

AUGUSTO CEZAR DE SANTANA RONCHI

**DESENVOLVIMENTO DE UM MÉTODO EXPERIMENTAL DE ENSAIO CAPAZ
DE MENSURAR AS FORÇAS DE COMPRESSÃO E ARRANCAMENTO GERADAS
A PARTIR DA FIXAÇÃO DE UM ENXERTO COM PARAFUSO DE
INTERFERÊNCIA, E MENSURAR O DECAIMENTO DESTA FORÇA COM O
TEMPO APÓS A FIXAÇÃO INICIAL.**

**Trabalho de Conclusão do Curso de Graduação em medicina do Centro
de ciências da saúde da Universidade Federal de Santa Catarina como
requisito para a conclusão do Curso de Graduação em Medicina.**

Florianópolis

Universidade Federal de Santa Catarina

2019

AUGUSTO CEZAR DE SANTANA RONCHI

DESENVOLVIMENTO DE UM MÉTODO EXPERIMENTAL DE ENSAIO CAPAZ DE MENSURAR AS FORÇAS DE COMPRESSÃO E ARRANCAMENTO GERADAS A PARTIR DA FIXAÇÃO DE UM ENXERTO COM PARAFUSO DE INTERFERÊNCIA, E MENSURAR O DECAIMENTO DESTA FORÇA COM O TEMPO APÓS A FIXAÇÃO INICIAL.

Trabalho de Conclusão do Curso de Graduação em medicina do Centro de ciências da saúde da Universidade Federal de Santa Catarina como requisito para conclusão do curso de graduação em Medicina.

Presidente do Colegiado: Prof. Dr Aroldo Prohmann de Carvalho

Orientador: Prof. Adair Bervig Júnior

Coorientador: Prof. Dr. Carlos Rodrigo de Mello Roesler

Florianópolis

Universidade Federal de Santa Catarina

2019

Ronchi, Augusto Cezar de Santana.

Desenvolvimento de um método experimental de ensaio capaz de mensurar as forças de compressão geradas a partir da fixação de um enxerto com parafuso de interferência, e mensurar o decaimento desta força com o tempo após a fixação inicial / Augusto Cezar de Santana Ronchi

43 p.

Trabalho de Conclusão de Curso (graduação) - Universidade Federal de Santa Catarina, Graduação em Medicina, Florianópolis, 2019.

1. Medicina. 2. Ortopedia. 3. Reconstrução ligamentar. 4. Força de compressão. 5. LCA.

“Vincit qui se vincit”

AGRADECIMENTOS

Dedico este trabalho primeiramente ao meu pais, Valdir Ronchi e Maria Aparecida de Santana Ronchi, os quais sempre confiaram em mim e me proporcionaram recursos durante toda essa trajetória. Em segundo lugar, quero dedicar a minha falecida avó, Dirce Baldassi Ronchi, minha segunda mãe que compartilhava esse sonho comigo. De mesma importância, dedico a meu avô, Edevir Ronchi, por tudo que me ensinou, me escutou e me orgulhou durante essa vida.

Agradeço aos meu amigos e minha família pelo suporte que me proporcionaram para chegar, se manter e sair desse curso que tanto desejei. Obrigado!

RESUMO

O ligamento cruzado anterior (LCA) é frequentemente lesado em atletas ou vítima de trauma. O tratamento padrão ouro é a reconstrução ligamentar através da fixação do enxerto com uso parafusos de interferência. Essa fixação é fator limitante nas primeiras semanas de reabilitação, pois depende de variáveis como a força de compressão gerada. Assim, o objetivo desse estudo é desenvolver uma metodologia capaz de quantificar a força de compressão e arrancamento, além de mensurar o seu decaimento conforme o decorrer do tempo. Utilizamos uma espuma de poliuretano e tendões de porco que eram fixos por parafuso de titânio, todas estruturas eram suportada por uma máquina desenvolvida em nosso laboratório. Separamos em 2 grupos com 3 amostras cada e provocamos 2 cenários. O primeiro analisamos por 3 horas e tracionamos sob um controle de deslocamento de 50mm/min, já no segundo grupo, tracionamos imediatamente após a fixação do parafuso, tempo zero. A força de máxima compressão gerada foi em média $537\text{N} \pm 71\text{N}$ no primeiro grupo e $404\text{N} \pm 71$ no segundo grupo. Durante análise de 3 horas essa força decaiu até 84% do seu total. A força máxima de arrancamento (FP_{máx}) e falha no grupo 1 foi de $685\text{N} \pm 131\text{N}$ e $442\text{N} \pm 60\text{N}$ respectivamente. Já no grupo 2 o FP_{máx} foi de $476\text{N} \pm 62\text{N}$ e a falha foi de $373\text{N} \pm 61$. Os resultados desse trabalho nos permitem afirmar que a força de compressão gerada na fixação é dependente e decai com o tempo, o que pode ser explicado pelo comportamento viscoelástico dos tecidos biológicos que acabam sofrer um tipo de relaxamento de estresse. Entretanto, ao relacionar a força de compressão com a força máxima de arrancamento não foi possível afirmar se essa relação é diretamente proporcional devido a o número restrito de corpos de prova, necessitando de uma continuação do estudo.

Palavras-chave: Parafuso de interferência. Força de arrancamento. Força de compressão. Relaxamento de estresse. LCA.

ABSTRACT

The anterior cruciate ligament (ACL) is often injured by athletes or victims of trauma. The gold standard treatment is ligament reconstruction through graft fixation using interference screws. This fixation is a limiting factor in the first weeks of rehabilitation, as it depends on variables such as the generated compression force. The goal of the study is to develop a method capable of quantifying the compression and pull out force, and also observe the compression's force behavior throughout time. A polyurethane foam and pig tendons were used. They were fixed by titanium screw and all structures were supported by a machine developed in the laboratory. Two groups were separated with 3 samples each and 2 different scenarios were applied. The first group was analyzed for 3 hours and then pulled under a 50mm / min displacement control; the second group, was pulled immediately after screw fixation, in zero time. The maximum compressive force generated was on average $537\text{N} \pm 71\text{N}$ in the first group and $404\text{N} \pm 71$ in the second group. During a 3-hour analysis of the compression force, it declined to 84% of its maximum. The maximum pullout force (FPmax) and failure in group 1 was $685\text{N} \pm 131\text{N}$ and $442\text{N} \pm 60\text{N}$ respectively. In group 2, the FPmax was $476\text{N} \pm 62\text{N}$ and the failure was $373\text{N} \pm 61$. The results of this study show that the compression force generated in the fixation is dependent and decays over time, which can be explained by the viscoelastic behavior of the biological tissues that end up undergoing a kind of stress relaxation. However, the relationship of the compression force and the maximum pullout force, was not possible to determine, due to the restricted number of specimens, requiring further study.

Keywords: Interference screw. Pullout force. Compressive strength. Stress relaxation. ACL

LISTA DE FIGURAS

Figura 1 - Tendão flexor profundo dos dedos dissecado.

Figura 2 - Enxerto com 9mm de secção transversal.

Figura 3 - Paquímetro digital STARRET.

Figura 4 - Fresadora manual e bloco de PU

Figura 5 - Estrutura do teste no momento do experimento. Visualiza-se uma célula de carga acoplada no bloco de PU e a outra acoplada na garra criogênica. Aquisitor de dados visualizado no final da mesa à esquerda

LISTA DE GRÁFICOS

Gráfico 1 - Registro do decaimento da força de compressão(F_c) no decorrer de 3 horas, após a fixação do parafuso de interferência. Dados do corpo de prova 1 do grupo 2.

Gráfico 2 - Registro do decaimento da força de compressão(F_c) no decorrer de 3 horas, após a fixação do parafuso de interferência. Dados do corpo de prova 2 do grupo 2.

Gráfico 3 - Registro do decaimento da força de compressão(F_c) no decorrer de 3 horas, após a fixação do parafuso de interferência. Dados do corpo de prova 3 do grupo 2.

Gráfico 4 - Comparação do decaimento da força de compressão durante 3 horas dos 3 corpos de prova testados.

Gráfico 5 – Correlação entre a força de compressão máxima($F_{c\text{máx}}$) x força de arrancamento máximo para o grupo 1.

Gráfico 6 - Correlação entre a força de compressão máxima($F_{c\text{máx}}$) x força de arrancamento máximo para o grupo 2.

Gráfico 7 - Comparação dos valores de força de arrancamento máximo($F_{P\text{máx}}$) entre os dois grupos.

Gráfico 8 - Curva de deslocamento x força obtida a partir da tração do enxerto. Considera-se o primeiro pico com a falha da fixação e o maior pico como a Força de arrancamento máximo($F_{P\text{máx}}$). Corpo de prova 1 do grupo 1.

Gráfico 9 - Curva de deslocamento x força obtida a partir da tração do enxerto. Considera-se o primeiro pico com a falha da fixação e o maior pico como a Força de arrancamento máximo($F_{P\text{máx}}$). Corpo de prova 2 do grupo 1.

Gráfico 10 – Curva de deslocamento x força obtida a partir da tração do enxerto. Considera-se o primeiro pico com a falha da fixação e o maior pico como a Força de arrancamento máximo($F_{P\text{máx}}$). Corpo de prova 3 do grupo 1.

Gráfico 11 – Curva de deslocamento x força obtida a partir da tração do enxerto. Considera-se o primeiro pico com a falha da fixação e o maior pico como a Força de arrancamento máximo($F_{P\text{máx}}$). Comparação entre os 3 corpos de prova do grupo 1.

Gráfico 12 – Curva de deslocamento x força obtida a partir da tração do enxerto. Considera-se o primeiro pico com a falha da fixação e o maior pico como a Força de arrancamento máximo($F_{P\text{máx}}$). Corpo de prova 1 do grupo 2.

Gráfico 13 – Curva de deslocamento x força obtida a partir da tração do enxerto. Considera-se o primeiro pico com a falha da fixação e o maior pico como a Força de arrancamento máximo(FPmáx). Corpo de prova 2 do grupo 2.

Gráfico 14 - Curva de deslocamento x força obtida a partir da tração do enxerto. Considera-se o primeiro pico com a falha da fixação e o maior pico como a Força de arrancamento máximo(FPmáx). Corpo de prova 3 do grupo 2.

Gráfico 15 - Curva de deslocamento x força obtida a partir da tração do enxerto. Considera-se o primeiro pico com a falha da fixação e o maior pico como a Força de arrancamento máximo(FPmáx). Comparação entre os 3 corpos de provas do grupo 2.

LISTA DE TABELAS

Tabela 1 - $F_{c\text{máx}}$, dado coletado a partir do pico máximo gerado após a colocação do parafuso e antes da avaliação do torque. Grupo 1.

Tabela 2 - $F_{c\text{máx}}$, dado coletado a partir do pico máximo gerado após a colocação do parafuso e antes da avaliação do torque. Grupo 2.

Tabela 3 - Valor de torque coletado após fixação completa do parafuso.

Tabela 4 - Falha da reconstrução foi definida como o primeiro pico do gráfico. Força de máxima de arrancamento($FP_{\text{máx}}$) foi definida como o maior pico gerado no gráfico ilustrados do apêndice . Resultados do grupo 1.

Tabela 5 - Falha da reconstrução foi definida como o primeiro pico do gráfico. Força de máxima de arrancamento($FP_{\text{máx}}$) foi definida como o maior pico gerado no gráfico ilustrados do apêndice . Resultados do grupo 2.

Tabela 6 - Valor de compressão máxima($F_{c\text{máx}}$), correspondente a fixação inicial do sistema e o valor de força de compressão após 3 horas($F_{c3\text{hs}}$). A tabela também demonstra a porcentagem da perda de força(P_{perda}) no final de 3horas. Dados referentes ao corpo de prova 1 do grupo 2.

Tabela 7 - Valor de compressão máxima($F_{c\text{máx}}$), correspondente a fixação inicial do sistema e o valor de força de compressão após 3 horas($F_{c3\text{hs}}$). A tabela também demonstra a porcentagem da perda de força(P_{perda}) no final de 3horas. Dados referentes ao corpo de prova 2 do grupo 2.

Tabela 8 - Valor de compressão máxima($F_{c\text{máx}}$), correspondente a fixação inicial do sistema e o valor de força de compressão após 3 horas($F_{c3\text{hs}}$). A tabela também demonstra a porcentagem da perda de força(P_{perda}) no final de 3horas. Dados referentes ao corpo de prova 3 do grupo 2.

LISTA DE ABREVIATURAS E SIGLAS

Falha	FALHA DA RECONSTRUÇÃO
Fc	FORÇA DE COMPRESSÃO
Fcmáx	FORÇA DE COMPRESSÃO MÁXIMA
FPmáx	FORÇA MÁXIMA DE ARRANCAMENTO
LCA	LIGAMENTO CRUZADO ANTERIOR
Pperda	PERDA DA FORÇA DE COMPRESSÃO EM PORCENTAGEM
T	TORQUE

SUMÁRIO

AGRADECIMENTOS.....	IV
RESUMO.....	V
ABSTRACT.....	VI
LISTA DE FIGURAS.....	VII
LISTA DE GRÁFICOS.....	VIII
LISTA DE TABELAS.....	X
LISTA DE ABREVIATURAS E SIGLAS.....	XI
SUMÁRIO.....	XII
1 INTRODUÇÃO	1
2 OBJETIVOS	4
3 MÉTODOS.....	5
4 RESULTADOS	10
5 DISCUSSÃO	18
6 CONCLUSÃO.....	21
REFERÊNCIAS	22
APÊNDICES.....	25
ANEXOS	29

INTRODUÇÃO

O ligamento cruzado anterior (LCA) é um dos ligamentos mais importantes para a estabilidade do joelho, tem como função ser um restritor primário durante o movimento de translação anterior da tíbia, além de ser um restritor para o varo e na rotação medial do joelho. Está localizado na parte intra articular, partindo da face posteromedial do condilo lateral do fêmur e se inserindo na região anterior da eminência intercondilar da tíbia. Possui dois feixes, o anteromedial e o pósterolateral, sendo o primeiro tensionado com o joelho em flexão e o segundo tensionado em extensão¹.

O ligamento é frequentemente lesado por atletas ou vítimas de trauma. O mecanismo da lesão se deve geralmente a torção do joelho mantendo o pé fixo no chão, e como o feixe posterolateral é a parte tensionada com a articulação em extensão, ela é mais frequentemente lesionada². Os indivíduos referem sentir algo “estourar” dentro do joelho ou por vezes que a articulação “saiu do lugar”, a primeira ligada com os estiramento das fibras do LCA, já a segunda com uma possível subluxação femoro-tibial³. Nos Estados Unidos existem entre 100.000 e 200.000 rupturas de LCA por ano^{4,5} e o tratamento sugerido com padrão ouro para essas lesões é a reconstrução ligamentar⁶.

Na maiorias das reconstruções do LCA, um auto-enxerto como os dos músculos semitendíneos e grácil são usados como substituto do LCA original. Um dos fatores que motivam a escolha de tecidos moles ao invés do tendão patelar se deve a menor morbidade e menor déficit funcional associada ao uso dos m. semitendíneo e m. gracil. A fixação desses enxertos tem sido o fator de maior limitação para uma reabilitação mais agressiva^{7,8}. Acredita-se que essa limitação seja decorrente da integração histológica do enxerto que ocorre dentro do túnel ósseo⁹. Deste modo diferentes técnicas foram utilizadas para uma melhor interação entre enxerto e tecido ósseo.

Atualmente a modalidade mais comum de fixação tem sido por parafusos de interferência¹⁰. Tal técnica consiste em implantar um parafuso de “interferência” entre o tecido mole e o túnel ósseo, de tal maneira que evite o deslizamento do enxerto. Dentre as vantagens quando comparado a outras fixações, ela promove um complexo mais anatômico e

uma cicatrização direta do tendão no osso, além de reduzir os movimentos intra túnel fator protetor contra alargamento do túnel ósseo.

O mecanismo pela qual ocorre a fixação do enxerto é a compressão, ou seja, forças de atrito criadas entre tecido, o enxerto e o parafuso impedem o deslizamento da estrutura¹¹. Muitas variáveis afetam a força de fixação do enxerto e tem sido estudadas frequentemente.

Alguns estudos avaliam essa força de compressão do complexo parafuso-osso-enxerto, variando cada parâmetro. Um dos testes consiste em usar parafusos de diâmetros diferentes em tuneis ósseo e enxertos de tamanhos fixos. Estudos antigos mostraram que parafuso de maiores diâmetros possuem uma maior força de compressão da estrutura¹². Entretanto, mais recentemente novos trabalhos que avaliaram essa força de compressão, desta vez descrita como força expansiva, também demonstram maior força em parafusos de 9mm quando comparados aos de 8mm¹³.

O valor de compressão obtido em diferentes ensaios, tem sido motivo de discussão na tentativa de correlacionar com desfechos clínicos. Uma das hipóteses sugeridas, é que quanto maior a força de compressão maior será o poder de fixação da estrutura^{11,14}, logo facilitam a cicatrização do enxerto com o osso^{15,16}. Para simular essa situação, são realizados experimentos de arrancamento do dispositivo de fixação. Os tendões são puxados em um tempo e deslocamento fixo, e os parâmetros são registrados de modo a formarem um gráfico. A força de arrancamento ou a falha da estrutura são determinados pelos valores de carga máxima na curva de extensão^{17,18}. Estudos usando ossos sintéticos ou de porcos demonstraram relação entre força de compressão e a força de arrancamento¹⁸. Entretanto, esses estudos possuem limitações, uma vez que, são realizados imediatamente após a fixação.

Uma outra característica da força de compressão que vem sendo estudada são suas propriedades mecânicas dependentes do tempo. É sabido que a força máxima gerada ocorre no tempo zero, período imediato após a fixação completa do parafuso junto ao túnel ósseo e o enxerto. Entretanto diversos autores conseguiram demonstrar uma decaimento significativo dessa tensão com o passar do tempo. Um estudo demonstrou perda de 80% dessa força nos 30 minutos iniciais¹³. Outro mais recente, apresentou perda de 90% nas primeiras 3 horas do experimento¹⁹. Apesar de esse efeito ser conhecido, pouco se sabe o porque ele acontece.

Uma das teorias se deve ao fato de tendões e o tecido ósseo apresentarem propriedade viscoelásticas e sofrerem um relaxamento de estresse após a sua fixação^{20,21}. Em um trabalho, alguns enxertos foram estudados após serem submetidos a uma força compressiva. Os resultados demonstraram que os tendões perderam volume, peso e diminuíram seu diâmetro²². Esse efeito pode ser explicado devido a presença de água nos tendões. A água compões cerca de dois terços da massa do tendão, e quando o mesmo é comprimido pelo parafuso, pode levar a exsudação da água que por consequência ocorre a perda de volume e força de compressão^{7,13}.

2 OBJETIVOS

Desenvolver um método experimental de ensaio capaz de mensurar as forças de compressão e arrancamento geradas a partir da fixação de um enxerto com parafuso de interferência, e mensurar o decaimento desta força com o tempo após a fixação inicial.

3 MÉTODOS

3.1 PREPARO DOS ENXERTOS

Seis patas de porco foram utilizadas. Elas foram adquiridas em um matadouro, e congeladas a -20°C . Um dia antes da realização dos estudos, iniciou-se o descongelamento e no dia seguinte as patas foram dissecadas, de maneira, a obter os tendões dos flexores profundos dos dedos. Os tendões dissecados foram suturados com auxílio de um fio de nylon 4.0, formando um enxerto duplicado de 9mm de secção transversal conforma ilustra a imagem 1 e 2. O enxerto foi conservado em soro fisiológico em temperatura ambiente até o momento do experimento.

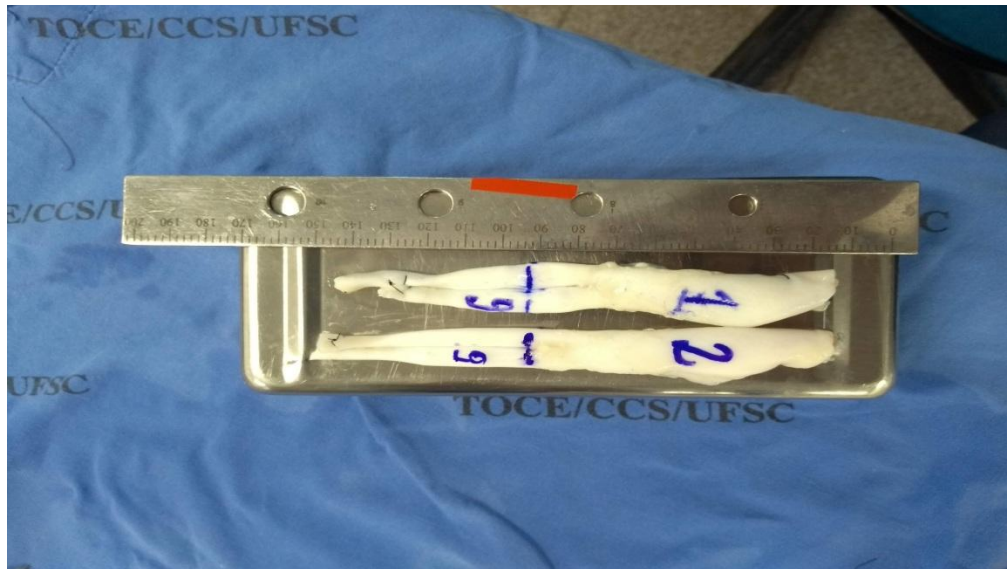


Figura 1 - Tendão flexor profundo dos dedos dissecado.

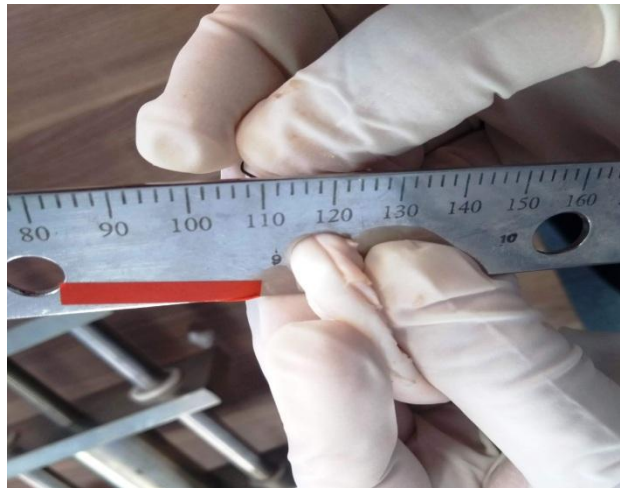


Figura 2 - Enxerto com 9mm de secção transversal.

3.2 PREPARO DOS BLOCOS

Com o objetivo de simular as propriedades do osso, foi buscado um material que possua propriedades semelhantes para o estudo. Dessa forma, a espuma rígida de poliuretano Foam(PU) tem sido usada frequentemente como meio de teste alternativo. Estes materiais não se destinam a replicar as propriedades mecânicas do osso, porém, fornecem material uniforme e consistente com características similares ao osso esponjoso humano, conforme especificado no ASTM F-1839-08. Sendo assim, para tal, foi adquirido um bloco de PU Foam de 20pcf, de tamanho 13cm x 18cm x 4cm da empresa SAWBONES, Palo Alto, California. Na usinagem do material (PU) foi utilizado uma fresadora manual (Micro-fresadora PROXXON FF500), com as dimensões aferidas com um paquímetro digital STARRET(figura 3).



Figura 3 - Paquímetro digital STARRET.

Os blocos de teste foram fresados em duas partes, a primeira em forma de U e a segunda em forma de T com ambas se ajustando uma a outra, ou seja, se os dois componentes estiverem totalmente encaixados, forma-se um orifício central de 9mm. Na prática clínica o tamanho do orifício é ajustado conforme o tamanho do enxerto, porém nesse estudo, o tamanho do enxerto foi adaptado ao orifício para manter condições constantes durante o experimento(figura 4).



Figura 6 - Fresadora manual e bloco de PU

3.3 PARAFUSOS

Foram utilizados parafusos de interferência de titânio, com dimensões de 9 x 20 mm.

3.4 - MÁQUINAS E AQUISIÇÃO DE DADOS.

Para o experimento foram utilizadas duas máquinas. A primeira foi projetada para suportar toda a estrutura do experimento, suportando o bloco, o parafuso e o enxerto. Era acoplada com uma célula de carga do tipo prato, modelo PUK50 - GEFTRAN, com capacidade para 5000N(Figura 5). A segunda máquina usada era uma INSTRON EMIC-23-55, acoplada com um célula de carga do tipo S com capacidade para 5000N e uma garra criogênica de 30 watts de capacidade de 2250N. Além disso, utilizamos um aquisitor/condicionador de dados HBN QUANTUM X, software catman easy versão 3.0.4

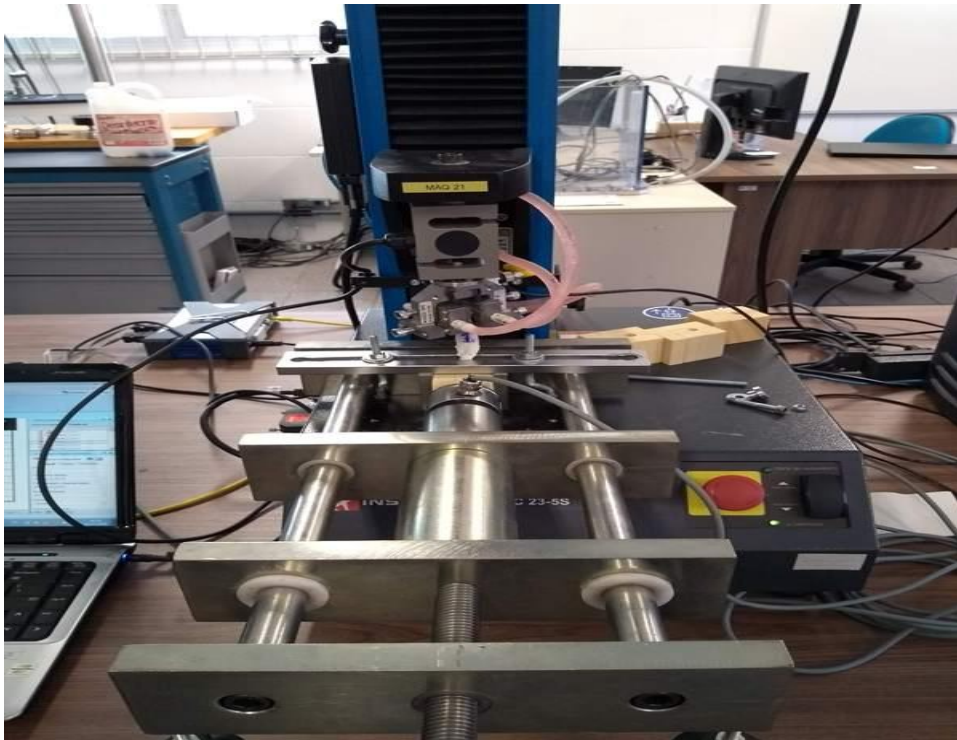


Figura 5 - Estrutura do teste no momento do experimento. Visualiza-se uma célula de carga acoplada no bloco de PU e a outra acoplada na garra criogênica. Aquisitor de dados visualizado no final da mesa à esquerda.

3.5 TESTE DE ARRANCAMENTO NO TEMPO ZERO - GRUPO 1

Iniciamos o teste colocando o bloco em U no suporte, de maneira a ficar completamente encaixado. Seguimos colocando o enxerto e logo depois fechamos com o bloco em forma de T, criando o túnel de 9 mm de diâmetro com a presença do enxerto em seu interior. Aproximamos a célula de carga até encostar na parede lateral do bloco em forma de T. Esse contato gerou uma força de compressão inicial, que padronizamos em 100 newtons para todos os corpos de prova. Iniciamos a fixação da estrutura com o parafuso de titânio 9 x 20mm até ele estar totalmente inserido no bloco de PU. O valor de toque era aferido em n.m^2 (newton.metro²) imediatamente após a fixação. A barra foi fixada no suporte e a extremidade livre do enxerto foi fixada na garra criogênica da máquina de tração. Aguardamos 5 minutos para garantir o congelamento total da extremidade livre do enxerto. A partir disso, era colocado uma pré-carga de 5N e aplicado uma tração em controle de deslocamento numa taxa de 50mm/min até o momento da falha da fixação.

3.6 TESTE DE DECAIMENTO DA FORÇA DE COMPRESSÃO + ARRANCAMENTO - GRUPO 2

A metodologia do teste foi similar a descrita no item anterior. Entretanto, após a fixação da barra do suporte não tracionamos o enxerto no tempo zero. Coletamos os dados dos valores de compressão durante 3 horas e posteriormente seguimos com o arrancamento, com a mesma metodologia já descrita.

3.7 VÁRIAVEIS ANALISADAS

As seguintes variáveis foram medidas durante os ensaios realizados: Força de compressão máxima ($F_{cm\acute{a}x}$). [N], Força de arrancamento (pull-out) [N], Falha da reconstrução (Falha) [N], Força máxima de arrancamento ($FP_{m\acute{a}x}$) [N], Decaimento da força [%] e o Torque máximo(T) [N.m]

4 RESULTADOS

Para cada grupo foram realizados ensaios em 3 complexos espuma-enxerto-implante (n=3) e seguiu-se a sequências abaixo.

Grupo 1: colocação do parafuso; medida da força de compressão gerada; conferência do valor de torque aplicado ao parafuso; arrancamento.

Grupo 2: colocação do parafuso; medida da força de compressão gerada; conferência do valor de torque aplicado ao parafuso; espera por 3h para medir decaimento da força de compressão; arrancamento.

Os resultados obtidos nos ensaios piloto são apresentados abaixo:

4.1 FORÇA DE COMPRESSÃO MÁXIMA

Dados de força compressão máxima ($F_{c\text{máx}}$) foram coletados a partir do pico máximo gerado, ou seja, após a colocação do parafuso e antes da conferência com o torquímetro. Os resultados para o grupo 1 são apresentados na tabela 1, e para o grupo 2, na tabela 2.

Tabela 9 - $F_{c\text{máx}}$, dado coletado a partir do pico máximo gerado após a colocação do parafuso e antes da avaliação do torque. Grupo 1.

CP	$F_{c\text{máx}}$
1	509
2	619
3	485
Média	537
dp	71

Tabela 10 - $F_{c\text{máx}}$, dado coletado a partir do pico máximo gerado após a colocação do parafuso e antes da avaliação do torque. Grupo 2.

CP	$F_{c\text{máx}}$
1	433
2	323
3	458
Média	404
dp	71

4.2 TORQUE

O valor de torque (T) foi coletado nos dois grupos, logo após a fixação completa do parafuso. A tabela 8 demonstra os valores obtidos, as medias e o desvio padrão (dp).

Tabela 11 - Valor de torque coletado após fixação completa do parafuso.

CP	T(N.m)
1(G1)	1,98
2(G1)	1,68
3(G1)	1,78
1(G2)	2,07
2(G2)	2,1
3(G2)	1,8
Média	1,9
dp	0,17

4.3 FORÇA DE COMPRESSÃO, FALHA DA RECONSTRUÇÃO E FORÇA DE ARRANCAMENTO MÁXIMO.

Todos os ensaios de arrancamento foram realizados em controle de deslocamento sob uma taxa de 50mm/min. Os resultados foram obtidos na forma de curva força [N] x deslocamento [mm]. A carga de falha da reconstrução foi definida como o primeiro pico do gráfico. O pico máximo foi definido como força máxima de arrancamento (FPmáx). Todos os gráficos estão ilustrados no apêndice do trabalho.

Os resultados do Grupo 1 são apresentados na tabela 4. Os resultados do grupo 2 são apresentados na tabela 5.

Tabela 12 - Falha da reconstrução foi definida como o primeiro pico do gráfico. Força de máxima de arrancamento($FP_{m\acute{a}x}$) foi definida como o maior pico gerado no gráfico ilustrados do apêndice . Resultados do grupo 1.

CP	F$_{cm\acute{a}x}$	Falha	FP$_{m\acute{a}x}$
1	509	373	572
2	619	483	830
3	485	471	654
Média	537	442	685
dp	71	60	131

Tabela 13 - Falha da reconstrução foi definida como o primeiro pico do gráfico. Força de máxima de arrancamento($FP_{m\acute{a}x}$) foi definida como o maior pico gerado no gráfico ilustrados do apêndice Resultados do grupo 2.

CP	F$_{cm\acute{a}x}$	Falha	FP$_{m\acute{a}x}$
1	433	317	410
2	323	364	534
3	458	438	484
Média	404	373	476
dp	71	61	62

4.4 DECAIMENTO DA FORÇA

O decaimento da força de compressão (F_c) com o decorrer do tempo após a fixação foi medido. Na colocação do parafuso foi registrada a $F_{cm\acute{a}x}$ e, a partir deste momento, a força decai. Os dados de decaimento foram coletados por 3 horas. Os resultados são apresentados nos gráficos 6, 7 e 8.

Gráfico 1 - Registro do decaimento da força de compressão(F_c) no decorrer de 3 horas, após a fixação do parafuso de interferência. Dados do corpo de prova 1 do grupo 2.

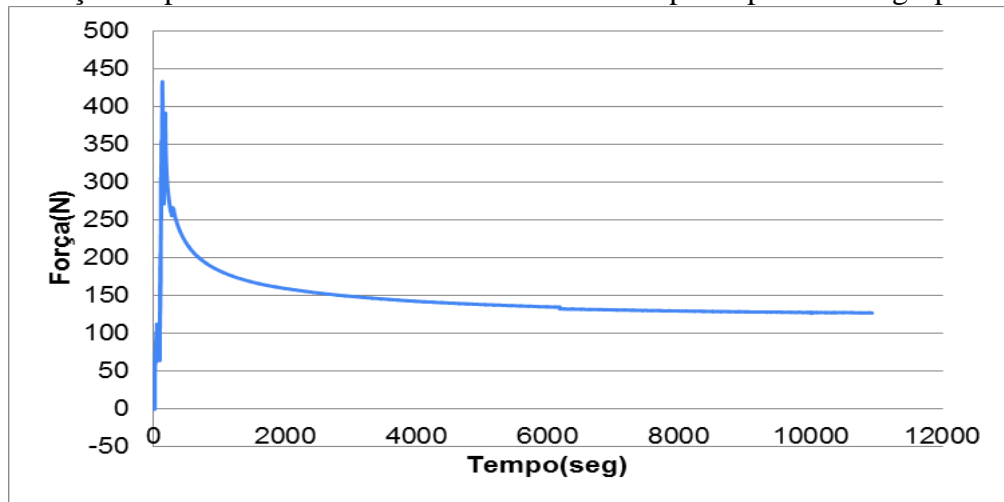


Gráfico 2 - Registro do decaimento da força de compressão(F_c) no decorrer de 3 horas, após a fixação do parafuso de interferência. Dados do corpo de prova 2 do grupo 2.

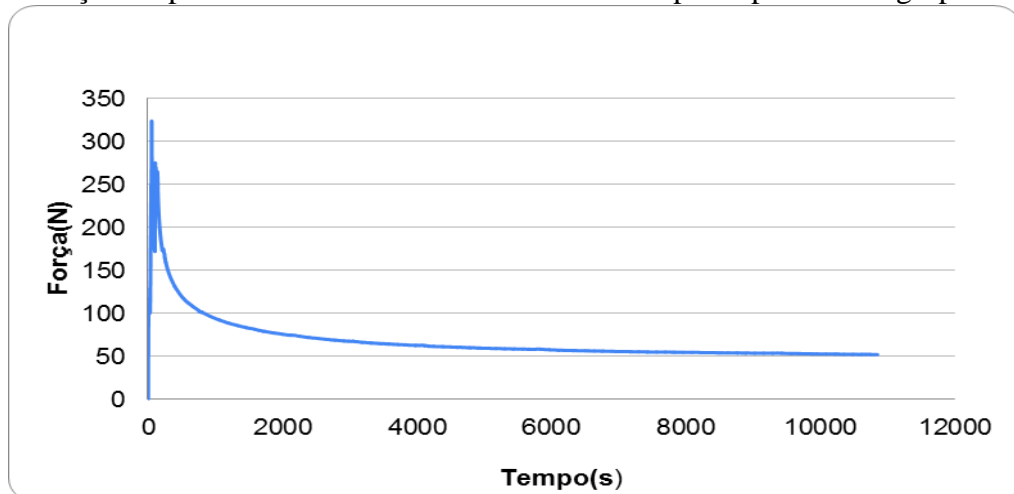
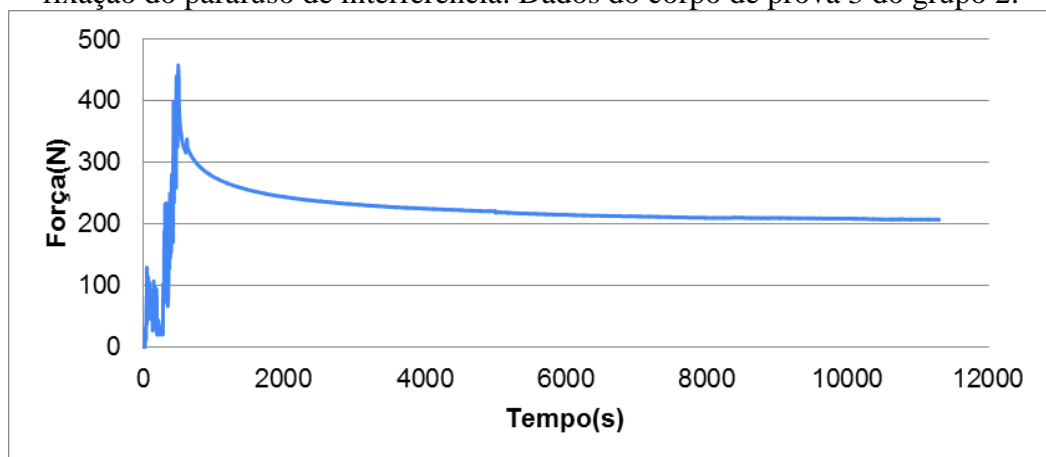
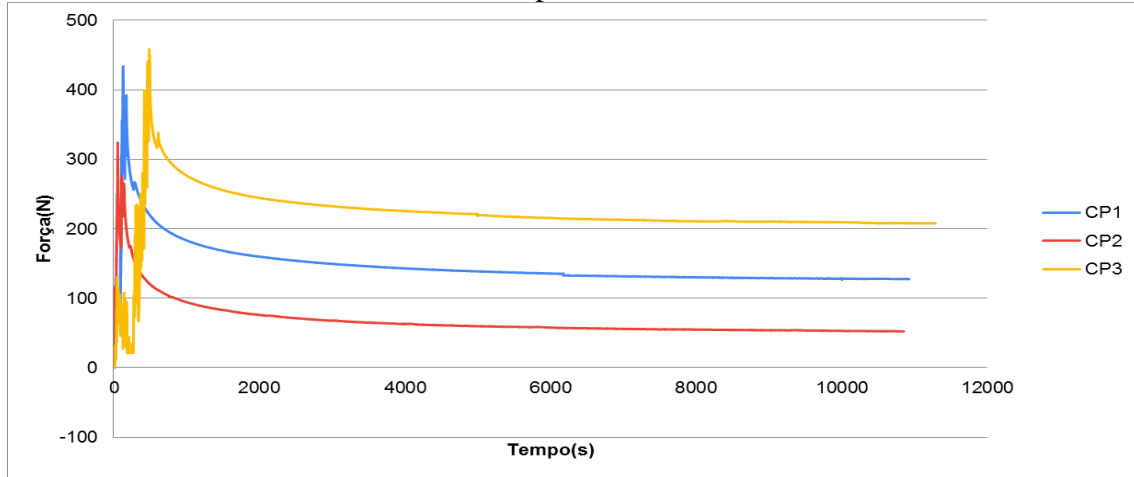


Gráfico 3 - Registro do decaimento da força de compressão(F_c) no decorrer de 3 horas, após a fixação do parafuso de interferência. Dados do corpo de prova 3 do grupo 2.



O gráfico abaixo apresenta os três resultados de decaimento agrupados.

Gráfico 4 - Comparação do decaimento da força de compressão durante 3 horas dos 3 corpos de prova testados.



Os valores de força de compressão máxima ($F_{c\text{máx}}$), correspondentes à força de fixação inicial do sistema, e os valores da força de compressão após 3 horas ($F_{c3\text{hs}}$) são tabelados abaixo, bem como a porcentagem da perda da força (P_{perda}) no final das 3hs de análise (Tabelas 6,7 e 8).

Tabela 14 - Valor de compressão máxima($F_{c\text{máx}}$), correspondente a fixação inicial do sistema e o valor de força de compressão após 3 horas($F_{c3\text{hs}}$). A tabela também demonstra a porcentagem da perda de força(P_{perda}) no final de 3horas. Dados referentes ao corpo de prova 1 do grupo 2.

Tempo	CP1	Pperda
$F_{c\text{máx}}$	433,8	0%
$F_{c3\text{hs}}$	127,3	71%

Tabela 15 - Valor de compressão máxima($F_{c\text{máx}}$), correspondente a fixação inicial do sistema e o valor de força de compressão após 3 horas($F_{c3\text{hs}}$). A tabela também demonstra a porcentagem da perda de força(P_{perda}) no final de 3horas. Dados referentes ao corpo de prova 2 do grupo 2.

Tempo	CP2	Pperda
$F_{c\text{máx}}$	323,8	0%
$F_{c3\text{hs}}$	52,2	84%

Tabela 16 - Valor de compressão máxima($F_{c\text{máx}}$), correspondente a fixação inicial do sistema e o valor de força de compressão após 3 horas($F_{c3\text{hs}}$). A tabela também demonstra a porcentagem da perda de força(P_{perda}) no final de 3 horas. Dados referentes ao corpo de prova 3 do grupo 2.

Tempo	CP3	P_{perda}
$F_{c\text{máx}}$	458,4	0%
$F_{c3\text{hs}}$	207,8	55%

4.5 CORRELAÇÃO ENTRE FORÇA COMPRESSÃO MÁXIMA X FORÇA MÁXIMA DE ARRANCAMENTO

A correlação da força de compressão máxima ($F_{c\text{máx}}$) com a força máxima de arrancamento ($F_{p\text{máx}}$) é apresentada nos gráficos 13 e 14.

Gráfico 5 - Correlação entre a força de compressão máxima($F_{c\text{máx}}$) x força de arrancamento máximo para o grupo 1.

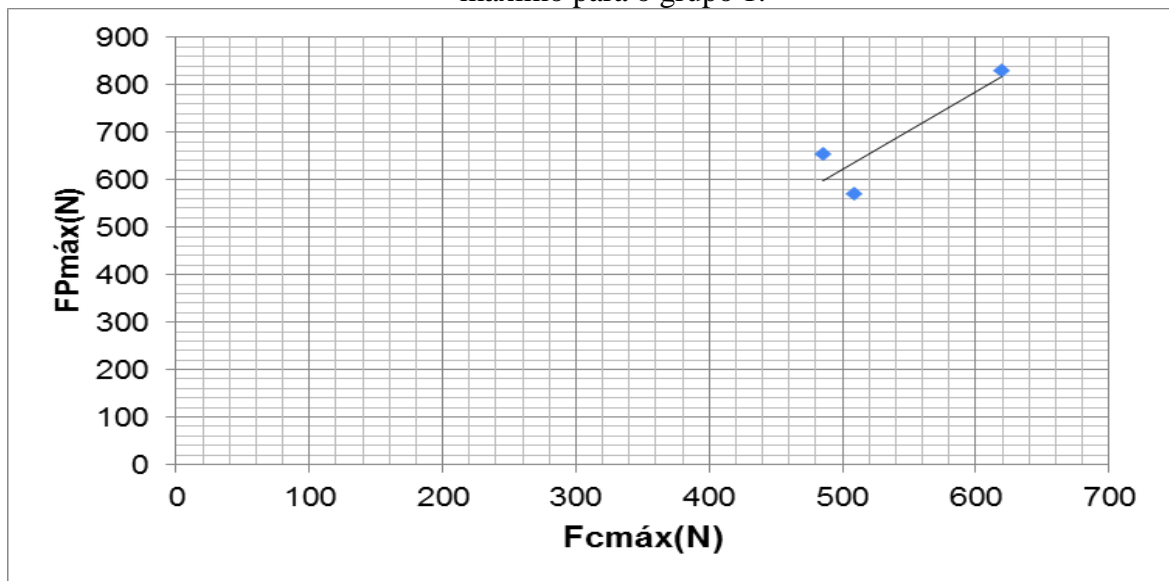
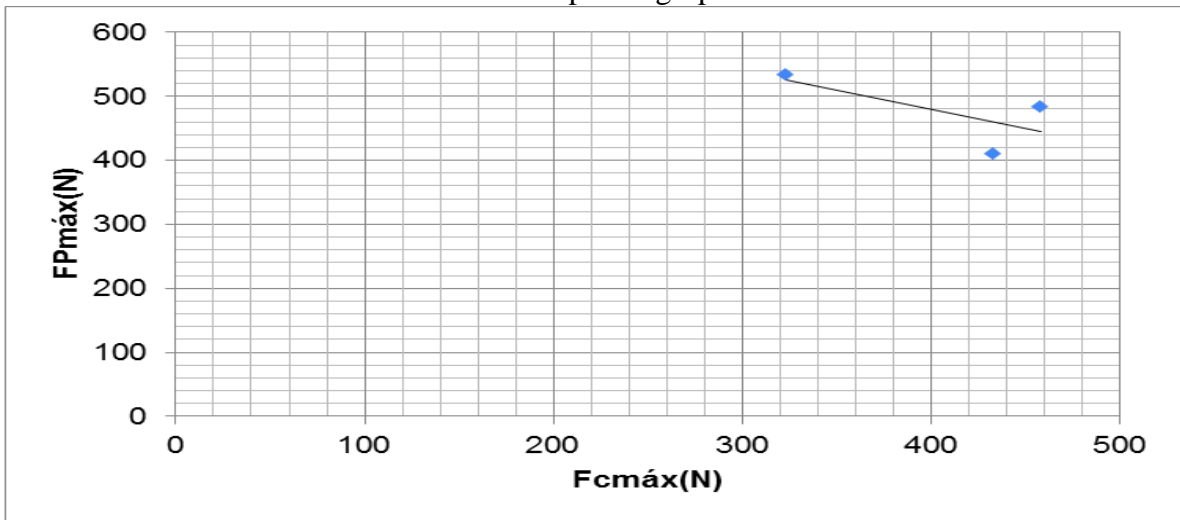


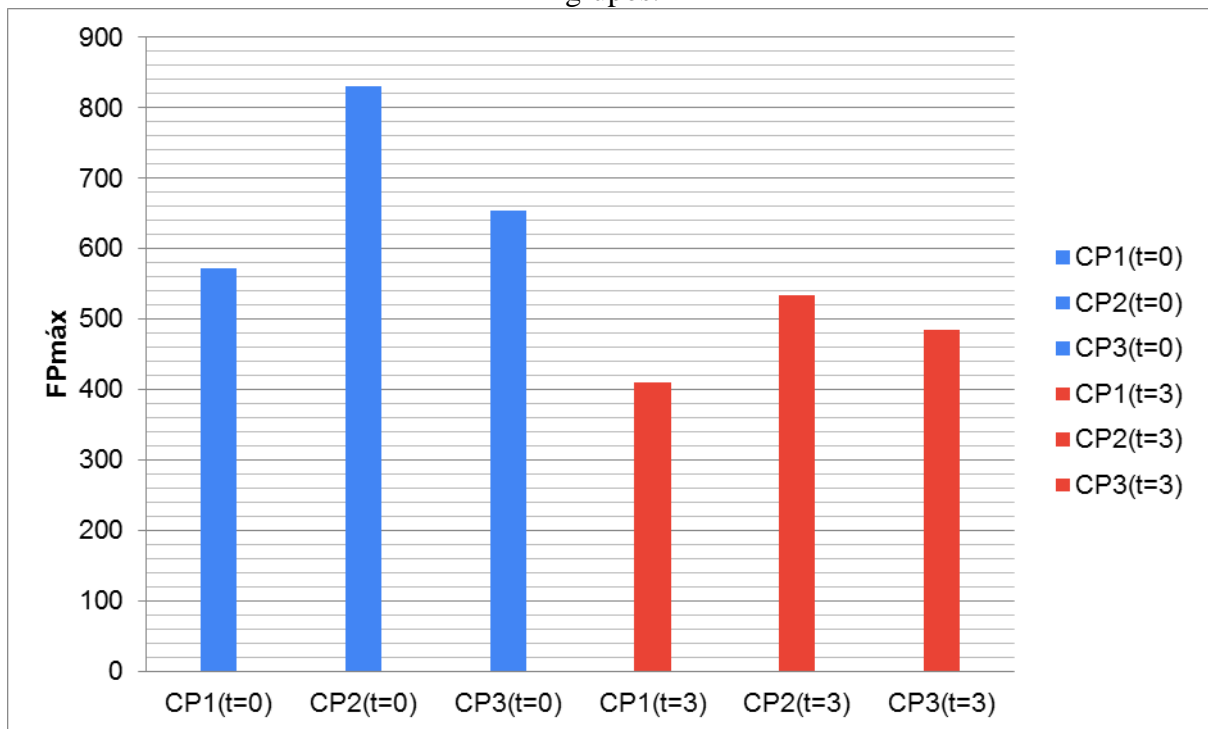
Gráfico 6 - Correlação entre a força de compressão máxima($F_{cm\acute{a}x}$) x força de arrancamento máximo para o grupo 2.



4.6 COMPARAÇÃO ENTRE A FORÇA MÁXIMA DE ARRANCAMENTO PARA OS DOIS GRUPOS DE ENSAIO

Os valores de força máxima de arrancamento ($FP_{m\acute{a}x}$) registrados para os dois grupos de ensaio são apresentados no gráfico 7, para fins de comparação.

Gráfico 7 - Comparação dos valores de força de arrancamento máximo($FP_{m\acute{a}x}$) entre os dois grupos.



5 DISCUSSÃO

O dado mais importante coletado durante nosso estudo são os valores de decaimento da força de compressão. A partir deles podemos afirmar que essa força é dependente, e decai conforme o passar do tempo. Nossos corpos de prova, grupo 2, demonstraram uma perda dessa força de 55%, 71% e até 84% no final das 3 horas de coleta, conforme ilustra as tabelas 6, 7 e 8. É importante ressaltar que trabalhos recentes encontraram valores de perda muito próximo dos nossos. O primeiro avaliou o decaimento durante 12hs encontrando valores de perda de 79%, já o segundo avaliou a queda durante apenas 1 hora e observou uma queda de 80% nos primeiros 5 minutos^{13,19}.

Embora já existam trabalhos que demonstrem essa força de decaimento, pouco se sabe sobre o porque ocorre esse fenômeno. Uma das tentativa de explicação, se deve ao comportamento viscoelástico do tecido ósseo e tendíneo, umas vez que, tecidos com essa propriedade apresentam um comportamento típico que é o relaxamento de estresse^{20,21}. Além disso, é sabido que tendões possuem um teor significativo de água, cerca de 60% da sua composição, ou seja, durante a compressão realizada com o parafuso de interferência essa água pode sofrer extrusão e o enxerto começar a perder volume^{13,23}.

Essas propriedades compressivas e de extrusão sobre o tendão foram estudas recentemente. No estudo, após 10 minutos de pré condicionamento o tendão de 8mm de diâmetro perdeu cerca de 30% do seu volume através da extrusão da água, levando a crer que esse mesmo comportamento ocorra dentro do túnel ósseo após a fixação²². Vale ressaltar que, após o pré condicionamento esses enxertos não foram testados em uma fixação para avaliar se ainda assim ocorreria o fenômeno.

Outro dado importante encontrado nesse estudo são os valores de força de compressão máxima ($F_{cmáx}$) apresentados nas tabelas 1 e 2. O grupo 1, gerou forças de compressão maiores, com média de $537N \pm 71N$, já o grupo 2 teve uma média de $404 \pm 71N$. Estudos recentes, demonstram que quanto maior essa força, melhor será a fixação e a cicatrização do enxerto (11,14,15 e 16). E como a fixação do enxerto é o ponto fraco da reabilitação durante as primeiras semanas do pós operatório, estudar relação se torna crucial para melhores desfechos na reabilitação^{8,24,25}.

Para testar se existe relação entre força máxima de compressão e força máxima de arrancamento realizamos os testes de arrancamento no tempo 0h para o grupo 1 e após 3 horas

de fixação no grupo 2. Desta forma, teoricamente conforme demonstra a literatura, a força de compressão no segundo grupo seria menor no momento da tração da estrutura. Ao analisar o gráfico 5 – grupo 1, os valores corroboram com essa hipótese, pois, maiores valores de fixação foram diretamente proporcionais ao valor de arrancamento máximo (FP_{máx}).

Entretanto, no gráfico 6 – grupo 2, a relação torna-se inversamente proporcional, logo maiores valores de F_{cmáx} demonstraram menores valores de FP_{máx}. Quando analisamos a FP_{máx} isoladamente, demonstrada no gráfico 7 e a força necessária para falha tabela 4 e 5 o grupo 1 gerou valores maiores, reiterando a hipótese.

Vale ressaltar que, para os dois grupos o número(n) de corpos de prova foi pequeno, 3 para cada, o que não permitiu calcular o valor de significância e afirma se essa relação é válida. Sendo assim, continuar o estudo com novas amostras serão fundamentais para esclarecer se essa relação é verdadeira.

Outro ponto de dificuldade encontrado nesse estudo foi realizar o arrancamento no tempo zero para o grupo 1. Para fixar a extremidade livre do enxerto, um total de 5 minutos eram necessários para o completo seu completo congelamento, o que possibilitava a tração em controle de deslocamento. Como essa força de compressão é dependente do tempo, esses cinco minutos já diminuem significativamente a força de compressão podendo influenciar na força de falha da estrutura.

Em nosso teste, a tração até a falha foi aplicada em linha com o túnel do bloco de PU para simular o pior cenário possível no espaço intra-articular. Além disso, esse alinhamento minimizava qualquer proteção contra a tração causada pelo atrito entre o enxerto e a borda da superfície intra-articular. Entretanto, esse cenário de carga direta pode subestimar a força total de fixação no ambiente clínico^{26,27}. Diferentemente do que realizamos nesse projeto, alguns estudos demonstraram que a reconstrução do LCA é submetida a milhares ciclos de carga, ou seja, um cenário que simule melhor o ambiente clínico seria realizar múltiplos ciclos de tração com cargas diferentes²⁸.

O valor de torque aferido após a fixação completa do parafuso nos mostrou valores de média de 1,9N.m, com desvio de apenas 0,17, valor mínimo de 1,68 e o valor máximo de 2,1 nos 6 corpos de prova. Isso permite avaliar que não houve diferença da força utilizada para fixação do parafuso. Por outro lado, os gráficos 1, 2, 3 e 4 apresentam uma região serrilhada após o pico do gráfico (F_{cmáx}), ou seja, ao usar o torquímetro a força de compressão aumentava quando já estava em decaimento e prejudicou avaliação desse fenômeno.

O bloco de PU foi escolhido para a realização dos experimento devido a facilidade de se fresar facilmente a espuma na geometria desenvolvida para o estudo. Tíbias de porco e ossos de cadáveres variam de tamanho dificultando a usinagem e adaptação ao suporte. Outro benefício do bloco de PU é que o material apresenta densidade e propriedades uniformes que ajudam a minimizar o desvio na coleta de dados²⁸⁻³⁰. Estudos com ossos de porco e de cadáveres apresentarem grandes desvios na força de arrancamento, possivelmente devido a variabilidades das propriedades e densidades de cada peça utilizada, deste modo, usar o bloco de PU têm sido uma ótima alternativa para esses estudos^{29,31}.

Meyer et al, comparou a fixação com parafusos de tamanhos distintos(8 e 9mm) e túneis de calibres fixos(8mm), demonstrando valores de pressão e de arrancamento maiores com os parafuso de 9mm¹³. Analisar esses dados isoladamente induz a pensar que parafusos maiores vão gerar um melhor desfecho clínico, entretanto, como possuem roscas maiores esses parafusos danificam mais o enxerto no momento da sua fixação e um enxerto lesado pode gerar instabilidade e dificultar a cicatrização. Parafusos menores tendem a provocar um menor dano ao enxerto, porém, estão relacionados com o deslizamento do enxerto sob o parafuso quando submetido a tensões³².

Nesse estudo também tentamos minimizar as variáveis através da padronização do tamanho dos componentes utilizados. Na prática clínica o túnel ósseo é adaptado ao tamanho do enxerto, já nesse estudo adaptamos o enxerto ao tamanho do túnel. Assim, usamos como padrão o tamanho de 9mm para o enxerto, parafuso e o túnel. Essa uniformização é importante, pois, gera valores de compressão similares que permite realizar uma comparação fidedigna das variáveis testadas.

6 CONCLUSÃO

O objetivo desse estudo foi estabelecer uma metodologia própria para reproduzir o decaimento das forças de compressão durante 3 horas, de modo a poder afirmar que essa força é dependente e decai com o decorrer do tempo. Pouco se sabe sobre o porque ocorre esse fenômeno, mas trabalhos vem demonstrando que as propriedades viscoelásticas dos tecidos biológicos são responsáveis por esse efeito. Desta maneira, esses achados têm implicações práticas em estudos que comparam as forças de compressão e forças de arrancamento. Como essa força decai rapidamente, é aconselhável padronizar e relatar o tempo de preparação do enxerto para ensaios comparativos.

Uma vez que esse estudo é composto por diversos componentes, minimizar as variáveis é necessário. A metodologia utilizada preconizou a padronização do tamanho do parafuso, túnel e enxerto para que a comparação entre os ensaios fosse possível. Também foi usado um bloco de poliuretano, material com densidade e propriedades conhecidas e constantes, mostrando ser uma opção considerável devido as limitações dos ossos de porco e de cadáveres. O torque usado para os corpos de prova também tiveram poucas variações, entretanto por atrapalhar a análise das forças de decaimento não é recomendado seu uso.

Apesar de que outros estudos da literatura mostrarem que a força de compressão é diretamente proporcional a força de arrancamento, o presente estudo não pode fazer a mesmo conclusão. No grupo 1 essa relação foi verdadeira, entretanto, no grupo 2 os menores valores de compressão exigiram um maior valor máximo de arrancamento. Tal erro pode ser explicado pelo pequeno número de amostras que foram usadas, não podendo, portanto, ser calculado valores de significância.

Conclui-se que esse estudo não teve como intenção de fornecer dados que possam ser correlacionados com a prática clínica. Ele limita-se em apresentar um método que permita estudar as forças envolvidas em uma fixação do ligamento cruzado anterior através de um parafuso de interferência e compreender as propriedades envolvidas no processo.

REFERÊNCIAS

1. Thompson JC. Netter Atlas de anatomia ortopédica. Rio de Janeiro: Elsevier; 2012.
2. Pinheiro A, Sousa C. Lesão do Ligamento Cruzado Anterior. *Rev Port Ortop e Traumatol.* 2015;23(4):320–9.
3. Noronha JC. Lesões do ligamento cruzado anterior. *O Joelho.* 2006;Edições té(Espregueira Mendes):147–82.
4. Gordon M, Steiner M. Anterior cruciate ligament injuries. *Orthop Knowl Updat Sport Med.* 2004;III:169.
5. Albright J, Carpenter J, Graf B. Knee and leg: soft tissue trauma. *Orthop Knowl.* 1999;6:533.
6. Moré ADO, Pizzolatti ALA, Fancello EA, Salmoria GV, De Mello Roesler CR. Graft tendon slippage with metallic and bioabsorbable interference screws under cyclic load: A biomechanical study in a porcine model. *Rev Bras Eng Biomed.* 2015;31(1):56–61.
7. Kurosaka M, Yoshiya S, Andrish J. A biomechanical comparison of different surgical techniques of graft fixation in anterior cruciate ligament reconstruction. *Am J Sport Med.* 1987;15:225–9.
8. Brand J, Weiler A, Caborn DNM, Brown CH, Johnson DL. Graft fixation in cruciate ligament reconstruction. *Am J Sports Med.* 2000;28(5):761–74.
9. Clancey W, Narechania R, Rosenberg T, Gmeiner J, Wisnefske D. Anterior and posterior cruciate ligament reconstructions in rhesus monkeys. A histological microangiographic and biomechanical analysis. *J Bone Jt Surg Am.* 1981;1270–84.
10. Jansson K, Linko E, Sandelin J, Harilainen A. Graft Fixation in Cruciate Ligament Reconstruction. *Am J Sport Med.* 2003;31:12–8.
11. Martel O, Carta J, Garces G. A new device for the fixation of anterior cruciate ligament tendon grafts. Design and experimental study. *Med Eng Phys.* 2007;29:163–8.
12. Morris MWJ, Williams JL, Thake AJ, Lang Y, Brown JN. Optimal screw diameter for interference fixation in a bone tunnel: A porcine model. *Knee Surgery, Sport Traumatol Arthrosc.* 2004;12(5):486–9.
13. Meyer DC, Stalder M, Koch PP, Snedeker JG, Farshad M. Contact pressure on ACL hamstring grafts in the bone tunnel with interference screw fixation - Dynamic adaptation under load. *Knee [Internet].* 2012;19(5):676–9. Available from:

- <http://dx.doi.org/10.1016/j.knee.2011.11.005>
14. Brown G, Pena F, Grontvedt T, Labadie D, Engebretsen L. Fixation strength of interference screw fixation in bovine, young human, and elderly human cadaver knees: influence of insertion torque, tunnel-bone block gap, and interference. *Knee Surg Sport Traumatol Arthrosc.* 1996;3:238–44.
 15. Fu F, Bennett C, Lattermann C. Current Trends in anterior cruciate ligament reconstruction. Part I: biology and biomechanics of reconstruction. *Am J Sport Med.* 1999;27:821–30.
 16. Brand J, Pienkowski D, Steenlage E, Hamilton D, Johnson D, Caborn D. Interference screw fixations strength of a quadrupled hamstring tendon is directly related to bone mineral density and insertion torque. *Am J Sport Med.* 2000;28:705–10.
 17. Kousa P, Järvinen TLN, Vihavainen M, Kannus P, Järvinen M. The fixation strength of six hamstring tendon graft fixation devices in anterior cruciate ligament reconstruction: Part I: Femoral site. *Am J Sports Med.* 2003;31(2):174–81.
 18. Smith KE, Garcia M, McAnuff K, Lamell R, Yakacki CM, Griffis J, et al. Anterior cruciate ligament fixation: Is radial force a predictor of the pullout strength of soft-tissue interference devices? *Knee.* 2012;19(6):786–92.
 19. Stärke C, Winkelmann U, Glüge S, Becker R, Lohmann CH, Winkelmann U. Interference screw fixation of free tendon grafts: significant time-dependent decrease of the initial contact forces. *Knee Surgery, Sport Traumatol Arthrosc.* 2016;24(7):2353–8.
 20. Duenwald S, Vanderby R, Lakes R. Viscoelastic relaxation and recovery of tendon. *Ann biomech eng.* 2009;37:1131–40.
 21. Provenzano P, Lakes R, Keenan T, Vanderby R. Nonlinear ligament viscoelasticity. *Ann Biomed Eng.* 2001;29:908–14.
 22. Meyer DC, Snedeker JG, Weinert-Aplin RA, Farshad M. Viscoelastic adaptation of tendon graft material to compression: Biomechanical quantification of graft preconditioning. *Arch Orthop Trauma Surg.* 2012;132(9):1315–20.
 23. Audia M, Sodium and chloride spaces and water content of tendon in normal and depleted rats. *Am J Physiol.* 1958;702–4.
 24. Bickerstaff D, Anterior cruciate ligament graft fixation. *Knee.* 2001;79–81.
 25. Selby JB, Johnson D, Hester P. Effect of screw length on bioabsorbable interference

- screw fixation in a tibial bone tunnel. *Am J Sports Med.* 2001;614–9.
26. Steiner ME, Steiner ME, Hecker AT, Brown CH, Hecker AT, Brown CH. Anterior Cruciate Ligament Graft Fixation: Comparison of Hamstring and Patellar Tendon Grafts. *Am J Sports Med.* 1994;22(2):240–7.
 27. Lee JJ, Otarodifard K, Bong Jae Jun, McGarry MH, Hatch GF, Lee TQ. Is supplementary fixation necessary in anterior cruciate ligament reconstructions? *Am J Sports Med.* 2011;39(2):360–5.
 28. Kousa P, Järvinen TLN, Kannus P, Järvinen M. Initial fixation strength of bioabsorbable and titanium interference screws in anterior cruciate ligament reconstruction. Biomechanical evaluation by single cycle and cyclic loading. *Am J Sports Med.* 2001;29(4):420–5.
 29. Yakacki C, Griffis J, Poukalova M, Gall K. Bearing area: a new indication for suture anchor pullout strength? *Osteo Trauma Care.* 2009;27:1048–54.
 30. Numazaki H, Tohyama H, Nakano H, Kikuchi S, Yasuda K. The effect of initial graft tension in anterior cruciate ligament reconstruction on the mechanical behaviors of the femur-graft-tibia complex during cyclic loading. *Am J Sport Med.* 2002;30:800–5.
 31. Simonian P, Sussmann P, Baldini T, Crockett H, Wickiewicz T. Interference screw position and hamstring graft location for anterior cruciate ligament reconstruction. *Arthroscopy.* 1998;459–64.
 32. Giurea M, Zorilla P, Amis AA, Aichroth P. Comparative pull-out and cyclic-loading strength tests of anchorage of hamstring tendon grafts in anterior cruciate ligament reconstruction. *Am J Sports Med.* 1999;27(5):621–5.

APÊNDICE A

Gráficos extras gerados durante o experimento.

Gráfico 8 - Curva de deslocamento x força obtida a partir da tração do enxerto. Considera-se o primeiro pico com a falha da fixação e o maior pico como a Força de arrancamento máximo(FP_{máx}). Corpo de prova 1 do grupo 1.

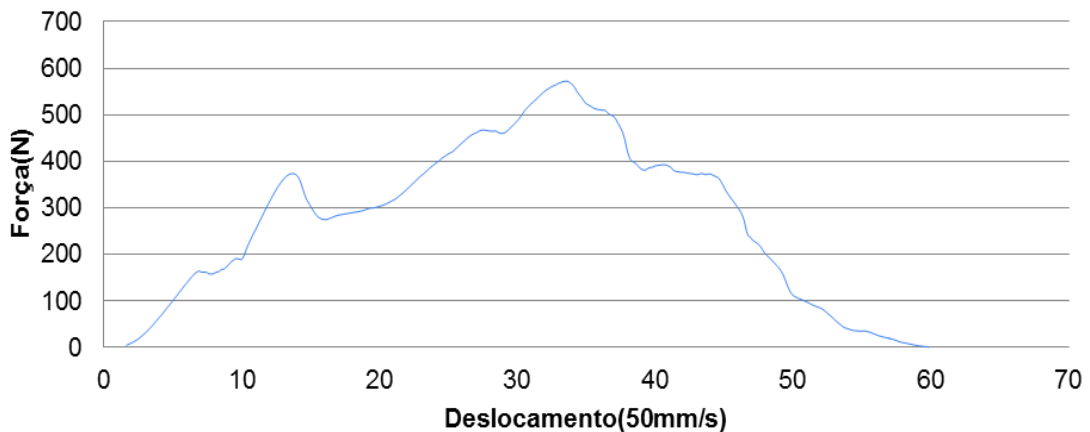


Gráfico 9 - Curva de deslocamento x força obtida a partir da tração do enxerto. Considera-se o primeiro pico com a falha da fixação e o maior pico como a Força de arrancamento máximo(FP_{máx}). Corpo de prova 2 do grupo 1.

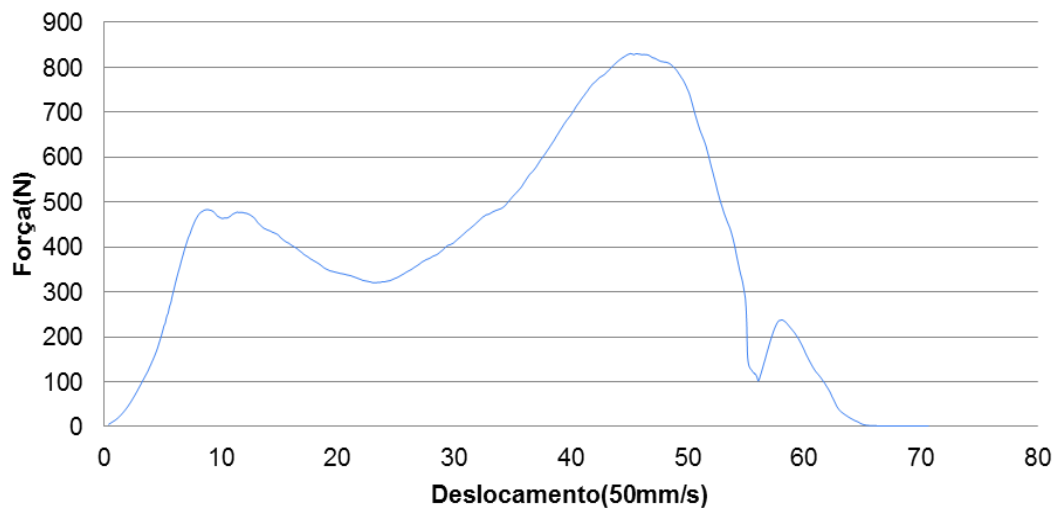


Gráfico 20 – Curva de deslocamento x força obtida a partir da tração do enxerto. Considere-se o primeiro pico com a falha da fixação e o maior pico como a Força de arrancamento máximo(FPmáx). Corpo de prova 3 do grupo 1.

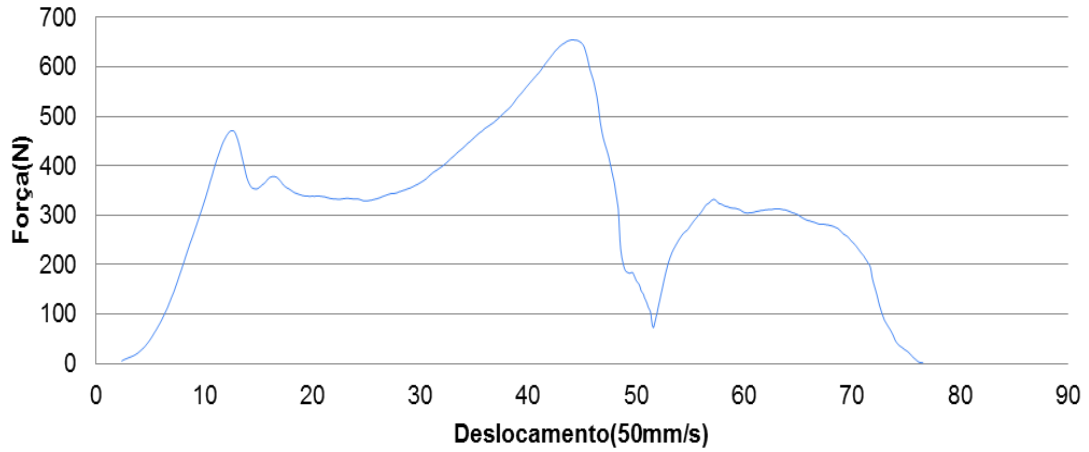


Gráfico 11 – Curva de deslocamento x força obtida a partir da tração do enxerto. Considere-se o primeiro pico com a falha da fixação e o maior pico como a Força de arrancamento máximo(FPmáx). Comparação entre os 3 corpos de prova do grupo 1.

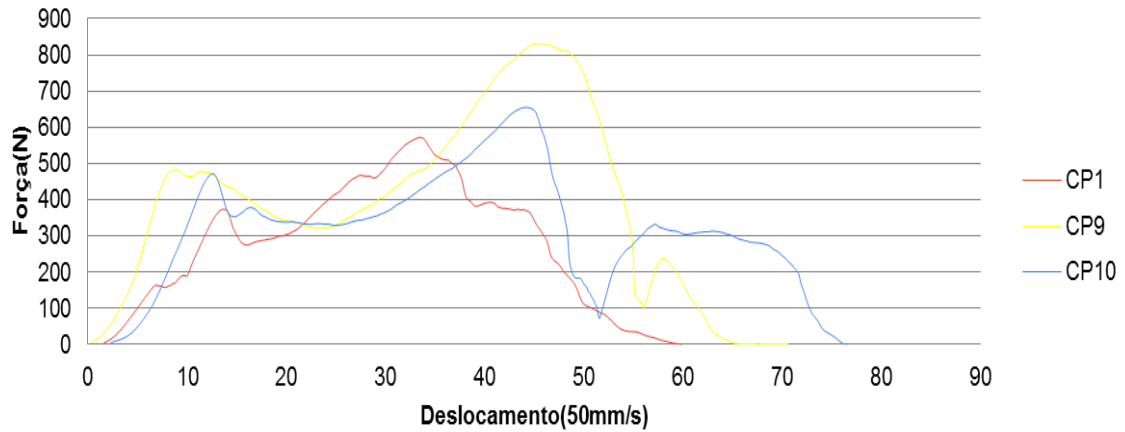


Gráfico 12 – Curva de deslocamento x força obtida a partir da tração do enxerto. Considera-se o primeiro pico com a falha da fixação e o maior pico como a Força de arrancamento máximo (FP_{máx}). Corpo de prova 1 do grupo 2.

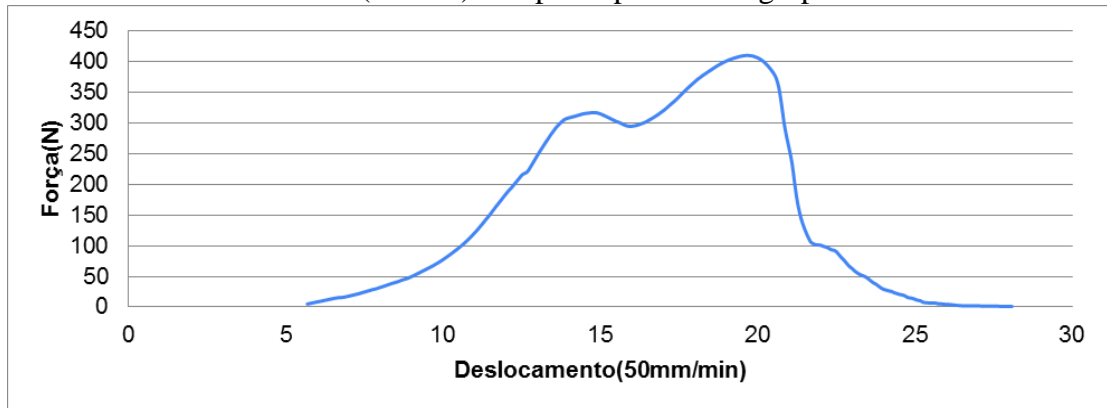


Gráfico 13 – Curva de deslocamento x força obtida a partir da tração do enxerto. Considera-se o primeiro pico com a falha da fixação e o maior pico como a Força de arrancamento máximo (FP_{máx}). Corpo de prova 2 do grupo 2.

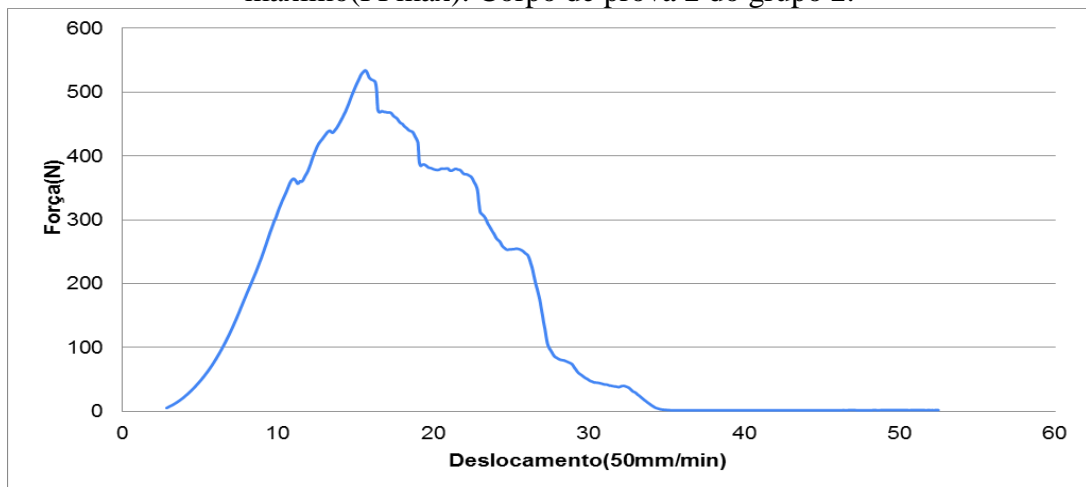


Gráfico 14 - Curva de deslocamento x força obtida a partir da tração do enxerto. Considera-se o primeiro pico com a falha da fixação e o maior pico como a Força de arrancamento máximo(FPmáx). Corpo de prova 3 do grupo 2.

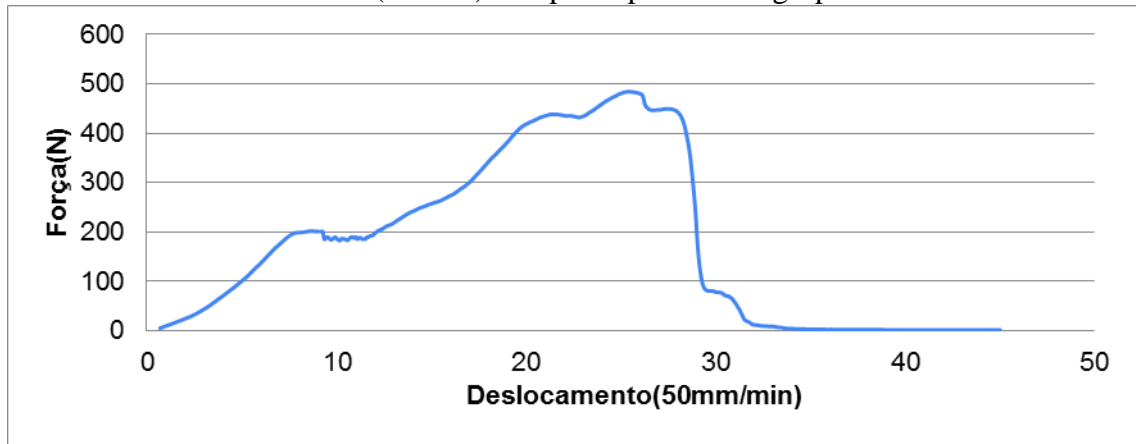
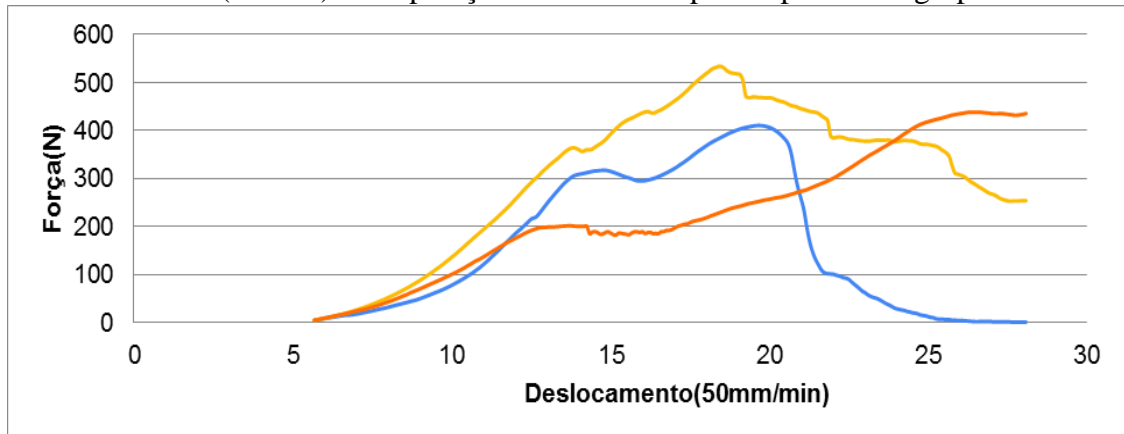


Gráfico 15 - Curva de deslocamento x força obtida a partir da tração do enxerto. Considera-se o primeiro pico com a falha da fixação e o maior pico como a Força de arrancamento máximo(FPmáx). Comparação entre os 3 corpos de provas do grupo 2.



ANEXO A

Protocolo de ensaios – TCC Medicina

Equipe: Acad. Augusto, Eng. Arthur, Eng. Italo, Prof. Rodrigo, Prof. Ari, Prof. Adair

ETAPA 1 – Medir o decaimento da força de compressão no túnel ósseo por 3h & Medir a força de arrancamento no tempo de 3h.

Data: 24/09/2019

Horário: 8h – 19h

n= 3

Data : 26/09/2019

Horário: 8h – 16h

n= 2

ETAPA 2 – Medir a força de arrancamento no tempo ZERO (po imediato)

Data : 01/10/2019

Horário: 8h – 16h

n= 5

Protocolo de ensaio da ETAPA 1:

- 1- A- Dissecar os tendões (manter o enxerto umedecido todo o tempo)
- 2- B- Suturar extremidades livres, de modo a formar um enxerto de 9mm de secção transversal e outra extremidade em formato cilíndrico.
- 3- C- Manter o enxerto em solução fisiológica 0,9% até o momento do experimento
- 4- D – Colocar o bloco U no suporte e não faz compressão.
- 5- E- Colocar o enxerto
- 6- F- Fechar o bloco U com bloco T. Padronizar valor de força de compressão equivalente a estar encaixado
- 7- G- Zerar a célula de carga
- 8- H– Inserir o Parafuso de interferência
- 9- I- Medir o torque de aperto final (apenas medir!!!)
- 10- J- Fixar barra no suporte de PU
- 11- K- Fazer a aquisição dos dados por 3h.
- 12- L– Fixar a extremidade livre do enxerto na GARRA da máquina de tração- aguardar por 5min para ficar 100% congelada
- 13- M- Colocar pré-carga de 5N
- 14- N- Aplicar tração em **controle de deslocamento** 50mm/min
- 15- O- Registrar curva até a falha e filmar modo de falha (no enxerto, na garra, no túnel???) – Anotar observações do ensaio para cada Corpo de prova.

Protocolo de ensaio da ETAPA 2:

1. A- Dissecar os tendões (manter o enxerto umedecido todo o tempo)
2. B- Suturar extremidades livres, de modo a formar um enxerto de 9mm de secção transversal e outra extremidade em formato cilíndrico.
3. C- Manter o enxerto em solução fisiológica 0,9% até o momento do experimento
4. D – Colocar o bloco U no suporte e não faz compressão.
5. E- Colocar o enxerto
6. F- Fechar o bloco U com bloco T. Padronizar valor de força de compressão equivalente a estar encaixado
7. G- Zerar a célula de carga
8. H– Inserir o Parafuso de interferência
9. I- Medir o torque de aperto final (apenas medir!!!)
10. J- Fixar barra no suporte de PU
11. L- Fixar a extremidade livre do enxerto na GARRA da máquina de tração- aguardar por 5min para ficar 100% congelada
12. M- Colocar pré-carga de 5N
13. N- Aplicar tração em **controle de deslocamento** 50mm/min
14. O- Registrar curva até a falha e filmar modo de falha (no enxerto, na garra, no túnel???) – Anotar observações do ensaio para cada Corpo de prova.

Materiais

Dispositivo + célula de carga
 Garras de fixação – termostáticas
 Máquina universal de ensaios INSTRON

Espuma de poliuretano PCF 20
 Túnel de 9mm
 Parafuso de interferência Ti 9 mm x 20mm
 Enxerto – flexor profundo dos dedos de suíno 9mm

Ferramenta de colocação
 Torquímetro – após a inserção do parafuso, VERIFICAR o valor de torque.

**