

UNIVERSIDADE ESTADUAL DO NORTE FLUMINENSE DARCY RIBEIRO

CCTA - CENTRO DE CIÊNCIAS E TECNOLOGIAS AGROPECUÁRIAS

PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO EM CIÊNCIA ANIMAL

THIAGO HENRIQUE CARVALHO DE SOUZA

MECÂNICA DE IMPLANTES ORTOPÉDICOS EM TITÂNIO SEM E COM  
MOLDAGEM AO FÊMUR DO CÃO

CAMPOS DOS GOYTACAZES – RJ

09/2020

THIAGO HENRIQUE CARVALHO DE SOUZA

MECÂNICA DE IMPLANTES ORTOPÉDICOS EM TITÂNIO SEM E COM  
MOLDAGEM AO FÊMUR DO CÃO

Tese de mestrado a ser apresentado ao Centro de Ciências e Tecnologias Agropecuárias da Universidade Estadual do Norte Fluminense Darcy Ribeiro, como requisito parcial para obtenção do grau de Mestre em Ciência Animal, na área de concentração de Sanidade Animal.

ORIENTADOR: PROF. Dr. ANDRÉ LACERDA DE ABREU OLIVEIRA

CO-ORIENTADOR (A): Dra. JUSSARA PETERS SCHEFFER

CAMPOS DOS GOYTACAZES – RJ

09/2020

THIAGO HENRIQUE CARVALHO DE SOUZA

MECÂNICA DE IMPLANTES ORTOPÉDICOS EM TITÂNIO SEM E COM  
MOLDAGEM AO FÊMUR DO CÃO

Tese de mestrado a ser apresentado ao Centro de Ciências e Tecnologias Agropecuárias da Universidade Estadual do Norte Fluminense Darcy Ribeiro, como requisito parcial para obtenção do grau de Mestre em Ciência Animal, na área de concentração de Sanidade Animal.

ORIENTADOR: PROF. Dr. ANDRÉ LACERDA DE ABREU OLIVEIRA

CO-ORIENTADOR (A): Dra. JUSSARA PETERS SCHEFFER

BANCA EXAMINADORA

---

Prof. Dr. Eduardo, Atem de Carvalho

---

Prof.<sup>a</sup>. Dra. Fernanda Antunes

---

Coorientadora(a): Dra. Jussara Peters Scheffer

---

Orientador Prof. Dr. André Lacerda de Abreu Oliveira

CAMPOS DOS GOYTACAZES – RJ

09/2020

## **DEDICATÓRIA**

“Dedico esta dissertação à minha querida avó Maria Dias de Carvalho (in memoriam), cuja presença foi essencial na minha vida.”

## **AGRADECIMENTO**

Quero agradecer aos meus pais, Marcos e Zita, o carinho e apoio prestado, e sobretudo o esforço que fazem para me dar a oportunidade de estudar, por isso, estou imensamente grato a eles.

Ao meu irmão Luís Eduardo, ser o bom companheiro e amigo que fez possível que houvesse algum riso e momento de descontração e desanúvio essenciais para manter a sanidade e “cabeça fresca”.

Ao meu orientador, Professor André Lacerda de Abreu Oliveira, o apoio, total disponibilidade, incentivo e conhecimento prestado na execução deste trabalho, sem os quais não teria sido possível.

A todos os amigos, colegas de curso, pessoas com quem convivi nesta etapa do meu percurso acadêmico e da minha vida, a amizade, a partilha e os bons momentos passados.

## **EPIGRAFE**

"A possibilidade de realizar um sonho é o que faz que a vida seja interessante."

Paulo Coelho.

## RESUMO

O propósito do estudo foi avaliar comparativamente, através do teste de flexão mecânica de 4 pontos, as placas titânio sem modelagem e com modelagem em formato do fêmur e a diferença na capacidade física estrutural delas. Os grupos foram divididos em Grupo 1 – sem modelagem e Grupo 2 – com modelagem, e, em cada grupo, tinha 6 placas de cada tamanho mencionado 5, 6,5, 8, 9, 10, 11 mm. Os testes de flexão mecânica de 4 pontos seguiram as normativas da ASTM e utilizou máquina de ensaio universal EMIC modelo 5582 com célula de 10N numa velocidade 1 mm/s até falha do material ou escorregar da plataforma. As avaliações foram tabuladas e analisadas no programa GraphPad Prism versão 5.0. As correções da curva de distribuição normal foram feitas usando o teste de Bartled. Após as correções, foi realizada a análise de variância (ANOVA) com  $p < 0,05$ . As avaliações foram feitas dentro do grupo e entre os grupos. Posteriormente, foi realizado o teste de média de Newmann Keuls, adotando  $p < 0,05$ . Para análises em dois grupos, foi realizado um teste t de Student como pós-teste, admitindo também um  $p < 0,05$ . Os resultados do teste flexão em 4 pontos mostraram que não houve diferença estatística, as placas não moldadas possuem maior rigidez à flexão e rigidez estrutural que as placas moldadas, sendo essa diferença significativa, demonstrando assim uma grande perda de rigidez em relação a sua conformação original. Sendo assim, conclui-se que os implantes testados possuem características mecânicas adequadas, sendo que perdem rigidez pela moldagem ao osso apesar de ganharem de ganharem resistência (não estatisticamente significativa).

Palavras chaves: Placas de titânio, ASTM, Flexão, Modelagem.

## **Abstract**

The purpose of the study was to comparatively evaluate, through the 4-point mechanical flexion test, the titanium plates without modeling and with modeling in the shape of the femur if the difference in their structural physical capacity. The groups were divided into Group 1 - without modeling and Group 2 - with modeling and in each group there were 6 plates of each size mentioned 5, 6.5, 8, 9, 10, 11 mm. The 4-point mechanical flexion tests followed the norms of the ASTM and used universal testing machine EMIC model 5582 with 10N cell at a speed of 1mm / s until the material fails or slides off the platform. The evaluations were tabulated and analyzed using the GraphPad Prism version 5.0 program. Corrections of the normal distribution curve were made using the Bartled test. After corrections, analysis of variance (ANOVA) was performed with  $p < 0.05$ . Assessments were made within the group and between groups. Subsequently, the Newmann Keuls average test was performed, adopting  $p < 0.05$ . For analyzes in two groups, a Student t test was performed as a post-test, also admitting a  $p < 0.05$ . The results of the 4-point flexion test showed that there was no statistical difference, the unmolded plates have greater flexural and structural rigidity than the molded plates, this difference being significant, thus demonstrating a great loss of stiffness in relation to its original conformation. Thus, it concludes that the implants tested have adequate mechanical characteristics, and lose rigidity due to the molding to the bone, despite gaining resistance (not statistically significant).

Key words: Titanium plates, ASTM, Flexion, Modeling.



## TABELA DE ILUSTRAÇÕES

1- Figura 1	23
2- Figura 2	24
3- Figura 3	25
4- Figura 4	26
5- Figura 5	27
6- Figura 6	27
7- Figura 7	28
8- Figura 8	29

## TABELA DE GRÁFICOS

1- Gráfico 1	32
2- Gráfico 2	32
3- Gráfico 3	33
4- Gráfico 4	34
5- Gráfico 5	35
6- Gráfico 6	35
7- Gráfico 7	36
8- Gráfico 8	37
9- Gráfico 9	38
10- Gráfico 10	39
11- Gráfico 11	40
12- Gráfico 12	41

## Sumário

<b>1 - INTRODUÇÃO .....</b>	<b>11</b>
<b>2. REVISÃO DE LITERATURA .....</b>	<b>13</b>
<b>2.1-Placas e Parafusos .....</b>	<b>13</b>
<b>2.2- Biomateriais .....</b>	<b>14</b>
<b>2.2.1-Ligas de Titânio e Derivados .....</b>	<b>15</b>
<b>2.2.2- Aço Inoxidável AISI 316L e ASTM F138 .....</b>	<b>16</b>
<b>2.3 Processos Mecânicos, Químicos E Biológicos. ....</b>	<b>18</b>
<b>2.3.1-Resistência Mecânica .....</b>	<b>18</b>
<b>2.3.2-Resistência À Fadiga.....</b>	<b>19</b>
<b>2.3.3-Resistências À Corrosão.....</b>	<b>19</b>
<b>2.4- Ensaio Biomecânicos .....</b>	<b>21</b>
<b>3 - MATERIAL E MÉTODOS .....</b>	<b>23</b>
<b>3.1 - Ensaio Estático de Flexão em 4 Pontos .....</b>	<b>24</b>
<b>4 - ESTATÍSTICA.....</b>	<b>31</b>
<b>5 - RESULTADOS .....</b>	<b>32</b>
<b>6 - DISCUSSÃO .....</b>	<b>42</b>
<b>7 – CONCLUSÃO.....</b>	<b>45</b>
<b>8 - REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS .....</b>	<b>46</b>

## 1 - INTRODUÇÃO

A ortopedia cada vez mais se preocupa com abordagens menos traumática e mínimos distúrbios dos tecidos moles devido à importância de fatores biológicos na fixação interna e a relevância deles na consolidação da fratura. Devido a essa tendência e os avanços tecnológicos, novas gerações de implantes foram desenvolvidas, no entanto, uma boa parte carece de testes necessários que possam aferir a segurança do seu uso. Além disso, é importante dirimir as dúvidas sobre o material a ser utilizado, e a arquitetura dos implantes confeccionados se conferem às condições necessárias de segurança mecânica na reparação das fraturas.

Os implantes ortopédicos são obrigatoriamente sujeitos a diversos tipos de ensaios, correlacionados aos materiais e à estrutura em si. As normas, Associação Internacional de Matérias para Testes (ASTM), Organização Internacional de Normalização (ISO), Associação Brasileira de Normas Técnicas (ABNT) ou outras, foram elaboradas para satisfazer determinados requisitos. A área de ortopedia não é exceção à regra, e os ensaios são extremamente exigentes na caracterização mecânica, ou outra, dos implantes (BUSS *et al.*, 2011).

O termo fixação interna se dá no uso das placas bloqueadas na medicina veterinária, isso se tornando cada vez mais comum. Novos sistemas de bloqueio e placas designadas para osteossíntese são dispositivos que permitem a fixação de fraturas ósseas. São normalmente feitas de uma liga metálica, aço inoxidável 316 L, ou em materiais como titânio e compósitos, estes últimos, normalmente sob a forma de materiais bioabsorvíveis (BUSS *et al.*, 2011).

A realização de ensaios estáticos e dinâmicos é extremamente importante na caracterização de materiais e estruturas, permitindo designadamente a determinação de propriedades estruturais intrínsecas dos componentes. A rigidez e a resistência são, entre outras características mecânicas, as mais avaliadas no que diz respeito ao comportamento estrutural de componentes. A realização de ensaios de fadiga, por sua vez, permite determinar a vida útil de determinado componente sob uma gama de solicitações cíclicas para um determinado número de ciclos de fadiga (NBR-ISO, 2008)

Atualmente, existem no mercado várias marcas comerciais de placas e parafusos, algumas consideradas de alta qualidade e outras manufaturadas quase que artesanalmente. Por essa razão, estudos a respeito da qualidade desses dispositivos são necessários individualmente, pois carecem dados à resistência física do material após ele ser moldado ao osso para a osteossíntese de uma fratura.

Este trabalho se justifica por oferecer informações técnico científicas sobre um grupo de implantes amplamente comercializados em nosso meio e que são considerados de boa qualidade, mas necessitam de testes que possam aferir suas reais características mecânicas.

Este trabalho tem por objetivo comparar as características mecânicas das placas de titânio, antes e após a sua moldagem ao osso.

A hipótese é que os implantes possuem as características mecânicas adequadas e que alteram de forma significativa suas características originais após a moldagem ao osso.

## 2. REVISÃO DE LITERATURA

### 2.1 Placas e Parafusos

Placas e parafusos são materiais utilizados para a correção de fraturas e podem estabilizar qualquer fratura de ossos longos e curtos. São particularmente úteis quando são desejados conforto pós-operatório e uso precoce do membro. (Vallefuoco R, Le Pommellet H, Savin A, *et al.* 2016).

As placas são adaptáveis a praticamente todos os tipos de fraturas da diáfise e têm a vantagem distinta de fornecer fixação interna melhor do que a fixação externa em determinados ossos. Na maior parte dos casos, esse é o padrão ouro em cães de raças de grande porte. Dependendo do tipo de fratura, pode variar o tipo de placa e as suas funções a ser utilizada em fraturas oblíquas curtas, fraturas transversas e algumas fraturas segmentárias. Com função de placa de neutralização, utilizada em fraturas oblíquas longas e fraturas em cunha redutíveis e como função de placa de apoio ou em ponte, para fraturas em cunha não redutíveis. A placa convencional geralmente é aplicada na superfície lateral e moldada para se encaixar a essa superfície. Em geral, o padrão de curvatura para ser moldado é obtido a partir de radiografia da fratura oposto para aplicação de apoio, ou a placa pode ser moldada no momento de aplicação para fraturas redutíveis (Perren SM, 2002).

O foco de aplicação primário de parafusos compressivos como fixação primária é em fraturas de zona proximal e distal, onde eles têm valor inestimável como provedores de fixação rígida. Os parafusos compressivos nunca são usados como meio de fixação única para imobilização de fraturas de diáfise de ossos longos. Eles podem ser usados com vantagens para compressão interfragmentar em segmentos oblíquos, espirais e em formato de borboleta e em certos tipos de fraturas múltiplas quando combinados com um método de fixação primária. Caso os segmentos da diáfise óssea sejam grandes o suficiente para o uso de parafusos, eles são preferidos aos fios de cerclagem. Quando adequadamente inseridos, os parafusos ósseos são superiores para compressão e fixação rígida, e são menos capazes de interromper o fluxo sanguíneo periosteal durante sua inserção (EGOL, Kenneth A. *et al.*, 2004).

O primeiro sistema de placa bloqueada chamado point - contact fixator, o PC-Fix (Synthes, Paoli, PA), que parecia muito com sistema de fixação externa. O sistema PC-Fix buscava reduzir as forças de compressão no osso usando um parafuso que bloqueia dentro do orifício da placa. Este aprimoramento se deu origem com placas convencionais de compressão bloqueadas. Nesse sistema, a cicatrização óssea é secundária, faz com seja bem parecida com fixação externa, além disso permite a estabilidade angular e axial o que oferece minimização do risco de perda na redução óssea devido à não necessidade de retorcer a placa se adaptando ao osso. (TEPIC, S. P. S. M.; PERREN, S. M., 1995).

Atualmente, o PRCL é um dos *kits* de sistema mais avançados e amplamente utilizados em ortopedia animal internacionalmente e quando comparado com os cirúrgicos tradicionais, o PRCL possui vantagens como "Poincontact", "Reconstruction", "Compression" e "Locking".

## 2.2 Biomateriais

Os biomateriais em três grupos: biotolerados, bioinertes e bioativos. Os derivados do cimento ósseo, o aço inoxidável e as ligas de cobalto-crômio pertencem ao primeiro grupo, e os cerâmicos densos (alumina e zircônia), carbono, titânio e suas ligas, ao segundo grupo. O terceiro grupo inclui os compósitos de hidroxiapatita e fosfato tricálcico, os biovidros e os vitrocerâmicos. Nos materiais biotolerantes, uma membrana de tecido fibroso, de espessura variável, separa o implante do osso, originando uma osteogênese à distância. Nos bioinertes, a interface osso/implante é constituída por um contato ósseo direto, num processo de osteógenese direta, conduzindo à osteointegração do implante. Nos implantes bioativos, existe uma osteocoalescência, ou seja, uma forte ligação química entre o implante e o osso, uma osteogênese de união, processo que têm muitas vantagens na estabilização mecânica secundária das próteses articulares e, naturalmente, na melhoria dos resultados clínicos (RATNER, 2004).

As ligas metálicas, particularmente os aços inoxidáveis, as ligas à base de titânio e outras ligas metálicas de cobalto e crômio, são os dois primeiros mais

empregados e produzidos no dia a dia da ortopedia, quer na composição de próteses de substituição articular, de sistemas de fixação externa (fixadores externos) de fraturas ósseas, de sistemas de fixação interna (osteossíntese) de fraturas ósseas, de sistemas de correção cirúrgica de situações do tipo degenerativo, quer na composição de grampos, de parafusos, de cabos e de fios metálicos (aços inoxidáveis) (DEE, 2002).

### **2.2.1 Ligas de Titânio e Derivados**

O titânio e as suas ligas têm mostrado, nos últimos anos, uma grande utilização na odontologia e na ortopedia. A sua resistência à fadiga e a corrosão é nitidamente superior à de outras ligas metálicas utilizadas em implantes e próteses. Sob o ponto de vista clínico, os produtos de corrosão do titânio são geralmente bem tolerados e não desencadeiam reações imunológicas desfavoráveis. O módulo de elasticidade do titânio é de 110 Mega Pascal (MPa), cerca de metade do aço inoxidável ou das ligas à base de cobalto, aproximando-se do osso (5 a 10 vezes superior à rigidez do osso cortical). (Wang C, Hu H, Li Z, *et al.*, 2019)

O titânio tem sido amplamente utilizado como biomaterial devido ao seu módulo de elasticidade relativamente baixo, boa resistência à fadiga, usinabilidade e conformabilidade, além de elevada resistência à corrosão e biocompatibilidade. A liga Ti-6Al-4V (Ti CP grau 5) é uma das ligas mais utilizadas na área biomédica com melhores propriedades para essas aplicações, quando comparado ao titânio puro. No entanto, pesquisas recentes mostraram que o vanádio tem causado efeitos citotóxicos e reações adversas nos tecidos (Mal de Alzheimer), assim como o alumínio foi associado a problemas neurológicos (neuropatias). O desenvolvimento de uma nova classe de ligas, sendo formadas principalmente pela adição de Nb, Zr, Ta, e Mo, elementos que não possuem citotoxicidade se fez necessário (ZHANG, 2013; PARK, 2013).

Com relação ao módulo de elasticidade, Ti-7,5Mo e Ti-13Nb-13Zr foram inferiores as demais, embora a porcentagem de alongamento Ti-7,5Mo (35%) tenha sido comparada ao Ti Cp (47%). As vantagens das propriedades mecânicas da liga

Ti-7,5Mo também é demonstrada na sua elevada capacidade de recuperação elástica, o que é uma indicação de elevada resistência e de baixo módulo de elasticidade, essencial para implantes de suporte de carga (LIN,2005). Em 2005, Lin *et al.* compararam a resistência à fadiga do Ti Cp , Ti-6Al-4V, Ti-7,5 Mo e Ti13Nb-13Zr e relataram que Ti-7.5 Mo e Ti-13Nb-13Zr apresentaram maior resistência à fadiga do que as demais ligas convencionais, e relacionaram a resistência à fadiga a fatores como porosidade superficiais e subsuperficiais, a localização dessas porosidades e propriedades mecânicas dos materiais, já que as ligas Ti-7,5 Mo e Ti-13Nb-13Zr apresentaram maior resistência à tração e ao escoamento do que o Ti Cp e menor que o Ti6Al-4V. (Zigterman BGR, *et al.*, 2019)

### **2.2.2 Aço Inoxidável AISI 316L e ASTM F138**

Os aços designados como AISI 316L são aços inoxidáveis austeníticos, com baixo teor de carbono, utilizados para inúmeras aplicações. No requisito composição química, apresentam faixa ampla de concentrações de elementos químicos, de tal forma que um aço que atende ao requisito AISI 316L pode se enquadrar nas especificações de diferentes normas, tais como: ASTM A240, ASTM A276, ASTM A 269, ASTM F138 e ISO 5832-1 (NBR ISO5832-1, no Brasil). Dessa forma, as especificações trazidas pelas normas são importantes para a escolha do aço mais adequado para cada aplicação (TSCHIPTSCHIN, André Paulo; PINEDO, Carlos Eduardo, 2010).

O aço inoxidável 316L se destaca pelo seu menor teor de carbono que minimiza a ocorrência da corrosão intergranular causada pela precipitação de carbeto de cromo nos contornos de grão e também pela adição de molibdênio que lhe assegura maior resistência à corrosão, principalmente à corrosão localizada (pites) (KAPP, Mario Sergio Vinicius *et al.*, 2010).

Devido à necessidade de melhoria dos aços AISI 316L para aplicação em implantes cirúrgicos, foram desenvolvidos os aços conforme normas ISO 5832-1 (NBR ISO 5832-1), ASTM F138 e ASTM F139, também designados como aços 316LVM. Esses aços são obtidos a partir do aço AISI 316L sob processo de refusão ESR/VAR.



O processo ESR (Refusão por Escória Eletrocondutora) é utilizado em produtos de alta solicitação garantindo baixo nível de inclusões metálicas. Os produtos refinados pelo processo VAR (Refusão a Vácuo) apresentam baixo nível de segregação, excelente microestrutura bruta de solidificação, alta isotropia e teores muito baixos de gases dissolvidos. Assim os processos garantem ao produto, além do controle perfeito da composição química, elevada homogeneidade da estrutura e alto grau de pureza e reduzida presença de micro inclusões não metálicas. Teores de cromo e molibdênio mais elevados garantem maior resistência à corrosão por pites nestes aços, com relação a outros aços AISI 316L (BUSS *et al*, 2011).

Em termos de composição química, o aço AISI 316L difere dos aços com especificação para utilização em implantes cirúrgicos (especificações ASTM F138, ASTM F139 e ISO 5832-1), apresentando diferentes faixas de composição para cinco elementos químicos: fósforo, enxofre, cromo, molibdênio e níquel. De acordo com a norma ASTM F138, há consenso de que a estrutura metalúrgica homogênea seja superior em termos de resistência à corrosão e à fadiga mecânica. Tendo em vista atender tal consenso, requisitos para a fabricação de aços inoxidáveis especiais geralmente determinam que esses materiais possuam estrutura autêntica, com grãos finos e de tamanho uniforme, livre de ferrita e com reduzida presença de inclusões, bem como capacidade de passar em testes de susceptibilidade à corrosão intergranular. Os elementos fósforo e enxofre geralmente contribuem para a formação de fases frágeis (inclusões) durante o processo de fabricação do aço, reduzindo a homogeneidade do metal. Tendo em vista que o aço AISI 316L possui faixa de tolerância maior para o fósforo e enxofre, este pode conter teor de inclusões maior do que os aços ISO 5832-1 e ASTM F138, os quais possuem faixa de tolerância menor para estes elementos. Como consequência, o aço de designação 316L pode ter estrutura menos homogênea e mais propensa à corrosão e à fadiga mecânica do que o aço F138 (BUSS *et al*, 2011).

Com relação ao cromo e molibdênio, as faixas de concentração desses elementos nos aços ISO 5832-1 e ASTM F138 são mais amplas do que no aço AISI 316L. Como são responsáveis pela formação da camada de passivação na superfície metálica, teores mais elevados desses elementos resultam em maior proteção contra a corrosão. O níquel é o elemento responsável pela estabilidade da microestrutura do aço. Como a liga AISI 316L apresenta menor teor deste elemento comparado com a

liga ASTM F138, pode diminuir a homogeneidade do aço produzido, tornando-o, conseqüentemente, mais susceptível ao ataque de substâncias corrosivas e mais propenso a falhas mecânicas (BUSS *et al.*, 2011).

A relação cromo e molibdênio também são importantes para a categorização da resistência à oxidação do aço em relação ao PRE (*PittingResistanceEquivalent*), sendo a relação entre os teores dos elementos cromo e molibdênio e que permite avaliar a resistência do aço à corrosão por pites. As normas ISO 5832-1, ASTM F138 e ASTM F139 estabelecem que o número PRE deve ser maior que 26, como requisito para enquadramento nesses tipos de aços. A avaliação deste número não é requisito na designação dos aços AISI 316L. Uma vez que as especificações de composição química dos aços definem faixas de concentração para os diferentes elementos que os constituem, e que tais faixas são em parte coincidentes, o aço com especificação AISI 316L pode ser produzido com teores (de elementos químicos) semelhantes aos do aço apropriado para implante (ISO 5832-1 ou ASTM F138). No entanto, para o aço AISI 316L, geralmente não há controle do tamanho de grão, do teor de inclusões e da proporção de cromo/molibdênio, responsável pela garantia da resistência à corrosão por pites (BUSS *et al.*, 2011).

## **2.3 Processos Mecânicos, Químicos e Biológicos.**

### **2.3.1 Resistência Mecânica**

Quanto à compatibilidade mecânica, é necessário que as propriedades mecânicas não se alterem durante período prolongado de uso. Propriedades mecânicas importantes incluem resistência mecânica, ductilidade, desgaste e corrosão-fadiga. O material recozido apresenta menor resistência mecânica. Essa condição geralmente é preferida para a manufatura de fio de aço para “cerclagem” e chapas de reconstrução onde baixa resistência é satisfatória, mas é preciso máximo de ductilidade para adaptação da forma. Certos aços inoxidáveis austeníticos podem desenvolver maior resistência e dureza por meio de trabalho a frio. Por isso, esses

aços apresentam maior resistência e são usados para fabricar parafusos e placas para ossos, entre outros (DISEGI e ESCHBACH, 2000).

O aço inoxidável usado para implantes tem maior potencial de proteção contra corrosão por pite do que outros tipos de aços inoxidáveis por causa do seu baixo teor de carbono e alto teor de cromo. Além disso, a adição de molibdênio em teores acima de 2% eleva a resistência à corrosão localizada para meios mais agressivos (TSCHIPTSCHIN, André Paulo; PINEDO, Carlos Eduardo, 2010).

### **2.3.2 Resistência à Fadiga**

A fadiga é a redução gradual da capacidade de carga do componente, pela ruptura lenta do material, consequência do avanço quase infinitesimal das fissuras que se formam no seu interior. Este crescimento ocorre para cada flutuação do estado de tensões. As cargas variáveis, sejam cíclicas ou não, fazem com que, ao menos em alguns pontos, tenhamos deformações plásticas também variáveis com o tempo. Essas deformações levam o material à deterioração progressiva, originando a trinca, a qual cresce até atingir tamanho crítico, suficiente para a ruptura final, em geral brusca. Em muitos casos, a trinca, que leva à falha, não passa pelo período de nucleação, pois a peça possui trincas previamente existentes, na forma de defeitos oriundos do processo de fabricação ou mesmo pelo uso do equipamento. Esses defeitos podem ser, por exemplo, provenientes do processo fabricação, como soldagem, fundição, forjamento, retífica, ou devidos a tratamento térmico inadequado, muito agressivo, ou ainda, devido ao ataque do meio ambiente agressivo, que leva à corrosão na superfície do material (HERTZLER, J.; MILLER, M.; MANN, K. ,2007).

### **2.3.3 Resistências à Corrosão**

Os aços inoxidáveis são ligas ferrosas que contém cromo, frequentemente níquel e, em vários casos, outros elementos de liga. O cromo é o principal elemento responsável pela resistência à corrosão desses aços. Isso se deve à capacidade do

cromo de, em contato com o ar ou com outro meio oxidante, formar rapidamente fina camada de óxido de cromo sobre esses aços. Essa camada de óxido de cromo se torna barreira invisível, contínua, aderente, impermeável e praticamente insolúvel em numerosos ambientes. Nessas condições, o aço é classificado como passivo, pois o metal sob a camada de óxido de cromo está protegido contra o ataque de diversos meios corrosivos, notadamente os classificados como oxidantes. Este benefício do cromo já se mostra aparente mesmo quando pequena quantidade desse elemento estiver presente na liga. Aços com apenas 5% de cromo são muito mais resistentes à corrosão do que os aços comuns. Contudo o termo aço inoxidável é reservado apenas para ligas Fe-Cr ou Fe-CrNi contendo mais de 10-12% de cromo. Isso corresponde ao mínimo necessário para garantir satisfatória resistência à corrosão atmosférica (VILLAMIL, RUTH FLAVIA VERA *et al.*, 2002).

O pH dos líquidos corpóreos (meio salino) é levemente básico e gira em torno de 7,2 a 7,4. A presença de íons de  $\text{Cl}^-$ ,  $\text{Na}^+$  e  $\text{HCO}_3^-$  nos fluidos (celulares e sanguíneos) em contato com o implante metálico pode promover a ativação de mecanismos de corrosão do metal. A presença de defeitos superficiais favorece a nucleação prematura de trincas de fadiga e de pontos de concentração de tensões. O crescimento das trincas é, via de regra, acelerado pelo mecanismo de corrosão, levando à falha prematura do componente por mecanismo do tipo misto (VILLAMIL, RUTH FLAVIA VERA *et al.*, 2002).

Os materiais utilizados em implantes ortopédicos, além de suas propriedades mecânicas, metalúrgicas, biocompatibilidade e fisiológicas (tolerância pelo organismo e toxidez sobre os tecidos dos produtos de corrosão), devem ser resistentes à ação corrosiva dos líquidos que os cercam, sabendo que o fluido fisiológico (solução com cerca de 1% de cloreto de sódio) é corrosivo para muitos materiais metálicos. Sendo assim, há a necessidade desses implantes cirúrgicos serem devidamente especificados para o adequado uso, caso contrário, podem ocasionar problemas de corrosão, com sérias implicações para o paciente (DEE, K.C.; *et al.*, 2002).

O parâmetro fundamental para a escolha da liga metálica utilizada na fabricação de um produto implantável é a resistência à corrosão, uma vez que os fluidos biológicos presentes no corpo humano possuem alto poder corrosivo. Somente determinados tipos de aços inoxidáveis podem ser utilizados como matéria prima para

a fabricação de próteses implantáveis, já que nem todos suportam tais condições. A corrosão de uma peça metálica implantada pode trazer diversos resultados negativos para o paciente, dentre eles a quebra do implante e a liberação de íons metálicos indesejáveis no organismo. No segundo caso, o produto da corrosão do implante pode causar alterações histológicas no tecido local, tanto por efeitos tóxicos diretos quanto por uma hipersensibilidade local. Níquel, cobalto e cromo, conhecidos causadores de alergias, podem ocasionar respostas biológicas adversas do tecido localizado próximo ao implante, levando até mesmo à perda de parte da articulação implantada (DEE, K.C.; *et al.*, 2002).

## 2.4 Ensaio Biomecânicos

Os ensaios biomecânicos *in vitro* são importantes mecanismos de análise pré-clínica (ZDERO, 2010). Os resultados permitem melhorar a configuração do implante, além de evitar a introdução de produtos sem eficácia comprovada (ALVES *et al.*, 2010 e ZDERO, 2010). Nas fraturas, os testes biomecânicos permitem avaliar a eficiência da fixação óssea e a capacidade de resistir às forças atuantes em determinada fratura (DALABRIDA *et al.*, 2005). Para tanto, são utilizados equipamentos desenvolvidos especificamente para esse tipo de avaliação e sistemas computacionais com “softwares” para decodificação dos dados (ZDERO, 2010). Os testes são realizados avaliando as forças de forma isolada, por exemplo, flexão, compressão e rotação; contudo as forças atuam sempre de forma conjunta por sobre o esqueleto (CORDEY, 2000).

Quando se aplica determinada força externa, os ossos tendem a se deformar (RODRIGUES, L. B., 2013 e DALMOLIN *et al.*, 2013). A resistência é, portanto, uma medida das forças aplicadas ao material (ZDERO, 2010). A força causa a aceleração de um corpo em movimento e, ao pará-la, a deformação desse corpo é observada (CORDEY, 2000). A força obtida durante os ensaios é definida como a variável cujo valor é suficiente para promover o deslocamento do objeto a ser avaliado (ZDERO, 2010). A deformação pode apresentar comportamento elástico (deformação reversível) e comportamento plástico (deformação permanente) (RODRIGUES, L. B.,

2013), sendo o momento em que o objeto não é mais capaz de reverter a forma original chamado de ponto de aquiescência. A carga atingida no momento em que se inicia a deformação plástica é denominada carga de rendimento. A rigidez é o quanto uma amostra é capaz de suportar antes de se deformar permanentemente (ZDERO, 2010), sendo avaliada por meio da relação entre a tensão aplicada e a deformação elástica (RODRIGUES, L. B., 2013).

A estrutura esquelética possui como função sustentar as cargas aplicadas durante o movimento fisiológico (CORDEY, 2000). Sobre o osso atuam forças fisiológicas (sustentação da massa corpórea, contração muscular e atividades físicas) e não fisiológicas (acidentes automobilísticos, lesões por armas de fogo e quedas) (CULLEN *et al.*, 2001; HULSE e HYMAN, 2003). Essas forças, de forma exacerbada, podem provocar a fratura óssea. As forças compressivas atuam ao longo do eixo longitudinal do osso e estão relacionadas com a massa corpórea e uso do membro (DALMOLIN *et al.*, 2013), e tendem a promover o encurtamento da estrutura que a recebeu. A flexão é o efeito da força aplicada perpendicularmente ao eixo de uma estrutura (CORDEY, 2000). As forças de flexão conduzem ao encurvamento (DALMOLIN *et al.*, 2013), ou seja, causam compressão em um lado da fratura e tração no lado oposto. Essa última é considerada a mais importante biomecanicamente (CORDEY, 2000; DALMOLIN *et al.*, 2013). Quando o osso recebe cargas de forma repetida, tem-se a chamada fadiga.

Segundo Cordey (2000), há duas formas de se estudar as forças nos testes biomecânicos: os testes estáticos, os quais analisam o efeito da força com relação à deformação; e os testes dinâmicos, os quais avaliam o efeito da força na aceleração e movimento conhecidos. Para a realização dos ensaios podem ser utilizados ossos obtidos de cadáveres, seja humano ou animal, ou um material similar (ZDERO, 2010). Segundo Gordon *et al.* (2010), a utilização de ossos provenientes de cadáveres caninos permite uma situação mais próxima da realidade. No entanto, há grande variedade com respeito a porosidade, tamanho, mineralização, idade e geometria (ALVES *et al.*, 2010). Sendo assim, ossos sintéticos estão sendo cada vez mais usados (ZDERO, 2010), uma vez que é possível eliminar as variações interespécies (GORDON *et al.*, 2010).

### 3 MATERIAL E MÉTODOS

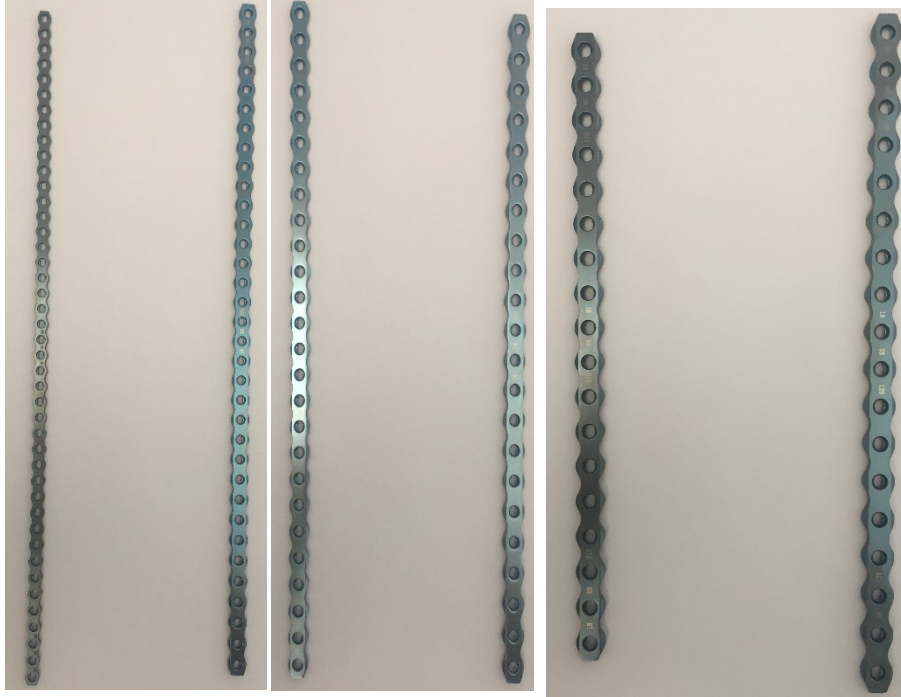
Este trabalho foi desenvolvido **em conjunto entre laboratórios** da Unidade de Experimentação Animal (UEA) e Laboratório de Materiais Avançados (LAMAV) ambos da Universidade Estadual do Norte Fluminense (UENF).

O ensaio mecânico utilizou placas ortopédicas feitas de 100% titânio segundo o fabricante. Onde dividimos o ensaio em 2 grupos com 36 placas cada entre grupos de diferentes tamanho diferentes variando entre 5.0, 6.5, 8.0, 9.0, 10.0 e 11,0 milímetros (mm) contendo 6 placas cada tamanho, com isso testamos em um ensaio de resistência delas no teste de flexão de 4 pontos seguindo as normas da ASTM F 382 -17 A1; com isso, um dos grupos será dobrado e cortado conforme a posição anatômica do fêmur para fraturas na região da diáfise femoral e outro permanecerá sem a dobradura do mesmo tamanho. (FIGURAS 1 e 2)



**Figura 1: Fonte Arquivo Pessoal - Placas de titânio de 8 mm. A primeira placa (de cima para baixo) pertence ao grupo 1 de placas não moldadas; em seguida a de baixo pertence ao grupo 2 de placas moldadas.**

As placas ortopédicas seguem o peso e carga indicados pelo fabricante em termos do peso, sendo assim, as placas foram moldadas em ossos de acordo com peso fornecido.



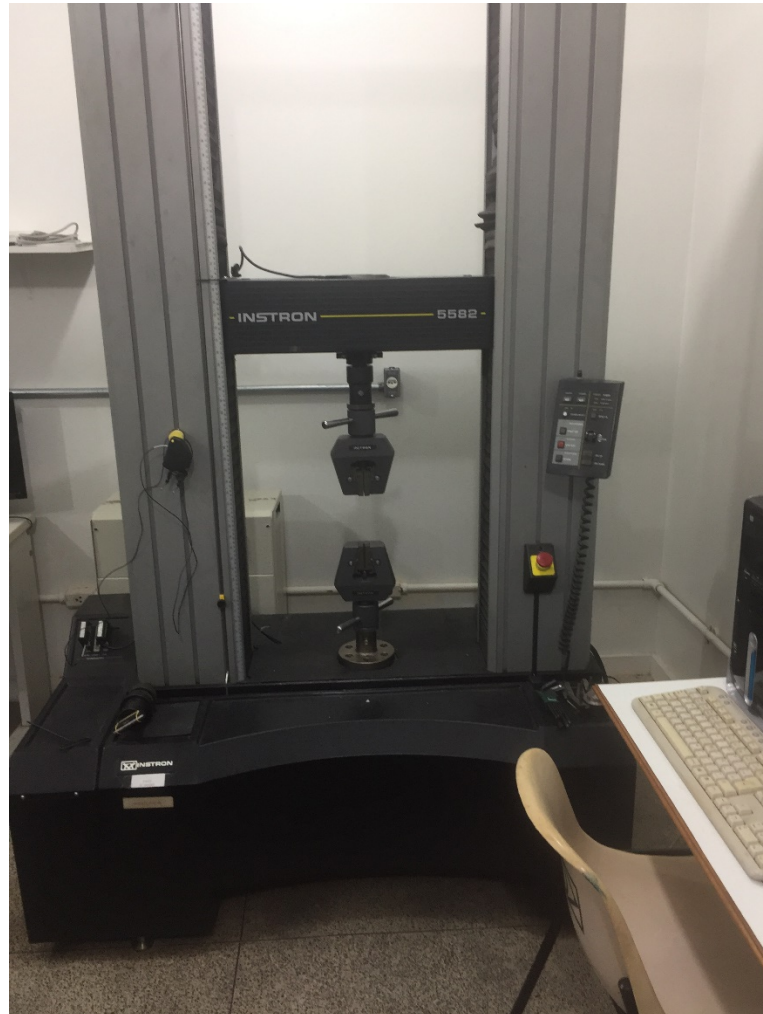
**Figura 2: Fonte Arquivo Pessoal - Da esquerda pra direita placa do sistema PCRL 5,0 / 6,5 / 8,0 / 9,0 / 10,0 / 11,0 mm em tamanho original do fabricante.**

### **3.1 Ensaio Estático de Flexão em 4 Pontos**

Para a determinação das cargas para os ensaios de estáticos, determinou-se que 72 montagens serão testadas até a falha, queda do material ou escorregar o material dos roletes. O fim do teste foi determinado quando houve quebra do material ou quando o material cedeu sobre a pressão dos roletes. Para tanto, foi empregada máquina de ensaio universal Instron modelo 5582 (FIGURA 3), com capacidade de carga máxima de 10000 N, velocidade de 1 mm/min, juntamente com o *software* TESC da EMIC. Todos os ensaios ocorreram em temperatura ambiente com média de 21°C. A finalização dos ensaios foi determinada pelo momento em que ocorria o toque entre

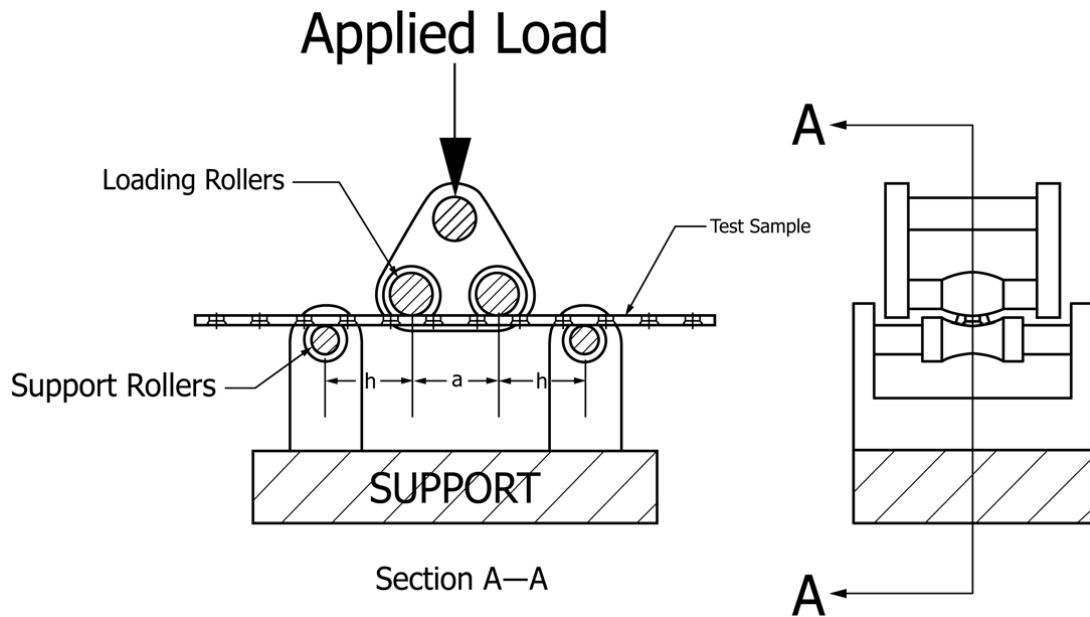


os corpos de prova ou perdendo a falha, ou ruptura da placa, ou escorregando na mesa de apoio.



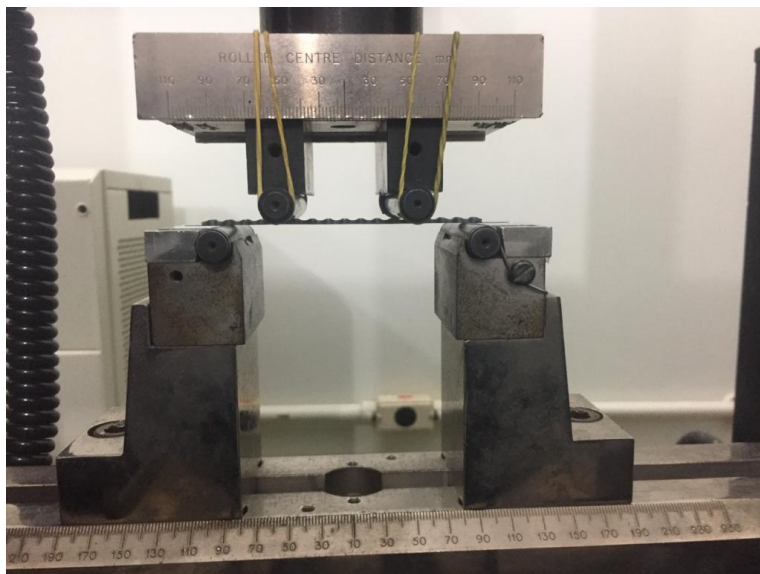
**Figura 3: Fonte Arquivo Pessoal - Máquina de ensaio universal Instron modelo 5582, pertencente ao Laboratório de Materiais Avançados (LAMAV).**

A máquina de ensaio da flexão possui dois roletes atuadores ou carregamentos acoplados ao travessão móvel na máquina e posicionados de modo que furos da placa estivessem localizados entre os roletes. Outros dois roletes de apoio ou suporte foram presos base da máquina e posicionados simetricamente a uma distância de dois furos da placa relação aos roletes atuadores. (FIGURA 4)



**Figura 4: Fonte ASTM F 382 -17 A1 - Modelo de ensio mecânico em 4 pontos onde (a) é a distância entre os roletes principais e o (h) é distância entre os roletes suportes.**

A distância entre os roletes atuadores ou vão central era de 40 mm, e a distância entre os roletes de apoio era de 80 mm para os tamanhos das placas 5.0 e 6.5 milímetros (mm) de cada grupo; sendo assim, os tamanhos das placas 8.0, 9.0, 10.0 e 11.0 milímetros (mm), os roletes atuadores tinham o vão central de 50 mm e os de apoio tinham o vão de 90 mm, e o tamanho do diâmetro de todos os roletes eram de 10 mm. (FIGURA 5 e 6).

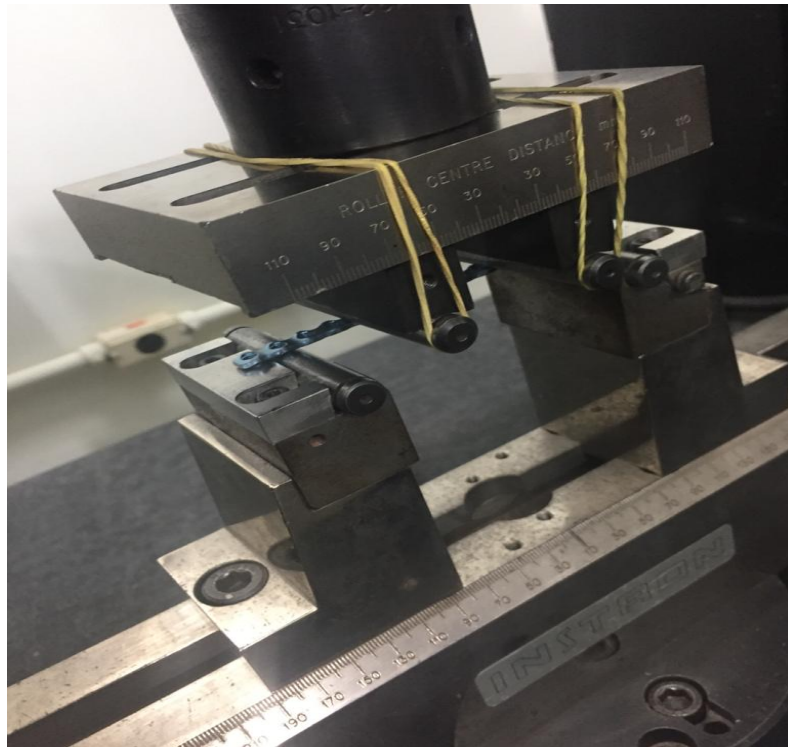


**Figura 4: Fonte Arquivo Pessoal - Teste de Flexão em 4 pontos na placa de titânio de 6.5 mm do grupo 1 na máquina INSTRON modelo 5582, pertencente ao LAMAV.**



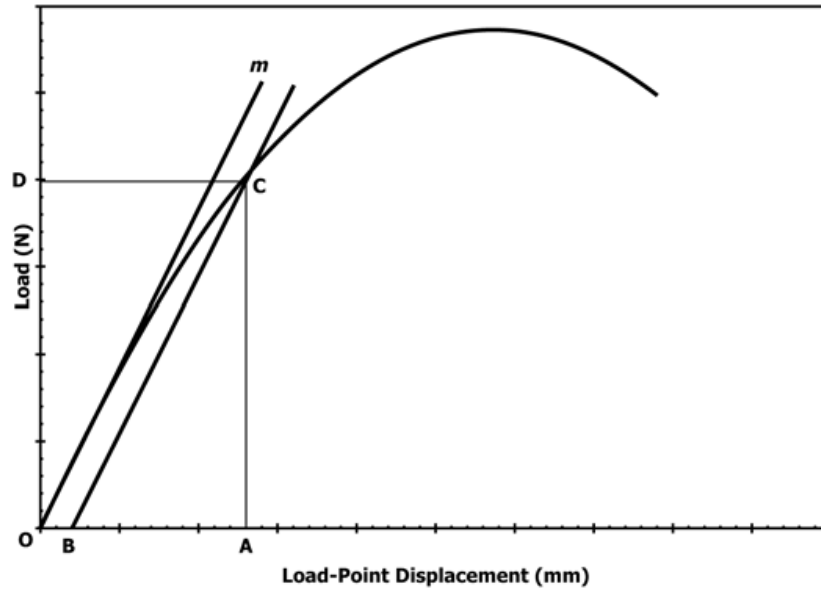
**Figura 5: Fonte Arquivo Pessoal - Teste de Flexão em 4 pontos na placa de titânio de 10 mm do grupo 2 na máquina INSTRON modelo 5582, pertencente ao LAMAV.**

O posicionamento da placa em relação aos roletes de apoio de maneira que os furos da placa entre os roletes e os roletes atuadores fica em contato com a superfície da placa que fica em contato com o osso. A placa foi centralizada nos roletes de apoio com uso de uma marcação pré-definida para garantir a reprodutibilidade no posicionamento das placas durante o experimento. (FIGURA 7).



**Figura 6: Fonte Arquivo Pessoal - Teste de Flexão em 4 pontos na placa de titânio de 5 mm do grupo 1 na máquina INSTRON modelo 5582, pertencente ao LAMAV mostrando a distância entre o eixo central e suporte.**

Após posicionar a placa no dispositivo, inicializou-se o ensaio de flexão. As forças foram aplicadas promovendo um aumento em sua magnitude, sendo registrada na forma de um diagrama de força *versus* deslocamento do ponto de aplicação de carga. O ensaio foi interrompido após o pico do gráfico onde a diminuição da magnitude era possível de ser observada. (FIGURA 8)



**Figura 7: Fonte ASTM F 382 -17 A1 - *Diagram Illustrating Methods for Determining the Bending Properties of Bone Plates* (Diagrama ilustrando métodos para determinar as propriedades de flexão das placas ósseas).**

Assim o diagrama dado para cada placa ensaiada, onde a ASTM F382 -17 A1 determinou os seguintes parâmetros através de fórmulas e conceitos: rigidez à flexão, rigidez estrutural à flexão e resistência à flexão.

A rigidez à flexão ( $K$ ) foi calculada como coeficiente angular (tangente) da região linear do diagrama, correspondendo aos pontos O e C do diagrama:

$$K = \frac{\Delta F}{\Delta D} \quad [\text{N/mm}]$$

Onde:

- $\Delta F$  – Força medida entre o ponto D e a origem O. Expressa em Newtons
- $\Delta D$  – Deslocamento medido entre o ponto A e a origem O. Expresso em milímetros.

A rigidez estrutural à flexão,  $EL_e$ , foi determinada a partir da seguinte expressão:

$$EL_e = \frac{(2h + 3a) K h^2}{12} \quad [\text{N/mm}^2]$$

12

Onde:

- $K$  = rigidez à flexão
- $a$  = a distância do vão central
- $h$  = a distância do vão de carregamento.
- NOTA - Como o método de teste requer a inclusão de orifícios para parafusos na região do vão central, a rigidez estrutural à flexão da placa óssea representa realmente uma média do  $EL_e$  na região de abrangência central.

Antecipando o cálculo para resistência à flexão, foi determinado o limite de escoamento convencional que correspondeu ao ponto B do diagrama (Desenho da tabela). Esse ponto foi realizado para intersecção da projeção da reta Om, deslocada na abscissa o equivalente a 0,2% do vão central ( $a$ ), criando uma reta BC força *versus* deslocamento.

A resistência à flexão, RF, foi calculada pela seguinte expressão:

$$RF = \frac{(\Delta K_B) h}{2} \quad [\text{N/mm}]$$

2

Onde:

- $\Delta K_B$  – força medida no limite convencional de escoamento, em Newtons.
- $h$  - a distância do vão de carregamento.

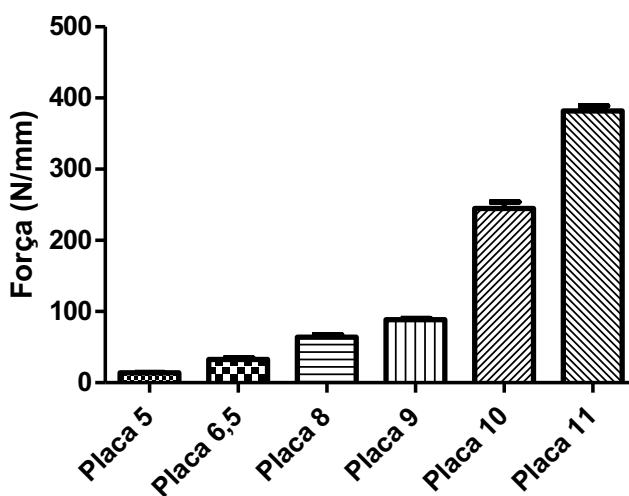
## 4 ESTATÍSTICA

As avaliações foram tabuladas e analisadas no programa GraphPad Prism versão 5.0. As correções da curva de distribuição normal foram feitas usando o teste de Bartled. Após as correções, foi realizada a análise de variância (ANOVA) e com  $p < 0,05$ . As avaliações foram feitas dentro do grupo e entre os grupos. Posteriormente, foi realizado o teste de média de Newmann Keuls, adotando  $p < 0,05$ . Para análises em dois grupos, foi realizado um teste t de Student como pós-teste, admitindo também um  $p < 0,05$ .

## 5 RESULTADOS

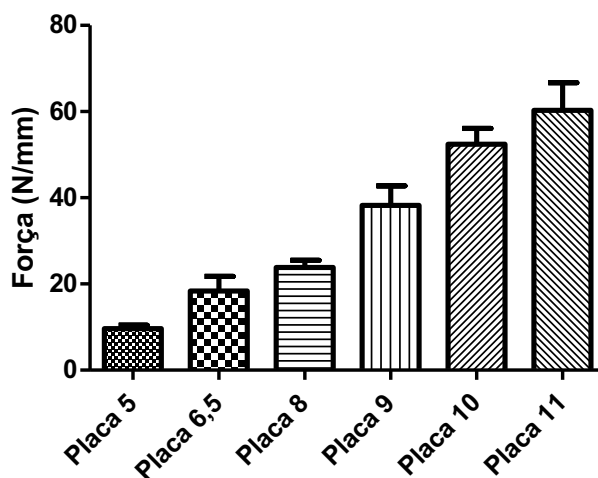
Os resultados, são expressos em gráficos, referentes aos grupos sem moldagem da placa (grupo 1) e com moldagem (grupo 2), referentes à rigidez à flexão, rigidez estrutural à flexão e resistência à flexão.

**Gráfico 1: Grupo 1 - Rigidez à Flexão (N/mm) das Placas de Titânio sem Modelagem.**



Fonte: Autor

**Gráfico 2: Grupo 2 - Rigidez à Flexão (N/mm) das Placas de Titânio com Modelagem.**

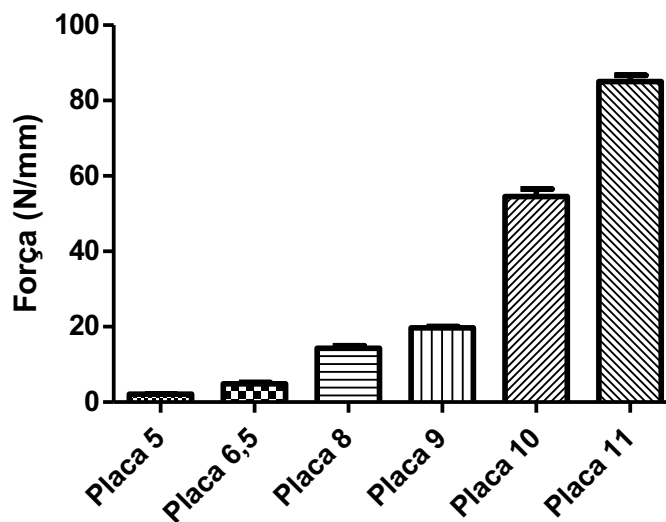


Fonte: Autor



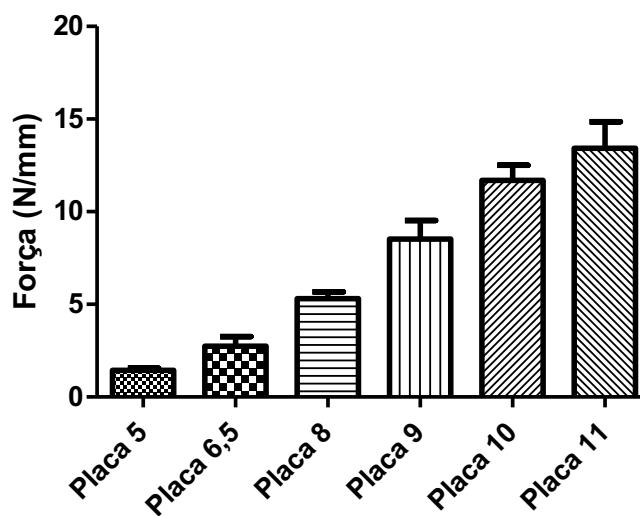
Os Gráficos 1 e 2 têm mostrado a sua rigidez à flexão, nota-se em ambos grupos com aumento do diâmetro placa há um aumento de força, mas no grupo 2, a força medida é em relação à sua modelagem até atingir o ponto inicial semelhante ao grupo 1. Sendo assim, o total de força gerado no grupo 2 é menor que grupo 1.

**Gráfico 3: Grupo 1 - Rigidez Estrutural a Flexão (Mpa) das Placas de Titânio sem Modelagem.**



Fonte: Autor

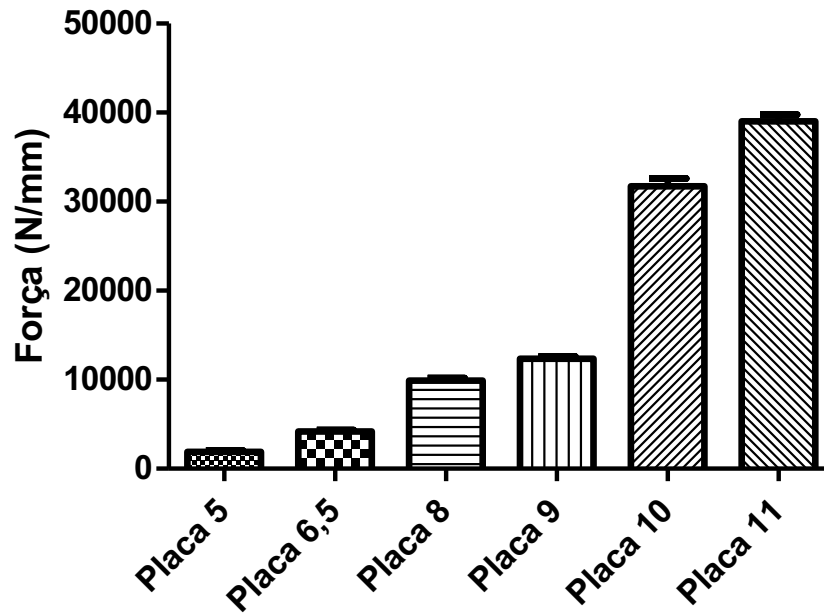
**Gráfico 4: Grupo 2 - Rigidez Estrutural a Flexão (Mpa) das Placas de Titânio com Modelagem.**



Fonte: Autor

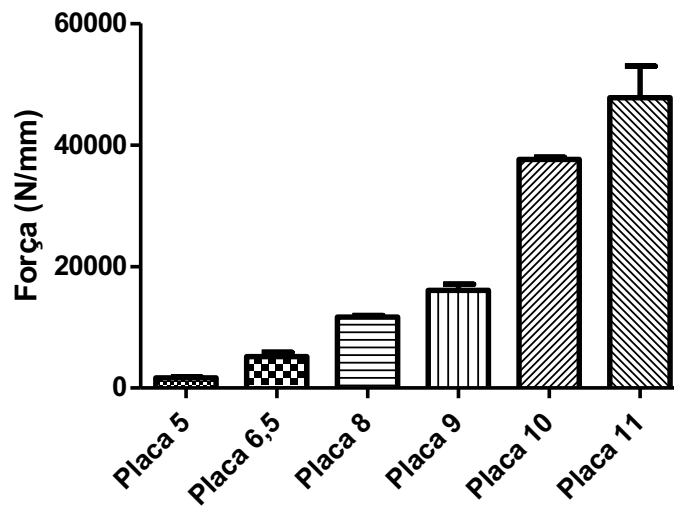
Nos gráficos 3 e 4, pôde-se notar pouca diferença significativa de força usada sendo que, no gráfico 4 grupo 2, há quase uma ordem crescente de força de rigidez estrutural. Enquanto no gráfico 3 grupo 1, há uma certa diferença entre as placas de diâmetro menor e maior.

**Gráfico 5: Grupo 1 - Resistência à Flexão (N/mm) das Placas de Titânio sem Modelagem.**



Fonte: Autor

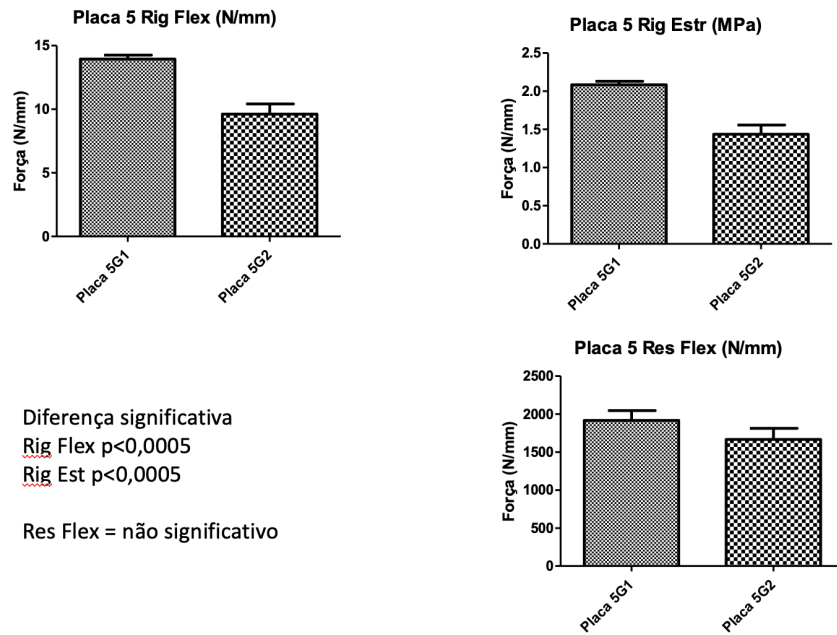
**Gráfico 6: Grupo 2 - Resistência à Flexão (N/mm) das Placas de Titânio com Modelagem.**



Fonte: Autor

Já os gráficos 5 e 6 apresenta uma sutil diferença de força utilizada agora onde o grupo 2 tem a resistência à flexão um pouco maior que grupo 1.

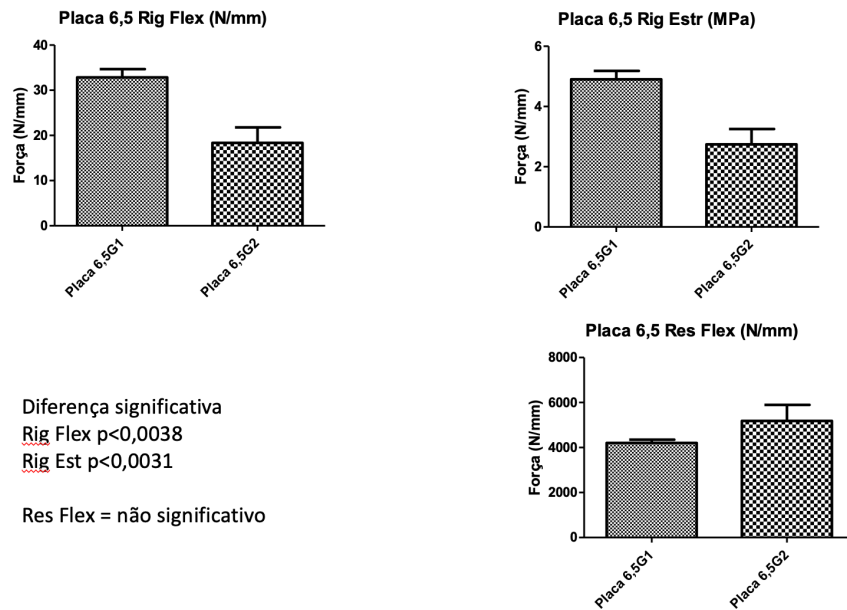
**Gráfico 7: Comparação das Placas de Titânio de 5 mm com (Grupo 1) e sem Moldagem (Grupo 2), quanto à Rigidez à Flexão, Rigidez Estrutural e Resistência à Flexão.**



Fonte: Autor

Comparando entre placas no mesmo diâmetro, há uma leve diferença entre grupo 1 e grupo 2 entre a rigidez e a flexão e rigidez estrutural, mas, na resistência à flexão, a diferença é quase nula, mas, mesmo assim, não há diferença expressiva de significância.

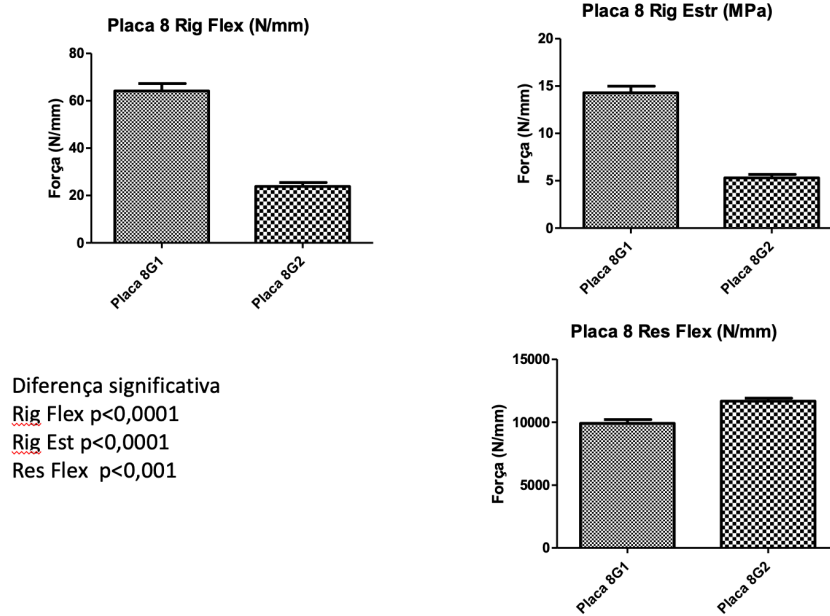
**Gráfico 8: Comparação das Placas de Titânio de 6,5 mm com (Grupo 1) e sem Moldagem (Grupo 2), quanto à Rigidez à Flexão, Rigidez Estrutural e Resistência a Flexão.**



Fonte: Autor

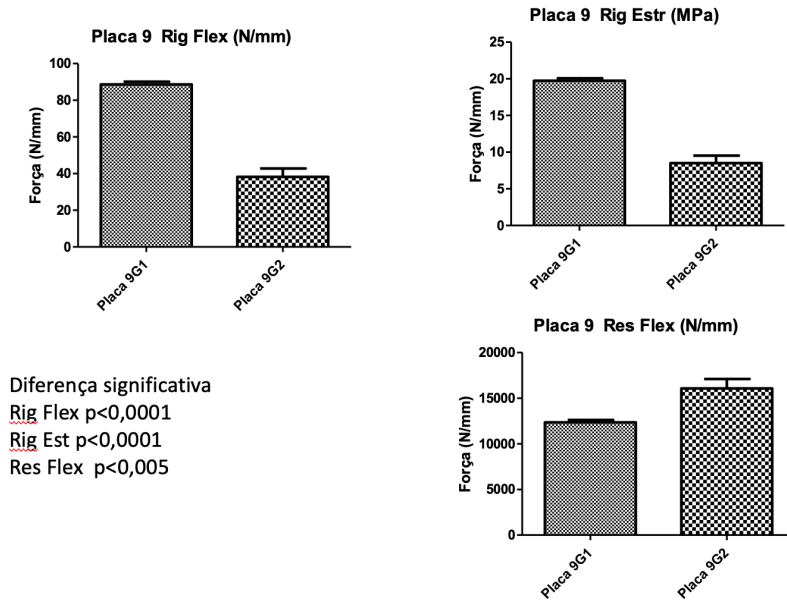
Agora comparando entre placas no mesmo diâmetro, há uma leve diferença entre grupo 1 e grupo 2 entre a rigidez e a flexão e rigidez estrutural sendo o grupo 1 maior que grupo 2, mas, na resistência à flexão, a diferença se torna um pouco mais visível, sendo o grupo 2 maior que grupo 1, mas mesmo assim, não há diferença significativa.

**Gráfico 9: Comparação das Placas de Titânio de 8 mm com (Grupo 1) e sem Moldagem (Grupo 2), quanto à Rigidez à Flexão, Rigidez Estrutural e Resistência.**



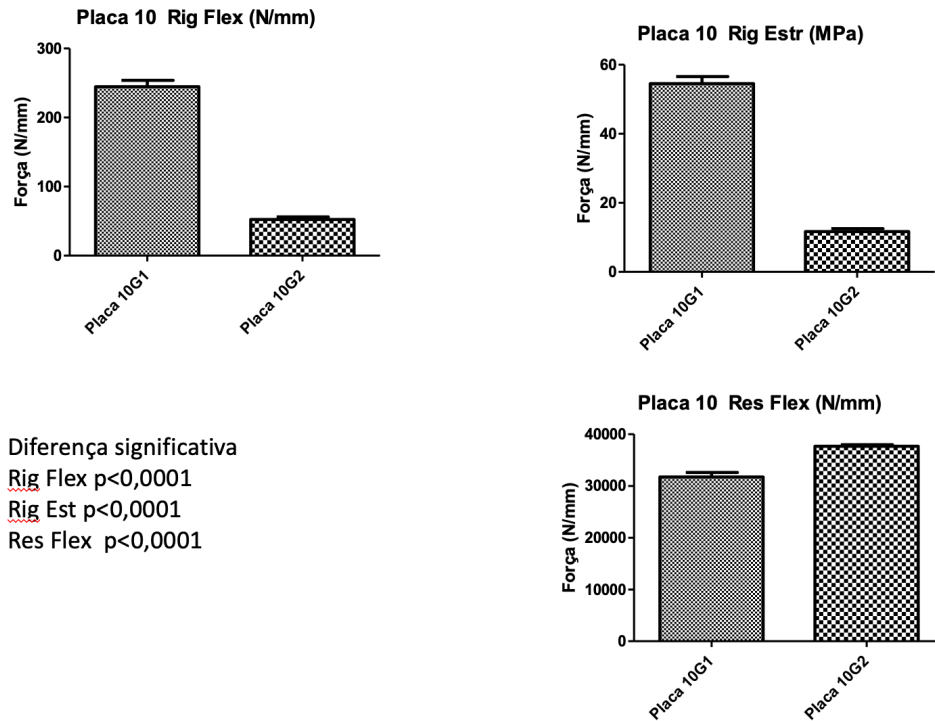
Fonte: Autor

**Gráfico 10: Comparação das Placas de Titânio de 9 mm com (Grupo 1) e sem Moldagem (Grupo 2), quanto à Rigidez à Flexão, Rigidez Estrutural e Resistência.**



Fonte: Autor

**Gráfico 11: Comparação das Placas de Titânio de 10 mm com (Grupo 1) e sem Moldagem (Grupo 2), quanto à Rigidez à Flexão, Rigidez Estrutural e Resistência.**

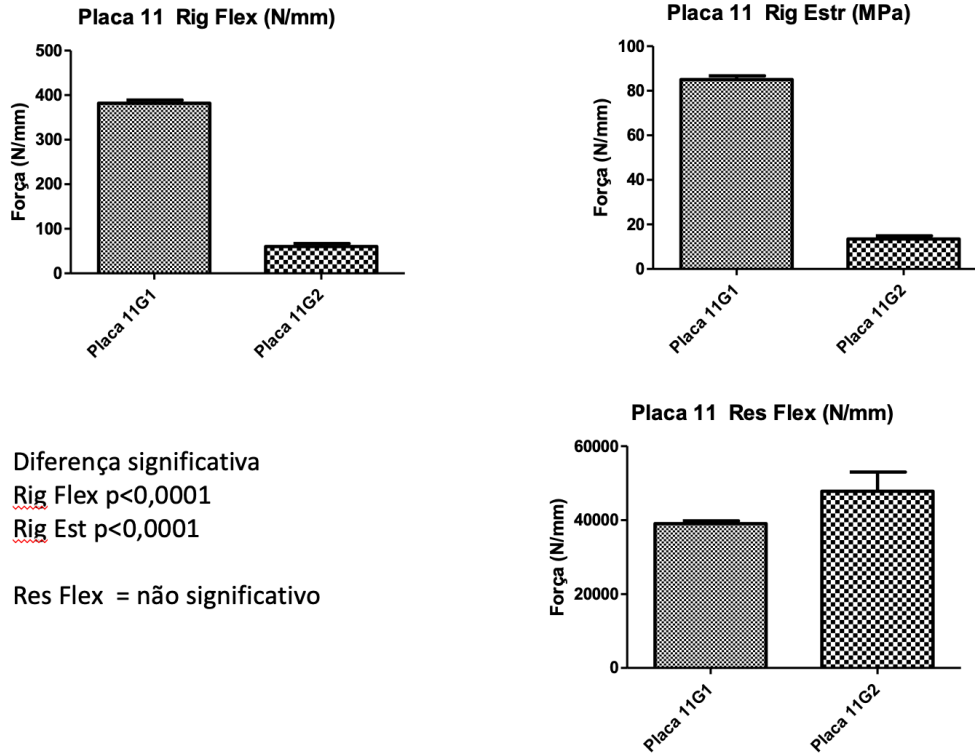


Fonte: Autor

Nos gráficos 9,10 e 11, onde o diâmetro da placa era maior, observou-se uma diferença significativa nos 3 estados comparativos (rigidez à flexão, rigidez estrutural e resistência à flexão)



**Gráfico 12- Comparação das Placas de Titânio de 11 mm com (Grupo 1) e sem Moldagem (Grupo 2), quanto à Rigidez à Flexão, Rigidez Estrutural e Resistência.**



Fonte: Autor

Comparando entre placas do mesmo diâmetro, a diferença se tornou muito maior entre grupo 1 e grupo 2 entre a rigidez à flexão e rigidez estrutural sendo o grupo 1 maior que grupo 2, mas, na resistência à flexão, a diferença se torna um pouco mais visível, sendo o grupo 2 maior que grupo 1; mas, mesmo assim, não há diferença significativa.

## 6 DISCUSSÃO

A execução do experimento foi de grande importância para avaliação de um novo sistema de fixação óssea, ou seja, placas ortopédicas de titânio, pois, segundo Dalabrida *et al.* (2005), a cirurgia experimental na medicina veterinária é importante na descoberta de novos procedimentos e matérias que possam ser utilizados em humanos e animais, sendo uma área que interage com outras afins, para divulgar resultados imparciais em pesquisas controladas cientificamente.

A maioria dos implantes ortopédicos são feitos de aço 316L, porém há construções com titânio e outros matérias sintéticos ou biológicos. (ZDERO, 2010). Assim se optou por trabalhar com os implantes de titânio, pode ser um produto caro, não muito acessível, mas garante uma superioridade em vista ao aço 316L e não desencadeia reação de rejeição *in vivo*.

Não existe um material que possua ótimas características sob todos os aspectos necessários, havendo a necessidade de avaliação dos pontos favoráveis e contrários, de forma a equilibrar os efeitos adversos e os que tragam os benefícios esperados (ZDERO, 2010 e BUSS *et al.*, 2011). Da mesma forma, pode-se dizer que cada marca comercial apresenta características próprias devido ao processo de fabricação, contemplando as placas e parafusos com padrão de qualidade variado. Além disso, o desenho e a composição química influenciam diretamente nos valores obtidos no ensaio de flexão, para as placas.

Os testes seguiram a padronização da Associação Internacional de Matérias para Testes (ASTM), para que estejam de acordo com as normas aceitáveis (BUSS *et al.*, 2011). Os ensaios mecânicos servem para testar os materiais de implante, sendo essa ideia apoiada por ZDERO, 2010, em especial na fase pré-clínica, sendo que, nesse caso, selecionamos os testes de resistência e rigidez, que segundo RODRIGUES, L. B., 2013 e DALMOLIN *et al.*, 2013, são utilizados com esse propósito.

Os valores de força máxima suportada pelos implantes de titânio foram superiores aos valores de apresentados de força de cão saudável. Sendo assim, um cão hígido de 30 kg de **PORTE GRANDE**, apoia a maior parte do seu peso nos

membros torácicos; com isso, ao correr e ao trotar, apresentam seu pico de força variação de 76% a 109%, o que vale em torno de 223 N e 315 N (Alves *et al.*, 2010). Provando que ambos os grupos de implantes de titânio são capazes de neutralizar as forças atuantes durante a locomoção normal do animal desconsiderando as atividades esportivas, como pular ou saltar de alturas elevadas.

A título de comparação, isoladamente as placas ósseas de aço de titânio com as de aço 316L, a de aço tem força média de 352,5 N à flexão, e a de titânio 382,5 N, o que demonstra uma superioridade no teste biomecânico. Todavia foram obtidos dados inéditos que demonstram, estatisticamente a nossa hipótese.

Confirmando nossa hipótese, as placas não moldadas possuem maior rigidez à flexão e rigidez estrutural que as placas moldadas, sendo essa diferença significativa, demonstrando assim uma grande perda de rigidez em relação a sua conformação original. Segundo Roe, 2019, rigidez é a inclinação da curva de carga *versus* a deformação e é relatada em (N/mm); com isso, a diferença estatística após a moldagem pode ser explicada, pela mudança na arquitetura da placa, que produz uma deformação em sua estrutura original reduzindo sua rigidez.

Entretanto, quando testamos a resistência à flexão, não foram observadas diferenças significativas nos testes estatísticos, sendo que mesmo sem alterações estatísticas significativas, ocorreu um incremento na resistência da placa com a nova conformação obtida pela moldagem. Outra observação, importante, quando comparada com a literatura (Kaczmarek *et al.*, 2019), notamos contrariamente que essa placa apresenta uma resistência maior e uma rigidez menor que as placa de compressão e a placa bloqueada poliaxial.

Acreditamos que a modelagem dos implantes ao osso, para que possam ter uma superfície de contato adequado, possam alterar as características de resistência desses implantes, pois mudam a sua arquitetura, e dessa forma sua aplicação pode não atender as necessidades na correção das fraturas.

Com os resultados dos testes mecânicos, observamos, que, após a moldagem, os implantes ganharam maior resistência, apesar de que esse resultado não configurou em uma diferença estatística significativa, mas que, dessa forma,

demonstra que a moldagem não leva à perda da resistência inicial com a modelagem realizada em um modelo *ex-vivo* em fêmur.

Esse resultado nos remete à sugestão de que a arquitetura dos implantes poderia apresentar uma leve curvatura no sentido medial do osso, pois isso levaria uma melhor adaptação e a anatomia do osso, e possivelmente a um ganho em sua resistência, já que a nova configuração após sua moldagem nos sugere isso.

Já que a rigidez é o quanto uma amostra é capaz de suportar antes de se deformar permanentemente (ZDERO, 2010), sendo avaliada por meio da relação entre a tensão aplicada e a deformação elástica (RODRIGUES, L. B., 2013), e que, nos testes que realizamos, mostram que a moldagem leva a uma perda estatisticamente significativa do implante, nos fazem sugerir que uma nova configuração do implante, além de ocasionar um ganho na resistência do implante, evitaria a perda significativa da rigidez pela mudança de sua arquitetura.

Conforme citado por Goh *et al.* (2009), a fixação flexível e elástica é compatível e desejável para uma boa consolidação óssea indireta. Porém a rigidez superior dos implantes é desejável nos períodos iniciais da consolidação óssea, pois os movimentos excessivos no foco da fratura, devido à alta elasticidade, podem dificultar a consolidação. Entretanto, mesmo depois da cirurgia, os proprietários devem ser alertados dos riscos pós-cirúrgicos e evitar atividades de alto impacto, porém podem fazer atividades de baixo impacto como caminhadas leves e curtas de modo que proporciona uma consolidação precoce.

Os resultados obtidos demonstraram uma melhor padronização na confecção de placas, o que certamente refletirá num procedimento cirúrgico com menores intercorrências, devido ao material de fixação interna. Além disso não levamos em conta o que poderia causar modificação na resistência à flexão, refere-se ao diâmetro interno do parafuso, que, no presente estudo, não foi avaliado.

## **7 – CONCLUSÃO**

Com base nos resultados obtidos, dentro das condições experimentais deste estudo, podemos concluir que:

- Os implantes ortopédicos de titânio testados possuem características mecânicas adequadas, sendo que perdem rigidez pela moldagem ao osso apesar de ganharem resistência.

Sendo que alguns tamanhos de placas apresentaram diferenças significativas em relação à rigidez à flexão, rigidez estrutural e resistência à flexão, sendo que as de 8, 9, 10 mm são consideradas placas intermediárias que atende o maior número de animais.

## 8 - REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

ALVES, E.G.L.; REZENDE, C.M.F.; OLIVEIRA, H.P.; BORGES, N.F.; MANTOVANI, P.F.; LARA, J.S. Avaliação mecânica da placa de compósito de poli-hidroxibutirato e hidroxiapatita em modelos ósseos de gato. **Arquivo Brasileiro de Medicina Veterinária e Zootecnia**, v.62, n.6, p.1367-1374, 2010.

AMERICAN SOCIETY FOR TESTING AND MATERIALS. **ASTM F138-8:2008**. Standard Specification for Wrought 18Chromium-14Nickel-2.5Molybdenum Stainless Steel Bar and Wire for Surgical Implants (UNS S31673).

ASSOCIAÇÃO BRASILEIRA DE NORMAS TÉCNICAS **NBR ISO 5832-1:2008**. *Versão corrigida 2010*. Implantes Cirúrgicos - Materiais Metálicos - Parte 1: Aço Inoxidável Conformado. Especifica as características e os métodos de ensaio correspondentes para aços inoxidáveis conformados para uso na fabricação de implantes cirúrgicos.

BUSS, G. A. M.; *et al.* Utilização de aços inoxidáveis em implantes BIT – **Boletim Informativo de Tecnovigilância**, Brasília, Número Especial, 2011.

CORDEY, J. Introduction: basic concepts and definitions in mechanics. **Injury**, v.1, suppl.2, p.B1-B13, 2000.

DALABRIDA, A.L.; SCHOSSLER, J.E.; AGUIAR, E.S.V.; AMENDOLA, G.F.; SILVA, J.H.S.; SOARES, J.M.D. Análise biomecânica *ex vivo* de dois métodos de osteossíntese de fratura diafisária transversal em fêmur de cães. **Ciência Rural**, v.35, n.1, p.116-120, 2005.

DALMOLIN, F.; PINTO FILHO, S.T.L.; CORTES, A.M.; BRUNO, M.V.; CAUDURO, C.R.; SCHOSSLER, J.E.W. Bone biomechanics and biomechanic sessays – theoretical foundations. **Ciência Rural**, v.43, n.9, p.1675-1682, 2013.

DEE, K.C.; *et at.* R. **An Introduction to Tissue-Biomaterial Interactions**. John Wiley & Sons, Inc., 248 p, Hoboken, New Jersey, 2002.

DISEGI, J.A.; ESCHBACH, L. Stainless steel in bone surgery. **International Journal of the Care of the Injured**, v. 31, p. D2-6, 2000.

EGOL KA, KUBIAK EN, FULKERSON E, KUMMER FJ, KOVAL KJ. Biomechanics of locked plates and screws. **J Orthop Trauma**. 2004;18(8):488-93

FONSECA, K. B.; PEREIRA, H. H.; SILVA, S. N. Avaliação de falhas em implantes metálicos coxo-femoral e joelho retirados de pacientes. **Revista Matéria**, v. 10, n. 3, p. 472-480, 2005.

GOH, C.S.S. *et al.* Comparison of the mechanical behaviors of semicontoured, locking plate-rod fixation and anatomically contoured, conventional plate-rod fixation applied

to experimentally induced gap fractures in canine femora. **American Journal Veterinary Research**, v.70, n.1, p.23-29, 2009.

GORDON, S.; MOENS, N.M.; RUNCIMAN, J.; MONTEITH, G. The effect of the combination of locking screws and non-locking screws on the torsional properties of a locking-plate construct. **Veterinary and Comparative Orthopaedics and Traumatology**, v.23, n.1, p.7-13, 2010.

HERTZLER, J.; MILLER, M.; MANN, K. Fatigue crack growth rate does not depend on mantle thickness: an idealized cemented stem construct under torsional loading. **Journal of Orthopaedic Research**, 2007.

KAPP, MARIO SERGIO VINICIUS *et al.* Otimização das propriedades superficiais dos aços inoxidáveis AISI 304, AISI 316L e ASTM F138 recobertos com filme de alumínio e nitretados. 2010.

LIN, C.W.; JU, C.P. A comparison of the fatigue behavior of cast Ti-7,5Mo with c.p. titanium, Ti-6Al-4V and Ti-13Nb-13Zr alloys, **Biomaterials**, vol.26, pág 2899-2907, 2005.

PARK, J.B.; LAKES, R.S. Biomaterials: An Introduction, 2 ed., **Plenum Publishing Corporation**, New York, 1992.

PERREN SM. Evolution of the internal fixation of long bone fractures. The scientific basis of biological internal fixation: choosing a new balance between stability and biology. **J Bone Joint Surg Br.** 2002;84(8):1093-1110. doi:10.1302/0301-620x.84b8.13752

RATNER, B.D.; *et al.* Biomaterials science An introduction to materials in medicine. 1. Ed., **Academic Press**, San Diego, 2004.

RODRIGUES, L. B. Aplicações de biomateriais em ortopedia. **Estudos Tecnológicos em Engenharia**, vol. 9, n. 2, p. 63-76, jul/dez, 2013a.

TEPIC, S. P. S. M.; PERREN, S. M. The biomechanics of the PC-Fix internal fixator. **Injury**, v. 26, p. B5-B10, 1995.

TSCHIPTSCHIN, ANDRÉ PAULO; PINEDO, CARLOS EDUARDO. Estrutura e propriedades do aço inoxidável austenítico AISI 316L Grau ASTM F138 nitretado sob plasma à baixa temperatura. **Rem: Revista Escola de Minas**, v. 63, n. 1, p. 137-141, 2010.

VALLEFUOCO R.; LE POMMELLE H.; SAVIN A, et al. Complications of appendicular fracture repair in cats and small dogs using locking compression plates. **Vet Comp Orthop Traumatol.** 2016;29(1):46-52. doi:10.3415/VCOT-14-09-0146

VILLAMIL, RUTH FLAVIA VERA, et al. Aços inoxidáveis em implantes ortopédicos: fundamentos e resistência à corrosão. **Revista Brasileira de ortopedia**, v. 37, n. 11-12, p. 471-476, 2002.

ZDERO, R; BOUGHERARA, H. Orthopaedic biomechanics: a practical approach to combining mechanical testing and finite element analysis. In: MORATAL, D. **Finite element analysis**. [ed]. Shangai: Intech, 2010, p.307-332.

ZHANG, X. et al., Cytotoxicity and antibacterial property of titanium alloy coated with silver nanoparticle – containing polyelectrolyte multilayer, **Materials Science and Engineering**, vol.33, pág. 2816-2820, 2013.