram a ocorrer na porção distal do tendão, onde o corpo de prova B encontrava-se fixado à pinça metálica da máquina, do mesmo modo que se deu nas demais máquinas.

Da mesma forma que o presente trabalho, CAVALCANTE (1998), usando ensaios mecânicos de tração, demonstrou que os tendões flexores superficiais dos dedos da mão obtidos de cadáveres não formolizados suportaram uma carga com força máxima da ordem de 400N, sendo este o ponto mais elevado da curva e, portanto, a carga máxima que os tendões suportam antes de iniciar a fase plástica.

BEY et al (1998) usaram modelos cadavéricos em que foram mantidos somente a escápula, o úmero, o cabo longo do bíceps, a cápsula glenoumeral e ligamento coracoumeral e os tendões do manguito rotador. Demonstrou que a tração no bíceps é capaz de produzir a lesão SLAP tipo II e que uma subluxação inferior da cabeça umeral facilita significativamente a geração da lesão. A subluxação muda a orientação das fibras do tendão do bíceps e, conseqüentemente, a direção da carga primária, predispondo o complexo labrum-bicipital à falhas. Nos ensaios com a MTD e com o corpo de prova A na posição reduzida da articulação glenoumeral, a direção da carga do bíceps obedeceu a orientação de suas fibras e não reproduziu a lesão SLAP tipo II, quando se aplicou uma força de tração repentina de 384N.

KUHN et al (2003) encontraram como resultado de seu estudo, que a fase de aceleração do arremesso pode contribuir para as lesões do complexo labrum superior no ombro de atletas arremessadores, mais do que a fase de desaceleração. Observaram que a cabeça longa do bíceps atua dinamicamente, restringindo de modo importante a rotação externa do braço em abdução. A falha da dinâmica restrição dada pelo bíceps, na extrema rotação externa do ombro, resulta em lesão do complexo labrum-bicipital.

PRADHAN et al (2002) encontraram em seus estudos que o levantamento do labrum é aumentado pela tração anterior do labrum, quando o braço vai da rotação neutra para a rotação medial. Desse modo, a superfície labral é esmagada pela cabeça umeral e a borda glenóide é danificada.

VAITL et al (2003) estudaram a patogênese da lesão SLAP tipo II e encontraram 83% de lesões na fase de desaceleração do arremesso. A lesão seria resultado da perda da função centralizadora da articulação por parte do bíceps na máxima rotação interna do úmero somada à translação da cabeça do úmero para a pósterio superior, conduzindo a um contato não fisiológico com o labrum gerando, por conseqüência, a lesão SLAP.

CLAVERT et al (2004) criaram um modelo dinâmico para simular o mecanismo da queda para frente e para trás com a mão estendida e usaram para medição em suas pesquisas, a máquina INSTRON 8500. Os pesquisadores encontraram que a queda para frente é o mecanismo causador da lesão SLAP mais provável, fortalecendo assim, as hipóteses de SNYDER (1995) e de MAFFET (1995).

Em nosso estudo, examinando o comportamento do corpo de prova sujeito à carga uniaxial, viu-se que: se a tensão aplicada não ultrapassa o limite da elasticidade do material, este volta às condições iniciais quando é retirada a carga; que uma carga pode ser repetida muitas vezes desde que as tensões permaneçam dentro de valores do regime elástico; que esta condição deixa de ser válida se o numero de repetições da carga for da ordem de milhares de

vezes (tração repetitiva); a ruptura do corpo de prova se dá em uma tensão bem abaixo da tensão de ruptura obtida com a carga estática. Nesse caso, a ruptura do corpo de prova ocorre por fadiga. A ruptura por fadiga é sempre uma ruptura frágil, mesmo para materiais de grande resistência. KUHN et al (2003) observaram em seus estudos que a fase de aceleração do arremesso requer significante menos força para produzir a lesão SLAP do que a posição de desaceleração.

Estudos futuros deverão esclarecer com o uso da robótica, cinematografia, computação e auxílio da artroscopia, se as lesões do complexo labrum-bicipital superior são geradas por uma força de tração ou compressão na cabeça longa do bíceps, por uma falha da ação dinâmica do bíceps na posição de rotação extrema do ombro, pela posição assumida pelo braço quando o trauma ocorre, pela existência de variantes anatômicas ou processos degenerativos locais, ou ainda, pela soma de todos estes fatores.

7 CONCLUSÕES

1. Quando a tensão aplicada ao corpo de prova não ultrapassar o limite da elasticidade do material, a carga poderá ser repetida muitas vezes.
2. Quando o número de repetições for da ordem de milhares de vezes (tração repetitiva), a ruptura do corpo de prova se dará em uma tensão bem abaixo da tensão de ruptura obtida com a carga estática. Nesse caso, a ruptura do corpo de prova ocorrerá por fadiga.
3. Não foi possível reproduzir a lesão SLAP nos experimentos realizados nas Máquinas de Tração Uniaxial com trações contínuas ou repentinas.
4. Todas as lesões provocadas nos corpos de prova, por trações uniaxiais contínuas e repentinas, ocorreram na porção distal do tendão bicipital.

8. REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

Andrews, J. R.; Carson, W. G.; McLeod, W. D. Glenoide labrum tears related to the long head of the biceps. **Am J Sports Med**, 13: 337-341, 1985.

Basmajian, J. V.; Bazant, F. J. Factors preventing downward dislocation of the adducted sholder joint. **J Bone Joint Surg**, 41 A: 1183-1186, 1959.

Bey, M. J.; Huston, L. J., Kunn, J. E.; Blasier, R. J. Creation of the SLAP lesions in a dynamic biomechanical model of the sholder. The role of inferior subluxation. Presented at **17th Annual Meeting of the Artroscoy Association of North America**, Orlando, May 1, 1998.

Bey, M. J.; Elders, J. G.; Houston, J. L.; Kuhn, E. J.; Blasier, B. R.; Soslowsky, J. L. The Mechanism of creation of superior labrum, anterior, and posterior lesions in a dynamic biomechanical model of the shoulder: The role of inferior subluxation. **J Shoulder Elbon Surg**, 4: 397-401, 1998.

Bigliani, L. U.; Pollock, G. R.; Soslowsky, J. L.; Flatow, L. E.; Pawluk, J. R.; Mow, C. V. Tensile Properties of the Inferior Glenohumeral Ligament. **Journal of Orthopedic Research**, 10: 187-197, 1992.

Bigliani, L. U.; et al. Glenumeral Stability: Biomechanical Properties of Passive and Active Stabilizers. **Clin Orthop Rel Res**, n.330, p. 13-30, 1996.

Burkhart, S. S.; Morgan C. D.; Kibler W. B. Shoulder injuries in overhead athletes: the “dead arm” revisited. **Clin Sports Med**, 19: 125-158, 2000.

Burkhead, W. Vasculariry of the Glenoide Labrum. **Personal comunication** and review of article submitted for publication in 13/11/92.

Burman, M. S. Arthroscopy or the direct visualization of joints. **J. Bone Joint Surg**, 13: 689-695, 1931.

Cavalcante, J. S. J. Estudo da Eficácia da Fixação Direta do Labrum na Glenoide em Lesão de Bankart. Provocada em Laboratório e Submetida a Estresse Osteoarticular. (Mestrado em Cirurgia) – Departamento de Cirurgia, Universidade Federal do Ceará. Fortaleza: UFC, 2002.

Cavalcante, M. L. C. **Análise** Biomecânica dos Tendões Flexores da Mão: estudo comparativo de tendões íntegros e divididos em cortes longitudinais. Dissertação (Mestrado em Cirurgia) – Departamento de Cirurgia, Universidade Federal do Ceará. Fortaleza: UFC, 1998.

Clavert, P.; Bonnomet, F.; Kempf, F. J.; Boutemy, P.; Braun, M.; and Kohn, L. J.; Contribution to the study of the pathogenesis of type II superior labrum anterior-posterior lesions: A cadaveric model of a fall on the outstretched hand. . **J Bone Joint Surg**, (Am) 13: 45-50, 2004.

Clavert, P.; Bonnomet, F.; Kempf, F. J.; Boutemy, P.; Braun, M.; Kahn, L. J. Contribution to The Study of the pathogenesis of type II superior labrum anterior-posterior lesions: A cadaveric model of a fall on the outstretched hand. **J Shoulder Elbow Surg**, 45-50, 2004.

Cooper, D. E.; Arnoczky, S. P.; O'Brien S. J.; Warren R. F.; DiCarlo E.; Allen A. A.; Anatomy, histology, and vascularity of the glenoid labrum: an anatomical study. **J Bone Joint Surg** (Am), 74: 46-52, 1992.

De Palma, A. J.; **Surgery of the Shoulder**, 3d ed., Philadelphia, Lippincott, pp 212 – 245, 1983.

Di Giovine, N. M.; Jobe F. W.; Pink M.; Perry J.; An electromyographic analysis of the upper extremity in pitching EMG and motion analysis. **J Shoulder Elbow Surg**, 1:15-25, 1992

Detrisac, D. A.; Johnson L. L. Arthroscopic shoulder anatomy; pathologic and surgical implications. **Thorofare, N.J.**: Slack, 69-89, 1986.

Gainor, B. J.; Piotowski G.; Puhl J; et al. The throw: Biomechanics and acute injury. **Am J Sports Med**, 8: 114-118, 1980.

Gardner, E.; Gray, D. J.; and O’Rahilly, R. **Anatomy**, 4th ed., W.B. Saunders, Philadelphia, p. 122, 1975.

Godinho, G. G.; Freitas J. M. A; Leite, L. M. B; Pina, E. R. M. **Lesões SLAP no ombro**, v. Brás. Ortop.; 33: 345 – 351, 1998.

Godinho, G. G. & Souza, J. M. G.; Arthroscopy of the shoulder – SLAP lesions. **J. Shoulder Elbon Surg**, (Abstracts), part 2, 1993.

Gowan, I. D.; Jobe F. W.; Tibone J. E.; et al. A comparative electromyographic analysis of the shoulder during pitching: Professional vs Amateur Pitchers. **Am J Sports Med**, 15:586-590, 1987.

Habermeyer, P.; Schuller, U.; Wiedemann, E.; The intrarticular pressure of the shoulder: an experimental study on the role of the glenoid labrum in stabilizing the joint. **Arthroscopy**, 8: 166-72, 1992.

Healey, J. H.; ShaneBarton, B. S.; Phillip N.; Omer, A. I. Biomechanical Evolution of the Origin of the Long Head of the Biceps Tendon. **Arthroscopy**, 17: 378-382, 2001.

Hamilton, W. J. Text Book of Human Anatomy. **E. L. B. S. and Macmillan**, 2, 169, 1978.

Jobe, F. W.; Moynes D. R.; Tibone, J. E.; Perry, J. An EMG analysis of the shoulder in pitching: A second report. **Am J Sports Med**, 12:218-220, 1984.

Jobe, C. M. Evidence linking posterior superior labral impingement and shoulder instability. Presented at the **American Shoulder and Elbow Surgeons Meeting**, Seattle, Washington, September, 1991.

Johnson, L. L. The Shoulder Joint: an arthroscopist's perspective of anatomy and pathology. **Clin Orthop**, 223: 113 – 25, 1987.

Karzel, R.; Nuber, G.; Tautenschlager, E. Contact stresses during compression loading of the glenohumeral joint: The role of the glenoid labrum. **Proc Inst Med Chicago**, 42(3): 64-67, 1989.

Kwek, J. W.; Quek, S. T. Clinics in Diagnostic Imaging. **Singapore Med**, v. 43 (4), 211-216, 2002.

Kuhn, J. E.; Stephen, R. L.; Houston, J. L. Anatomy – Regional and Applied. 7th ed., **Churchil Livingstone**, Edinburgh, p.74-76, 1984.

Kuhn, J. E.; Houston, J. L. Soslowsky, J., L. and Ralph B. Blasier, Ligamentous restrains and muscle effects limiting external rotation of the glenoumeral joint in the neutroal and abducted positions. **Shoulder Elbow Surg**, 8: 664-665, 1999.

Kuhn, J. E.; Stephen, R. L ; Houston, J. L.; Soslowsky, J. L. and Ralph B. Blasier, Failure of the Biceps Superior Labral Complex: A Cadaveric Biomechanical Investigation Comparing the Late Cocking and Eairly Deceleration Positions of Trowing. **Arthroscopy**, V. 19, n. 4, pp 373-379, 2003.

Malicky, D. M. Anterior Glenohumeral Stabilization Factors: Progressive Effects in a Biomechanical Model. **J Bone Joint Surg**, v. 14, 282-288, 1999.

Mark, M. W.; Snyder, S. J.; Don Buford, Jr. The Buford Complex – The “Cord-like” Middle Glenohumeral Ligament and Absent Anterosuperior Labrum Complex: A Normal Anatomic Capsulolabral Variant. **Arthroscopy: The Jornal of Arthroscopy and Related Surgery**, 10(3): 241-247, 1994.

Maffet, W. M.; Gartsman, G. M.; Moseley, B. Superior Labrum-Biceps Tendon Complex Lesions of the Sholder. **Am J Sport Med.**, 23: 93-98, 1995.

McNiesh, L. M.; Callaghan, J. J. CT arthrography of the sholder: variantions of the glenoide labrum. **AJR**, 149: 963-6, 1987.

Melo, F. E.; Transições de fase e efeitos anarmônicos das vibrações da rede. Lilo3. Tese (Doutorado) – **Universidade de Campinas**, Campinas: Unicamp, 1983.

Morgan, C. D.; Rames R. D.; Snyder S. J. Anathomical Variations of the Glenohumeral Ligament. **Presented at the 58th Annual Meeting of the American Academy of Orthopedics Surgeons**, Anahein, California, March 1991.

Neviaser, T. J. The anterior labroligamentous periosteal sleeve avulsion lesion: a cause of anterior instability of the sholder. **Arthroscopy**, 9: 17-21, 1993.

O'Brien, S. J.; Pagnani, M. J.; Fealy, S.; McGlynn S. R.; Wilson, J. B. The active compression test: a new and effective test for diagnosing labral tears and acromioclavicular joint abnormality. **Am J Sports Med**, 26: 610-613, 1998.

Pagnani, M. J.; Tarzili, A. P.; Altered, W. D. Effect of Lesions of the Superior Partion of the Glenoid Labrum on Glenohumeral Translation. **J Bone Joint Surg**, 77-A, 7-11, 1995.

Papas, A.; Goss, T.; Kleinman, P. Symptomatic shoulder instability due to lesions of the glenoid labrum. **Am J Sports Med**, 11: 279-281, 1983.

Paul, S.; Kaul, M. J. Surface area of gleno-humeral articulations. **Paper read in the 37th National Conference of The Anatomical Society of India**, New Delhi, 1988.

Perry, J., Anatomy and Biomechanics of the Sholder in Throwing, Swimming, Gymnastics and Tennis. **Clin Sport Med**, 2: 247-249, 1983.

Pinheiro, J. A. J. Propriedades Biomecânicas da Banda Anterior do Ligamento Glenoumeral Inferior Submetido a Estresse. (Mestrado em Cirurgia) – Departamento de Cirurgia, Universidade Federal do Ceará. Fortaleza: UFC, 2003.

Pradhan, R.; Itoi E.; Kido T.; et al. Effects of biceps loading and arm rotation on the superior labrum in the cadaveric shoulder. **Tohoku J Exp Med**, 190:261-269, 2000.

Reeves, B. Experiments on the tensible strengths of the anterior capsular atructures of the sholder in man. **J Bone Joint Surg**, 50: 858-860, 1968.

Rodosky, M. W.; Harner, C. D.; Fu F. H. The role of the long head of the biceps muscle and superior glenoid labrum in anterior stability of the sholder. **Am J Sport Med**, 22: 121-130, 1994.

Snyder, S. J.; Karzel R. P.; Del Pizzo W. SLAP lesions of the shoulder. **Arthroscopy** 6: 274-279, 1990.

Snyder, S. J.; Bannas, M.; Karzel, R. P. An analysis of 140 injuries to the superior glenoid labrum. **J Shoulder Elbow Surg**, 4:243-248, 1995.

Towley, C. O. The Capsular Mechanism in Recurrent Dislocation of the Sholder. **J Bone Joint Surg**, 32-A, 370-373, 1950.

Vaitl, T.; Burkart, A.; Steinhauser, E.; Hohmann, E.; Imhoff., A. Pathogenese der SLAP-II-Läsion am Schultergelenk, **Orthopäde**, 32: 608-615, 2003.

Woodburne, R. T. Essential of Human Anatomy. **Oxford University Press**, 2: 87-90, 1980.