

UNIVERSIDADE TECNOLÓGICA FEDERAL DO PARANÁ

DIRCT / DIRGRAD / DECEN

CURSO DE ENGENHARIA INDUSTRIAL MECÂNICA

DISCIPLINA PROJETO FINAL II

GUILHERME HENSELER DAMACENO MENDES

KALIL BRAZ ABDALLA

**RECONSTRUÇÃO DO LIGAMENTO CRUZADO ANTERIOR COM  
PARAFUSOS DE INTERFERÊNCIA: PELA TÉCNICA TRANSTIBIAL E  
*OUTSIDE IN***

TRABALHO DE CONCLUSÃO DE CURSO

**CURITIBA**

**2011**

GUILHERME HENSELER DAMACENO MENDES

KALIL BRAZ ABDALLA

**RECONSTRUÇÃO DO LIGAMENTO CRUZADO ANTERIOR COM  
PARAFUSOS DE INTERFERÊNCIA: PELA TÉCNICA TRANSTIBIAL E  
*OUTSIDE IN***

Monografia apresentada à disciplina Projeto Final II, do Curso de Engenharia Industrial Mecânica da Universidade Tecnológica Federal do Paraná, Campus Curitiba, como requisito parcial para aprovação.

Orientador: Prof. Paulo César Borges, Dr.

Co-orientador: Mauro Batista Albano, Dr.

**CURITIBA**

**2011**

## TERMO DE APROVAÇÃO

Por meio deste termo, aprovamos a monografia do Projeto de Pesquisa “RECONSTRUÇÃO DO LIGAMENTO CRUZADO ANTERIOR COM PARAFUSOS DE INTERFERÊNCIA: PELA TÉCNICA TRANSTIBIAL E *OUTSIDE IN*”, realizado pelo aluno(s) GUILHERME HENSELER DAMACENO MENDES e KALIL BRAZ ABDALLA, como requisito parcial para aprovação na disciplina de Trabalho de Conclusão de Curso 2, do curso de Engenharia Mecânica da Universidade Tecnológica Federal do Paraná.

**Orientador:** Prof. Paulo César Borges, Doutor.  
DAMEC, UTFPR

**Banca avaliadora:** Prof. Ricardo Fernando dos reis, Doutor.  
DAMEC, UTFPR

**Orientador:** Mauro Albano, Doutor.  
CTEA

Curitiba, 13 de dezembro de 2011.

Aos nossos pais, porque graças aos esforços deles hoje podemos estar desfrutando esse momento.

A todas as pessoas que utilizarão esse material para consulta em busca de melhorar seus conhecimentos sobre a engenharia e a biomecânica.

## **AGRADECIMENTOS**

Agradecemos às nossas famílias pelo apoio constante, tanto nos bons momentos quanto nos mau momentos, nos dando força quando precisávamos, fazendo com que atingíssemos nosso objetivo final.

Agradecemos ao Prof. Dr. Paulo César Borges pela constante orientação durante o desenvolvimento deste trabalho, fazendo com que atingíssemos uma ótima qualidade no trabalho.

Agradecemos ao Dr. Mauro Albano, pelo auxílio nas dúvidas relacionadas à área médica e pela preparação dos corpos de prova e ao CTEA por fornecer os equipamentos cirúrgicos e a infraestrutura necessária para a realização do trabalho.

Agradecemos também a todos que contribuíram de maneira direta ou indireta para a construção deste estudo, seja pelo fornecimento dos materiais biológicos ou através de aulas práticas sobre o uso da máquina de ensaios, e a UTFPR por permitir o uso das instalações para realização dos testes.

Em todas as coisas o sucesso depende de uma preparação prévia, e sem tal preparação o falhanço é certo.

Autor: Confúcio

## RESUMO

MENDES, Guilherme H.D., ABDALLA, Kalil B.. Reconstrução do LCA com parafusos de interferência: pela técnica Habitual e de Chambat 2011. Trabalho de conclusão de curso (Graduação) – Engenharia Industrial Mecânica, Universidade Tecnológica Federal do Paraná. Curitiba, 2011.

Os métodos que atualmente são utilizados na reconstrução de ligamento cruzado anterior do joelho apresentam um alto uso de tecnologias, o que os torna muito caros. Esse alto valor para realização das cirurgias acaba inviabilizando suas aplicações no sistema público de saúde de países em desenvolvimento. Os métodos que utilizam parafusos de interferência para realizar a fixação do enxerto nos ossos apresentam um valor de relativamente mais baixos para a realização da cirurgia de reconstrução, porque os parafusos são mais baratos se comparados com as outras técnicas. Assim, foram realizados 22 ensaios biomecânicos, comparando dois métodos diferentes de fixação femoral para a reconstrução do ligamento cruzado anterior, ambas as fixações foram feitas com parafuso de interferência. Foram utilizados fêmures suínos e ligamentos digitais da pata de bovinos para simular o enxerto quádruplo de flexores do joelho humano. O primeiro grupo de 11 amostras foi feito pela técnica Transtibial e apresentou valores médios de 541,7 N para a carga máxima e 93,7 N/mm para a rigidez. O segundo grupo de 11 amostras foi feito pela técnica *Outside in* e apresentou valores médios de 533 N e 86,4 N/mm para a rigidez. Não houve diferença significativa em relação as cargas máximas nos dois ensaios, porém a técnica Transtibial apresentou valores 10% maiores para a rigidez se comparado com a técnica *Outside in*.

**Palavras-chave:** Ligamento cruzado anterior, fixação, Transtibial, *Outside in*.

## ABSTRACT

MENDES, Guilherme H.D., ABDALLA, Kalil B.. Reconstrução do LCA com parafusos de interferência: pela técnica Habitual e de Chambat 2011. Trabalho de conclusão de curso (Graduação) – Engenharia Industrial Mecânica, Universidade Tecnológica Federal do Paraná. Curitiba, 2011.

The methods that are currently used in the reconstruction anterior cruciate ligament of the knee show a use of high technologies, which makes them very expensive. That high value to perform the surgeries ends invalidating their applications in the public health in developing countries. The methods interference screws used to perform bone graft fixation have a value of relatively lower for surgery of reconstruction, because the screws are cheaper compared with the other techniques. Thus, 22 trials were performed biomechanical, comparing two different methods of Femoral fixation for cruciate ligament reconstruction previous fixations were made both with screw interference. Porcine femurs were used and digital ligaments of the foot of cattle to simulate the quadruple graft human knee flexors. The first group of 11 samples was done by the technique Transtibial and showed values of 541.7 N for the and maximum load 93.7 N / mm for rigidity. The second group of 11 samples was done by the technical and *Outside in* showed values of 533 N and 86.4 N / mm for stiffness. There was no significant difference in the maximum loads in the two trials, but the technique Transtibial values were 10% higher for the stiffness compared with the technique *Outside in*.

**Keywords:** Anterior cruciate ligament, fixation, mechanical strength, Inside In, *Outside in*.

## LISTA DE ILUSTRAÇÕES

Figura 1 - Anatomia do Joelho .....	21
Figura 2 – Principais ligamentos do joelho .....	22
Figura 3 - Enxerto de Tendão Patelar .....	25
Figura 4 - Enxerto de Tendão Flexor.....	26
Figura 5 - Parafuso de interferência .....	27
Figura 6 – Fixação do enxerto no fêmur pela técnica Transtibial .....	28
Figura 7 – Guia para furação do tipo Transtibial .....	29
Figura 8 - Fixação do enxerto no fêmur pela técnica <i>Outside in</i> .....	30
Figura 9 – Guia para furação <i>Outside in</i> .....	31
Figura 10: Tendão digital da pata de boi dissecado .....	34
Figura 11 – Maneira como foram transportados os ossos suínos .....	35
Figura 12 – Corpos de prova aguardando ensaio .....	36
Figura 13 – Parafusos de interferência utilizados no trabalho.....	37
Figura 14 – Preparação do enxerto.....	38
Figura 15 – Pontas dos tendões suturadas.....	38
Figura 16 – Enxerto preparado para reconstrução do LCA.....	39
Figura 17 – Régua utilizada para medir o diâmetro do enxerto.....	39
Figura 18 – Dimensionamento dos enxertos .....	40
Figura 19 - Furação com fio guia pela técnica (a) Transtibial (dentro pra fora) e (b) <i>Outside in</i> (fora pra dentro) .....	41
Figura 20 – Passagem da broca. (a) <i>Outside in</i> (b) Transtibial .....	41
Figura 21 – Passagem do enxerto no túnel femoral.....	42
Figura 22 – Fixação do enxerto com parafuso de interferência de fora pra dentro ...	43
Figura 23 - Fixação do enxerto com parafuso de interferência de dentro pra fora ....	43
Figura 24 – Realização dos furos para fixação do osso na máquina de ensaios .....	44



Figura 25 – Corpo de prova pronto para ser ensaiado.....	44
Figura 26 - Dispositivo de fixação do corpo de prova na máquina de ensaios.....	46
Figura 27 - Dispositivo de fixação montado na máquina de ensaios.....	46
Figura 28 – Sentido da tração no corpo de prova .....	47
Figura 29 – Maneira utilizado para calcular a rigidez pelo método da secante .....	48
Figura 30 – Máquina utilizada para a realização dos ensaios .....	51
Figura 31 - Exemplo de gráfico gerado nos testes de fadiga .....	52
Figura 32 – Enxerto antes (a) e depois (b) da realização do ensaio .....	58
Figura 33 - Enxerto com uma das 4 abas rompidas .....	58
Figura 34 - Cisalhamento do osso na direção perpendicular ao túnel femoral.....	59

## LISTA DE TABELAS

Tabela 1 – Comparação entre as cargas máximas suportadas por tipos diferentes de tendão (Fonte: Adaptado de BRAND, 2000) .....	24
Tabela 2 - Forças no LCA para realização das atividades diárias,.....	52
Tabela 3 - Carga máxima para a técnica <i>Outside in</i> .....	55
Tabela 4 - Carga máxima para a técnica Transtibial .....	55
Tabela 5 - Carga Máxima na região linear ( $F_{RSF}$ ) – <i>OUTSIDE IN</i> .....	56
Tabela 6 - Carga Máxima na região linear ( $FRSF$ ) – TRANSTIBIAL.....	56
Tabela 7 - Maneira de ocorrência da falha pela técnica Transtibial .....	57
Tabela 8 – Maneira de ocorrência da falha pela técnica <i>Outside in</i> .....	60
Tabela 9 - Rigidez das amostras - Transtibial .....	61
Tabela 10 - Rigidez das amostras – <i>Outside in</i> .....	62
Tabela 11 – Módulo de Elasticidade – <i>Outside in</i> .....	63
Tabela 12 – Módulo de Elasticidade – TRANSTIBIAL .....	63
Tabela 13 – Confiabilidade da técnica Transtibial .....	65
Tabela 14 – Confiabilidade da técnica <i>Outside in</i> .....	66
Tabela 15 – resumo dos cálculos e do p-valor .....	67

## LISTA DE GRÁFICOS

Gráfico 1 – Comparativo entre a Rigidez das amostras e a média entre elas – Transtibial.....	61
Gráfico 2 - Comparativo entre a Rigidez das amostras e a média entre elas - <i>OUTSIDE IN</i> .....	62
Gráfico 3 - Comparativo entre o Modulo de elasticidade das amostras e a média entre elas - <i>OUTSIDE IN</i> .....	64
Gráfico 4 - Comparativo entre o Modulo de elasticidade das amostras e a média entre elas – TRANSTIBIAL .....	64
Gráfico 5 – Estimador de Kaplan-Meyer para a função de confiabilidade - Transtibial .....	65
Gráfico 6 - Estimador de Kaplan-Meyer para a função de confiabilidade – <i>Outside in</i> .....	66

## LISTA DE EQUAÇÕES

Equação 1 – Lei de Hooke para força .....	49
Equação 2 – Expressão para o cálculo de tensão máxima.....	49
Equação 3 – Lei de Hooke para tensão .....	50

## **LISTA DE ABREVIATURAS, SIGLAS E ACRÔNIMOS**

CP – Corpo de prova;

CTEA – Centro de Traumatologia Esportiva e de Artroscopia;

LCA – Ligamento cruzado anterior;

LCP – Ligamento cruzado posterior;

UTFPR – Universidade Tecnológica Federal do Paraná.

## LISTA DE SÍMBOLOS

$\sigma$  – Tensão;

E – Módulo de elasticidade;

$L_0$  – Comprimento inicial;

$L_i$  – Comprimento instantâneo;

$\varepsilon$  – Deformação;

UFL – Carga máxima;

$F_M$  – Força máxima atingida durante o ensaio de Tração;

$F_{m\acute{a}x}$  – Carga máxima na região linear.

# SUMÁRIO

1	INTRODUÇÃO	17
1.1	TEMA	17
1.2	PROBLEMA	18
1.3	OBJETIVOS	18
1.4	JUSTIFICATIVA	19
1.5	CONTEÚDO DO TRABALHO	19
2	FUNDAMENTAÇÃO TEÓRICA	21
2.1	ANATOMIA DO JOELHO	21
2.2	LESÃO DO LCA	22
2.3	RECONSTRUÇÃO DO LCA	23
2.4	TIPOS DE ENXERTOS USADOS	24
2.4.1	TENDÃO PATELAR	24
2.4.2	TENDÃO FLEXOR	25
2.5	TIPOS DE FIXAÇÃO DO ENXERTO	26
2.5.1	PARAFUSO DE INTERFERÊNCIA	27
2.6	PROCEDIMENTOS CIRÚRGICOS	28
2.7	ENSAIOS DE TRAÇÃO E FADIGA	31
2.8	ANÁLISE ESTATÍSTICA	32
3	METODOLOGIA	33
3.1	ESCOLHA E SELEÇÃO DOS CORPOS DE PROVA	33
3.2	COLETA DOS TECIDOS	34
3.3	TRANSPORTE E ARMAZENAMENTO DOS MATERIAIS BIOLÓGICOS	35
3.4	PRECAUÇÕES COM A PREPARAÇÃO DOS CORPOS DE PROVA	36
3.5	PREPARAÇÃO DOS ENXERTOS	37
3.6	MEDIÇÃO DA ÁREA DOS ENXERTOS	39
3.7	PREPARAÇÃO DOS CORPOS DE PROVA	40
3.8	METODOLOGIA PARA REALIZAÇÃO DOS EXPERIMENTOS	45
3.8.1	IDENTIFICAÇÃO DAS AMOSTRAS	45
3.9	PROCEDIMENTO PARA REALIZAÇÃO DOS ENSAIOS	45
3.9.1	DISPOSITIVO DE FIXAÇÃO	45
3.9.2	PREPARAÇÃO DOS EXPERIMENTOS	47
3.9.3	VARIÁVEIS A SEREM MEDIDAS	47
3.9.4	ENSAIOS REALIZADOS	50
3.10	JUSTIFICATIVA DA METODOLOGIA UTILIZADA	53
4	RESULTADOS	54
4.1	ENSAIO DE FADIGA	54
4.2	ENSAIO DE TRAÇÃO	54
4.2.1	CARGAS MÁXIMA	54
4.2.2	CARGAS MÁXIMAS NA REGIÃO LINEAR ( $F_{RSF}$ )	55

4.2.3	MODOS DE FALHA	57
4.2.4	RIGIDEZ	61
4.3	MÓDULO DE ELASTICIDADE	63
4.4	CÁLCULO ESTATÍSTICO	65
5	Conclusão	68
6	REFERÊNCIAS	69
	APÊNDICE A – CRONOGRAMA	75
	Apêndice B – Gráficos	76



# 1 INTRODUÇÃO

Com o crescimento das atividades físicas as lesões ligamentares do joelho estão se tornando muito comuns não só em atletas, mas também nas pessoas que utilizam o esporte para recreação. O ligamento cruzado anterior é o ligamento mais lesado do joelho, sendo responsável por até 50% das lesões desta articulação (MIYASAKA, 1991; BOLLEN, 1998). Em razão do crescimento desse tipo de lesão nos últimos anos, as técnicas cirúrgicas para reconstrução do ligamento vêm sendo constantemente pesquisadas e melhoradas.

A reconstrução do ligamento cruzado anterior é aceita como tratamento de escolha para pacientes sintomáticos, jovens e ativos, sendo fator determinante para a obtenção de melhores resultados no retorno à prática esportiva (COHEN, 1997).

Diversos tipos de enxerto podem ser utilizados para a reconstrução do ligamento, entre os mais usados estão o terço central do tendão patelar e o enxerto quádruplo de flexores do joelho. Existem também diversas formas de fixação do enxerto, e assim como a escolha do ligamento do tipo de enxerto que deverá ser utilizado, também é de extrema importância a escolha correta da fixação já que é a fixação que dará estabilidade ao joelho.

Este trabalho visa estudar comparativamente a resistência de fixação dos enxertos na reconstrução do ligamento cruzado anterior pela técnica habitual de inserção do parafuso de interferência de dentro pra fora com a técnica de inserção de fora pra dentro .

## 1.1 TEMA

A fixação do enxerto é um fator de extrema importância na reconstrução do ligamento cruzado anterior. Nas reconstruções do ligamento cruzado anterior os enxertos mais comumente utilizados são o tendão patelar com segmentos ósseos nas extremidades e o enxerto tendinoso quádruplo (semitendíneo/grácil). (ARNOCZKY, 1983). Os tendões flexores oferecem a vantagem de uma menor morbidade no sítio doador quando comparado ao tendão patelar. Na reconstrução do ligamento cruzado anterior, a fixação com parafusos de interferência para o

enxerto de flexores ainda não se provou adequada para permitir os protocolos de reabilitação (FERRETTI, DE CARLI e CONTEDEUCA, 1989). Como esse tipo de fixação tem um menor custo, quando comparado a técnicas que utilizam outros métodos para fixar o enxerto nos túneis ósseos, acaba se tornando a principal alternativa para as cirurgias de reconstrução do LCA em hospitais do sistema público de saúde.

## **1.2 PROBLEMA**

A falta confiança na fixação do enxerto de tendões flexores com parafusos de interferência principalmente com a inserção do parafuso metálico de dentro para fora tem levado alguns cirurgiões a realizar a fixação de fora para dentro na tentativa de evitar lesionar o enxerto durante a inserção do parafuso. Através de testes de fadiga e tração utilizando joelhos suínos e tendões flexores de bovinos, foram realizados estudos que compararam os resultados das fixações obtidas com a fixação habitual e de fora pra dentro para ver como se comportam os corpos de prova quando submetidos a cargas que simularam atividades diárias (teste de fadiga), e qual foi a máxima força tratativa que suportaram os conjuntos até a falha do mesmo.

Com a identificação do problema e a forma de resolução apresentada acima, buscou-se criar uma base de dados que possam ajudar os ortopedistas a escolherem qual o tipo de fixação será melhor aplicada em futuras cirurgias.

## **1.3 OBJETIVOS**

O objetivo do presente trabalho é desenvolver uma análise comparativa da resistência mecânica do conjunto osso-fixação-enxerto entre as técnicas de reconstrução Transtibial e ouside-in, ambas utilizando-se de parafuso de interferência para fixação do enxerto no fêmur.

## **1.4 JUSTIFICATIVA**

Os enxertos autólogos mais utilizados são o tendão patelar e os tendões flexores (FU, 1999). Porém, os métodos de fixação de enxerto semitendíneo têm um custo relativamente alto. Quando se utiliza parafusos de interferência o custo cai consideravelmente, o que acaba possibilitando o seu uso em sistemas públicos de saúde. Por isso, ensaios de tração foram realizados para determinar qual tipo de fixação utilizada no fêmur é mais resistente.

A importância desse projeto está também na multidisciplinaridade, uma vez que são necessários conhecimentos de mais de uma área da engenharia mecânica, como tecnologia dos materiais e resistência dos materiais. Além disso, o projeto possibilita um aprendizado de outras áreas do conhecimento como a medicina e a biomecânica. Porém, a principal motivação para a realização do projeto está no auxílio que esse tema poderá trazer para a área médica facilitando a escolha do tipo de fixação dos ligamentos que será utilizado em uma futura cirurgia, e, por consequência, para toda a população de um modo geral que poderá ser beneficiada dos resultados obtidos no estudo.

## **1.5 CONTEÚDO DO TRABALHO**

O primeiro capítulo do projeto traz uma introdução sobre o assunto que foi tratado durante o projeto, na sequência apresenta a oportunidade que viabiliza a execução do projeto e a justificativa para realização dos mesmos.

O capítulo 2 do trabalho apresenta uma revisão de literatura sobre os assuntos abordados no trabalho. Primeiro apresenta a anatomia do joelho humano, depois apresenta como comumente acontecem às lesões no LCA e a maneira como é realizado o tratamento destas lesões. Além disso, o capítulo traz uma revisão dos ensaios de tração, fadiga e a análise estatística utilizada.

O capítulo três apresenta os materiais e métodos utilizados no desenvolvimento do projeto. Primeiro apresenta como foi realizada a seleção dos corpos de prova, na sequência como foi realizada a preparação dos enxertos e como foi medida a área da seção do enxerto. Nesse capítulo também foi mostrada a

maneira como foram preparados os corpos de prova e por fim o capítulo apresenta a metodologia para realização dos ensaios.

O quarto capítulo do projeto mostra os resultados dos conhecimentos adquiridos no capítulo 2 e da metodologia apresentada no capítulo 3.

O capítulo 5 apresenta as conclusões a respeito do trabalho.

## 2 FUNDAMENTAÇÃO TEÓRICA

### 2.1 ANATOMIA DO JOELHO

O joelho humano é a maior articulação do corpo humano, e por isso tem papel importantíssimo nas atividades diárias de qualquer pessoa. A composição óssea do joelho é dividida em fêmur, patela, tíbia e fíbula, conforme figura 1. Uma função próxima do normal é necessária para realizar as atividades da vida diária. É uma articulação das mais complexas em termos de biomecânica, estando sempre sujeita a sofrer lesões, tanto traumáticas quanto degenerativas (GUSTAVO KAEMPF, 2011).



**Figura 1 - Anatomia do Joelho**  
(Fonte: Adaptado de KAEMPF, 2011)

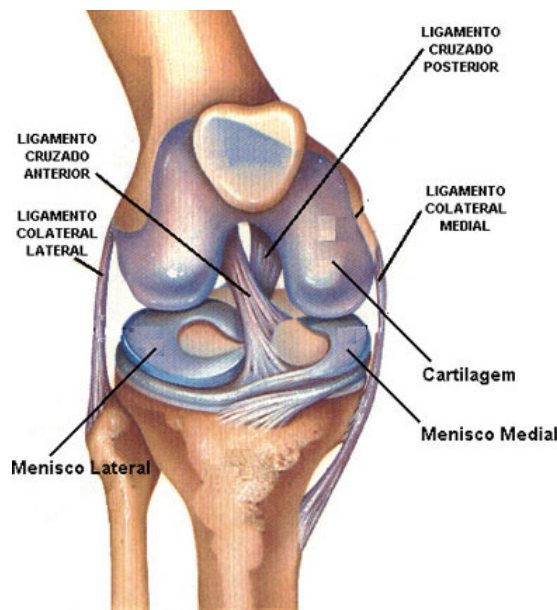
Segundo FISIOTERAPIA AMAZONAS 2011, o joelho é composto por diversos ligamentos, sendo que as principais funções dos ligamentos são:

- a) Estabilização;
- b) Controle da cinemática;
- c) Prevenção dos deslocamentos e rotações anormais que podem causar lesões à superfície articular.

Os quatro maiores ligamento do joelho humano são:

- a) Ligamento colateral medial: tem como função principal impedir o movimento medial do joelho;
- b) Ligamento colateral lateral: tem como função principal impedir o movimento lateral e do joelho;
- c) Ligamento cruzado anterior: impede que a tíbia deslize anteriormente em relação ao fêmur;
- d) Ligamento cruzado posterior: impede que a tíbia deslize para trás em relação ao fêmur.

Esses quatro grandes ligamentos podem ser melhor visualizados na figura 2.



**Figura 2 – Principais ligamentos do joelho**

(Fonte: Adaptado de KAEMPF, 2011)

## 2.2 LESÃO DO LCA

O ligamento cruzado anterior é o ligamento mais frequentemente lesado no joelho (JOHNSON e WARNER, 1993). Com o crescimento da prática esportiva, em especial em esportes de contato, as lesões ligamentares do joelho têm aumentado

espantosamente nos últimos anos, sendo que só nos Estados Unidos estima-se que existam 100.000 novos casos desse tipo de lesão a cada ano (BACH e BOONOS, 2001).

Como foi visto no item 2.1 o ligamento cruzado anterior impede que a tíbia deslize anteriormente em relação ao fêmur, por isso a principal queixa clínica é o falseio em movimentos que envolvam rotação do joelho (DINIZ, 2009). O mau desempenho deste ligamento pode levar a lesões de menisco, lesões de cartilagem, falseio em alguns movimentos e até levar a artrose em alguns pacientes (BRAND et al., 2000).

### **2.3 RECONSTRUÇÃO DO LCA**

A reconstrução do LCA é tida como tratamento de escolha em jovens e em pacientes ativos (HOWE, JOHNSON e KAPLAN, 1991), sendo o método intra-articular o mais utilizado atualmente (SWENSON e FU, 1993). O sucesso da reconstrução intra-articular do LCA depende de diversos fatores, entre eles a seleção do enxerto (KUROSAKA, YOSHIYA e ANDRISH, 1987).

Dois fatores importantíssimos devem ser levados em conta quando o médico em conjunto com o paciente decide fazer a reconstrução do LCA, que são:

a) Enxerto: o enxerto a ser utilizado deve ter características biomecânicas similares ao ligamento cruzado anterior e o local de onde ele será retirado deve ter baixa morbidade.

b) Fixação do enxerto: atualmente existem diversas técnicas para fixar o enxerto, porém o médico deve escolher aquela que se adeque melhor ao paciente em questão, além de fixar o enxerto da melhor maneira e o mais próximo possível da inserção do ligamento original (MORGAN, KALMAN e GRAWL, 1995).

## 2.4 TIPOS DE ENXERTOS USADOS

Os enxertos utilizados para reconstrução do ligamento cruzado podem ser artificiais, autólogos ou homólogos (DINIZ, 2009). Os enxertos artificiais deixaram de ser usados pelos ortopedistas, porém ainda são objetos de estudos na avaliação de novos materiais biocompatíveis (FU, 2000).

Existem inúmeras possibilidades de utilização de enxertos autólogos, os mais utilizados são o tendão patelar e os tendões flexores (tendão dos músculos grácil e semitendinoso) (FU, 2000). A tabela 1 mostra um estudo comparativo com as cargas máximas e a rigidez entre os ligamentos nativos e os tendões utilizados nos enxertos. Quando bem indicado e com o uso de técnica cirúrgica precisa, associado à técnicas de reabilitação adequadas, ambos os enxertos são uma opção para reconstrução do LCA lesionado em joelhos instáveis (AGLIETTI, GIRON, BUZZI, BIDDAU e SASSO, 2004). Nenhuma diferença entre grupos é identificada para qualquer parâmetro, com seis meses e um ano de pós-operatório. A utilização de enxerto do terço central do ligamento da patela ou dos tendões flexores é igualmente favorável (BEARD, ANDERSON, DAVIES, PRICE e DODD 2001).

**Tabela 1 – Comparação entre as cargas máximas suportadas por tipos diferentes de tendão**  
(Fonte: Adaptado de BRAND, 2000)

<b>Carga máxima e rigidez a falha do enxerto atual</b>		
<b>Seleção do ligamento cruzado</b>		
<b>Seleção do enxerto (ref.)</b>	<b>Resistência máxima (N)</b>	<b>Rigidez (N/mm)</b>
LCA nativo	2160	242
LCP nativo	1867	
Tendão patelar	2977	455
Tendões dos músculos Grácil e Semitendinoso	4140	807
Tendão do quadríceps	2353	326

### 2.4.1 TENDÃO PATELAR

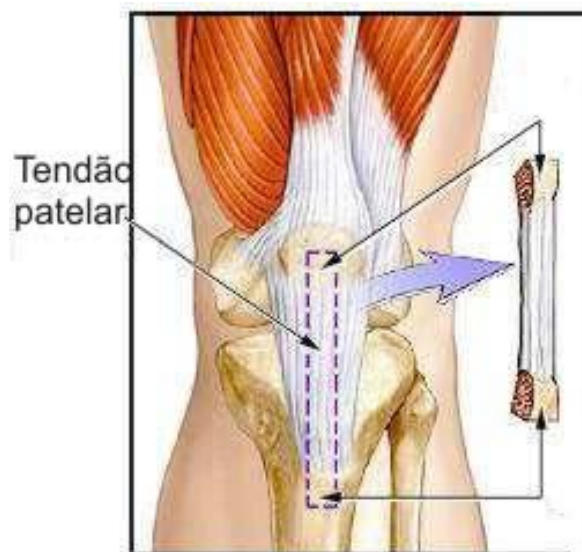
O terço central do tendão patelar foi amplamente utilizado nos anos 80 e 90. O enxerto realizado com o tendão patelar é o mais pesquisado e o mais utilizado na



reconstrução do ligamento cruzado anterior, pois possui características biomecânicas muito similares ao ligamento original. Uma das vantagens apresentadas por aqueles que optam por este enxerto esta na rigidez apresentada pela fixação ser realizada osso com osso.

O enxerto deste tendão é retirado de tal maneira que além do tendão são retirados pedaços de ossos como pode ser visto na figura 3 para facilitar e melhorar a fixação.

Por retirar pedaços de ossos junto com o tendão, muitos pacientes reclamam de dor no pós-operatório na região em que foi retirado o enxerto. Após um ano não existe diferença estatística de queixas dolorosas dos sítios doadores para enxertos autólogos atualmente utilizados (CORRY, 1999).



**Figura 3 - Enxerto de Tendão Patelar**

(Fonte: Adaptado de MEDICINA AVENTURA, 2011)

#### **2.4.2 TENDÃO FLEXOR**

O enxerto com tendão flexor é retirado do final dos músculos grácil e semitendíneo, conforme figura 4.



**Figura 4 - Enxerto de Tendão Flexor**

Suas principais vantagens sobre o ligamento patelar são a baixa morbidade no sítio doador, menor atrofia do músculo quadríceps e uma reabilitação menos dolorosa, principalmente nos primeiros meses (FU, 1999). O referido trabalho usará tendão extensor digital de bovinos e segundo (DONAHUE et al., 2001) a carga máxima é de 2901N para bovinos e de 2914N para humanos, enquanto que a tensão máxima é de 71,8 MPa para bovinos e de 65,6 MPa para humanos.

## 2.5 TIPOS DE FIXAÇÃO DO ENXERTO

Muitas técnicas para fixação de enxerto foram desenvolvidas nas últimas décadas. O tipo de fixação é de vital importância, visto que ele determina a estabilidade do enxerto no período de cicatrização pós-operatório. A maioria das falhas de fixação, vistas clinicamente, ocorrem logo nos primeiros meses após a

operação, sendo o local da fixação do enxerto o ponto mais vulnerável (NOYES e BARBER-WESTIN, 2001). Dentre as principais técnicas de fixação do enxerto estão os parafusos de interferência, o Endobutton, o Rigidfix e o Transfix.

### 2.5.1 PARAFUSO DE INTERFERÊNCIA

O parafuso de interferência, que pode ser visualizado na figura 5, é um dos dispositivos mais utilizados nas técnicas para fixação do enxerto na reconstrução de ligamento cruzado anterior por ser muito prático e popular. O Parafuso metálico indicado para cirurgias de reconstrução de ligamento cruzado posterior e anterior do joelho possui rosca total para ser introduzido no túnel ósseo e possibilitar a fixação do enxerto por interferência (TRAUMÉDICA, 2011).



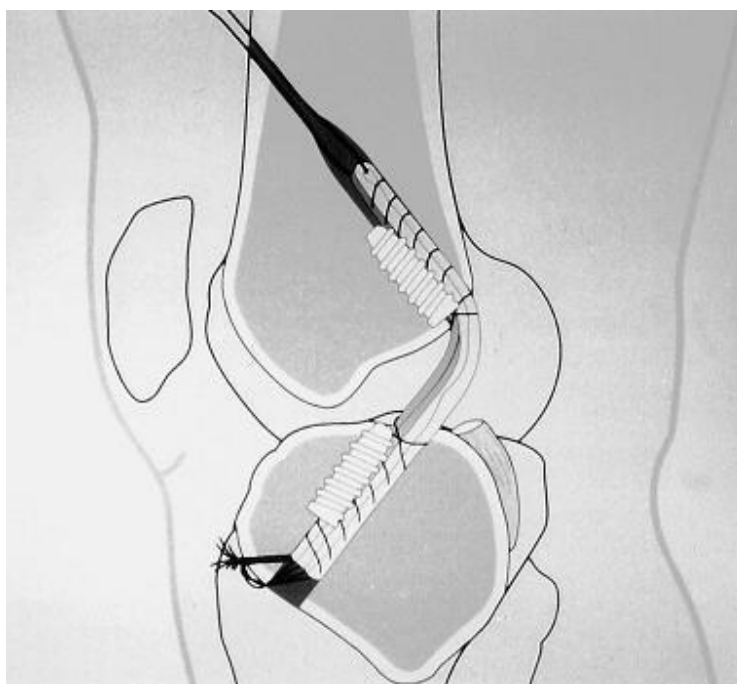
**Figura 5 - Parafuso de interferência**

**(Fonte: Adaptado de ARTHREX, 2011)**

O parafuso de interferência teve ampla difusão e foram submetidos a estudos que mostraram sua eficiência como método de fixação (BRAND et al., 2000).

## 2.6 PROCEDIMENTOS CIRÚRGICOS

No desenvolvimento do trabalho foram utilizadas duas técnicas diferentes. A primeira conhecida como Transtibial, a furação do túnel femoral é feita da tíbia para o fêmur, conforme figura 6.



**Figura 6 – Fixação do enxerto no fêmur pela técnica Transtibial**

**(Fonte: BRAND et al., 2000)**

Nesta técnica a fixação é posicionada à 30° ou 150°, dependendo do joelho ser o esquerdo ou o direito, sendo o túnel confeccionado de dentro para fora do joelho (MANIFOLD, CUSHNER e SCOTT, 2006), com a ajuda de um guia específico, conforme figura 7.



**Figura 7 – Guia para furação do tipo Transtibial**

A outra técnica utilizada é a *Outside in*, também conhecida como técnica de Chambat, em que o túnel femoral é feito do fêmur em direção à tíbia, ou de fora pra dentro, conforme figura 8.



**Figura 8 - Fixação do enxerto no fêmur pela técnica *Outside in***

Nesse tipo de fixação o túnel é orientado à 60° ou 120° e de fora pra dentro, através de um guia específico, desenvolvido na escola de Lyon, conforme figura 9. De acordo com estudos realizados, nesse posicionamento há maior estabilidade rotatória do joelho (CHAMBAT e VERDOT, 2006).



Figura 9 – Guia para furação *Outside in*

## 2.7 ENSAIOS DE TRAÇÃO E FADIGA

Considerado como ensaio que apresenta melhor conjunto número de informação e baixo custo (CALLISTER, 2000), o ensaio de tração apresenta também uma facilidade de execução e possui uma alta reprodutividade de resultados, com todas as vantagens que possui, o ensaio de tração é considerado um dos mais importantes ensaios mecânicos.

Este ensaio consiste basicamente na aplicação de uma força num corpo de prova promovendo uma deformação do material na direção do esforço aplicado que tende a esticá-lo ou alonga-lo (SOUZA, 1982). Neste projeto será utilizado um ligamento bovino montado em um fêmur suíno que será tracionado até que ocorra a falha de um dos componentes do sistema.

A fadiga ocorre em estruturas que estão sujeitas a tensões dinâmicas e oscilantes. Sob essas circunstâncias, é possível a ocorrência de uma falha em um

nível de tensão consideravelmente inferior ao limite de resistência à tração ou ao limite de escoamento para uma carga estática (CALLISTER, 2000).

O ensaio de fadiga é realizado com a aplicação de tensões cíclicas no elemento que será testado, normalmente a carga aplicada nestes ensaios apresenta a configuração de uma função senoidal.

## **2.8 ANÁLISE ESTATÍSTICA**

A análise estatística é de extrema importância para que os resultados obtidos nos testes possam sofrer uma análise comparativa que mostre se existem ou não diferença entre os dois grupos estudados.

A análise que melhor se encaixa ao trabalho é o método de Kaplan-Meier, que é um estimador não paramétrico da função de confiabilidade. Este método mostra a confiabilidade percentual, ou seja, a probabilidade de não ocorrer falha. No referido trabalho será calculada a confiabilidade para a carga máxima resultante dos ensaios.

Atrelado à determinação da curva utiliza-se o teste de Log-Rank (MANTEL, 1966). Nesse método é calculado o p-valor, que foi criado para mostrar se existe ou não diferença entre dois grupos distintos. O valor de referência utilizado para o p-valor foi de 0,025, ou seja, para valores acima disso não existe diferença estatística significativa entre os dois grupos.



### 3 METODOLOGIA

Os métodos de fixação do enxerto utilizados no trabalho são o Transtibial em que a furação do túnel femoral é feita da tíbia para o fêmur, conforme figura 6, e a *Outside in* em que o túnel femoral é feito do fêmur em direção à tíbia, ou de fora pra dentro, conforme figura 8.

Com a finalidade de comparar qual dos dois métodos de fixação do enxerto para reconstrução do LCA é mais resistente mecanicamente, estão descritas abaixo quais as variáveis que foram analisadas no andamento do projeto e quais variáveis indiretas precisaram ser controladas para que não houvesse erros ou perturbações nos resultados dos experimentos. Além disso, estão definidos os testes realizados, o número de amostras e os materiais utilizados.

#### 3.1 ESCOLHA E SELEÇÃO DOS CORPOS DE PROVA

A utilização de fêmures e ligamentos humanos apresenta diversos inconvenientes. Estes inconvenientes estão associados à variabilidade das propriedades com a idade, com a sanidade, com a raça, e com a qualidade de vida (alimentação, atividades físicas, etc) do espécime. Pelos motivos citados, modelos animais surgem como uma alternativa viável para a realização de trabalhos que precisam de similaridades com modelos humanos.

Quanto à anatomia, o joelho suíno é o que mais se aproxima do humano (XEROGEANES et al., 1998). Em um estudo funcional não foi encontrada diferença qualitativa entre o cruzado anterior suíno e o humano (FUSS, 1991). O tendão utilizado é o extensor digital da pata de bovinos, que pode ser visualizado na figura 10. Este tendão, quando dobrado em quatro partes, simula o enxerto quádruplo de flexores humanos que é amplamente aplicado em cirurgias.



**Figura 10: Tendão digital da pata de boi dissecado**

Como apresentado no item 2.4.2, não há uma diferença significativa entre as propriedades do tendão digital bovino com o tendão flexor de joelho humano, justificando-se assim, o uso desse tendão nos experimentos.

### **3.2 COLETA DOS TECIDOS**

Abaixo estão listadas algumas precauções tomadas durante todo o procedimento para coleta dos materiais biológicos. Esses passos foram seguidos para que os resultados finais dos testes fossem os mais reais possíveis. Assim sendo, os seguintes passos foram seguidos:

- a) Os suínos possuem a mesma faixa etária;
- b) Existem inúmeras raças de suínos, porém para a realização dos experimentos todos os corpos de prova vieram da mesma raça;
- c) Quando da extração, deve-se ter certeza da condição de saúde do animal, porque um pequeno problema de saúde pode causar alterações nos materiais que serão extraídos;
- d) Deve-se atentar também para o tipo de alimentação dos animais. Os suínos são alimentados com diferentes concentrados de ração e antibióticos, que podem influir nas qualidades mecânicas dos ossos (DALMINA, 2003);

Todos esses cuidados foram tomados também quando foi feita a coleta do ligamento digital da pata de bovino.

### 3.3 TRANSPORTE E ARMAZENAMENTO DOS MATERIAIS BIOLÓGICOS

Como os ensaios foram realizados com materiais biológicos frescos e não congelados, uma série de precauções tiveram que ser tomadas, como:

- a) Os ossos suínos foram transportados do frigorífico até o CTEA em uma caixa térmica com gelo, conforme figura 11. O transporte dos tendões seguiram os mesmos procedimentos;



**Figura 11 – Maneira como foram transportados os ossos suínos**

- b) Durante a preparação dos corpos de prova os tendões foram hidratados com soro fisiológico para que não se desidratassem e tivessem alteradas suas propriedades mecânicas;
- c) Após a cirurgia os corpos de prova foram embalados em sacos plásticos, conforme figura 12, e voltavam para a caixa térmica com gelo até que fossem ensaiados.



**Figura 12 – Corpos de prova aguardando ensaio**

- d) Viidik (1965) verificou que os ligamentos cruzados não apresentam nenhuma mudança significativa nas suas propriedades quando ensaiados até 48h após o abate. Esta condição foi seguida na realização deste trabalho.

### **3.4 PRECAUÇÕES COM A PREPARAÇÃO DOS CORPOS DE PROVA**

Mesmo tomando todas as precauções com a escolha e com a preparação dos corpos de prova, outros cuidados foram tomados durante a realização dos experimentos para uniformizar os resultados. As principais precauções tomadas foram:

- a) Material de fixação: os parafusos de interferência utilizados serão todos do mesmo fabricante, com diâmetro de 9mm, comprimento de 30mm e rosca total, conforme figura 13.



**Figura 13 – Parafusos de interferência utilizados no trabalho**

- b) Fixação do enxerto: os enxertos foram fixados no fêmur por duas técnicas distintas, com os mesmos instrumentos cirúrgicos e com parafusos de interferência de mesmas dimensões.
- c) Procedimento cirúrgico: todas as reconstruções do LCA foram realizadas pelo mesmo cirurgião e com a mesma técnica. Todos os corpos de prova que apresentaram algum problema na fixação ou algum outro problema que pudesse alterar suas propriedades mecânicas foram descartados. Todas essas precauções foram tomadas para evitar que qualquer variável independente do processo possa alterar o resultado final.

### **3.5 PREPARAÇÃO DOS ENXERTOS**

Após ser realizada a dissecação dos tendões flexores digitais das patas de bovinos, os mesmos foram levados até o local onde foi feita a preparação do enxerto com todas as precauções que devem ser tomadas, conforme item 3.3.

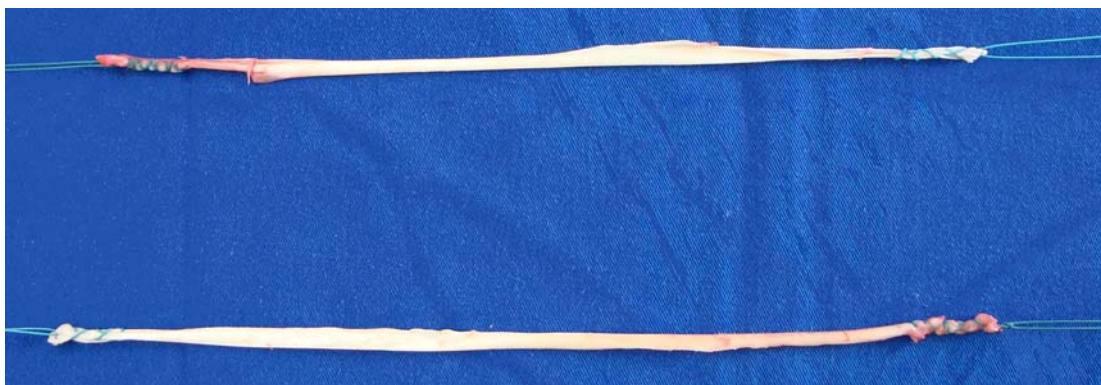
A preparação se inicia dividindo o tendão em dois, formando um par, conforme figura 14.





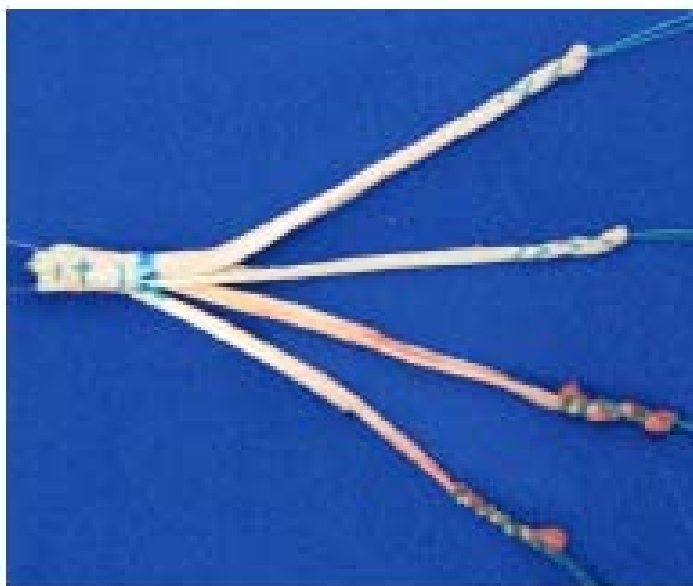
**Figura 14 – Preparação do enxerto**

Após ser realizada a divisão do tendão as quatro pontas do mesmo são suturadas, conforme figura 15, para que facilite a aplicação de tensão no tendão no momento da cirurgia.



**Figura 15 – Pontas dos tendões suturadas**  
(Fonte: DINIZ et al., 2007)

Por fim, dobrou-se o par de tendões, tornando o enxerto quádruplo, conforme figura 16, simulando assim o enxerto quádruplo de flexores em cirurgias de humanos.



**Figura 16 – Enxerto preparado para reconstrução do LCA**

(Fonte: DINIZ et al., 2007)

### **3.6 MEDIÇÃO DA ÁREA DOS ENXERTOS**

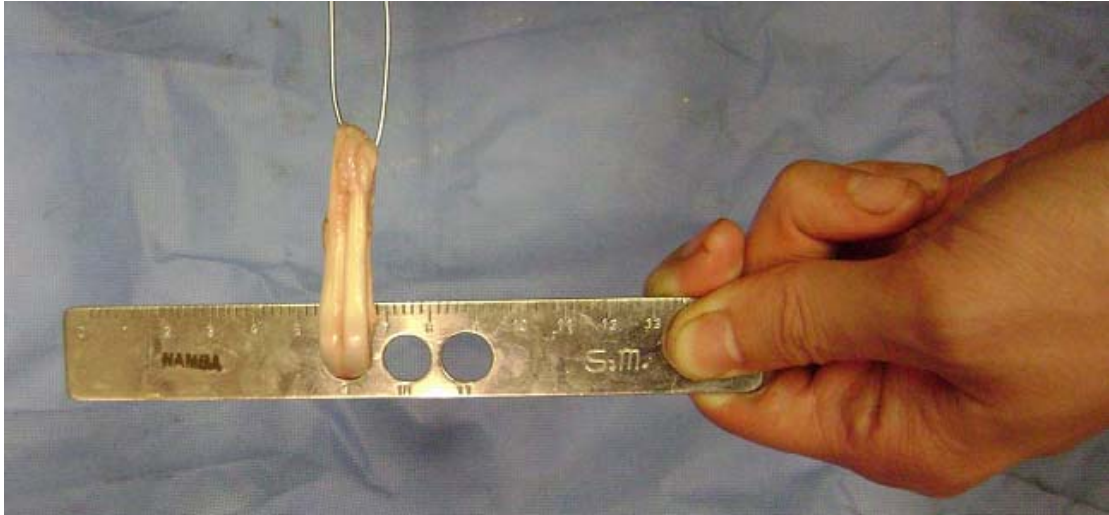
Com a finalidade de padronizar os ensaios, todos os tendões usados tem aproximadamente 9 mm de diâmetro, o túnel femoral tem 9 mm de diâmetro e os parafusos também tem 9 mm de diâmetro. A medida do diâmetro foi feita com uma régua, conforme figura 17 que é utilizada nas cirurgias em humanos.



**Figura 17 – Régua utilizada para medir o diâmetro do enxerto**

Como pode ser visto na figura acima, a régua tem 3 furos, um com cada diâmetro diferente (9 mm, 10 mm e 11 mm). Os pares de tendões eram puxados em

uma de suas extremidades com ajuda de um arame. Os enxertos que passavam facilmente ou não passavam no furo de 9 mm foram descartados. Para determinação da tensão será considerado que os tendões apresentaram uma área circular com diâmetro de 9 mm.



**Figura 18 – Dimensionamento dos enxertos**

### **3.7 PREPARAÇÃO DOS CORPOS DE PROVA**

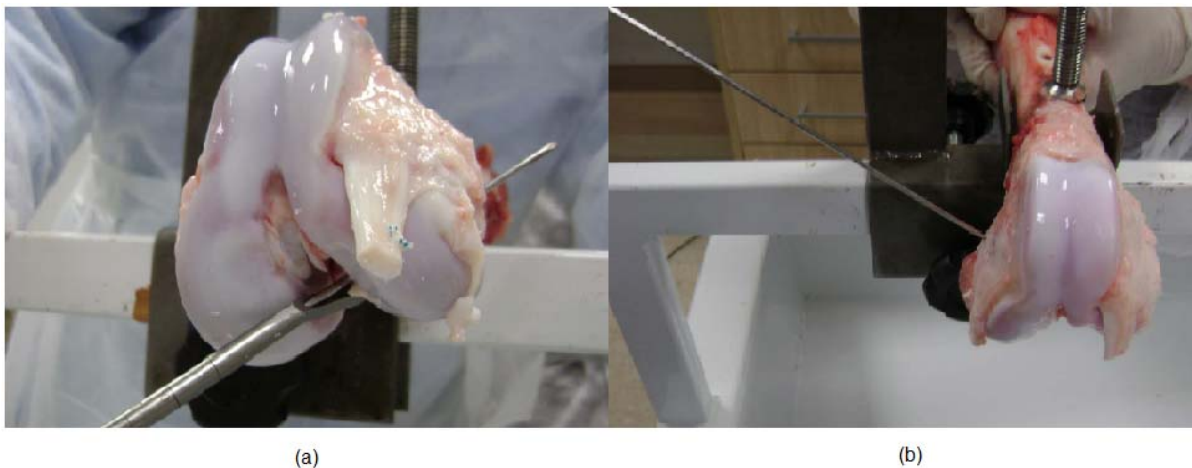
Para a realização dos experimentos foram confeccionados 22 corpos de prova, sendo 11 para a fixação Transtibial e outras 11 da técnica *Outside in*.

Abaixo será detalhado passo a passo como foram confeccionados os corpos de prova. Melhores detalhes sobre as técnicas cirúrgicas podem ser encontradas no item 2.6 deste trabalho.

- a) Primeiramente foi realizado o dimensionamento da área dos tendões e quais tendões seriam utilizados, conforme item 3.6.;
- b) Após serem escolhidos os tendões que seriam utilizados na cirurgia, os mesmos foram preparados para que pudessem ser utilizados como enxertos, que foi melhor detalhado no item 3.5;
- c) Antes de dar início a cirurgia foi feita a limpeza dos ossos suínos. Primeiramente foi feita a dissecação das partes moles, depois foi feita a retirada dos ligamentos e da tíbia, restando apenas o fêmur já limpo e pronto para ser utilizado na cirurgia;



- d) Depois que os enxertos estavam preparados era dado início a cirurgia. A cirurgia começa com o posicionamento correto do guia utilizado para a furação. Após o guia ser posicionado é feito um pequeno furo com o auxílio de um fio guia, conforme figura 19;



**Figura 19 - Furação com fio guia pela técnica (a) Transtibial (dentro pra fora) e (b) *Outside in* (fora pra dentro)**

- e) Após a passagem do fio guia é realizada a furação pelas duas técnicas cirúrgicas com broca de diâmetro 9 mm, conforme figura 20;



**Figura 20 – Passagem da broca. (a) *Outside in* (b) Transtibial**

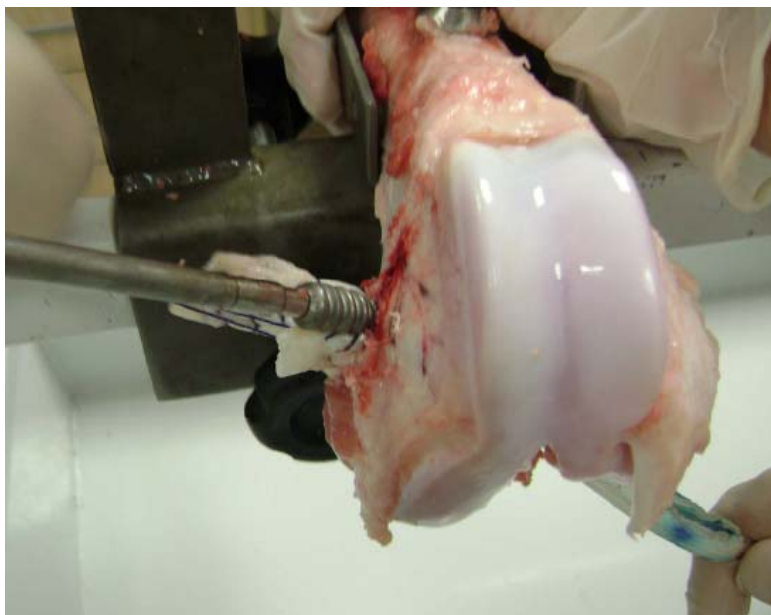
- f) Depois de feita a furação é realizada a passagem do enxerto pelo túnel femoral. Em uma extremidade o cirurgião segura as pontas suturadas do

enxerto e em outra, com a ajuda de um arame, ele traciona o enxerto para que o mesmo passe pelo túnel femoral, conforme figura 21;



**Figura 21 – Passagem do enxerto no túnel femoral**

- g) Após a passagem do enxerto é feita a fixação do mesmo no fêmur. A fixação é feita com parafuso de interferência de 9 mm, de fora para dentro (*Outside in*), que pode ser visto na figura 22 e de dentro pra fora (Transtibial), que pode ser visto na figura 23;



**Figura 22 – Fixação do enxerto com parafuso de interferência de fora pra dentro**



**Figura 23 - Fixação do enxerto com parafuso de interferência de dentro pra fora**

- h) Após a fixação do enxerto são feitos dois furos na base do fêmur, conforme figura 24, que serão utilizados para fixar o corpo de prova a máquina de ensaios;



**Figura 24 – Realização dos furos para fixação do osso na máquina de ensaios**

- i) Após a fixação do enxerto, os corpos de prova estão prontos, como pode ser visto na figura 25. Depois disso, os tendões são hidratados com soro fisiológico para evitar o ressecamento dos mesmos e os corpos de prova são embalados em saco plástico e voltam para a caixa térmica para seguir o procedimento descrito em 3.3, até ser realizado o ensaio.



**Figura 25 – Corpo de prova pronto para ser ensaiado**

### **3.8 METODOLOGIA PARA REALIZAÇÃO DOS EXPERIMENTOS**

#### **3.8.1 IDENTIFICAÇÃO DAS AMOSTRAS**

Como 2 grupos diferentes de corpos de prova foram utilizados para a realização dos ensaios, torna-se muito necessária a identificação das amostras, uma vez que a falta de identificação poderia levar a troca de resultados. Assim, os corpos de prova que pertencem ao grupo da técnica Transtibial (de dentro pra fora) foram identificados com a letra T, enquanto os corpos de prova do grupo da técnica *Outside in* (de fora pra dentro) foram identificados pela letra O. Além disso, as amostras de cada grupo foram numeradas de 1 a 11. Portanto, foram identificadas como T1, T2 e assim por diante, as amostras da técnica Transtibial e O1, O2 e assim por diante, as amostras da técnica *Outside in*.

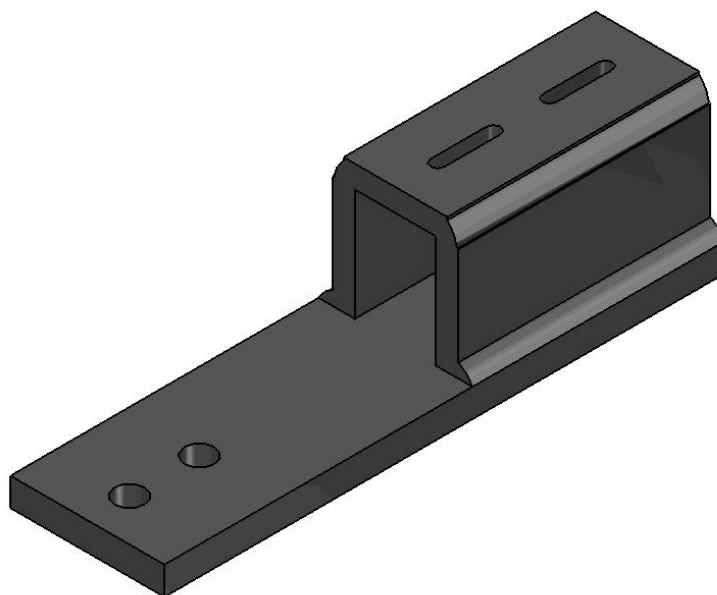
Com essa numeração, evita-se a troca de resultados entre amostras de diferentes grupos após a realização dos ensaios.

### **3.9 PROCEDIMENTO PARA REALIZAÇÃO DOS ENSAIOS**

#### **3.9.1 DISPOSITIVO DE FIXAÇÃO**

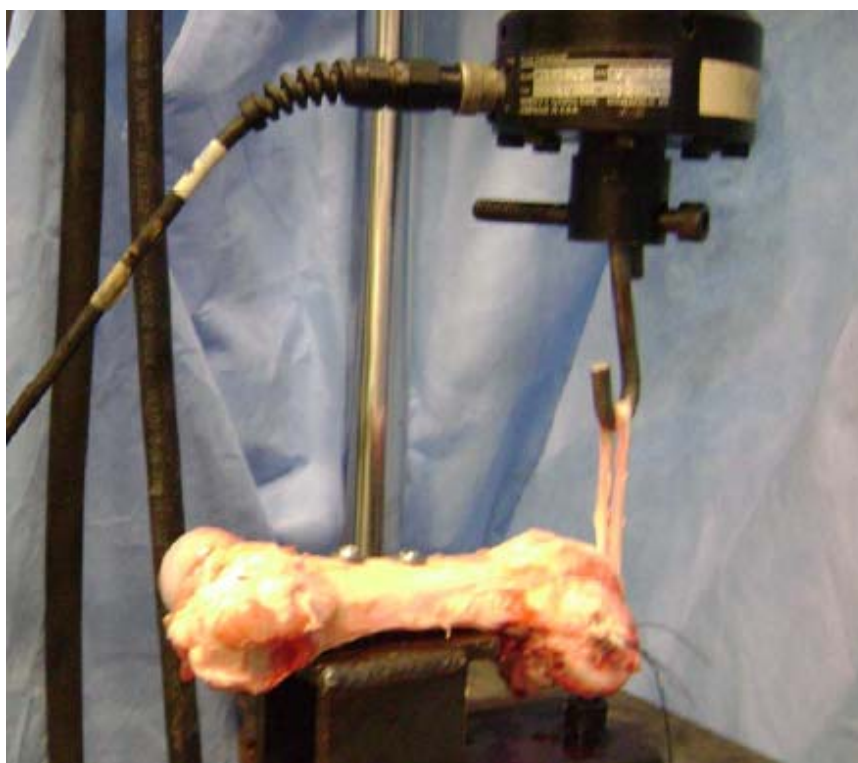
Um dispositivo de fixação foi fabricado com a finalidade de promover uma boa fixação do sistema fêmur-enxerto a máquina, conforme figura 26.





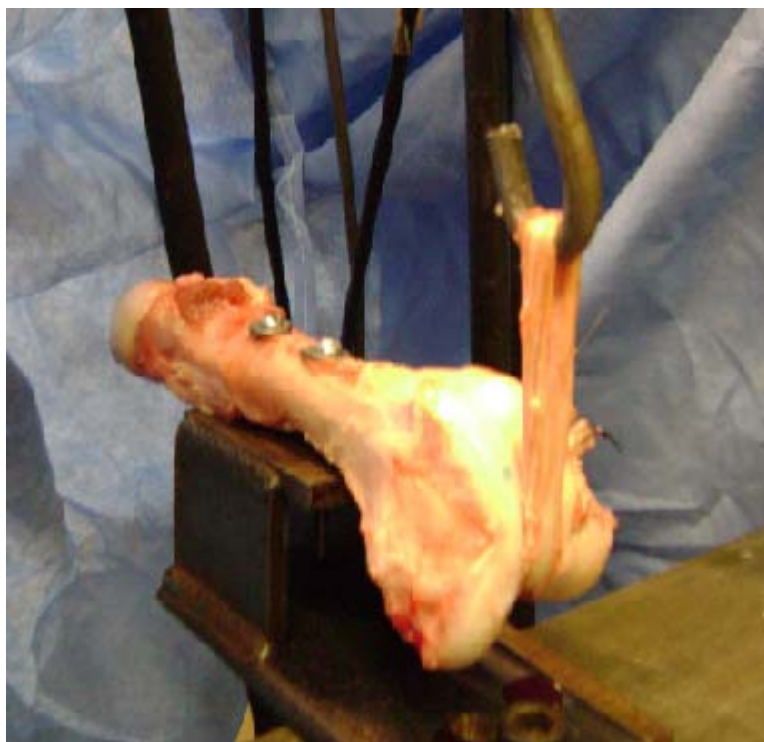
**Figura 26 - Dispositivo de fixação do corpo de prova na máquina de ensaios**

Na parte inferior da máquina é fixado o dispositivo e na parte superior o enxerto fica na posição cavaleiro e será tracionado por um gancho que é preso com a ajuda de um parafuso fixado a máquina de ensaios, conforme figura 27 .



**Figura 27 - Dispositivo de fixação montado na máquina de ensaios**

O corpo de prova foi montado com o enxerto na direção da tração e a 90° do fêmur suíno, como pode ser visto figura 28, sendo o sentido da tração na anterior, simulando o movimento ao qual o LCA original é submetido.



**Figura 28 – Sentido da tração no corpo de prova**

### **3.9.2 PREPARAÇÃO DOS EXPERIMENTOS**

Antes de dar início aos ensaios foi verificado se o dispositivo de fixação dos corpos de prova estava bem fixado na máquina. Caso estivesse bem fixo, era realizada a fixação do sistema fêmur-enxerto no dispositivo de fixação. Após serem feitos esses dois procedimentos e não houvesse mais nenhuma interferência que pudesse prejudicar os dados coletados os ensaios eram iniciados.

### **3.9.3 VARIÁVEIS A SEREM MEDIDAS**

As variáveis que foram medidas neste trabalho são: a carga máxima que o sistema fêmur-enxerto suporta, a carga máxima na região linear, a rigidez do sistema e a tensão máxima suportada pelo corpo de prova.

### 3.9.3.1 MÉTODOS UTILIZADOS PARA O CÁLCULO DAS VARIÁVEIS

Abaixo serão descritos os métodos para calcular os itens citados em 3.9.3.

- Carga Máxima ( $F_m$ ): o valor para a carga máxima é mostrado pelo próprio software durante a realização dos ensaios e pode ser visualizado nos gráficos;
- Carga Máxima na região linear ou Linear Load ( $F_{rsf}$ ): com o auxílio do software Image Pro-Plus foi selecionado o ponto em que a curva tem a primeira mudança na inclinação da reta, ou seja, local onde ocorre a perda da estabilidade. O valor nesse ponto corresponde à carga máxima na região linear;
- Rigidez do sistema ( $K$ ): como os gráficos resultantes dos ensaios apresentam uma região linear na fase elástica, a rigidez foi calculada pela secante da curva, ou seja, foi pego o ponto em que a reta muda de inclinação e foi traçada a secante até a origem do gráfico, conforme a figura 29.

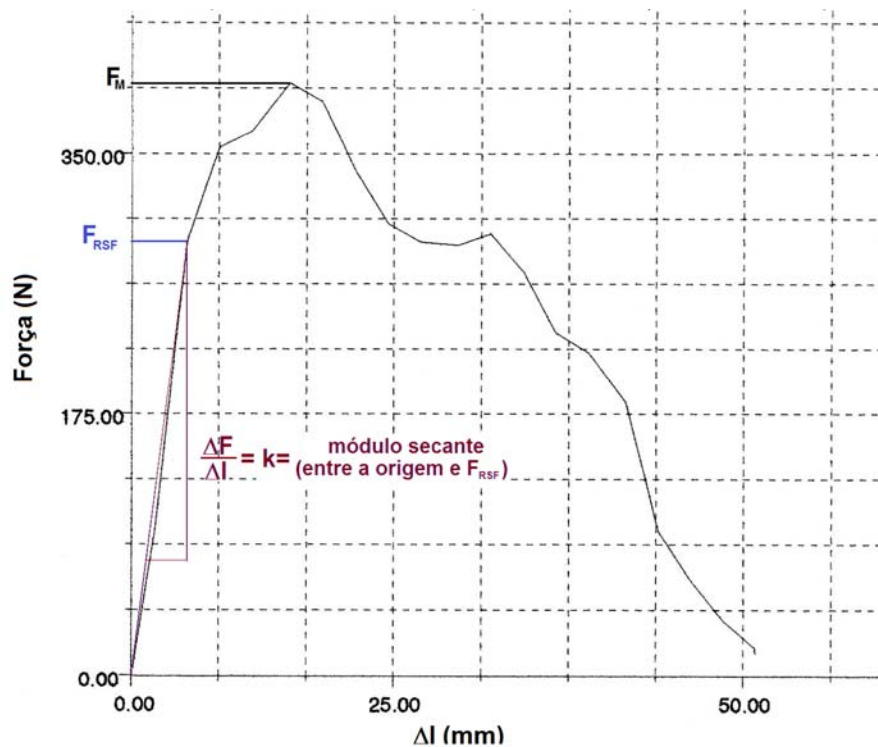


Figura 29 – Maneira utilizado para calcular a rigidez pelo método da secante



De posse dos valores obtidos no ponto Frsf, figura 29, foi calculada a rigidez pela equação 1.

$$K = F/\Delta l \quad \text{Eq. 1}$$

K = rigidez (N/mm);

F = força (N);

$\Delta l$  = alongamento (mm);

Para fins de cálculo a rigidez da máquina foi desprezada, por ser pequena e por seu valor não influenciar no resultado. O ponto utilizado para os cálculos foi o primeiro em que houvesse alteração na inclinação da curva, com exceção daqueles que ocorreram em valores menores que 100 N. Nesse caso foi utilizada a segunda inclinação, uma vez a primeira diz respeito à estabilização do enxerto.

- Tensão máxima: a tensão foi calculada através da equação 2.

$$\sigma = F/A \quad \text{Eq. 2}$$

$\sigma$  = tensão máxima (Mpa);

F = força máxima suportada pelo sistema (N);

A = área do enxerto (mm<sup>2</sup>).

- Módulo de elasticidade: Fazendo uma combinação entre a lei de Hooke, equação 3 e a equação 2 é possível calcular o módulo de elasticidade. O módulo de elasticidade foi calculado pelo método da secante e foi utilizado o mesmo ponto do cálculo da rigidez.

$$\sigma = E \cdot \varepsilon$$

Eq. 3

$\sigma$  = tensão (Mpa);

E = módulo de elasticidade (Mpa);

$\varepsilon$  = deformação.

#### 3.9.4 ENSAIOS REALIZADOS

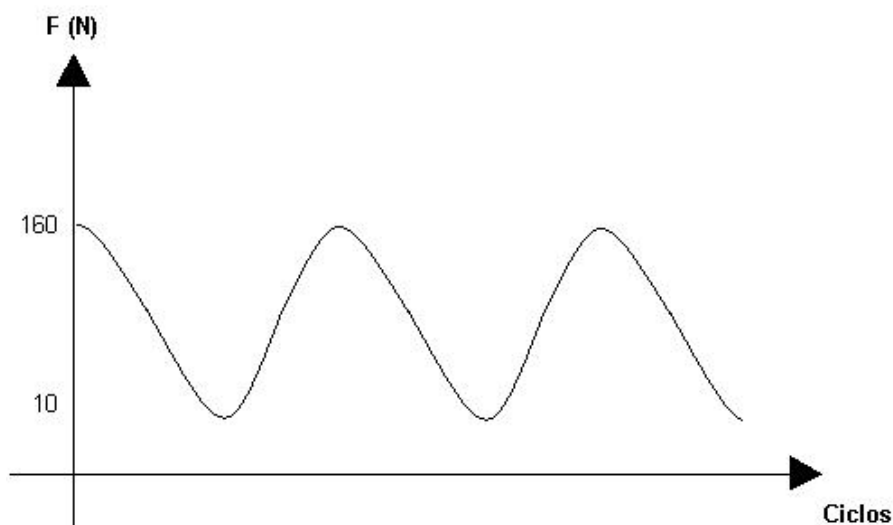
Para obtenção das variáveis que são necessárias para o desenvolvimento do projeto, ensaios de tração e de fadiga foram realizados no laboratório de materiais da UTFPR.

Na realização do ensaio cíclico foi utilizada a máquina universal de ensaios MTS 810, conforme figura 30, com célula de carga de 10 kN.



**Figura 30 – Máquina utilizada para a realização dos ensaios**

Nestes ensaios foi utilizado o fundo de escala de 1kN. O teste consistiu em 1500 ciclos, com ondas senoidais com carga máxima de 160 N e mínima de 10N, uma frequência de 30 ciclos por minuto, ou 0.5 Hz, (BEYNNON e AMIS, 1998), com força média de 85N, conforme figura 31, sendo o ensaio realizado no modo tração-tração.



**Figura 31 - Exemplo de gráfico gerado nos testes de fadiga**

As amostras que não falharam no ensaio de fadiga foram submetidas ao ensaio de tração com velocidade de 20 mm/min.

A grande maioria dos testes na área de biomecânica, publicados em revistas e artigos é o de tração (BROWN, HECKER e HIPPEL, 1993). Nesse teste, os dados obtidos mostram a força máxima que o enxerto suportará.

O teste de fadiga visa testar se o enxerto suportará as forças repetitivas de pequena magnitude que o joelho estará sujeito no período de recuperação pós-operatória. Estas forças tendem a simular os esforços aos quais são submetidos os ligamentos cruzados nas atividades diárias. A menor força a qual o LCA é submetido ocorre quando a pessoa sobe uma escada, esta força é da ordem de 67 N e maior força aplicada em atividades normais está associada à descida de uma escada, e fica na ordem de 445 N (MORRISON, 1969), conforme tabela 2.

**Tabela 2 - Forças no LCA para realização das atividades diárias,**

(Fonte: Adaptado de BRAND et al., 2000)

Atividade	Força (N)
Caminhar	169
Subir escadas	67
Descer escadas	445

### **3.10 JUSTIFICATIVA DA METODOLOGIA UTILIZADA**

Por todos os motivos citados acima a metodologia utilizada é adequada, uma vez que não seria possível utilizar joelhos de cadáveres humanos com características similares para a realização dos experimentos. Por isso, optou-se pela utilização de joelho de suínos com ligamentos de bovinos, uma vez que a anatomia de ambos são as que mais se assemelham à humana. Por isso, os corpos de prova trarão uma boa estimativa do que seria esperado caso os testes fossem realizados em humanos.

## **4 RESULTADOS**

Os resultados gerados pelos testes realizados serão apresentados separadamente e o comparativo entre os tipos de fixação será abordado na conclusão.

### **4.1 ENSAIO DE FADIGA**

Durante a realização destes ensaios não ocorreram falhas, o que possibilitou que todas as amostras preparadas passassem à fase seguinte de testes que é a etapa dos ensaios de tração.

### **4.2 ENSAIO DE TRAÇÃO**

Nesta seção do trabalho serão apresentados os resultados abaixo, calculados através dos gráficos obtidos nos ensaios de tração e de análises que aconteceram depois destes ensaios:

- a) Carga máxima;
- b) Carga máxima na região linear;
- c) Modos de Falha;
- d) Rigidez;
- e) Módulo de Elasticidade.

#### **4.2.1 CARGAS MÁXIMA**

Nas tabelas 3 e 4 são apresentados os valores obtidos como carga máxima ( $F_M$ ) durante os ensaios de tração para cada uma das técnicas estudadas.

Tabela 3 - Carga máxima para a técnica *Outside in*

<b>OUTSIDE IN</b>				
Amostra	L <sub>0</sub> (mm)	F <sub>M</sub> (N)	Área (mm <sup>2</sup> )	σ máx (Mpa)
O1	8	477,6	63,62	7,51
O2	8	729,6	63,62	11,47
O3	8	481,0	63,62	7,56
O4	8	557,2	63,62	8,76
O5	8	539,7	63,62	8,48
O6	8	561,0	63,62	8,82
O7	8	358,3	63,62	5,63
O8	8	400,3	63,62	6,29
O9	8	432,4	63,62	6,80
O10	8	603,8	63,62	9,49
O11	8	722,4	63,62	11,36
Médias		533,0	63,62	8,38
Desvio Padrão		120,4	0,0	1,9

Tabela 4 - Carga máxima para a técnica *Transtibial*

<b>TRANSTIBIAL</b>				
Amostra	L <sub>0</sub> (mm)	F <sub>M</sub> (N)	Área (mm <sup>2</sup> )	σ máx (Mpa)
T1	8	662,8	63,62	10,42
T2	8	614,1	63,62	9,65
T3	8	494,1	63,62	7,77
T4	8	334,1	63,62	5,25
T1	8	532,1	63,62	8,36
T2	8	550,3	63,62	8,65
T3	8	590,0	63,62	9,27
T4	8	373,1	63,62	5,87
T1	8	643,1	63,62	10,11
T2	8	599,3	63,62	9,42
T3	8	565,2	63,62	8,88
Médias		541,7	63,62	8,51
Desvio Padrão		105,0	0,0	1,7

#### 4.2.2 CARGAS MÁXIMAS NA REGIÃO LINEAR (F<sub>RSF</sub>)

Neste tópico serão abordadas as cargas máximas que o sistema fêmur-enxerto suporta sem que ocorra escorregamento do tendão no túnel femoral.

Nas tabelas 5 e 6 são mostrados os valores das cargas máximas na região antes do escorregamento, ou seja, na região linear.

**Tabela 5 - Carga Máxima na região linear ( $F_{RSF}$ ) – *OUTSIDE IN***

<b><i>OUTSIDE IN</i></b>				
Amostra	$L_0$ (mm)	Fmáx (N)	Área (mm <sup>2</sup> )	$\sigma$ máx (Mpa)
O1	8	315,9	63,62	4,97
O2	8	210,7	63,62	3,31
O3	8	378,1	63,62	5,94
O4	8	280,4	63,62	4,41
O5	8	383,4	63,62	6,03
O6	8	251,7	63,62	3,96
O7	8	221,5	63,62	3,48
O8	8	287,4	63,62	4,52
O9	8	326,1	63,62	5,13
O10	8	264,9	63,62	4,16
O11	8	456,6	63,62	7,18
Médias		307,0	63,62	4,83
Desvio Padrão		75,0	0,0	1,2

**Tabela 6 - Carga Máxima na região linear ( $F_{RSF}$ ) – *TRANSTIBIAL***

<b><i>TRANSTIBIAL</i></b>				
Amostra	$L_0$ (mm)	Fmáx (N)	Área (mm <sup>2</sup> )	$\sigma$ máx (Mpa)
T1	8	415,6	63,62	6,53
T2	8	446,5	63,62	7,02
T3	8	419,0	63,62	6,59
T4	8	268,4	63,62	4,22
T5	8	501,6	63,62	7,88
T6	8	323,9	63,62	5,09
T7	8	287,7	63,62	4,52
T8	8	217,9	63,62	3,42
T9	8	298,9	63,62	4,70
T10	8	371,5	63,62	5,84
T11	8	290,5	63,62	4,57
Médias		349,2	63,62	5,49
Desvio Padrão		87,6	0,0	1,4



### 4.2.3 MODOS DE FALHA

Nesta seção serão abordados os modos de falha das amostras quando submetidos ao ensaio de tração.

Na tabela 7 são apresentados os modos de falha das amostras construídas com a técnica Transtibial.

**Tabela 7 - Maneira de ocorrência da falha pela técnica Transtibial**

<b>TRANSTIBIAL</b>	
<b>Amostra</b>	<b>Modo de falha</b>
T1	Tendão escorrega ao longo do parafuso com rompimento de uma das 4 abas do tendão
T2	Tendão escorregou ao longo do parafuso e houve um leve cisalhamento do osso na direção do túnel femoral
T3	Tendão escorrega ao longo do parafuso
T4	Tendão escorrega ao longo do parafuso
T5	Tendão escorregou ao longo do parafuso e houve um leve cisalhamento do osso na direção do túnel femoral
T6	Tendão escorrega ao longo do parafuso
T7	Tendão escorrega ao longo do parafuso com rompimento de uma das 4 abas do tendão
T8	Tendão escorrega ao longo do parafuso
T9	Tendão escorrega ao longo do parafuso
T10	Tendão escorrega ao longo do parafuso
T11	Tendão escorrega ao longo do parafuso com rompimento de uma das 4 abas do tendão

Como pôde ser observado na tabela 7 o modo de falha predominante nas amostras feitas pela técnica Transtibial foi o escorregamento do enxerto ao longo do parafuso e do túnel femoral, ou seja, ocorreram apenas alongamento e deformação do enxerto, sem rompimento do mesmo, conforme figura 32.



**Figura 32 – Enxerto antes (a) e depois (b) da realização do ensaio**

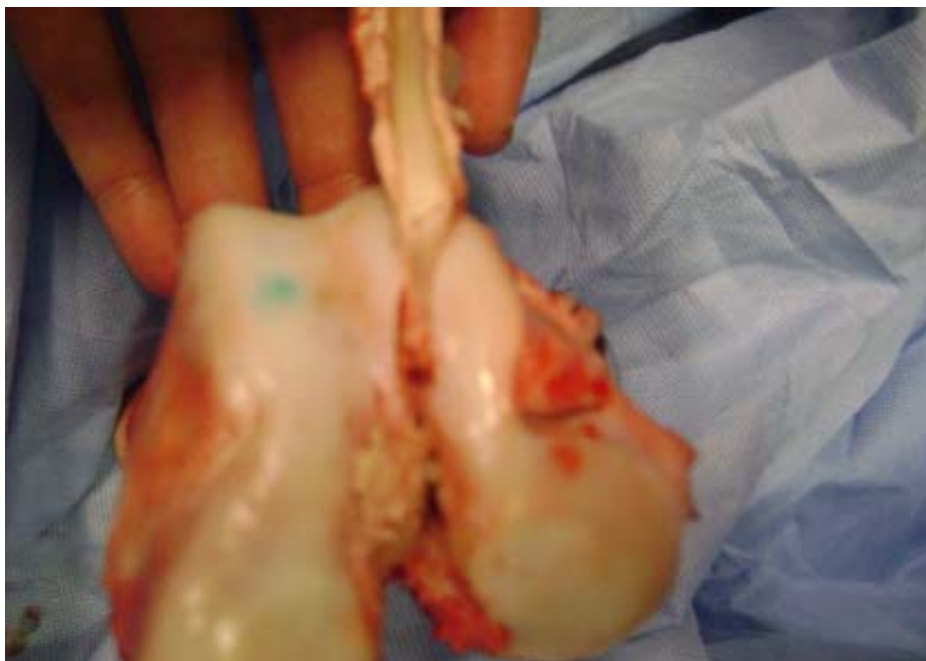
Outro tipo de falha que se mostrou bastante presente foi rompimento de uma das 4 abas do enxerto, isso ocorreu nas amostras T1, T7 e T11, que pode ser melhor visualizado na figura 33.



**Figura 33 - Enxerto com uma das 4 abas rompidas**

Outra falha que surgiu durante a realização dos ensaios foi uma combinação do escorregamento do tendão ao longo do parafuso com um cisalhamento do osso

na direção do túnel femoral, que ocorreu nos corpos de prova T2 e T5 e que pode ser visualizado na figura 34.



**Figura 34 - Cisalhamento do osso na direção perpendicular ao túnel femoral**

Na tabela 8 são mostrados como as reconstruções de ligamento, pela técnica *Outside in*, falharam durante a realização dos ensaios.

**Tabela 8 – Maneira de ocorrência da falha pela técnica *Outside in***

OUTSDIDE IN	
Amostra	Modo de falha
O1	Tendão escorrega ao longo do parafuso
O2	Tendão escorrega ao longo do parafuso
O3	Tendão escorrega ao longo do parafuso
O4	Tendão escorrega ao longo do parafuso
O5	Tendão escorrega ao longo do parafuso
O6	Tendão escorregou ao longo do parafuso e houve um leve cisalhamento do osso na direção do túnel femoral
O7	Tendão escorrega ao longo do parafuso
O8	Tendão escorrega ao longo do parafuso
O9	Tendão escorrega ao longo do parafuso
O10	Tendão escorrega ao longo do parafuso
O11	Tendão escorrega ao longo do parafuso

Com exceção da amostra 6, todos os outros 10 corpos de prova falharam do mesmo modo, ou seja, o enxerto escorregou ao longo do parafuso, ocorrendo um alongamento do tendão, como já foi visto na figura 32.

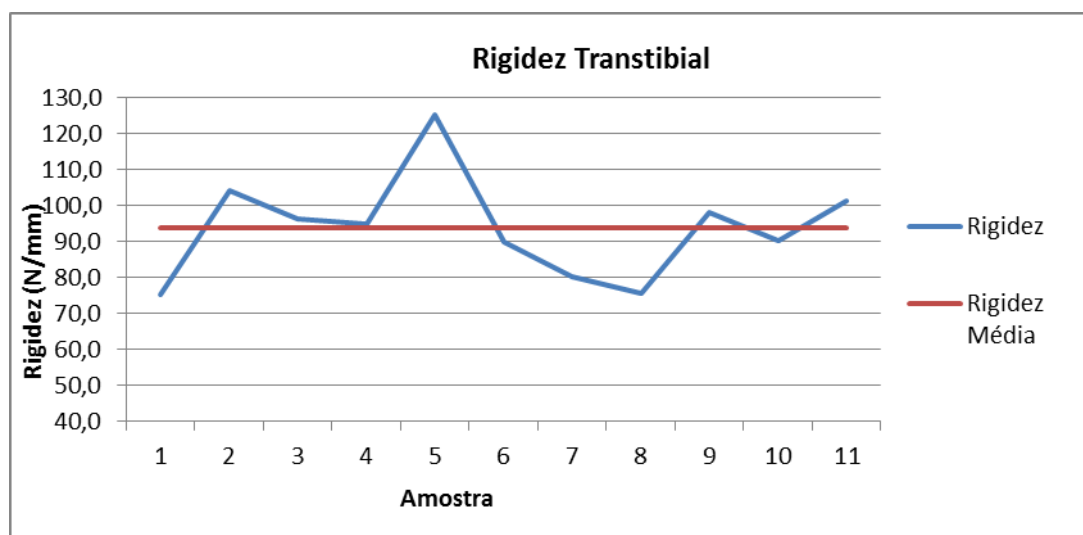
#### 4.2.4 RIGIDEZ

Conforme já explicado no item 3.9.3.1 para o cálculo da rigidez foi utilizado o método da secante. Na tabela 9, abaixo, são mostrados os resultados dos cálculos da rigidez pela técnica Transtibial.

**Tabela 9 - Rigidez das amostras - Transtibial**

RIGIDEZ TRANSTIBIAL			
Amostra	F (N)	dx (mm)	Rigidez (N/mm)
T1	415,6	5,5	75,2
T2	446,5	4,3	104,1
T3	419,0	4,4	96,3
T4	268,4	2,8	94,8
T5	501,6	4,0	125,1
T6	323,9	3,6	90,0
T7	287,7	3,6	80,4
T8	217,9	2,9	75,6
T9	298,9	3,1	98,0
T10	371,5	4,1	90,2
T11	290,5	2,9	101,2
<b>Média da Rigidez</b>			93,7
<b>Desvio Padrão</b>			14,32

No gráfico 1 é mostrada a variação da rigidez das 11 amostras da técnica Transtibial em relação a média entre elas.



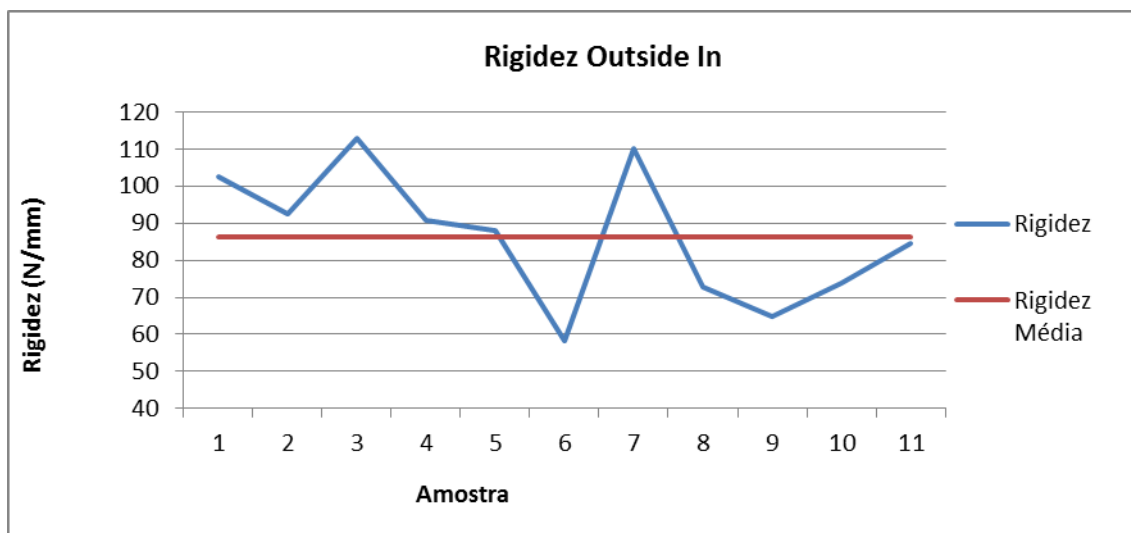
**Gráfico 1 – Comparativo entre a Rigidez das amostras e a média entre elas – Transtibial**

Na tabela 10 abaixo são mostrados os resultados dos cálculos da rigidez pela técnica *Outside in*.

**Tabela 10 - Rigidez das amostras – *Outside in***

<b>RIGIDEZ OUTSIDE IN</b>			
<b>Amostra</b>	<b>F (N)</b>	<b>dx (mm)</b>	<b>Rigidez (N/mm)</b>
O1	315,9	3,1	102,6
O2	210,7	2,3	92,4
O3	378,1	3,4	112,9
O4	280,4	3,1	90,7
O5	383,4	4,4	88,1
O6	251,7	4,3	58,1
O7	221,5	2,0	110,2
O8	287,4	4,0	72,8
O9	326,1	5,0	64,7
O10	264,9	3,6	73,8
O11	456,6	5,4	84,6
<b>Média da Rigidez</b>			86,4
<b>Desvio Padrão</b>			17,9

No gráfico 2 é mostrada a variação da rigidez das 11 amostras da técnica *Outside in* em relação a média entre elas.



**Gráfico 2 - Comparativo entre a Rigidez das amostras e a média entre elas - *OUTSIDE IN***

### 4.3 MÓDULO DE ELASTICIDADE

Na tabela 11 são apresentados os valores de Módulo de Elasticidade (E) calculados para as amostras operadas pela técnica *Outside in*.

**Tabela 11 – Módulo de Elasticidade – *Outside in***

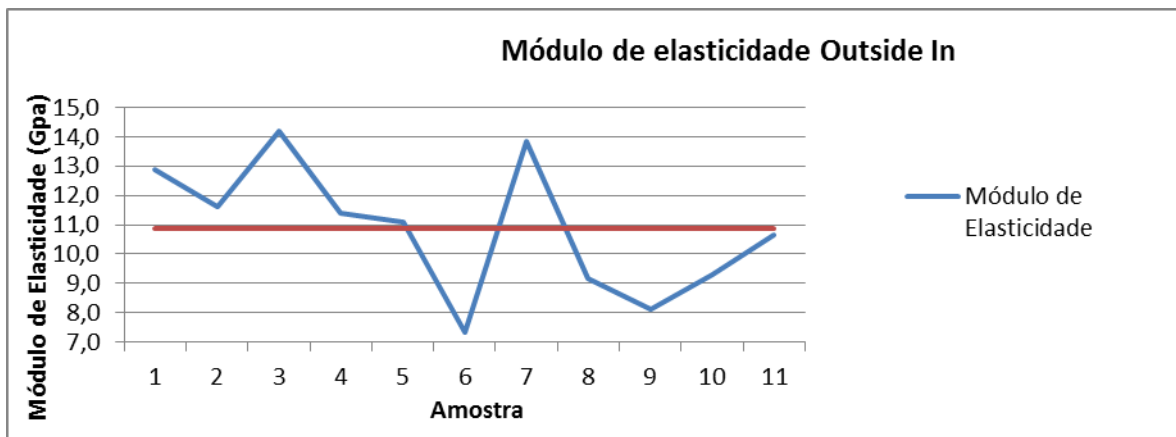
<b>Módulos de elasticidade pela técnica <i>Outside in</i></b>						
Amostra	$\sigma$ (Mpa)= F/A	$L_0$	$L_i$	$\Delta l = L_i - L_0$	$\epsilon = \Delta l/L_0$	E (Gpa) = $\sigma/\epsilon$
O1	5,0	8,0	11,1	3,1	0,4	12,9
O2	3,3	8,0	10,3	2,3	0,3	11,6
O3	5,9	8,0	11,4	3,4	0,4	14,2
O4	4,4	8,0	11,1	3,1	0,4	11,4
O5	6,0	8,0	12,4	4,4	0,5	11,1
O6	4,0	8,0	12,3	4,3	0,5	7,3
O7	3,5	8,0	10,0	2,0	0,3	13,9
O8	4,5	8,0	12,0	4,0	0,5	9,2
O9	5,1	8,0	13,0	5,0	0,6	8,1
O10	4,2	8,0	11,6	3,6	0,4	9,3
O11	7,2	8,0	13,4	5,4	0,7	10,6
<b>Módulo de elasticidade Médio</b>						<b>10,9</b>
<b>Desvio Padrão</b>						<b>2,25</b>

Na tabela 12 são apresentados os valores de Módulo de Elasticidade (E) calculados para as amostras operadas pela técnica Transtibial.

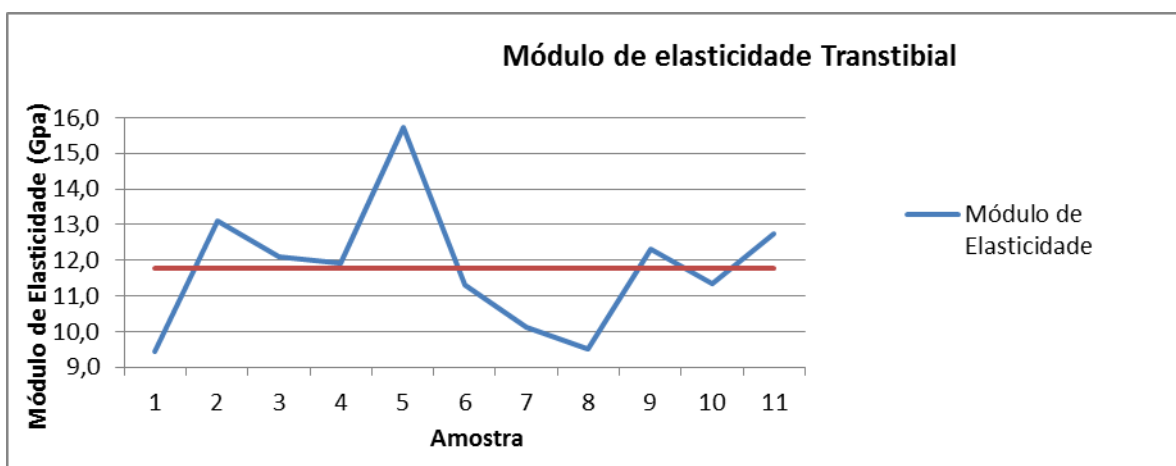
**Tabela 12 – Módulo de Elasticidade – TRANSTIBIAL**

<b>Módulos de elasticidade pela técnica Transtibial</b>						
Amostra	$\sigma$ (Mpa)= F/A	$L_0$	$L_i$	$\Delta l = L_i - L_0$	$\epsilon = \Delta l/L_0$	E (Gpa) = $\sigma/\epsilon$
T1	6,5	8,0	13,5	5,5	0,7	9,5
T2	7,0	8,0	12,3	4,3	0,5	13,1
T3	6,6	8,0	12,4	4,4	0,5	12,1
T4	4,2	8,0	10,8	2,8	0,4	11,9
T5	7,9	8,0	12,0	4,0	0,5	15,7
T6	5,1	8,0	11,6	3,6	0,5	11,3
T7	4,5	8,0	11,6	3,6	0,4	10,1
T8	3,4	8,0	10,9	2,9	0,4	9,5
T9	4,7	8,0	11,1	3,1	0,4	12,3
T10	5,8	8,0	12,1	4,1	0,5	11,3
T11	4,6	8,0	10,9	2,9	0,4	12,7
<b>Módulo de elasticidade Médio</b>						<b>11,8</b>

Os gráficos 3 e 4 mostram um comparativo entre os módulos de elasticidade e suas médias.



**Gráfico 3 - Comparativo entre o Modulo de elasticidade das amostras e a média entre elas - *OUTSIDE IN***

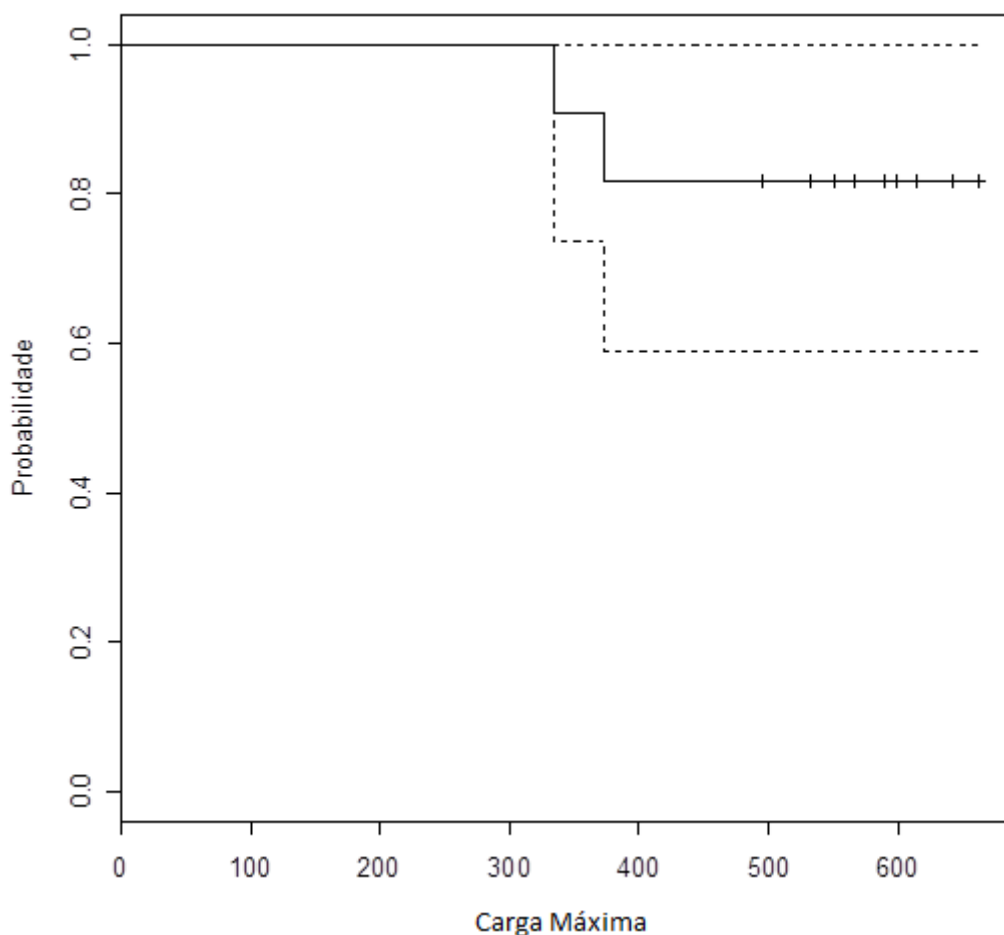


**Gráfico 4 - Comparativo entre o Modulo de elasticidade das amostras e a média entre elas - *TRANSTIBIAL***



#### 4.4 CÁLCULO ESTATÍSTICO

O gráfico 5 abaixo mostra o comportamento da curva de confiabilidade do teste Kaplan-Meyer sobre as cargas máximas da técnica Transtibial.



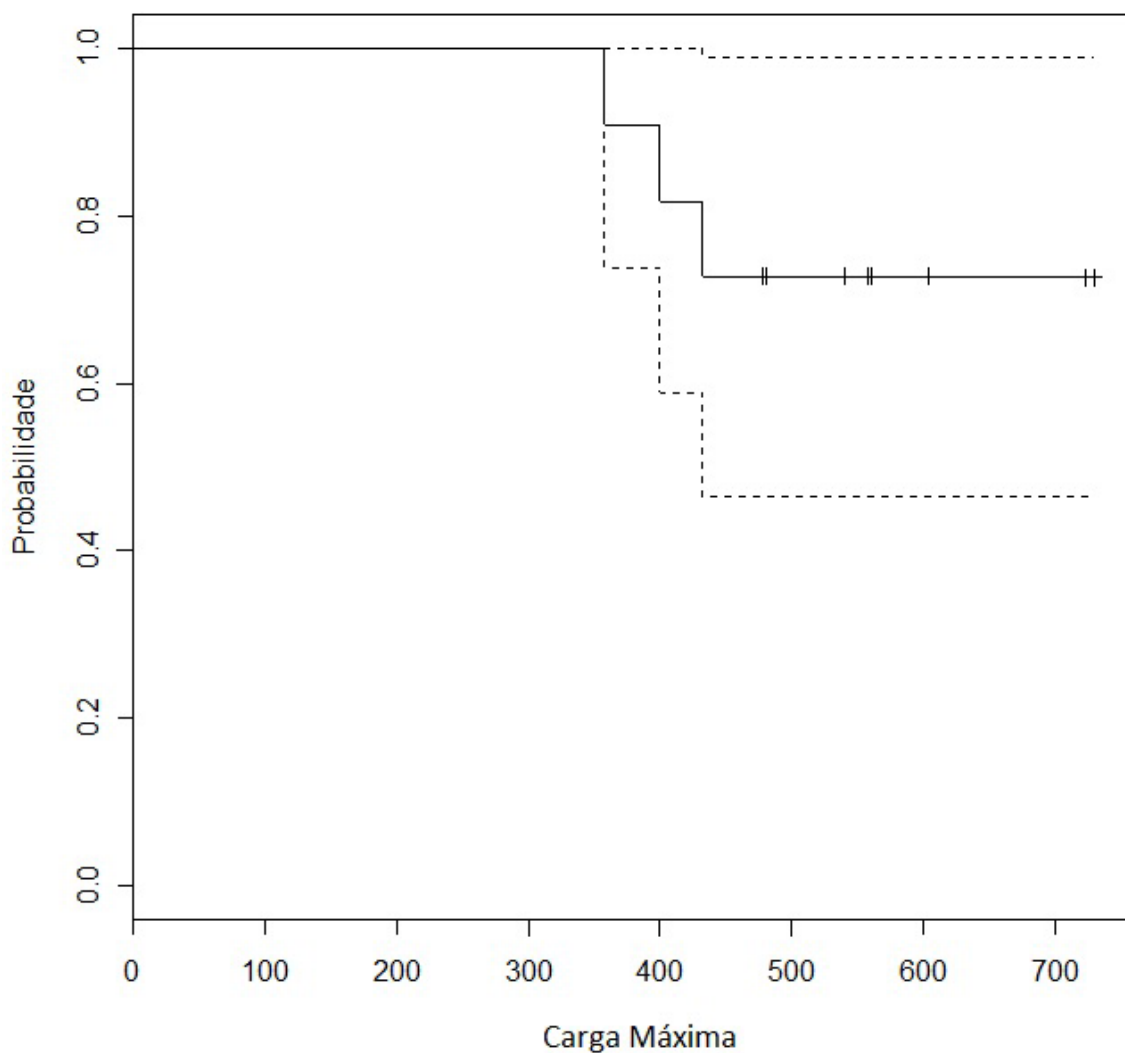
**Gráfico 5 – Estimador de Kaplan-Meyer para a função de confiabilidade - Transtibial**

Foi adotado como critério de falha os corpos de prova que resistissem menos que 450 N. Na tabela 13 abaixo pode ser visto o valor e a quantidade das amostras que falharam, bem como a confiabilidade para essa fixação, que é de 0,82 ou 82%.

**Tabela 13 – Confiabilidade da técnica Transtibial**

<i>Carga Máxima</i>	<i>Número de falhas</i>	<i>Quantidade em risco</i>	<i>Confiabilidade</i>	<i>Desvio Padrão</i>	<i>Limite inferior</i>	<i>Limite superior</i>
334,145	1	11	0,91	0,086	0,74	1
373,109	1	10	0,82	0,12	0,59	1

O gráfico 6 abaixo mostra o comportamento da curva de confiabilidade do teste Kaplan-Meyer sobre as cargas máximas da técnica *Outside in*.



**Gráfico 6 - Estimador de Kaplan-Meyer para a função de confiabilidade – *Outside in***

Na tabela 14 abaixo pode ser visto o valor e a quantidade das amostras que falharam, bem como a confiabilidade para essa fixação, que é de 0,73 ou 73%.

**Tabela 14 – Confiabilidade da técnica *Outside in***

<i>Carga Máxima</i>	<i>Número de falhas</i>	<i>Quantidade em risco</i>	<i>Confiabilidade</i>	<i>Desvio Padrão</i>	<i>Limite inferior</i>	<i>Limite superior</i>
358,282	1	11	0,91	0,086	0,74	1
400,349	1	10	0,82	0,11	0,59	1
432,417	1	9	0,73	0,13	0,46	0,99

Na tabela 15 abaixo é mostrado um resumo de todos os cálculos feitos, bem como os valores do p-valor, que foi calculado utilizando o excel, que servem para fazer uma comparação entre as técnicas, conforme item 2.8.

**Tabela 15 – resumo dos cálculos e do p-valor**

	Técnica	Média	Desvio Padrão	Maior Valor	Menor valor	P-valor
RIGIDEZ	<i>Outside in</i>	86,44 N/mm	17,9	112,88 N/mm	58,12 N/mm	0,52
	Transtibial	93,71 N/mm	14,32	125,08 N/mm	75,15 N/mm	
LINEAR LOAD	Técnica	Média	Desvio Padrão	Maior Valor	Menor valor	P-valor
	<i>Outside in</i>	306,97 N	74,99	456,59 N	210,69 N	0,36
Transtibial	349,22 N	87,56	501,59 N	217,85 N		
CARGA MÁXIMA	Técnica	Média	Desvio Padrão	Maior Valor	Menor valor	P-valor
	<i>Outside in</i>	533,04 N	120,41	729,64 N	358,28 N	0,69
Transtibial	541,66 N	105,03	662,75	334,14 N		
MÓDULO DE ELASTICIDADE	Técnica	Média	Desvio Padrão	Maior Valor	Menor valor	P-valor
	<i>Outside in</i>	10,87 Mpa	2,25	14,19 Mpa	7,31 Mpa	0,52
Transtibial	11,78 Mpa	1,8	15,73 Mpa	9,45 Mpa		

## 5 CONCLUSÃO

De acordo com a análise dos resultados obtidos durante o desenvolvimento do trabalho e principalmente com os resultados obtidos com análise estatística Kaplan-Meier e o teste Log-rank, que resultou em um valor P-Valor maior que 0,025, conclui-se estatisticamente que as técnicas estudadas não apresentam diferenças significativas.

Como estatisticamente não existe diferença entre os métodos e o sistema avaliado é construído cirurgicamente a preferência do médico, os materiais disponíveis para execução reconstrução devem ser os principais fatores levados em conta na decisão de se escolher entre as fixações Transtibial e *Outside-in*, quando o enxerto fixado for de tendão flexor.

## 6 REFERÊNCIAS

ABEBE, E. S., MOORMAN C. T., DZIEDZIC T. S., SPRITZER C. E., COTHRAN R. L., TAYLOR D. C., GARRETT W. E., DEFRATE L. E. **Femoral tunnel placement during anterior cruciate ligament reconstruction: an in vivo imaging analysis comparing Transtibial and 2-incision tibial tunnel-independent techniques.** Am J Sports Med, v. 37, n. 10, p. 1904-11, Oct 2009.

AGLIETTI P, GIRON F, BUZZI R, BIDDAU F, SASSO F. **Anterior cruciate ligament reconstruction: bone-patellar tendon-bone compared with double semitendinosus and gracilis tendon grafts. A prospective, randomized clinical trial.** J Bone Joint Surg Am 2004;86-A:2143-55.

AHMAD, C. S., GARDNER T. R., GROH M., ARNOUK J., LEVINE W. N. **Mechanical properties of soft tissue femoral fixation devices for anterior cruciate ligament reconstruction.** Am J Sports Med, v. 32, n. 3, p. 635-40, Apr-May 2004.

ARNOCZKY, S. P. **Anatomy of the anterior cruciate ligament.** Clin Orthop, 1983.

ARTHREX. Disponível em: <[www.arthrex.com](http://www.arthrex.com)> Acesso em 29/04/2011.

BACH, B. R., JR.; BOONOS, C. L. **Anterior cruciate ligament reconstruction.** AORN J, v. 74, n. 2, p. 152-64; quiz 166-71, 173-4, Aug 2001.

BEARD DJ, ANDERSON JL, DAVIES S, PRICE AJ, DODD CA, **Hamstrings vs. patella tendon for anterior cruciate ligament reconstruction: a randomised controlled trial.** Knee 2001;8:45-50.

BEYNNON, B. D.; AMIS, A. A. **In vitro testing protocols for the cruciate ligaments and ligament reconstructions.** Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc, v. 6 Suppl 1, p. S70-6, 1998

BRAND J., WEILER A., CABORN D.N.M., BROWN C.H., JOHNSON D.L.: **Graft fixation in cruciate ligament reconstruction.** Am J Sports Med 28: 761-774, 2000

BOLLEN, S. **Ligament injuries of the knee,** 1998.

BROWN Jr., C.H., HECKER, A.T., HIPPI, J.A. et al: **The biomechanics of interference screw fixation of patellar tendon anterior cruciate ligament grafts.** *Am J Sports Med* 21: 880-886, 1993.

CALLISTER, W. D. Jr. **Ciência e engenharia de materiais: uma introdução.** 5ª edição. Rio de Janeiro: LTC, 2000.

CHAMBAT P., VERDOT F. X. **Reconstruction du Ligamente Croisé Antérieur avec un Tunnel Fémoral de Dehors en Dedans.** In: Société Française d'Arthroscopie. *Arthroscopie*. 2 édition. Lyon: Elsevier; 2006. P. 139.

CHAPMAN, J. E. **Soft Tissue Acl Reconstruction Procedure.** 2005.

COHEN, M., ABDALLA R. J., EJNISMAN B., FILARDI M. S., AMARO J. T. **Estudo comparativo no tratamento das lesões do ligamento cruzado anterior no esporte.** *Rev Bras Ortop*, v. 32, n. 35, p. 337-341, 1997.

CORRY, I. S., WEBB J. M., CLINGELEFFER A. J., PINCZEWSKI L. A. **Arthroscopic reconstruction of the anterior cruciate ligament.** *The American Journal of Sports Medicine*, v. 27, n. 4, p. 444, 1999.

DALMINA, V. **Comportamento mecânico do sistema de fixação placa-parafuso em fraturas de diáfase do fêmur – Estudo in Vitro.** Dissertação (Mestrado em ciências – Engenharia biomédica) – Programa de pós-graduação em engenharia elétrica e informática industrial. Centro Federal de Educação Tecnológica do Paraná, Curitiba, 2003.

DINIZ O. E. S., FILHO E. S., MALAFAIA O., FILHO J. M. R., BORGES P. C., ALBANO M., KUME M., SILVA J. L. V., NAMBA M. **Análise biomecânica da solidarização de tendões para reconstrução do ligamento cruzado anterior,** 2007.

DONAHUE, T.L.H.; GREGERSEN C.; HULL, M.L.; HOWELL S.M. **Comparison of viscoelastic structural, and material properties of double-looped anterior cruciate ligament grafts made from bovine digital extensor and human hamstring tendons.** *ASME J. Biomech. Eng.*, Abril 2001.

ERIKSSON, K., ANDERBERG P., HAMBERG P., LOFGREN A. C., BREDENBERG M., WESTMAN I., WREDMARK T. **A comparison of quadruple semitendinosus and patellar tendon grafts in reconstruction of the anterior cruciate ligament.** J Bone Joint Surg Br, v. 83, n. 3, p. 348-54, Apr 2001.

FAUSTINO, C. **Reconstrução do LCA com o uso dos tendões dos músculos flexores mediais do joelho e fixação femoral com o sistema de Rigidifix®-Relato Preliminar.** Acta ortop. bras, v. 12, n. 4, p. 212-216, 2004.

FERRETTI A, DE CARLI A, CONTEDEUCA F, et al. **The results of reconstruction of the anterior cruciate ligament with semitendinosus and gracilis tendons in chronic laxity of the knee.** Ital J Orthop Traumatol 1989; 15 (4):415-424.

FISIOTERAPIA AMAZONAS. Disponível em: <<http://fisioterapiamazonas.blogspot.com/2009/06/anatomia-do-joelho.html>> Acesso em 23/04/2011.

FU F.H., BENNETT C.H., MA B., MENETREY J., LATTERMANN C.: **Current trends in anterior cruciate ligament reconstruction. Part II. Operative procedures and clinical correlations.** Am J Sports Med 28:124-130, 2000 .

FUSS, F. K. **Anatomy and function of the cruciate ligaments of the domestic pig (*Sus scrofa domestica*): a comparison with human cruciates.** J Anat, v. 178, p. 11-20, Oct 1991.

GAROFALO, R., MOUHSINE E., CHAMBAT P., SIEGRIST O. **Anatomic anterior cruciate ligament reconstruction: the two-incision technique.** Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc, v. 14, n. 6, p. 510-6, Jun 2006.

GUSTAVO KAEMPF. Disponível em: <<http://www.gustavokaempf.com.br/joelho/anatomia>> Acesso em 19/05/2011.

HOWE, J.G., JOHNSON, R.J., KAPLAN, M.J. et al: **Anterior cruciate ligament reconstruction using quadriceps patellar tendon graft – Part I: Long-term follow-up.** Am J Sports Med 19: 447-457, 1991.

ISHIBASHI, Y., RUDDY T. W., LIVESAY G. A., STONE J. D., FU F. H., WOO S. L. Y. **The effect of anterior cruciate ligament graft fixation site at the tibia on knee stability: evaluation using a robotic testing system.** *Arthroscopy: The Journal of Arthroscopic and Related Surgery*, v. 13, n. 2, p. 177-182, 1997.

JONES, K. G. **Reconstruction of the Anterior Cruciate Ligament. A Technique Using the Central One-Third of the Patellar Ligament.** *J Bone Joint Surg Am*, v. 45, p.925-32, Jul 1963.

JOHNSON, D.L. & WARNER, J.J.P.: **Diagnosis for anterior cruciate ligament surgery.** *Clin Sports Med* 12: 671-683, 1993.

KUROSAKA, M., YOSHIYA, S. & ANDRISH, J.T. **A biomechanical comparison of different surgical techniques of graft fixation in anterior cruciate ligament reconstruction.** *Am J Sports Med* 15: 225-229, 1987.

MA, C. B., FRANCIS K., TOWERS J., IRRGANG J., FU F. H., HARNER C. H. **Hamstring anterior cruciate ligament reconstruction: a comparison of bioabsorbable interference screw and endobutton-post fixation.** *Arthroscopy: The Journal of Arthroscopic and Related Surgery*, v. 20, n. 2, p. 122-128, 2004.

MANIFOLD SG, CUSHNER FD, SCOTT WN. **Anterior Cruciate Ligamente Reconstruction with Bone-Patellar Tendon-Bone Autograft: Indications, Technique, Complications, and Management.** In: Scott WN. *Surgery of the Knee*. 4<sup>th</sup> edition. New York: Churchill Livingstone; 2006. P. 632- 646.

MANTEL, N. **Evaluation os survival data and two new rank order statistics arising in its consideration.** *Câncer Chemotherapy Reports*, v.50, p. 163-170. Disponível em < <http://www.ufv.br/saeg/saeg86.htm> > Acesso em 25 de novembro de 2011.

MELHORN J.M. & HENNING, C.E.: **The relationship of the femoral attachment site to the isometric tracking of the anterior cruciate ligament graft.** *Am J Sports Med* 15: 539-542, 1987.

MILANO, G., MULAS P.D., ZIRANU F., PIRAS S., MANUNTA A., FABBRICIANI C. **Comparison between different femoral fixation devices for ACL**



**reconstruction with doubled hamstring tendon graft: a biomechanical analysis.** Arthroscopy, v. 22, n. 6, p. 660-8, Jun 2006.

MIYASAKA KC, DANIEL DM, STONE ML,. **The incidence of knee ligament injuries in the general population.** Am J Knee Surg 4: 3– 8, 1991

MORGAN, C.; KALMAN, V.; GRAWL, D. **Definitive landmarks for reproducible tibial tunnel placement in anterior cruciate ligament reconstruction.** Arthroscopy: The Journal of Arthroscopic and Related Surgery, v. 11, n. 3, p. 275-288, 1995.

MORRISON, J. **Function of the knee joint in various activities.** Biomedical engineering, v. 4, n. 12, p. 573, 1969.

NOYES, F.; BARBER-WESTIN, S. **Revision anterior cruciate ligament reconstruction: report of 11-year experience and results in 114 consecutive patients.** Instructional course lectures, v. 50, p. 451, 2001.

SCANLAN, S. F., BLAZEK K., CHAUDHARI A. M. W., SAFRAN M. R., ANDRIACCHI T. P. **Graft orientation influences the knee flexion moment during walking in patients with anterior cruciate ligament reconstruction.** Am J Sports Med, v. 37, n. 11, p. 2173-8, Nov 2009.

SHAIEB, M. D., KAN D. M., CHANG S. K., MARUMOTO J. M., RICHARDSON A. B. **A prospective randomized comparison of patellar tendon versus semitendinosus and gracilis tendon autografts for anterior cruciate ligament reconstruction.** The American Journal of Sports Medicine, v. 30, n. 2, p. 214, 2002.

SIMONIAN, P. T., ERICKSON M. S., LARSON R. V., O’KANE J. W. **Tunnel expansion after hamstring anterior cruciate ligament reconstruction with 1-incision EndoButton femoral fixation.** Arthroscopy: The Journal of Arthroscopic and Related Surgery, v. 16, n. 7, p. 707-714, 2000.

SOUZA, S. A. **Ensaio mecânicos de materiais metálicos: fundamentos teóricos e práticos.** 5. ed. São Paulo: E. Blücher, c1982.

STEINER, M. E., BATTAGLIA T. C., HEMING J. F., RAND J. D., FESTA A., BARIA M. **Independent drilling outperforms conventional Transtibial drilling in**

**anterior cruciate ligament reconstruction.** Am J Sports Med, v. 37, n. 10, p. 1912-9, Oct 2009.

SWENSON, T.M. & FU, F.H.:**Anterior cruciate ligament reconstruction: long term results using autograft tissue.** *Clin Sports Med* 12: 709-722, 1993.

TRAUMÉDICA. Disponível em: < <http://www.traumetica.com.br> > Acesso em 29/04/2011.

VIEIRA, J., FILHO G. S. T., NAMBA M. M., FILHO F. A. P., BARBOSA M. A., ALBANO M., DAS NEVES J. K., SKROCH G. P. **Estudo biomecânico, “in vitro”, em ovinos, da fixação femoral do tendão patelar na reconstrução do LCA: comparação entre parafusos metálicos de interferência ea fixação sob pressão com bloco ósseo cônico.** Revista Brasileira de Ortopedia, v. 38, n. 7, p. 400-409, 2003.

VIIDIK A, SANDQVIST L. **Influence of post-mortal storage on tensile strength characteristics and histology of ligaments.** Acta Orthop Scand Suppl 79:1–35, 1965

XEROGEANES, J. W., FOX R. J., TAKEDA Y., KIM H., ISHIBASHI Y., CARLIN G. J., WOO S. **A functional comparison of animal anterior cruciate ligament models to the human anterior cruciate ligament.** Annals of biomedical engineering, v. 26, n. 3, p. 345-352, 1998.

Acesso ao site < <http://www.medicinadaaventura.com.br> > em 20/03/2011.

Acesso ao site <[www.arthrex.com](http://www.arthrex.com)> em 4/5/2011.

Acesso ao site <[www.mitek.com](http://www.mitek.com)> em 18/5/2011.



## APÊNDICE B – GRÁFICOS

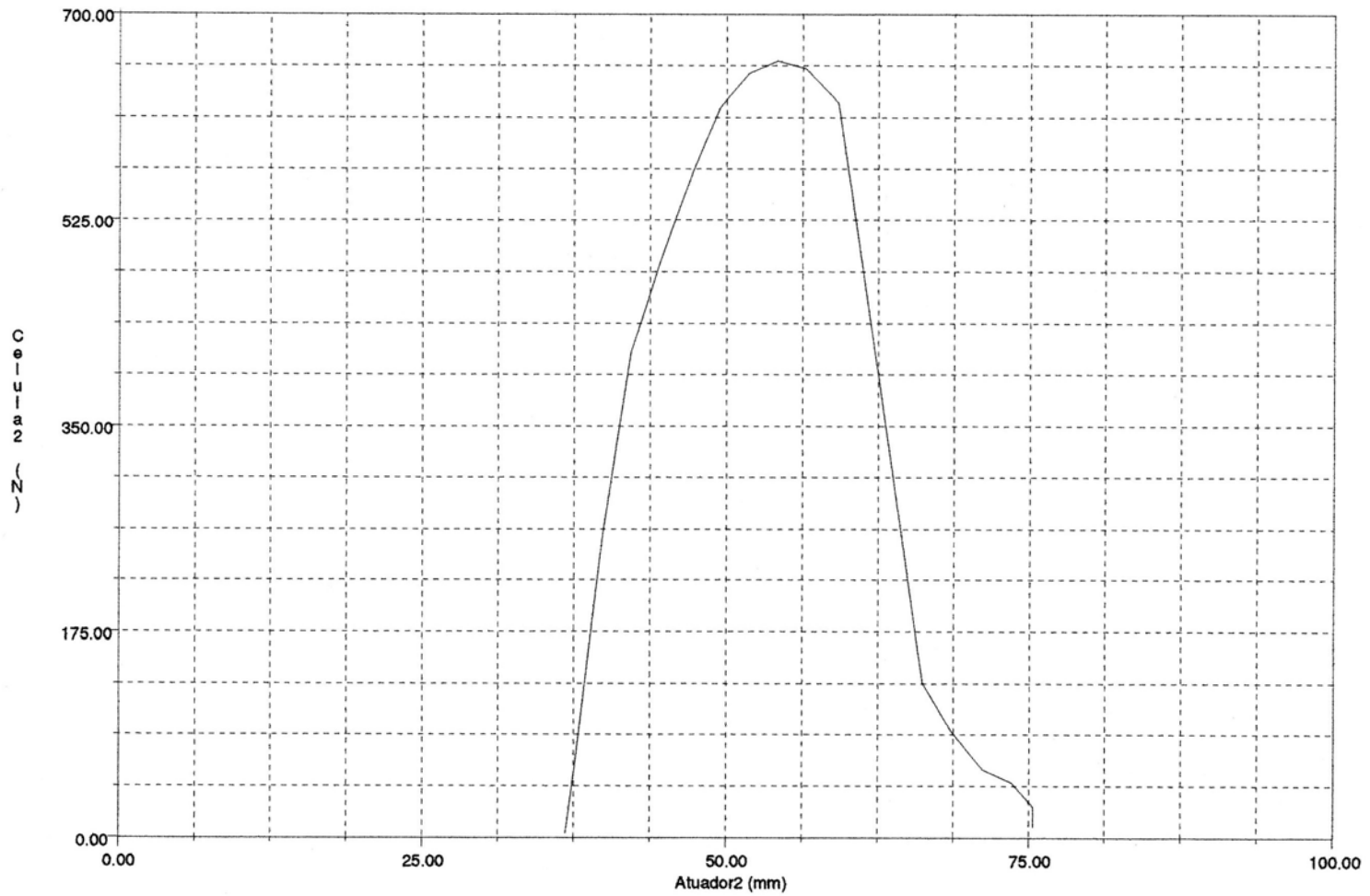


Gráfico da amostra 1 T

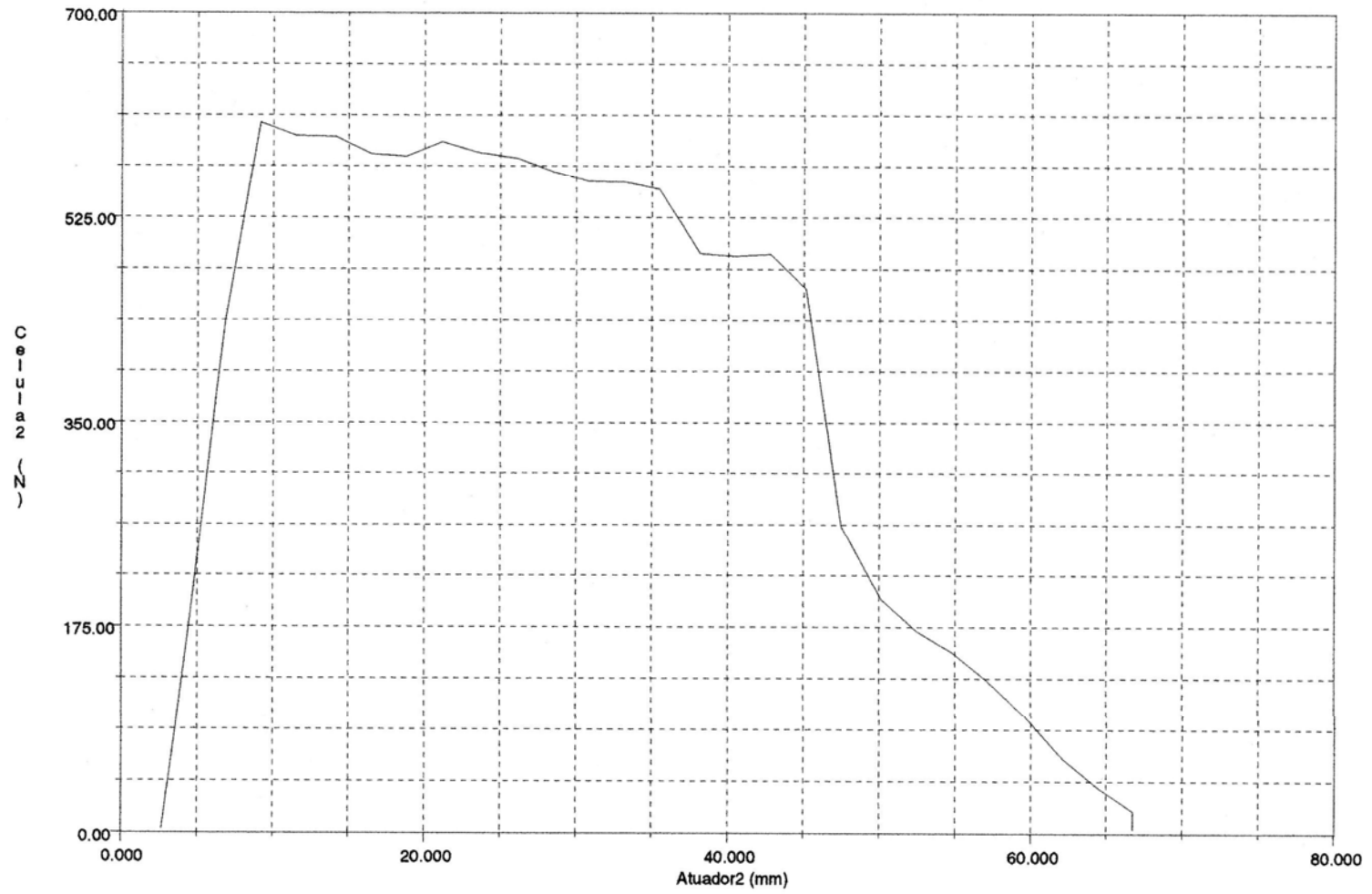


Gráfico da amostra 2 T

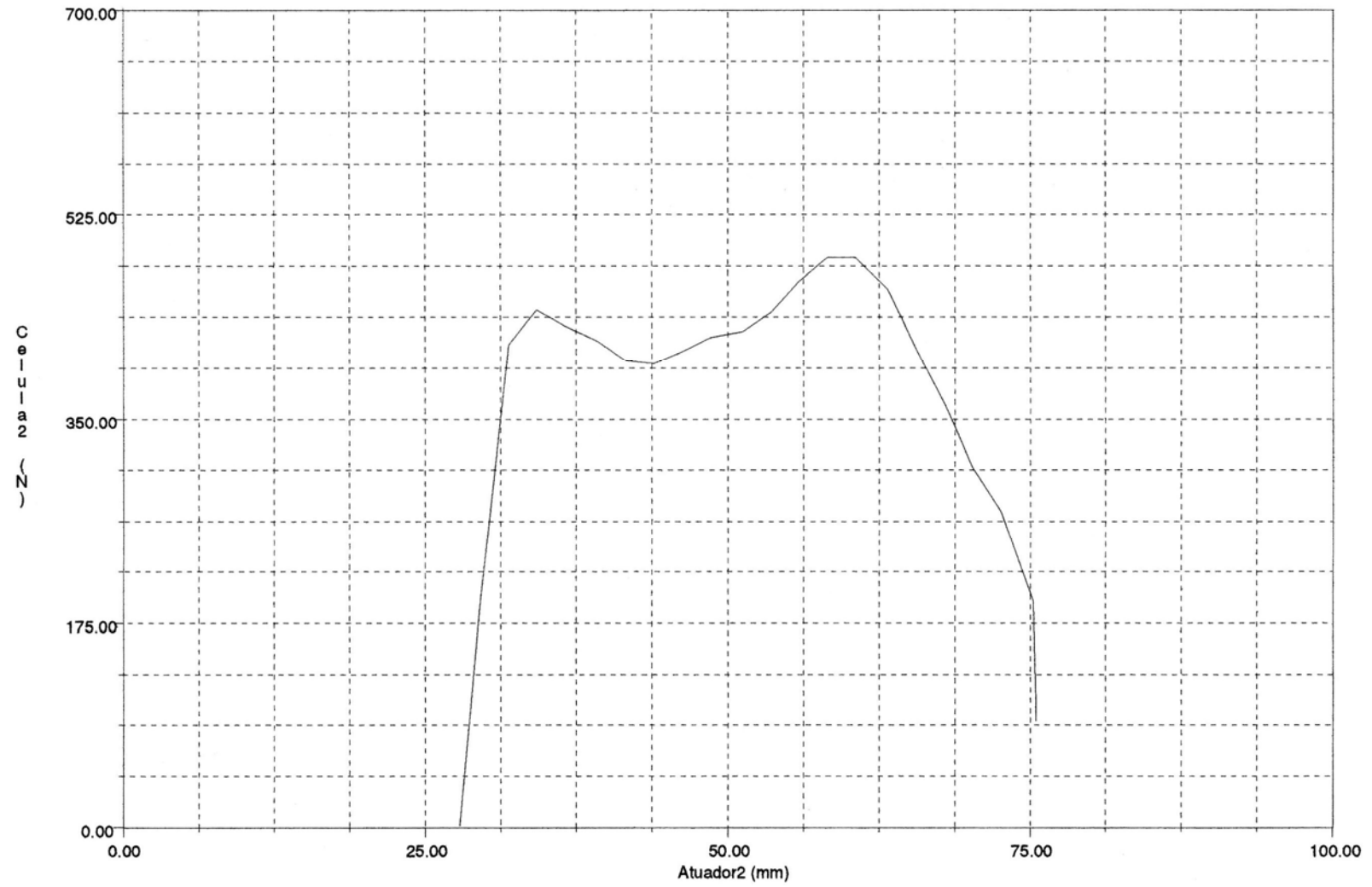


Gráfico da amostra 3 T

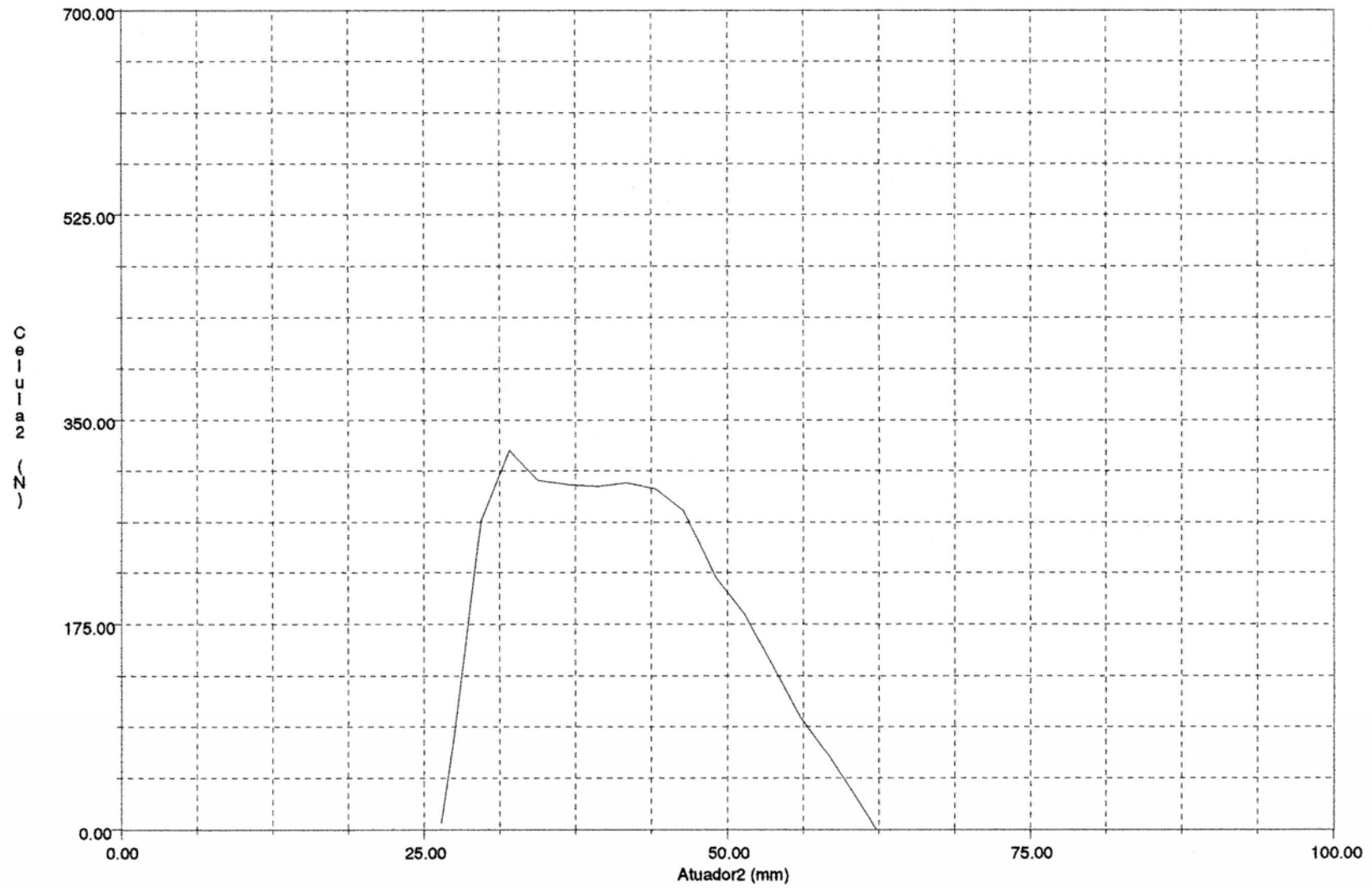


Gráfico da amostra 4 T

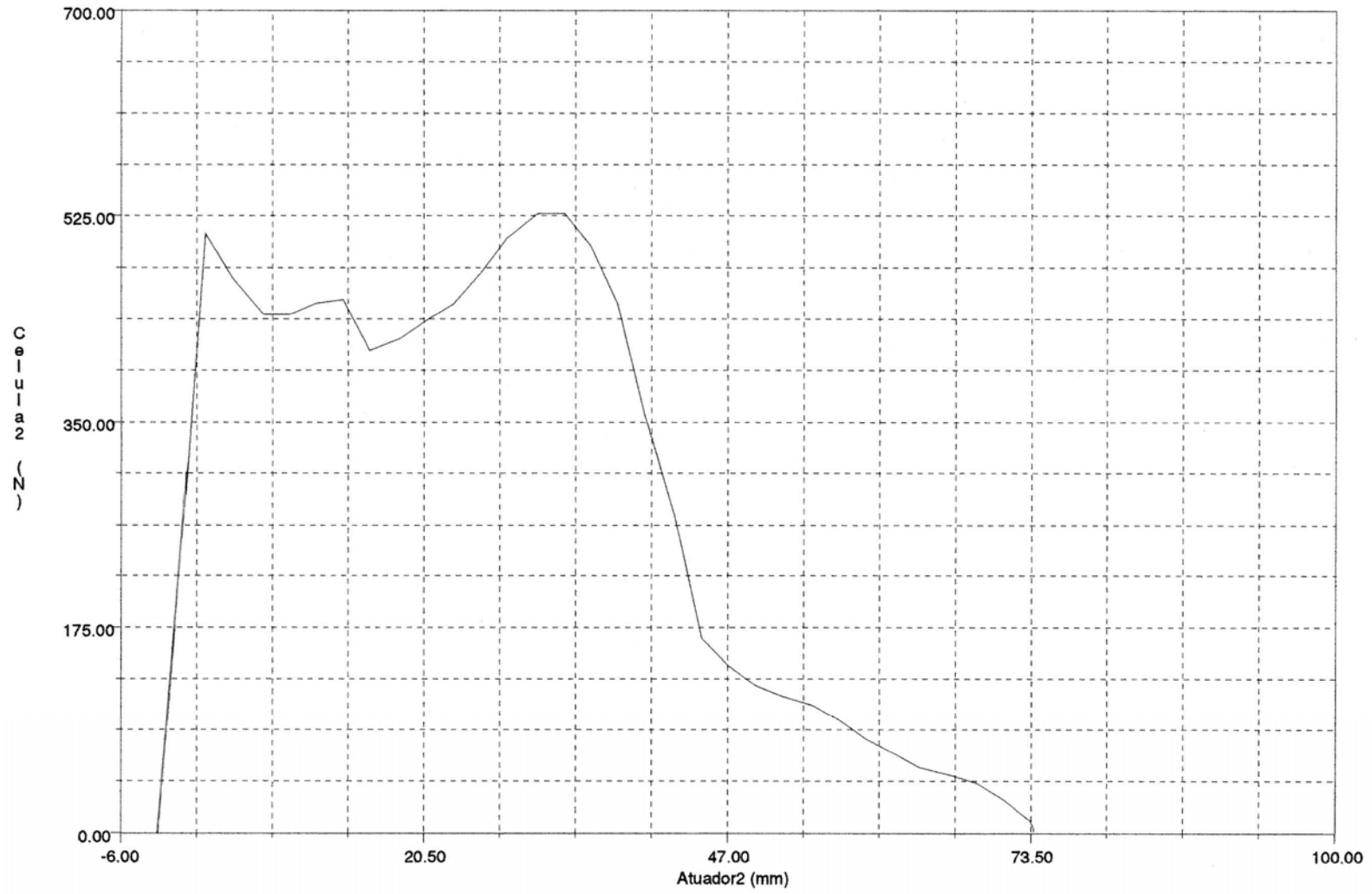


Gráfico da amostra 5 T



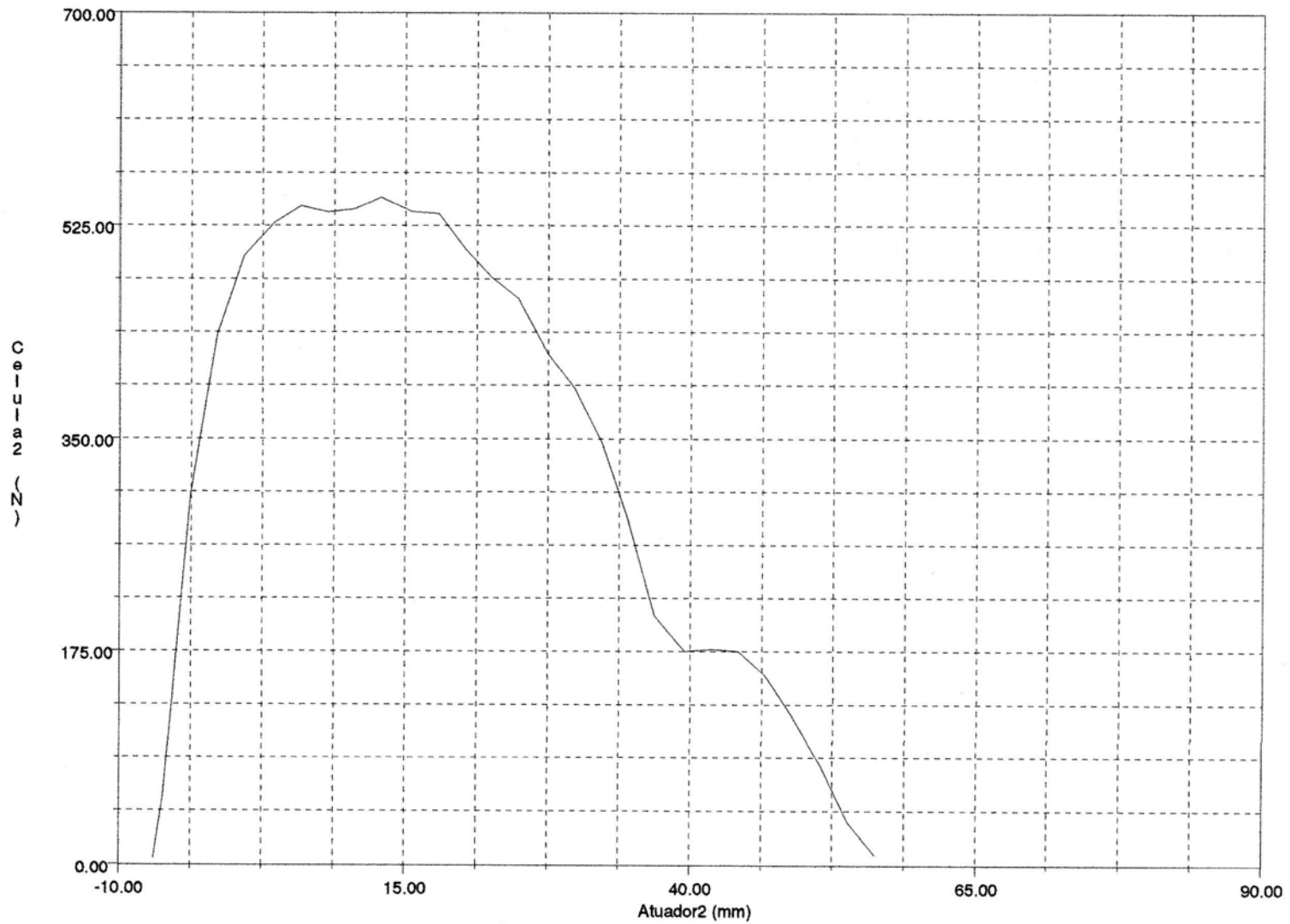


Gráfico da amostra 6 T

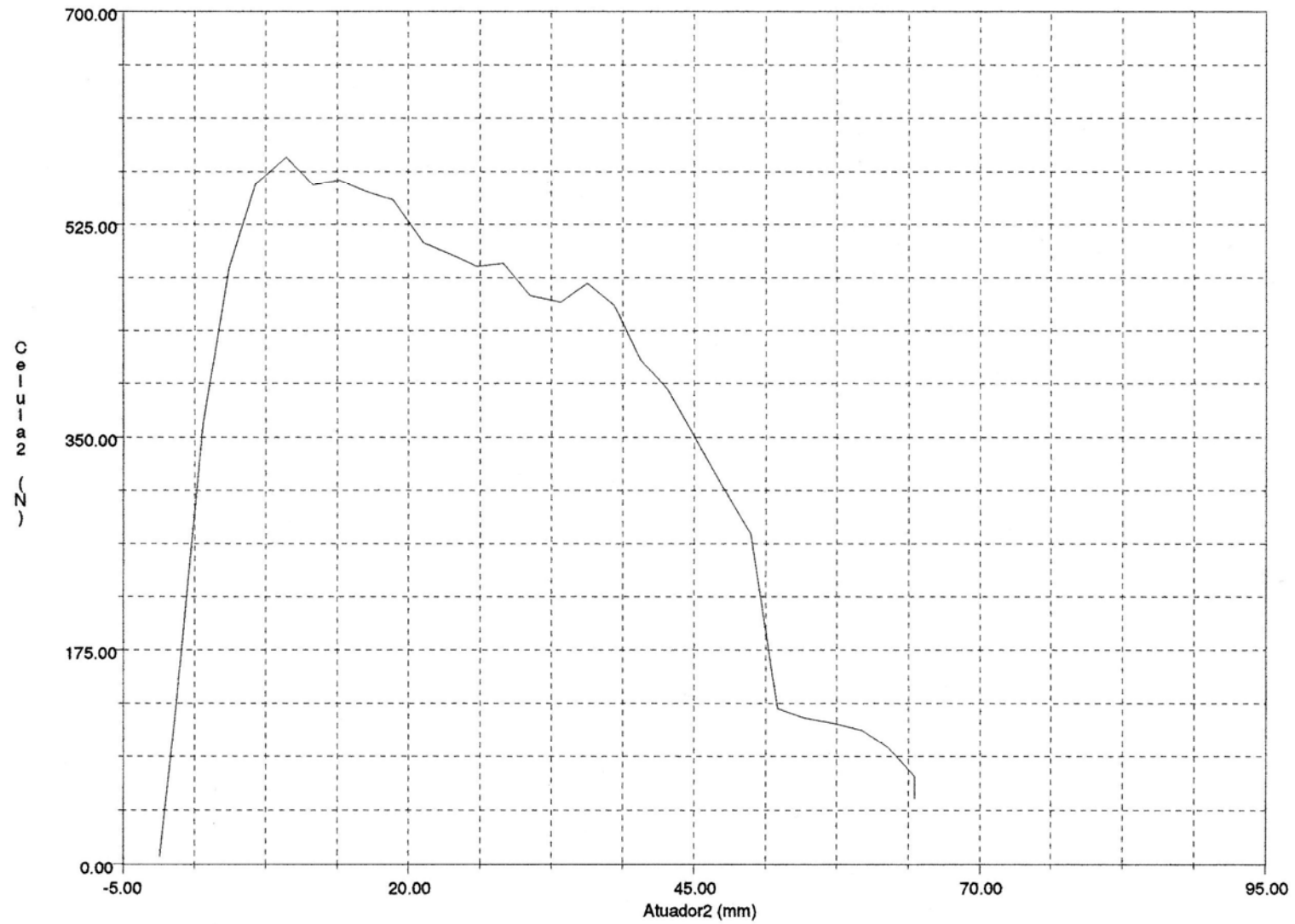


Gráfico da amostra 7 T

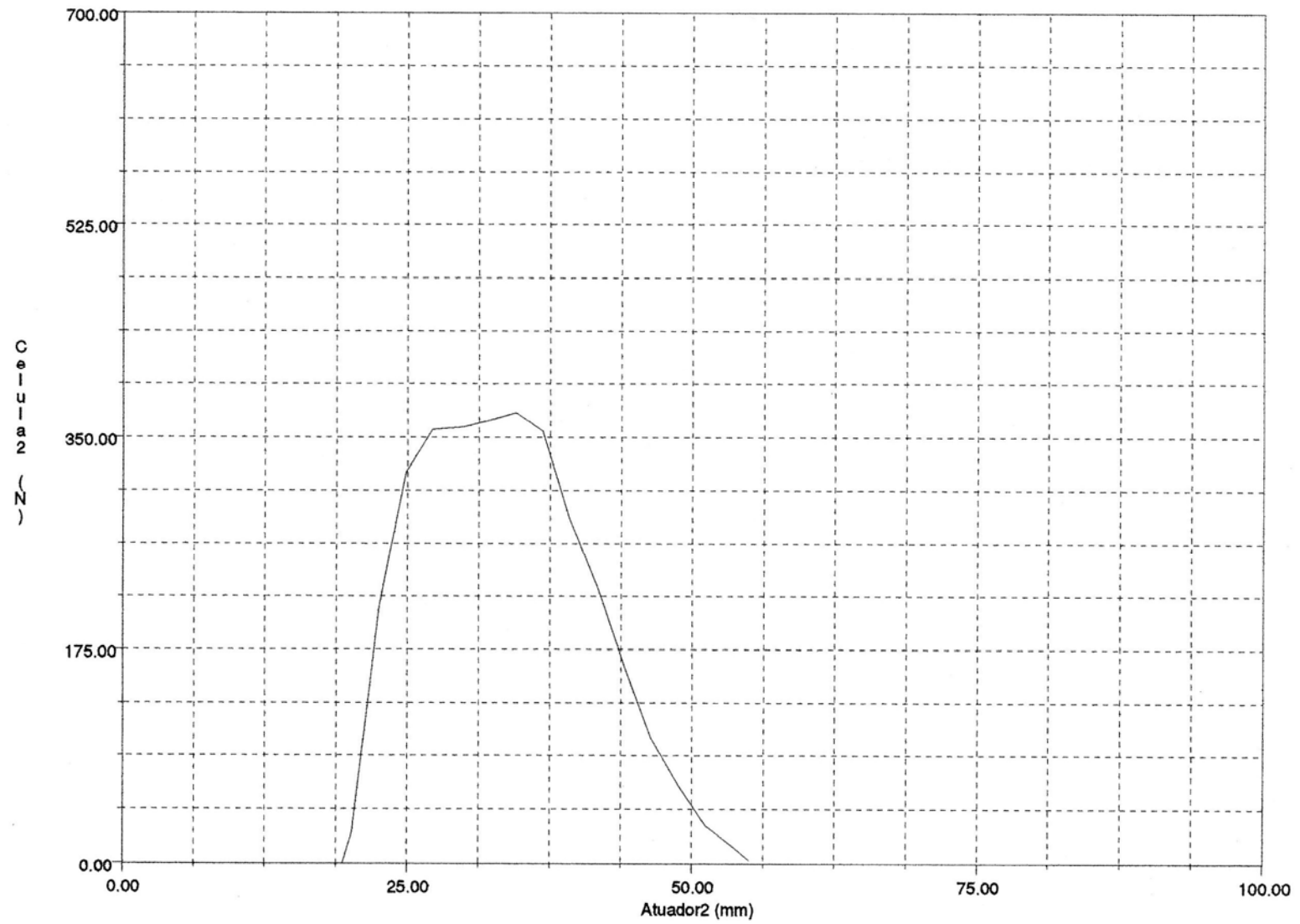


Gráfico da amostra 8 T

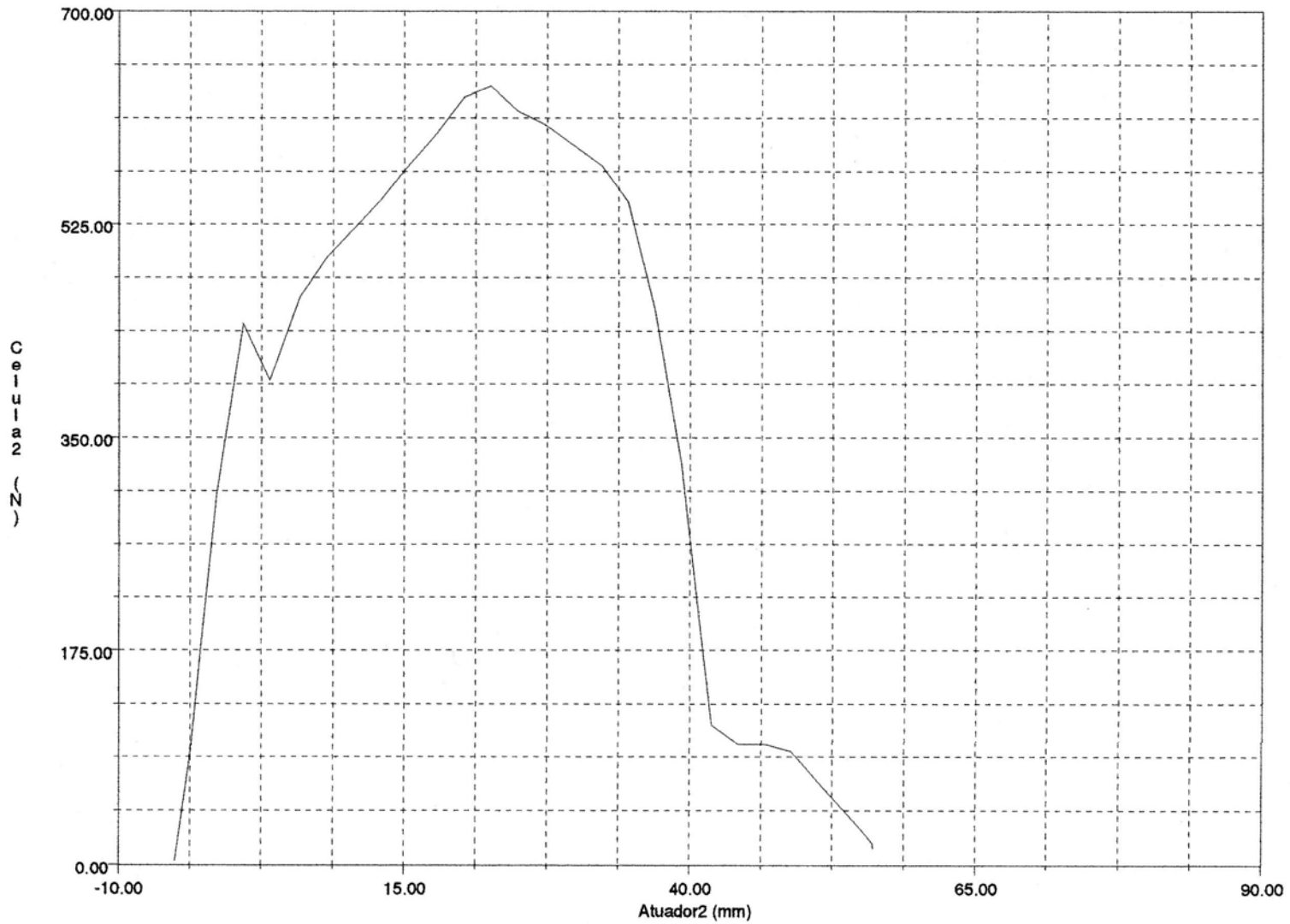


Gráfico da amostra 9 T

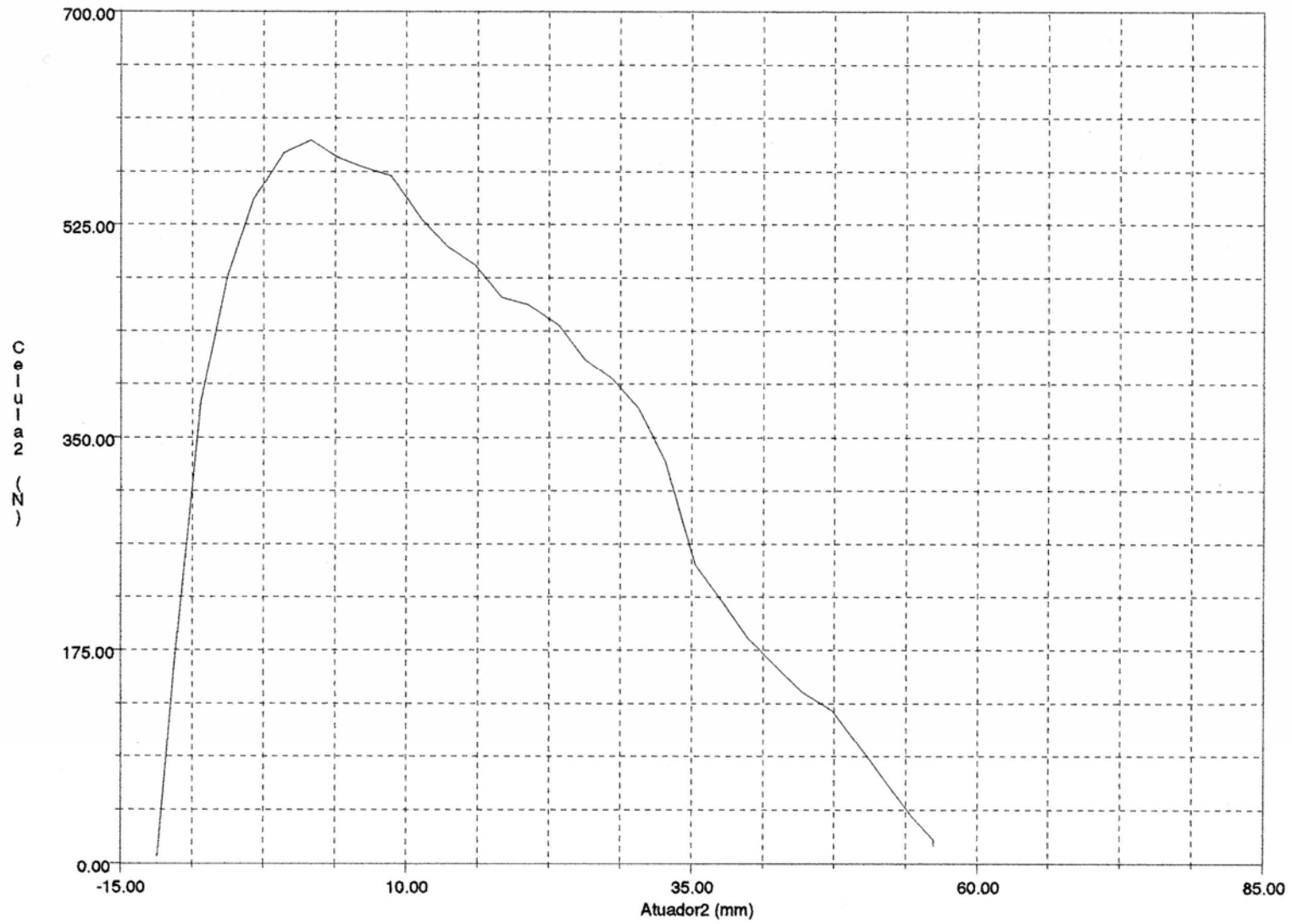


Gráfico da amostra 10 T

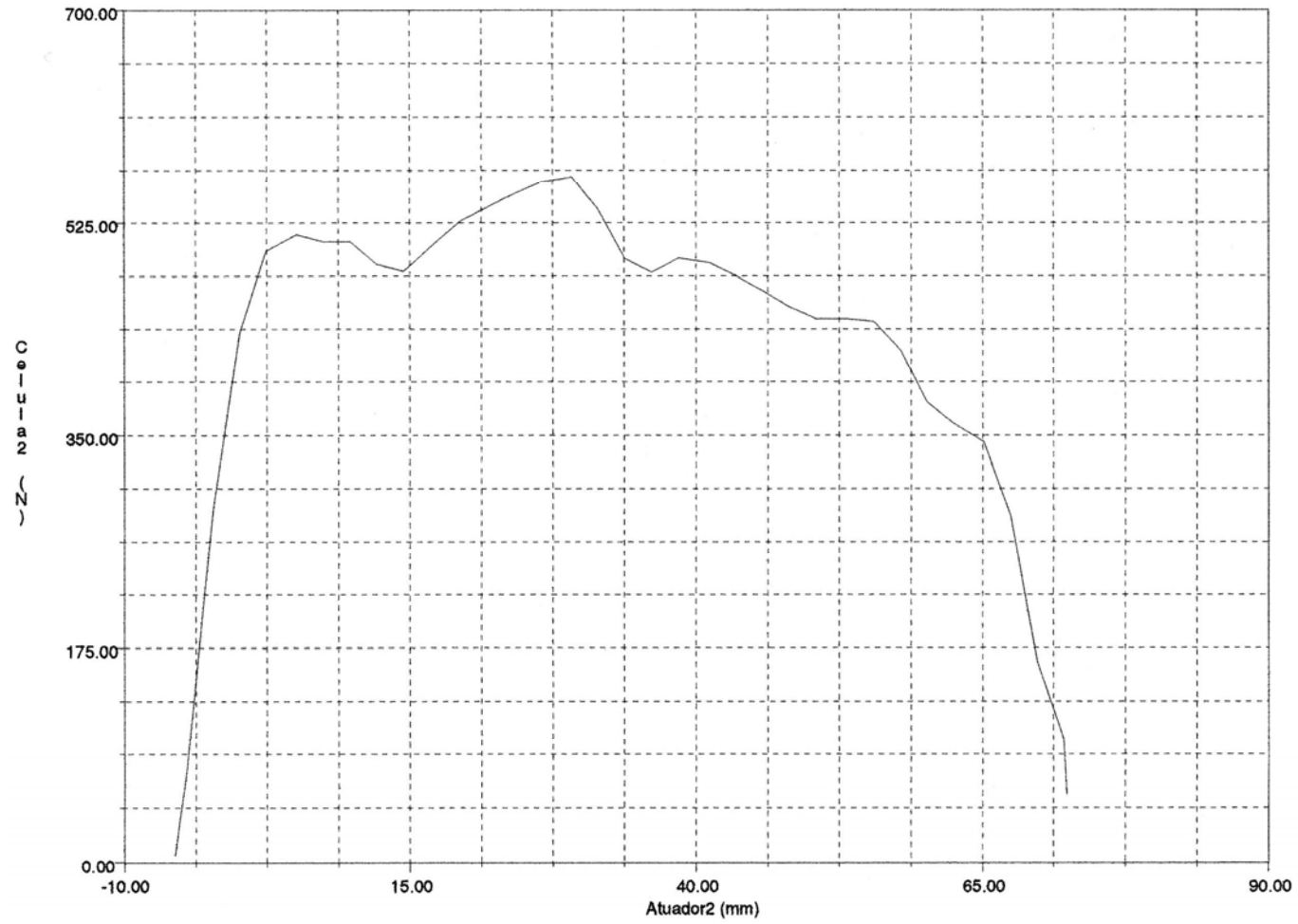


Gráfico da amostra 11 T

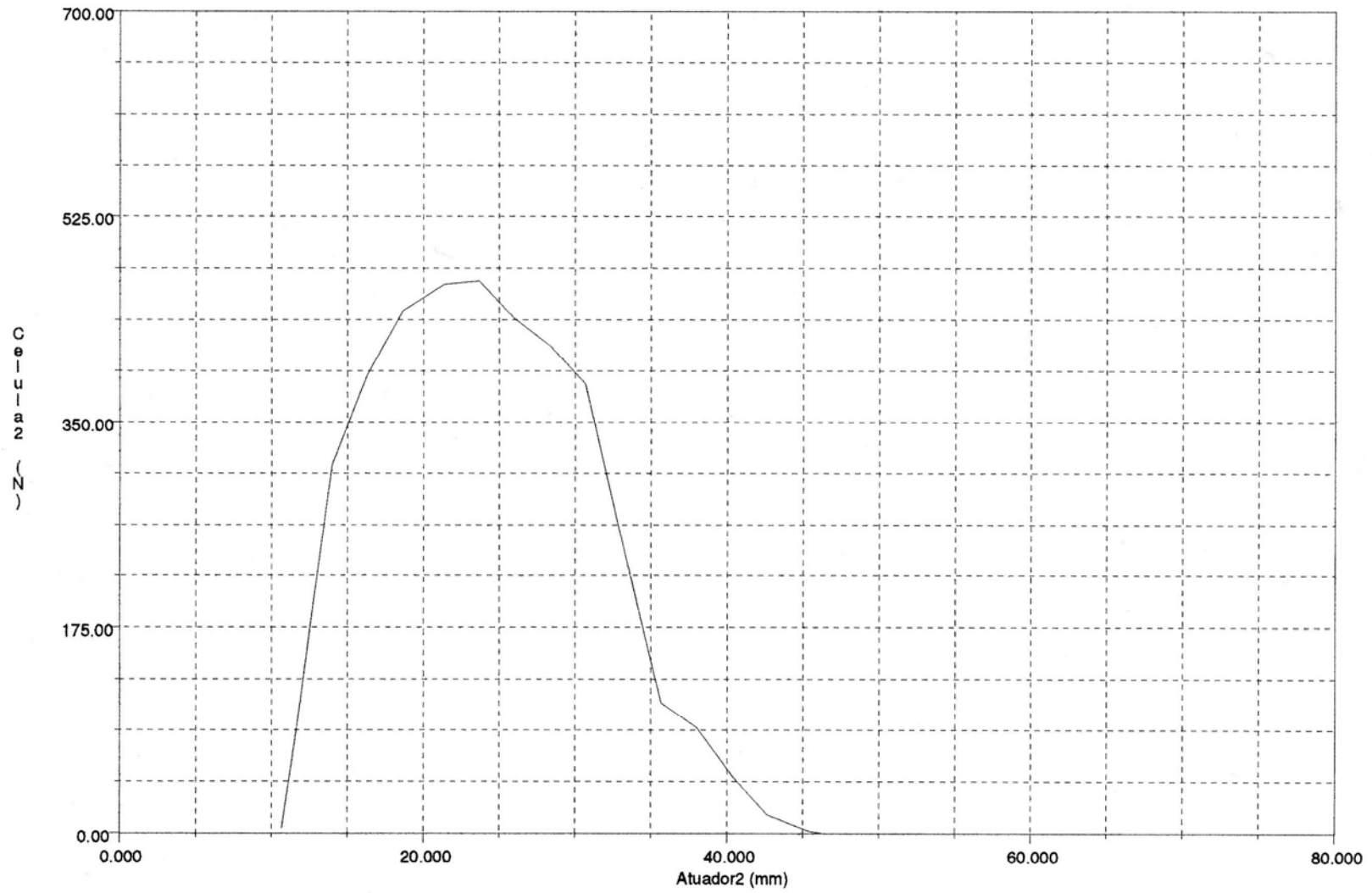


Gráfico da amostra 1 O

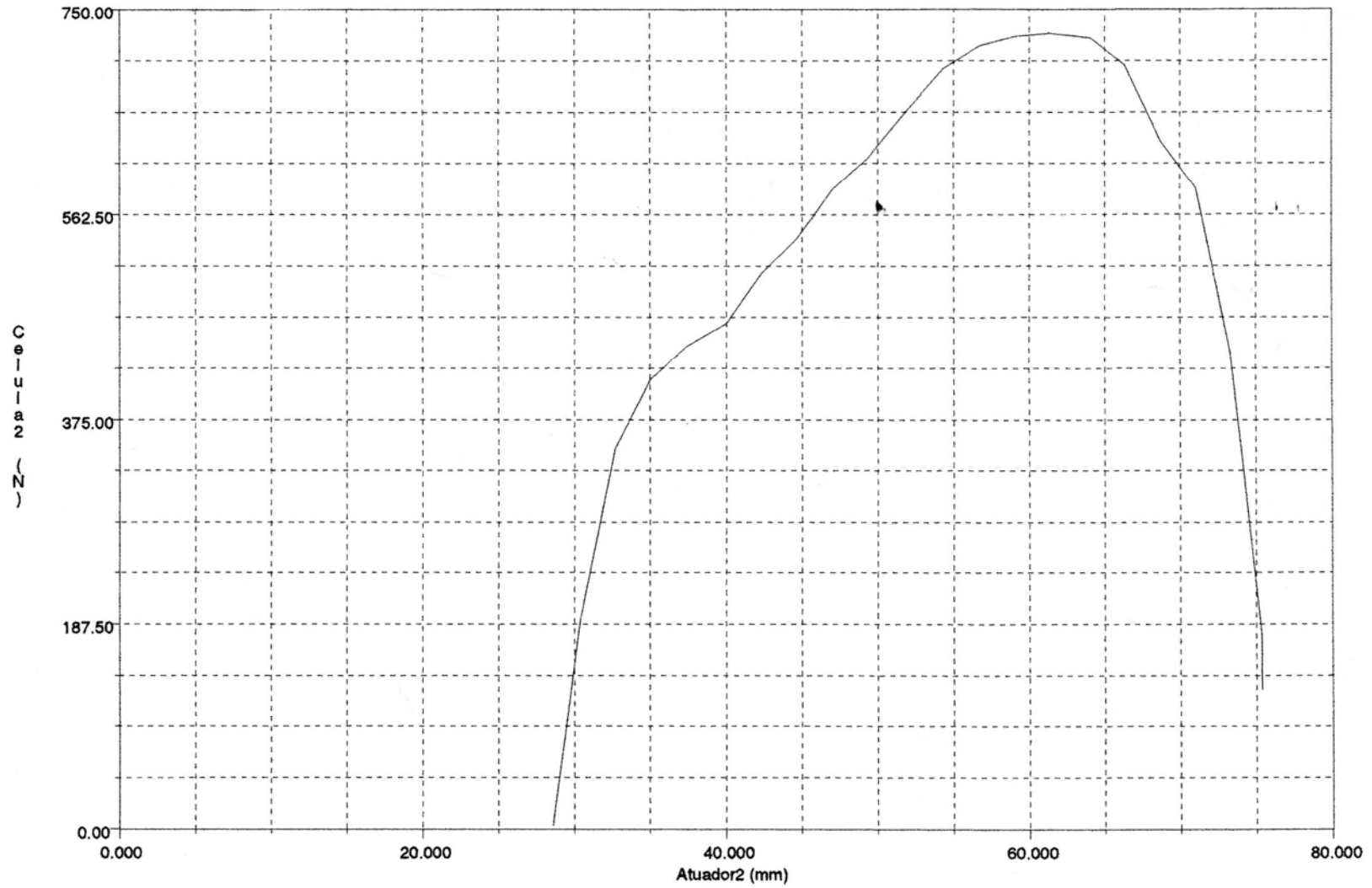
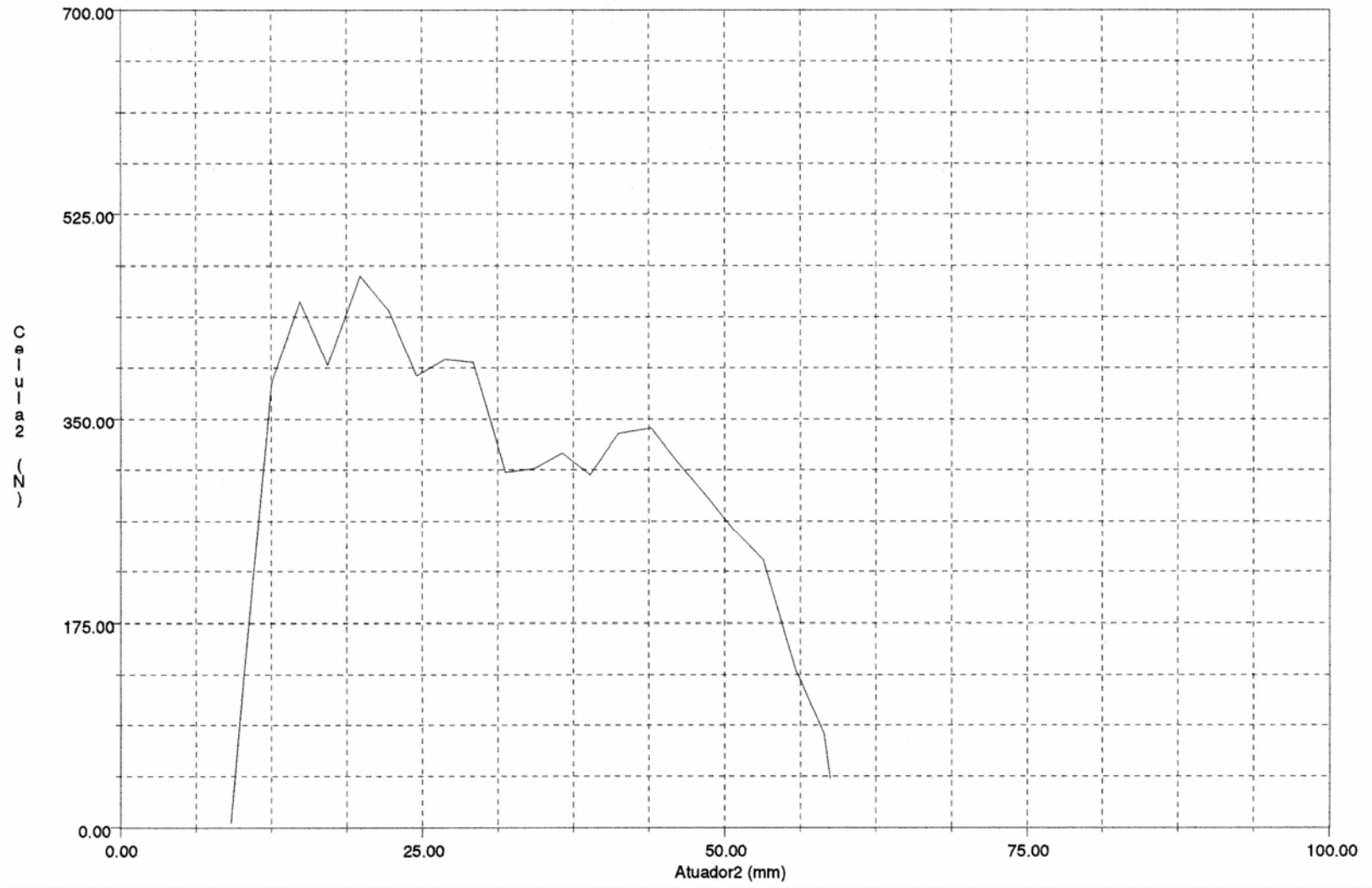


Gráfico da amostra 2 O





**Gráfico da amostra 3 O**

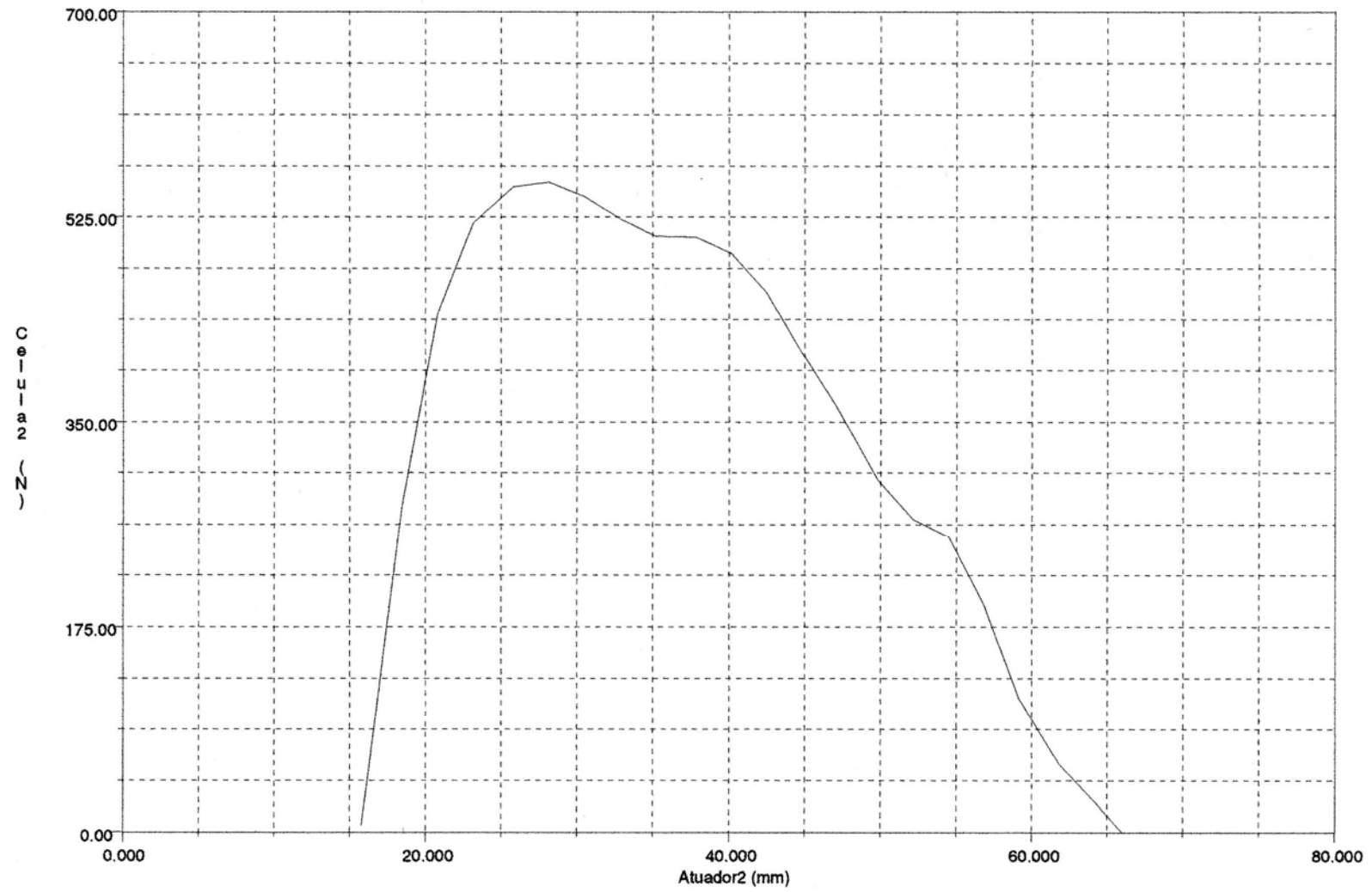


Gráfico da amostra 4 O

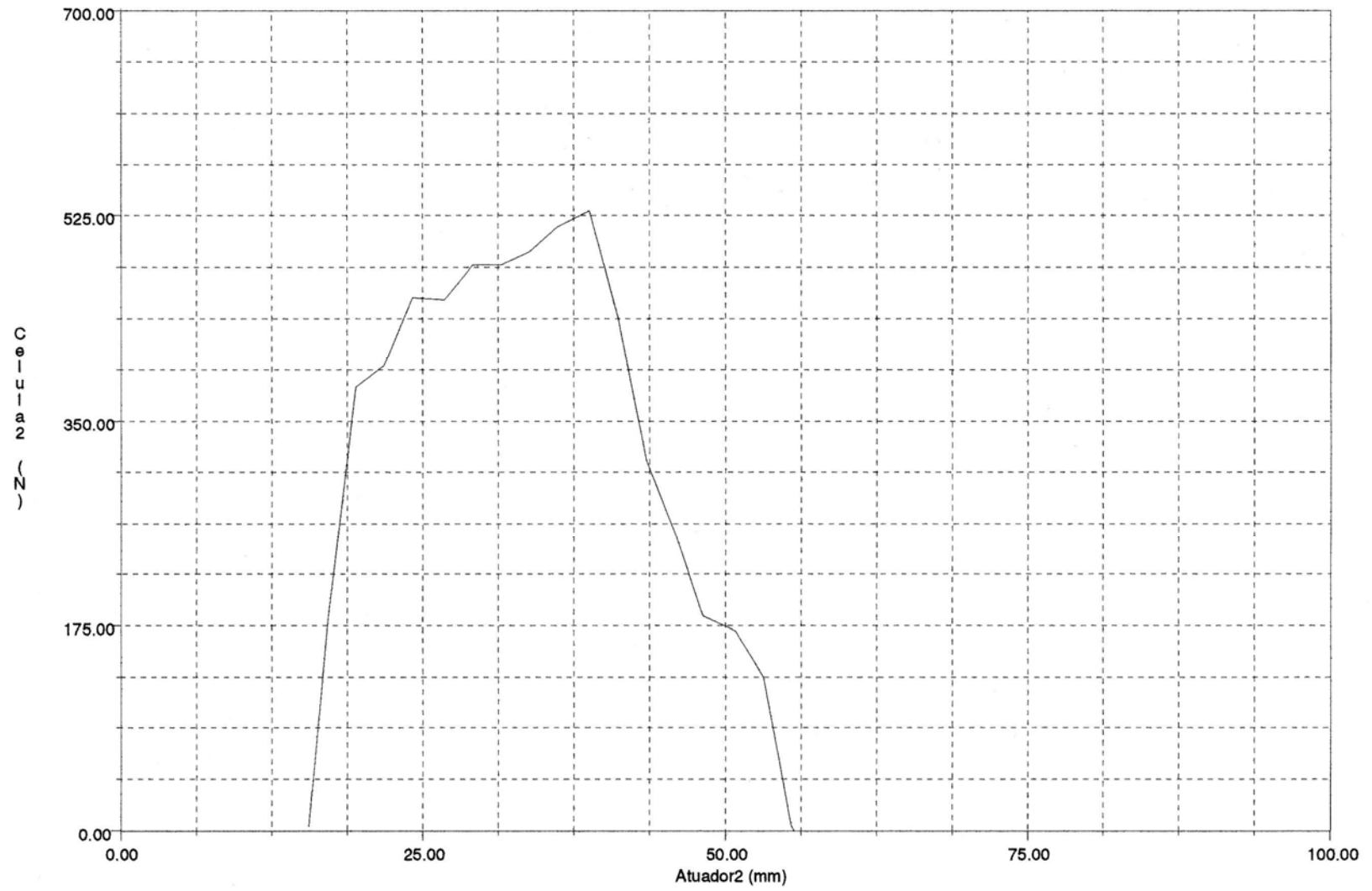
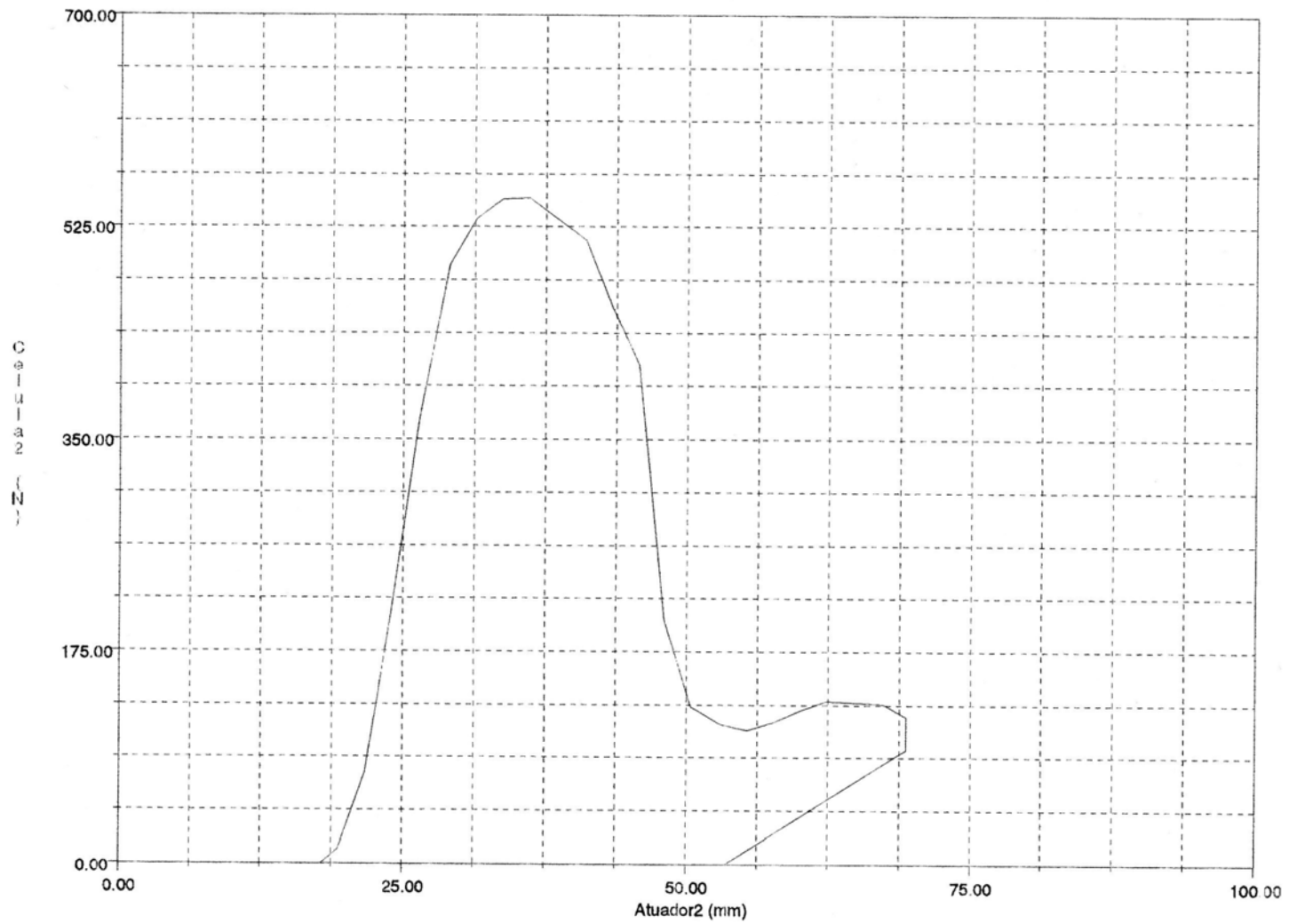


Gráfico da amostra 5 0



**Gráfico da amostra 6 O**

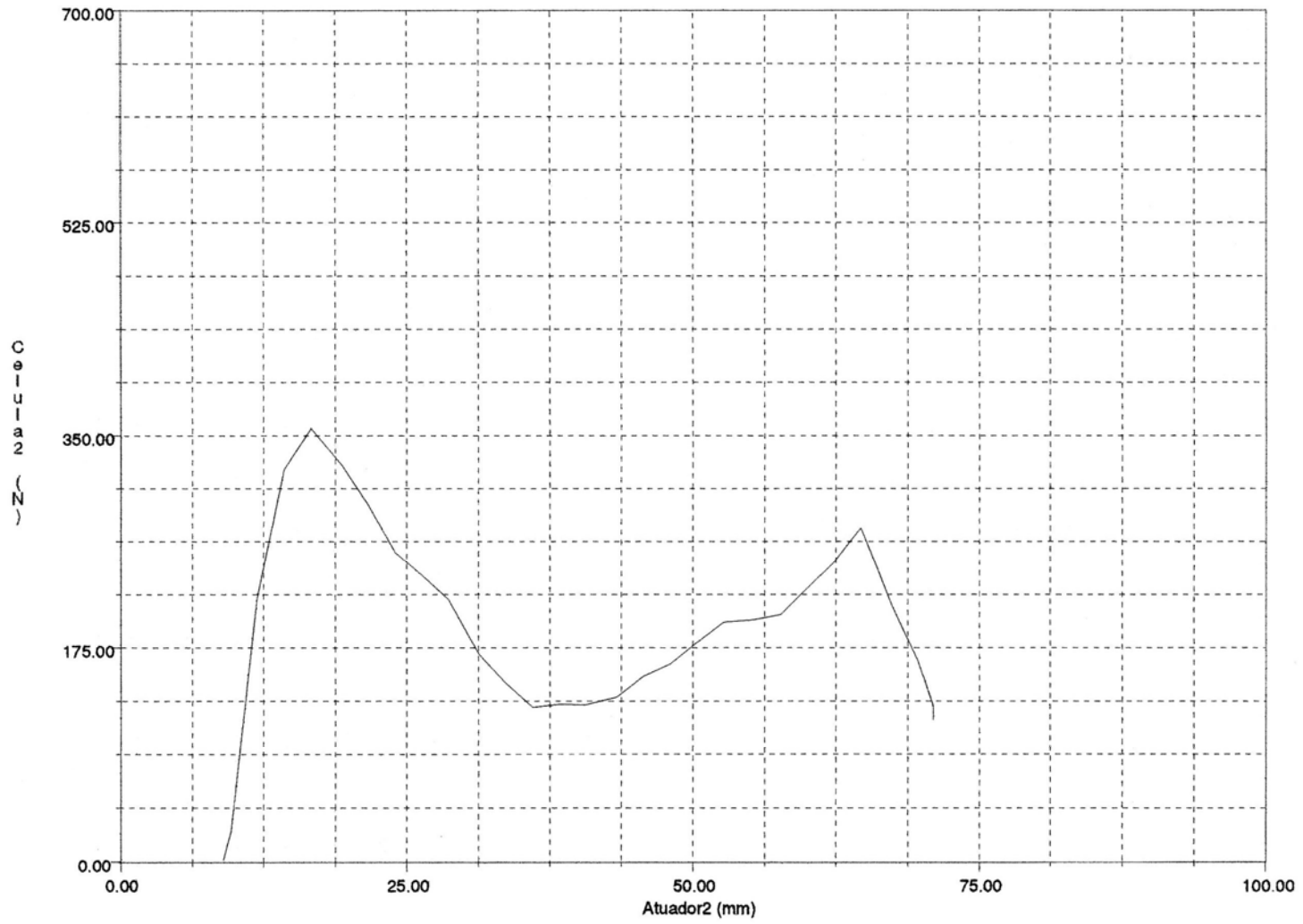


Gráfico da amostra 7 O

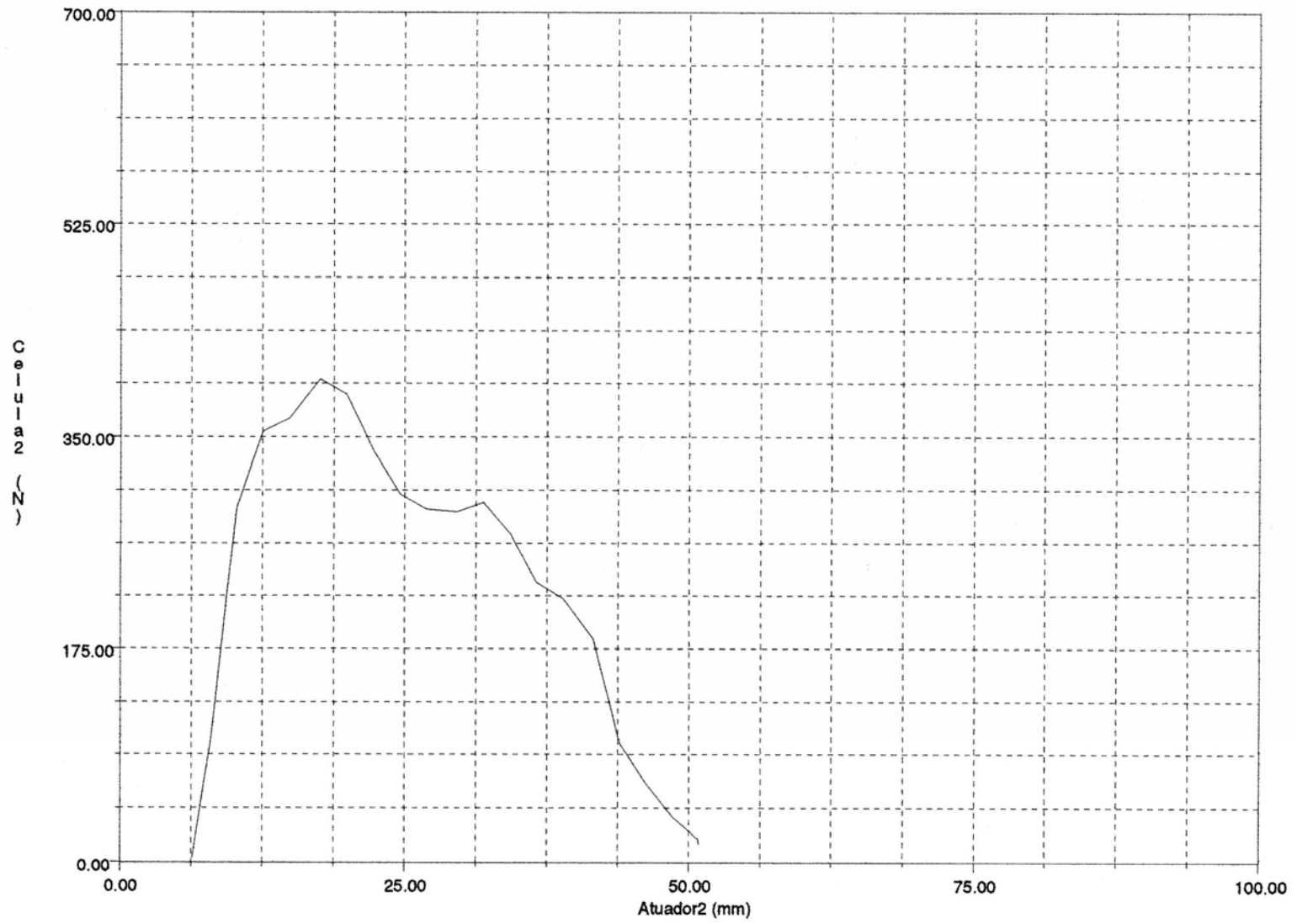


Gráfico da amostra 8 O

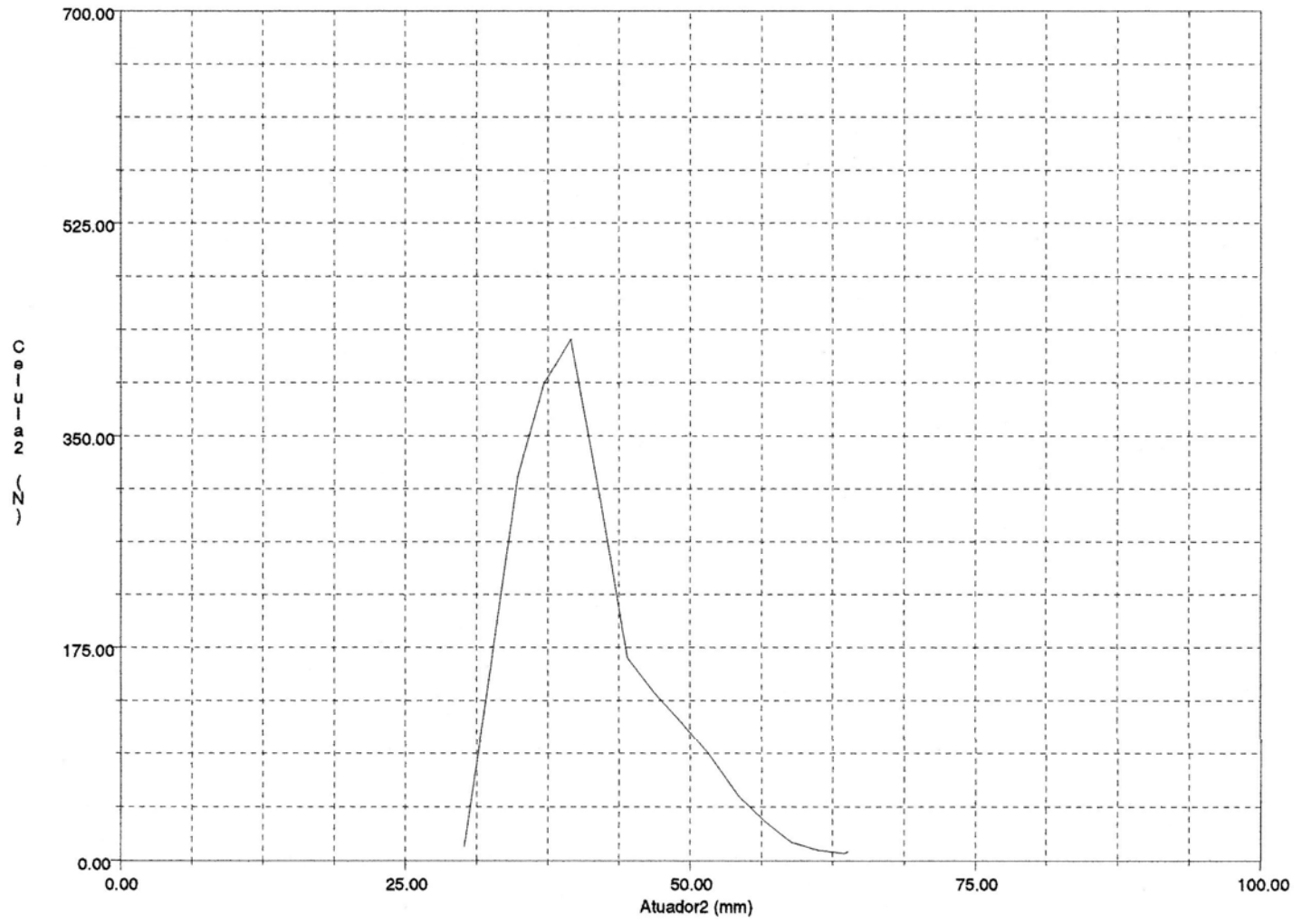


Gráfico da amostra 9 O

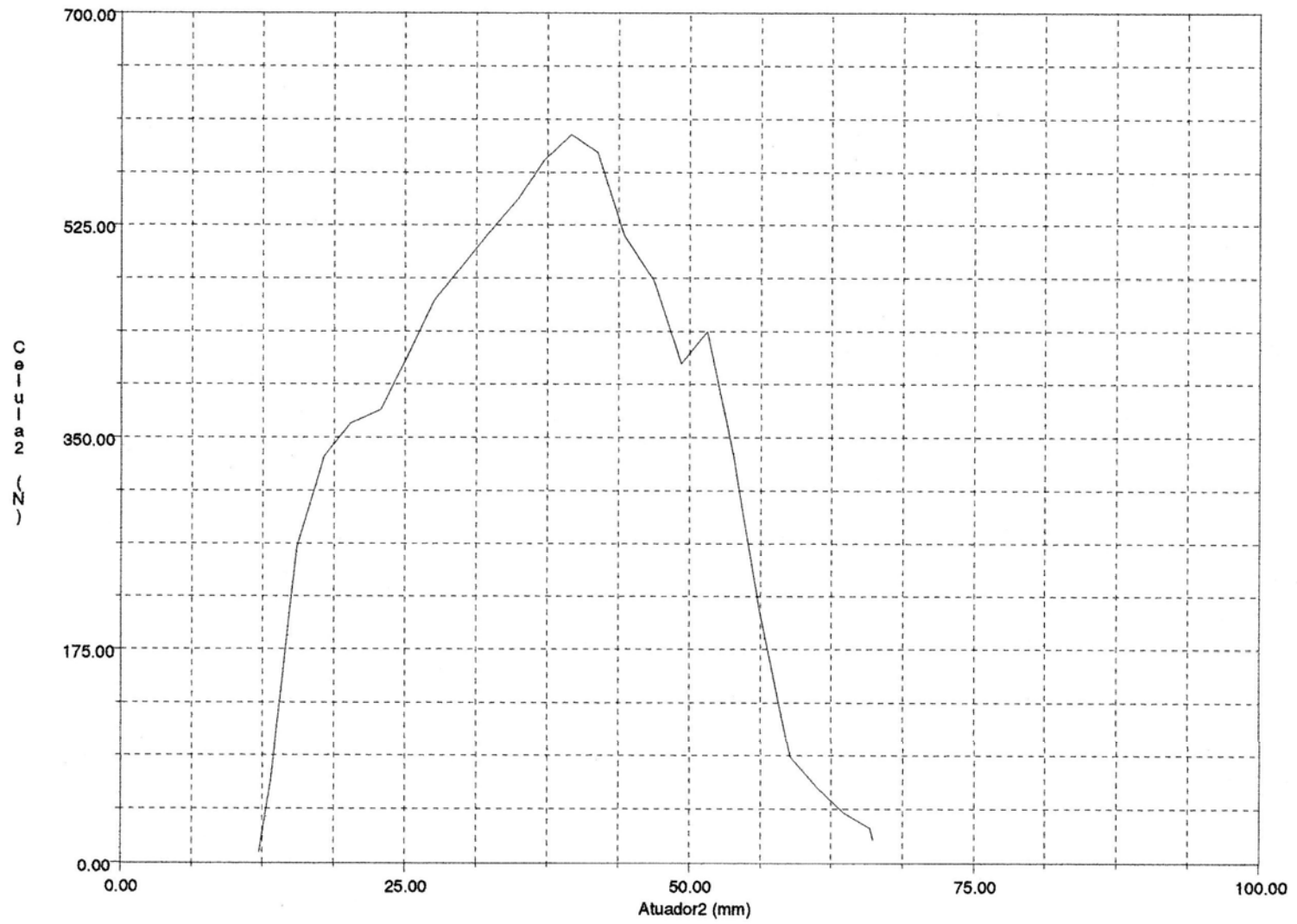


Gráfico da amostra 10 O



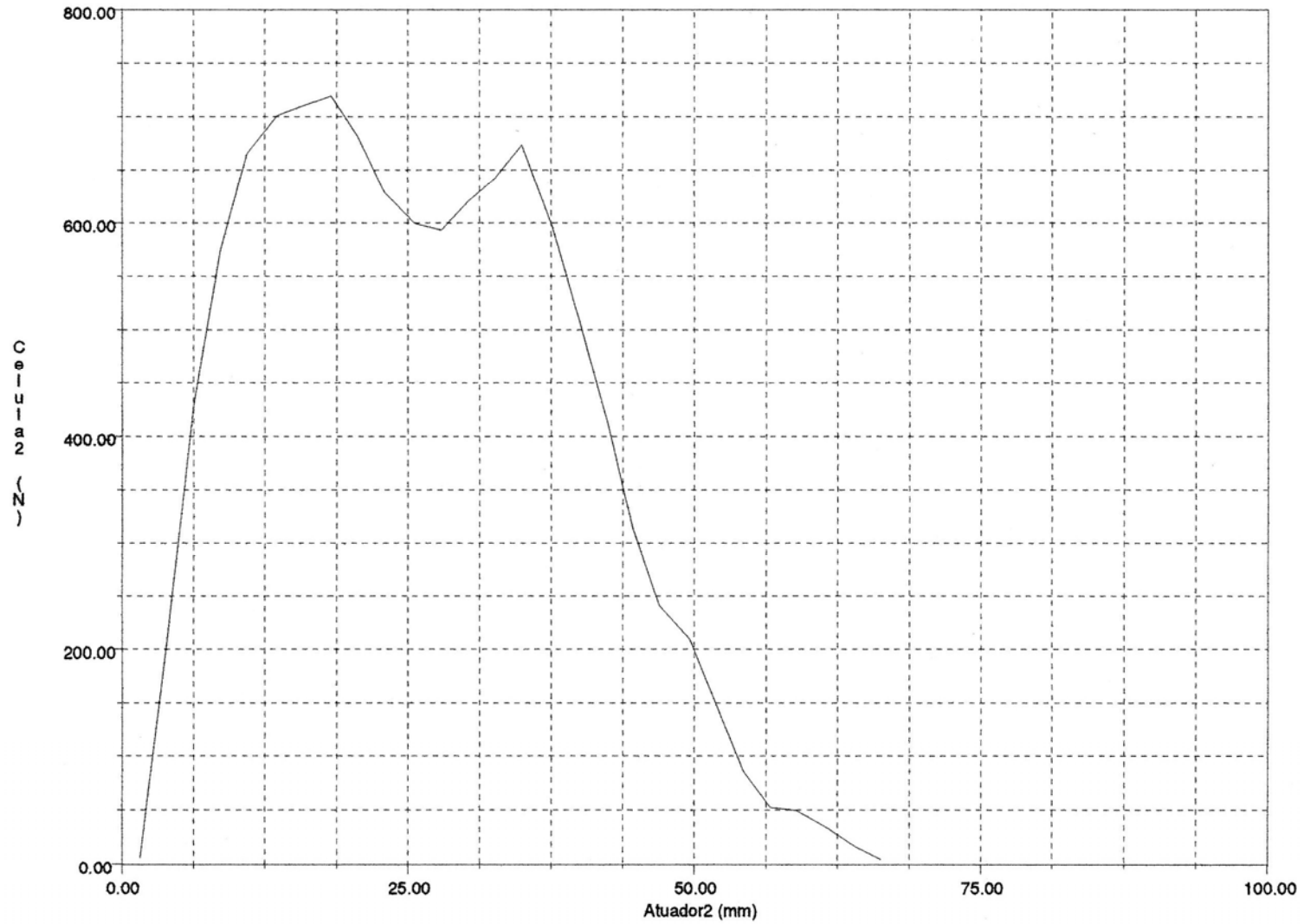


Gráfico da amostra 11 O