

**FUNDAÇÃO OSWALDO ARANHA
CENTRO UNIVERSITÁRIO DE VOLTA REDONDA
PRÓ-REITORIA DE PESQUISA E PÓS-GRADUAÇÃO
PROGRAMA DE MESTRADO PROFISSIONAL EM MATERIAIS**

CARLOS HENRIQUE SILVEIRA DE CASTRO

**DESENVOLVIMENTO DE UM PROTÓTIPO DE MINIPLACA PARA
APLICAÇÃO EM CIRURGIA MAXILOFACIAL**

**VOLTA REDONDA
2017**

**FUNDAÇÃO OSWALDO ARANHA
CENTRO UNIVERSITÁRIO DE VOLTA REDONDA
PRÓ-REITORIA DE PESQUISA E PÓS-GRADUAÇÃO
PROGRAMA DE MESTRADO PROFISSIONAL EM MATERIAIS**

**DESENVOLVIMENTO DE UM PROTÓTIPO DE MINIPLACA PARA
APLICAÇÃO EM CIRURGIA MAXILOFACIAL**

Dissertação apresentada ao Mestrado Profissional em Materiais do Centro Universitário de Volta Redonda - UniFOA, como requisito obrigatório para obtenção do título de Mestre em Materiais, sob orientação do Prof. Dra. Sinara Borborema Gabriel, com área de concentração em processamento e caracterização de materiais reciclados, compósitos, nanomateriais e biomateriais, linha de pesquisa em materiais metálicos.

Aluno: Carlos Henrique Silveira de Castro

Orientadora: Profa. Dra. Sinara Borborema Gabriel

**VOLTA REDONDA
2017**

FICHA CATALOGRÁFICA

Bibliotecária: Alice Tacão Wagner - CRB 7/RJ 4316

C355d Castro, Carlos Henrique Silveira de.
Desenvolvimento de um protótipo de mini placa para aplicação em
cirurgia maxilofacial. / Carlos Henrique Silveira de Castro. - Volta
Redonda: UniFOA, 2017.

55 p. : Il

Orientador(a): Prof. Dr. Sinara Borborema Gabriel

Dissertação (Mestrado) – UniFOA / Mestrado Profissional em
Materiais, 2017

1. Materiais - dissertação. 2. Cirurgia maxilofacial. 3. Luxação de ATM. I. Gabriel, Sinara Borborema. II. Centro Universitário de Volta Redonda. III. Título.

CDD – 620.1

FOLHA DE APROVAÇÃO

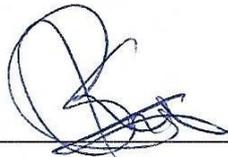
Aluno: Carlos Henrique Silveira de Castro

**DESENVOLVIMENTO DE UM PROTÓTIPO DE MINIPLCA PARA
APLICAÇÃO EM CIRURGIA MAXILOFACIAL**

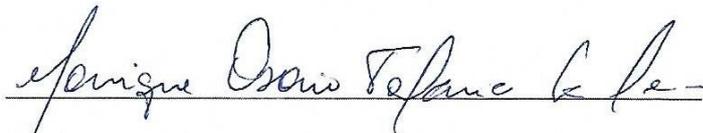
Orientador:

Profa. Dra. Sinara Borborema Gabriel

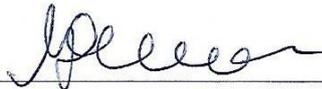
Banca Examinadora



Profa. Dra. Sinara Borborema Gabriel



Profa. Dra. Monique Osório Talarico da Conceição



Profa. Dra. Monica Costa Rezende

DEDICATÓRIA

Dedico este trabalho à minha esposa Líliam Carmo de Castro que me incentivou e apoiou à todo momento durante todo o curso do mestrado, principalmente na fase de elaboração da minha dissertação e a minha filha que assistiu aulas na barriga da mãe e como aluna especial após seu nascimento.

AGRADECIMENTOS

Agradeço primeiramente a Deus que me proporcionou saúde para estar aqui hoje, a meus pais Paulo e Marilza que me ajudaram sempre e moldaram todo meu caráter.

Agradeço à minha esposa Líliam por ser meu alicerce durante todos estes anos e por ser minha grande parceira na elaboração desta obra, pois sem ela nada seria possível, à minha filha Elisa que percorreu conosco todas as etapas deste curso, durante a gravidez ou após seu nascimento.

Agradeço também a meus professores que me ensinaram e trabalharam todo meu conhecimento para o meu melhor aprendizado, agradeço os técnicos Luciano e Dirceu dos laboratórios da UniFOA que foram exemplo de dedicação, ao técnico Bruno do laboratório da UERJ pela sua capacidade didática.

Agradeço ao professor Romulo e Jean do SENAI por toda ajuda na elaboração de meu produto.

Agradeço a Ana Maria, secretária do curso, por ser esta pessoa tão prestativa, maravilhosa e com um coração enorme, sem ela não teria conseguido concluir este curso.

Agradeço a Empresa Surgimed, em especial ao amigo e representante Wellington Dias pela doação de placas para serem analisadas e comparadas aos meus protótipos.

Agradeço imensamente à minha espetacular orientadora, professora Sinara , por sua paciência , capacidade didática e entendimento, por me ajudar a realizar esta tarefa épica que foi este mestrado.

RESUMO

A colocação de miniplacas de Ti-cp em “L” em tratamento de luxação da articulação temporomandibular (ATM) com o intuito de evitar a hipermobilidade da ATM, possui a vantagem de ser um método reversível e menos invasivo, porém a desvantagem é que pode ocorrer a fratura da miniplaca. O objetivo deste trabalho é desenvolver uma miniplaca de Ti-cp em “L” para aplicação em cirurgia de tratamento de luxação recidivante da maxila comparando esta com uma miniplaca comercializada amplamente. Foram utilizados métodos de microscopia óptica, microscopia eletrônica de varredura, microdureza vickers e difração de raio-X para a comprovação de suas características semelhantes. Foi utilizado o teste de tração para comparar este protótipo com a miniplaca comercializada em busca de qual amostra apresentaria a maior curva tensão/deformação a qual iria demonstrar qual seria mais resistente. Com isso confirmou-se que o protótipo de miniplaca confeccionada possui maior resistência e menor possibilidade de fratura.

Palavras-chave: Miniplaca. Luxação de ATM. Cirurgia maxilofacial.

ABSTRACT

Placement of Ti-cp miniplates in "L" treatment for temporomandibular joint (TMJ) dislocation in order to avoid TMJ hypermobility has the advantage of being a reversible and less invasive method, but the disadvantage is that it can Fracture of the miniplate. The objective of this work is to develop a mini-plate of Ti-cp in "L" for application in surgery of treatment of recurrent maxillary dislocation comparing this with a mini-plate widely marketed. Optical microscopy, scanning electron microscopy, vickers microhardness and X-ray diffraction methods were used to prove their similar characteristics. The tensile test was used to compare this prototype with the commercialized miniplate in search of which sample would present the largest strain / strain curve which would demonstrate which would be more resistant. With this, it was confirmed that the prototype of miniplate made with more resistance and less possibility of fracture.

Keywords: Miniplate. ATM Luxation. Maxilofacial Surgery.

LISTA DE SIGLAS

α	Alfa
β	Beta
%	por cento
$^{\circ}\text{C}$	graus Celsius
ATM	Articulação Temporomandibular
ASTM	American Society for Testing and Materials
C	Carbono
DRX	Difração de raios-x
ELS	Extralow intersticial
Fe	Ferro
H	Hidrogenio
JCPDS	Joint Committee on Powder Diffraction Standards
MEV	Microscopia eletrônica de varredura
O	Oxigênio
Pd	Paládio
mm	Milímetro, corresponde a 10^{-3} metros
N	Nitrogênio
Nm	Nanômetro, corresponde a 10^{-9} metros
Ra	Rugosidade média
Ti	Titânio
Ti-cp	Titânio comercialmente puro
TiO ₂	Óxido de titânio

LISTA DE TABELAS

Tabela 1 - Comparação entre o titânio, alumínio e aço entre algumas propriedades.	29
Tabela 2 - Composição nominal das ligas de titânio consideradas comercialmente puras. (c) - % de H modifica conforme o produto – de 0,015 à 0,010	31
Tabela 3 - Mostra as temperaturas de transformação das fases alfa e beta para cada grau ASTM de Ti-c.p.	31
Tabela 4 - Composição do titânio comercialmente puro.	34
Tabela 5 - Propriedades mecânicas do Ti grau 4.....	34
Tabela 6 - Resultados encontrados em microdureza e desvio padrão:.....	44

LISTA DE FIGURAS

Figura 1 - Imagem do crânio no perfil frontal e lateral, demonstrando osso mandibular e articulação temporomandibular.....	15
Figura 2 - Imagem da ATM em perfil lateral apresentando o movimento de abertura e a excursão do côndilo mandibular na cavidade glenóide.	18
Figura 3 - Imagem da ATM em perfil lateral apresentando o movimento de abertura e a excursão do côndilo mandibular na cavidade glenóide evidenciando o músculo pterigoideo lateral e sua posição no côndilo mandibular e disco articular.....	19
Figura 4 - Imagem de abertura bucal apresentando esquematicamente a luxação da mandíbula representada na letra C.	24
Figura 5 - Imagem referente ao tratamento de eminectomia da ATM , a foto da esquerda apresenta a osteotomia da eminencia articular, enquanto a foto da direita apresenta o resultado final da osteotomia.....	25
Figura 6 - Imagem apresenta a instalação correta da miniplaca de Ti-cp em “L” na ATM.....	25
Figura 7 - Imagem esquerda apresenta a fratura da miniplaca de Ti-cp em “L” na ATM, enquanto que a imagem da direita apresenta esta placa já removida.....	26
Figura 8 - Imagem apresenta a instalação correta da miniplaca de Ti-cp em uma fratura de mandíbula, que servirá como estabilizador destes fragmentos para haver a correta resolução e ossificação.	27
Figura 9 - Efeito de elementos intersticiais na ductilidade e resistência do titânio puro.	32
Figura 10 - Placa comercial.....	36
Figura 11 - Placa confeccionada.....	37
Figura 12 - Máquina para ensaio de tração modelo EMIC.....	38
Figura 13 - Microscópio eletrônico de varredura TM3000 HITACHI.	39
Figura 14 - Microscópio óptico OPTON.....	40
Figura 15 - Microdurometro TIME, modelo DV1000.....	42
Figura 16 - Difratômetro de Raio X do UniFOA.....	43
Figura 17 - Resultado do DRX no primeiro gráfico corresponde à amostra de comercializada e resultado do DRX no segundo gráfico corresponde à amostra de confeccionada.	44

Figura 18 - Microscopia óptica da amostra comercial com aumento de 100 vezes na figura à esquerda. Microscopia óptica da amostra confeccionada com aumento de 100 vezes na figura à direita.....	45
Figura 19 - Microscopia óptica da amostra comercial com aumento de 200 vezes na figura à esquerda. Microscopia óptica da amostra confeccionada com aumento de 200 vezes na figura à direita.....	45
Figura 20 - Microscopia óptica da amostra comercial com aumento de 500 vezes na figura à esquerda. Microscopia óptica da amostra confeccionada com aumento de 500 vezes na figura à direita.....	46
Figura 21 - Microscopia eletrônica de varredura da amostra comercial com aumento de 500 vezes na figura à esquerda. Microscopia eletrônica de varredura da amostra confeccionada com aumento de 500 vezes na figura à direita.....	47
Figura 22 - Microscopia eletrônica de varredura da amostra comercial com aumento de 1000 vezes na figura à esquerda. Microscopia eletrônica de varredura da amostra confeccionada com aumento de 1000 vezes na figura à direita.....	47
Figura 23 - Microscopia eletrônica de varredura da amostra comercial com aumento de 2000 vezes na figura à esquerda. Microscopia eletrônica de varredura da amostra confeccionada com aumento de 2000 vezes na figura à direita.....	47
Figura 24 - Gráfico da amostra confeccionada corresponde à curva 1 e o gráfico da amostra comercial corresponde à curva 2.	48
Figura 25 - Gráfico com a sobreposição das curva de tensão por deformação.	48

SUMÁRIO

1	INTRODUÇÃO	13
1.1	OBJETIVO.....	14
2	REVISÃO DE LITERATURA.....	15
2.1	ANATOMIA DA ARTICULAÇÃO TEMPOROMANDIBULAR (ATM).....	15
2.2	FISIOLOGIA DO MOVIMENTO DA ATM.....	19
2.3	LUXAÇÃO RECIDIVANTE DE ATM E SEUS TRATAMENTOS.....	23
2.4	BIOMATERIAIS.....	26
2.5	FIXAÇÃO INTERNA RÍGIDA	27
2.6	TITÂNIO E SUAS LIGAS	28
2.7	TITÂNIO COMERCIALMENTE PURO (TI-CP)	29
2.7.1	CARACTERÍSTICAS FÍSICAS E MECÂNICAS	33
3	MATERIAIS E MÉTODOS.....	36
3.1	MATERIAL ENCONTRADO COMERCIALMENTE	36
3.2	PLACA CONFECCIONADA.....	36
3.3	ENSAIO DE TRAÇÃO	37
3.4	MICROSCOPIA ÓPTICA E MICROSCOPIA ELETRÔNICA DE VARREDURA (MEV).....	38
3.5	TESTE DE MICRODUREZA VICKERS.....	40
3.6	DIFRATÔMETRO DE RAIOS X.....	42
4	RESULTADOS E DISCUSSÃO	44
4.1	DRX	44
4.2	MICRODUREZA VICKERS (HV).....	44
4.3	MICROSCOPIA ÓPTICA.....	45
4.4	MICROSCOPIA ELETRÔNICA DE VARREDURA (MEV)	46
4.5	TESTE DE TRAÇÃO	48
5	CONCLUSÃO.....	49
6	INDICAÇÕES FUTURAS	50
	REFERÊNCIAS.....	51

1 INTRODUÇÃO

A Articulação Temporomandibular possui um sistema articular muito complexo, pois existem duas articulações presas no mesmo osso, a mandíbula, que podem trabalhar separadamente, embora a ação de uma influencie na outra. Ressalta-se que elas dificilmente apresentam movimentos iguais e conjuntos ³³.

A colocação de miniplacas de Ti-cp em “L” em tratamento de luxação da articulação temporomandibular (ATM) com o intuito de evitar a hiper mobilidade da ATM, possui a vantagem de ser um método reversível e menos invasivo, porém a desvantagem é que pode ocorrer a fratura da miniplaca utilizada, o que leva à necessidade de um segundo tempo cirúrgico para remoção do dispositivo e realização de um novo tratamento a ser escolhido ^{3,7,8}.

O tratamento com a fixação interna rígida (FIR) objetiva a recuperação completa e o retorno da função imediata do membro. O uso de placas e parafusos surge como a melhor alternativa para essa finalidade, pois fornece estabilidade à estrutura óssea, estimulando uma osteogênese associada à função, com reparo primário e ausência de calo ósseo. As vantagens do seu uso incluem uma menor morbidade do ato cirúrgico por não ser necessário bloqueio maxilo-mandibular, oferecendo melhor conforto e segurança pós-operatória ao paciente³⁵.

O titânio é o material que reúne o maior número de requisitos para uso em cirurgias dentre os biomateriais metálicos chamados de “metais especiais”. Além do titânio, este grupo compreende o nióbio, tântalo e suas ligas, seguidos pelas ligas de cobalto ⁵¹.

Titânio comercialmente puro é muito utilizado em aplicações cirúrgicas maxilofaciais sendo usados como miniplacas e parafusos, devido as suas excelentes propriedades tais como, biocompatibilidade, baixa densidade, resistência à corrosão, resistência mecânica, resistência à fadiga e, além disso, apresenta um baixo módulo de elasticidade quando comparado aos outros biomateriais metálicos ^{2,8}. Há uma tendência de se considerar o titânio como sendo ideal para implantes dentários, por ser um metal reativo, devido à formação espontânea de uma camada fina e protetora de óxido na superfície do metal à temperatura ambiente, além de ser inerte nos tecidos, não liberar íons que possam reagir com moléculas orgânicas e de ter

boas propriedades mecânicas, dentre outras características. As propriedades do óxido formado nas superfícies dos implantes têm um papel importante durante o processo de osseointegração^{4,36}.

Devido à relatos de casos de fratura de miniplacas em “L” foi observado a necessidade de desenvolver um produto mais resistente, diminuindo assim a chance de fratura deste dispositivo e evitando também a obrigatoriedade de um tratamento mais radical como a eminectomia.

1.1 Objetivo

O objetivo deste trabalho é desenvolver uma miniplaca de Ti em “L” para aplicação em cirurgia maxilofacial e comparar este protótipo com uma miniplaca utilizada comercialmente.

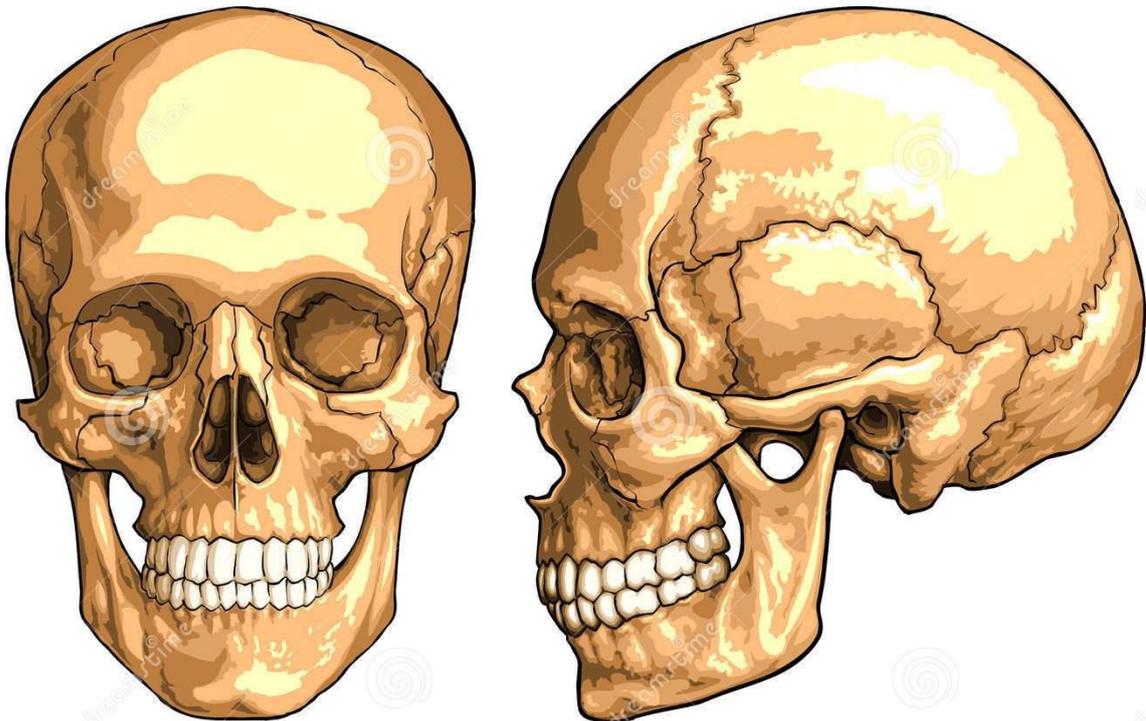
2 REVISÃO DE LITERATURA

2.1 Anatomia da Articulação Temporomandibular (ATM)

A articulação têmporomandibular (ATM) se localiza entre o osso temporal (parte escamosa) e o côndilo mandibular. A ATM é classificada como diartrose sinovial bicondílea complexa, pois ela é dupla, bilateral e móvel em um osso único (a mandíbula), o que possibilita seu deslocamento amplo e sinérgico¹¹.

A ATM foi definida também como a região onde ocorre a união da mandíbula com o osso temporal (crânio) e acredita que esta é a articulação mais complexa do corpo humano, permitindo movimentos de rotação (dobradiça em um só plano) e de translação (deslizamentos)³³.

Figura 1 - Imagem do crânio no perfil frontal e lateral, demonstrando osso mandibular e articulação temporomandibular.



Fonte: <https://pt.dreamstime.com/fotos-de-stock-royalty-free-crnio-humano-image3881378>

A ATM possui como estruturas anatômicas a superfície articular do osso temporal, o côndilo mandibular, o disco articular, a membrana sinovial, a cápsula articular e ligamentos. A superfície articular do osso temporal é formada pela fossa mandibular (área posterior côncava, onde o côndilo deve permanecer) e pela

eminência articular (área anterior e convexa, que projeta-se do fundo da fossa mandibular e também mantém relação com o côndilo quando a mandíbula se direciona para a frente). Estas estruturas são revestidas por tecido conjuntivo fibroso e entre o osso temporal e o côndilo mandibular está interposto um disco³².

A mandíbula é um osso único, em forma de arco, que apoia os dentes inferiores e é sustentada por músculos, ligamentos e outros tecidos moles que também auxiliam a sua movimentação em vários planos do espaço. O côndilo é a parte mais superior do ramo ascendente da mandíbula e tem uma dimensão látero-mediana total de 15 a 20 centímetros e ântero-posterior de aproximadamente 8 a 10 milímetros³³. Ele possui dois pólos, um lateral e outro medial - este geralmente é mais proeminente. Ambos têm uma forma elíptica e são recobertos por uma capa fibrocartilaginosa. As superfícies articulares do osso temporal (fossa mandibular) e do côndilo são revestidas por tecido conjuntivo denso fibroso que, devido a sua composição, sofre menos desgaste com o envelhecimento e possui maior capacidade de regeneração³¹.

Quando há solicitação exagerada da ATM podem ocorrer modificações em sua forma. Por estas superfícies serem incongruentes, há entre elas um disco articular que possibilita a sua adaptação, distribui a pressão, aumenta a superfície efetiva - permitindo a mobilidade da ATM - e separa os espaços articulares em compartimentos isolados (o superior e o inferior)²⁷.

O disco articular é uma placa fibrosa com células cartilaginosa e fibras elásticas em seu interior. Apresenta-se como uma lente bicôncava e sua superfície superior convexa se encaixa na fossa mandibular do osso temporal, enquanto sua superfície inferior é côncava e amolda-se no côndilo da mandíbula³³.

Autores dividem este disco em três partes: borda anterior, zona intermediária (central) e borda posterior. A espessura da borda anterior é de aproximadamente 3 a 4 milímetros, ao passo que a posterior é um pouco mais espessa. Na zona central ele mede um pouco mais de 1 milímetro. A borda posterior do disco possui duas áreas, uma superior e outra inferior, constituídas por tecido conjuntivo. A primeira possui muitas fibras elásticas que se inserem na face temporal da articulação. Já a inferior é altamente vascularizada e inervada, inserindo-se na face posterior do côndilo ^{26,41,42}. Como essa região é composta por duas áreas, tem sido chamada de

zona bilaminar e não se destina a suportar cargas de qualquer tipo justamente por ser muito vascularizada^{33,50}.

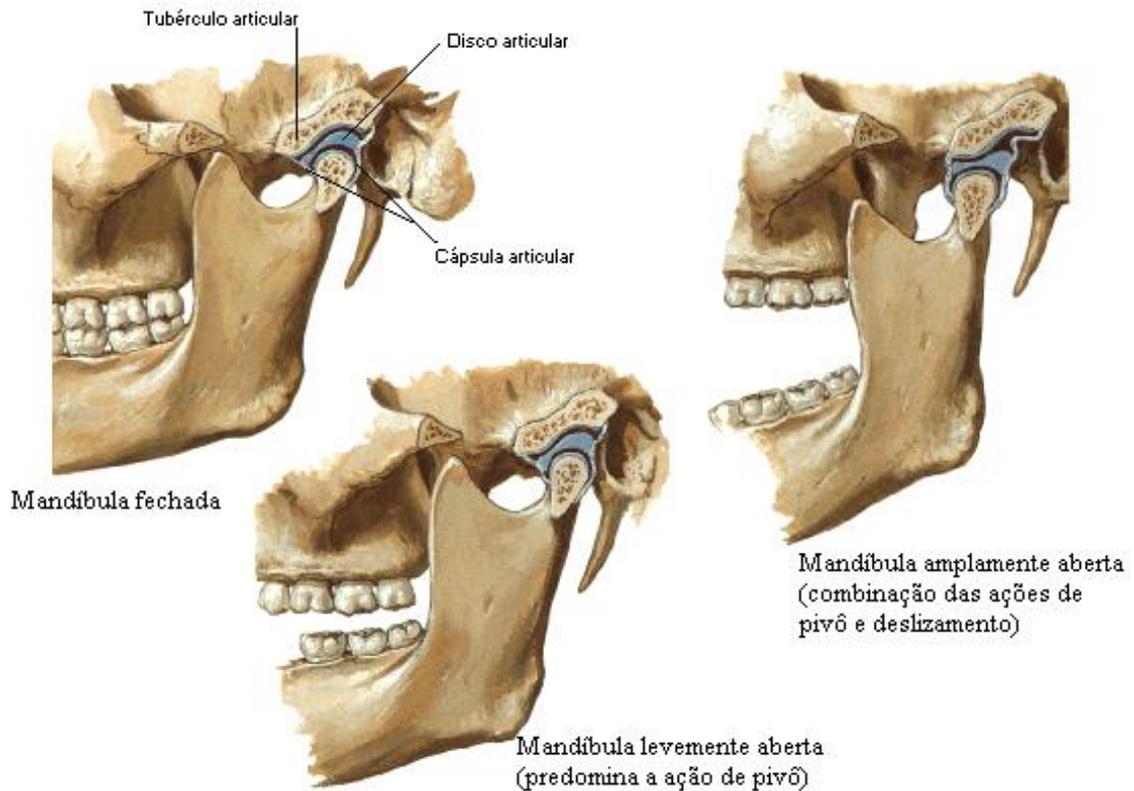
A zona intermediária do disco articular não tem vasos sanguíneos ou fibras nervosas e é o local de maior superfície articular do côndilo. A borda anterior do disco articular liga-se à parte anterior da cápsula e o feixe superior do músculo pterigóideo lateral, que auxilia na estabilização da ATM ^{32,43,50}.

Existe uma fixação do disco articular nas porções medial e lateral do côndilo, juntamente com a cápsula articular, garantindo o movimento simultâneo da mandíbula e dos discos articulares ³².

Na articulação têmporo-mandibular há uma cápsula articular fina e fibrosa, que define os seus limites anatômicos e funcionais. Suas faces envolvem toda a articulação e fixam-se em várias estruturas, tais como a parte temporal da articulação (porção superior), processo pós-glenóide (parte posterior), eminência articular (parte anterior), fossa mandibular (porções interna e externa) e côndilo da mandíbula (parte inferior) ^{32,33}.

A cápsula é revestida por uma delgada membrana sinovial, responsável pela produção do líquido sinovial (lubrificante desta região). Existem vários receptores sensoriais nos tecidos da cápsula articular que informam sobre as mudanças de posição da ATM. O líquido sinovial possui uma consistência viscosa (alto teor de hialurônico) e lubrifica a região da articulação, auxiliando a diminuir a fricção (amortecimento), além de transportar nutrientes e catabólitos para tecidos avasculares que cobrem o côndilo, a fossa mandibular e o disco articular¹⁴.

Figura 2 - Imagem da ATM em perfil lateral apresentando o movimento de abertura e a excursão do côndilo mandibular na cavidade glenóide.



Fonte: http://www.dtmedororofacial.com.br/?page_id=26

Comenta-se que cada movimento é coordenado para aperfeiçoar a função e ao mesmo tempo minimizar o dano à estrutura e para haver movimentos na ATM é necessário a ação dos músculos mastigatórios, auxiliados por outros da cabeça e pescoço. As funções estomatognáticas como a fala, deglutição e mastigação dependem também de comportamentos funcionais destes músculos e da ATM ^{14,33}.

Existem alguns músculos que permitem a movimentação da mandíbula, de forma contínua e sincrônica, tais como o temporal, masseter, pterigóideos medial e lateral, além dos supra-hióideos. Os músculos envolvidos no levantamento da mandíbula são o masseter, o temporal e o pterigóideo lateral. Eles possuem um maior número de unidades motoras de baixo limiar e resistentes à fadiga ³³.

A musculatura supra-hióidea é constituída pelos músculos digástrico, milohióideo, genihióideo e estilohióideo, atuantes na depressão da mandíbula e na protrusão mandibular, quando estabilizam o osso hióide³³.

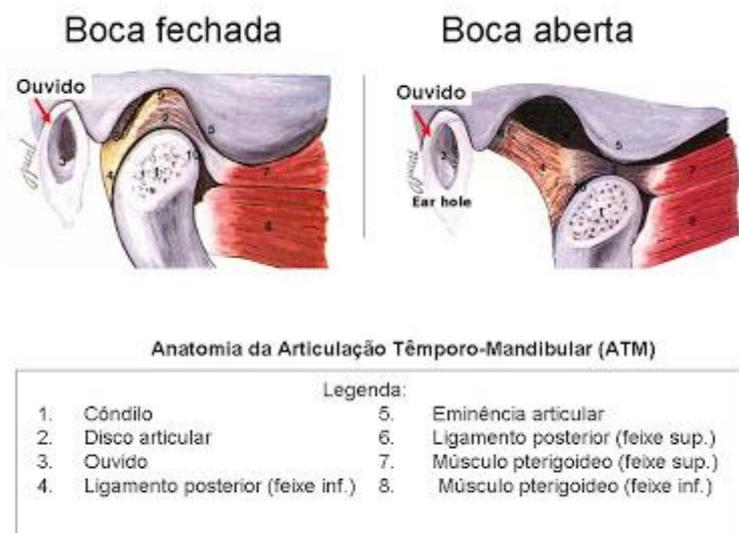
Os músculos mastigatórios agem sobre a mandíbula, os supra e infra-hióideos atuam sobre o hióide, já os cervicais sustentam e mantêm a posição cervical e cefálica, enquanto que os faciais auxiliam nas funções estomatognáticas e, finalmente, os lingüais são necessários em qualquer função bucal¹⁴.

É imprescindível conhecermos anatomicamente os músculos que movimentam a ATM para podermos compreender a fisiologia da articulação.

2.2 Fisiologia do Movimento da ATM

Os movimentos mandibulares podem ocorrer ao redor de três eixos: horizontal, vertical e sagital. O deslocamento horizontal ocorre quando a mandíbula retraída realiza a abertura e o fechamento, girando ao redor do eixo que passa pelos cêndilos. O vertical ocorre quando a mandíbula se lateraliza e o centro desta rotação está num eixo que passa através do cêndilo do lado de trabalho. O deslocamento sagital ocorre quando a mandíbula vai para um lado e o cêndilo do lado oposto ao da direção do movimento se desloca anteriormente, indo em direção à eminência articular e movendo-se simultaneamente para baixo. Os deslocamentos mandibulares ocorrem a partir da combinação de rotações ao redor de vários eixos⁴⁸.

Figura 3 - Imagem da ATM em perfil lateral apresentando o movimento de abertura e a excursão do cêndilo mandibular na cavidade glenóide evidenciando o musculo pterigoideo lateral e sua posição no cêndilo mandibular e disco articular.



Comenta-se que a ATM pode realizar movimentos de rotação (côndilos girando em torno de seu próprio eixo) e de translação (o côndilo deslizando na cavidade articular)¹¹.

É raro haver movimentos mandibulares puros, pois a rotação e a translação ocorrem ao mesmo tempo, isto quer dizer que enquanto o côndilo rotaciona sobre um ou mais eixos, cada um destes está transladando. A mandíbula pode se abrir com um movimento de rotação puro, mas para isso acontecer os côndilos devem estar estabilizados, para não transladarem. O movimento de rotação acontece no momento em que a boca se abre e fecha, sem haver mudança no posicionamento dos côndilos. A contração dos músculos supra-hióideos para a abertura bucal provoca a rotação do côndilo, enquanto que no fechamento da boca, a rotação é provocada pela musculatura elevadora da mandíbula. A rotação ocorre no compartimento articular inferior da ATM (entre a parte superior do côndilo e a parte inferior do disco articular) e pode ocorrer nos planos horizontal, vertical e sagital. A translação ocorre quando os ligamentos posteriores da articulação se esticam, terminando a rotação entre o côndilo e o disco e iniciando um deslizamento anterior e inferior do complexo côndilo-discal em direção à eminência articular do osso temporal. Este movimento acontece no compartimento articular superior da ATM (entre a parte superior do disco articular e a superfície inferior da fossa mandibular) e é produzida pela contração do músculo pterigóideo lateral na depressão mandibular e pelo músculo temporal no levantamento da mandíbula³¹.

Relata-se que a rotação do côndilo, acompanhada pelo disco, ocorre até uns 25 milímetros de abertura bucal e a partir desta distância ocorre a translação, que acontece por cerca de 15 milímetros. Quando a atividade muscular aumenta, o côndilo é pressionado com maior intensidade contra o disco e, esse último, contra a fossa mandibular, aumentando a pressão interarticular dessas estruturas, fazendo com que as superfícies articulares separem-se e desloquem a articulação anteriormente. A direção em que o disco irá realizar rotação é determinada pelas estruturas que se fixam em suas bordas. Os tecidos retrodiscais, presos na borda posterior do disco, retraem-no posteriormente e o músculo pterigóideo lateral superior, fixo na borda anterior, puxa o disco anterior e medianamente. O côndilo da ATM, não pode permanecer na região posterior da articulação, pois existem estruturas localizadas na mesma que quando pressionadas podem produzir dor. O

local ideal para ele estar posicionado é entre a eminência articular e a fossa mandibular do osso temporal. Em repouso, com a boca fechada, o côndilo se mantém em contato com as zonas intermediária e posterior do disco. Concorde-se que da combinação dos movimentos de rotação e translação da ATM, a mandíbula pode realizar a abertura e o fechamento, a lateralidade e a protrusão e retração mandibular⁴¹.

É sugerido que a abertura mandibular máxima é aproximadamente 50 milímetros e neste movimento depressor da mandíbula ocorre um estiramento completo dos ligamentos e da cápsula, não sendo uma posição funcional. Estes tecidos conjuntivos não devem ultrapassar 70 a 80 por cento de seu comprimento normal em um movimento articular funcional, sendo que a abertura bucal funcional é de aproximadamente 40 milímetros²⁶.

Acredita-se que em um indivíduo normal a abertura bucal varia de 40 a 45 milímetros e se essa medida é menor do que 30 milímetros pode-se suspeitar de uma alteração muscular ou na articulação¹².

No fechamento mandibular, os músculos depressores se relaxam e os elevadores e o feixe superior do pterigóideo lateral se contraem fazendo com que o côndilo retorne para sua posição habitual de repouso. O feixe superior do pterigóideo lateral contrai-se para monitorar o retorno do côndilo e do disco, juntos, para a posição de repouso. Logo o movimento de fechamento bucal é exatamente o contrário do movimento realizado na abertura da boca³³.

A laterotrusão, movimento lateral da mandíbula, os côndilos executam padrões motores distintos. Quando há movimento da mandíbula para o lado direito, o côndilo direito se move discretamente para fora e há um pequeno deslocamento posterior e superior do mesmo, enquanto que o côndilo esquerdo desliza-se anterior e inferiormente se movendo em direção a linha média. Durante os movimentos de lateralidade ocorre uma contração muscular do mesmo lado do movimento das fibras médias e posteriores do músculo temporal e a contração muscular do lado oposto ao movimento dos pterigóideos lateral e medial e fibras anteriores do temporal⁵⁰. Os movimentos laterais da mandíbula podem ser para o lado de trabalho ou para o lado de balanceio. O lado de trabalho é aquele para o qual a mandíbula está se deslocando e o de balanceio é o contrário ao qual a mandíbula se movimentou. No lado de trabalho o côndilo rota e translada sobre a parede posterior

e superior da fossa mandibular e, no de balanceio o côndilo translada para baixo, para frente e para dentro em relação a um plano sagital¹⁴.

A lateralidade de um indivíduo sem desordens musculares ou na ATM varia entre 10 a 12 milímetros. Na protrusão mandibular há uma ação simultânea dos pterigóideos lateral e medial e a mesma ocorre quando se realiza uma abertura bucal superior a 20 ou 30 milímetros e os côndilos se movimentam para fora da fossa mandibular, se dirigindo até as eminências articulares e a mandíbula se desloca para frente. Quando há excessivos movimentos protrusivos da mandíbula, a articulação pode ficar hipermóvel e o indivíduo apresentar um grande movimento de translação anterior no início da abertura bucal, quando deveria estar ocorrendo a rotação. Na retração há contração das fibras médias e posteriores do temporal (quando a mandíbula está bem anteriorizada) e dos músculos supra-hióideos (principalmente o digástrico) e a mandíbula desloca-se posteriormente, sendo que a distância deste movimento é limitada pelas estruturas da ATM em 1 ou 2 milímetros¹².

Cita-se que os movimentos mandibulares ocorrem dentro de certos limites tridimensionais e descrevem os limites de movimentos mandibulares propostos por Posselt, que são: lateralidade é de aproximadamente 10 milímetros, abertura pode acontecer até uns 50 ou 60 milímetros, a protrusão pode ser de uns 9 milímetros e a retração é de aproximadamente 1 milímetro. Esses são os chamados movimentos bordejantes da mandíbula, que são as posições mais extremas que a mandíbula é capaz de se mover. Os movimentos da mandíbula sofrem influência das estruturas do aparelho mastigatório (ATM, dentes, músculos) e de suas propriedades biomecânicas específicas, assim como da forma e da posição dessas estruturas entre si que irão determinar os possíveis movimentos dos côndilos dentro da fossa mandibular. A variação da anatomia da parede interna da fossa mandibular determina uma trajetória específica para o côndilo. Quanto maior for a inclinação da parede interna da fossa, maior será a trajetória descendente do côndilo e da mandíbula. Entretanto, se houver uma inclinação menor, mais lateral será o deslocamento condilar. Quanto mais anterior for a localização desta parede, mais para frente se deslocará a mandíbula em seu movimento lateral^{34,43}.

A postura de repouso seria quando os dentes não estão em oclusão, afastados com uma distância de 1 a 3 milímetros entre os incisivos e cerca de 2

milímetros de protrusão a partir de uma posição de retração máxima. Na determinação da postura mandibular deve haver um equilíbrio entre os músculos elevadores e depressores mandibulares, agindo contra a força de gravidade que tende a deprimir a mandíbula devido ao seu próprio peso ¹¹.

A mastigação envolve movimentos muito complexos da mandíbula, como a protrusão e retração, rotação no plano horizontal e desvios laterais, raramente ocorrendo movimentos de rotação puros. O movimento mandibular durante a mastigação unilateral seria o abaixamento da mandíbula, no sentido do lado de balanceio (sem o alimento), até atingir 20 milímetros de abertura bucal. Após, a mandíbula cruza a linha média, indo no sentido do lado de trabalho (com alimento) e eleva-se novamente na fase de fechamento, até alcançar a intercuspidação máxima. Quando a mastigação é bilateral ocorre um movimento de gota e o alimento distribui-se homoganeamente nos dentes, estabilizando a oclusão e sincronizando a atividade dos músculos mastigatórios. Indivíduos que possuem alguma disfunção nas estruturas articulares ou no sistema neuromuscular podem apresentar um funcionamento da articulação têmporo-mandibular alterado ^{26,33}.

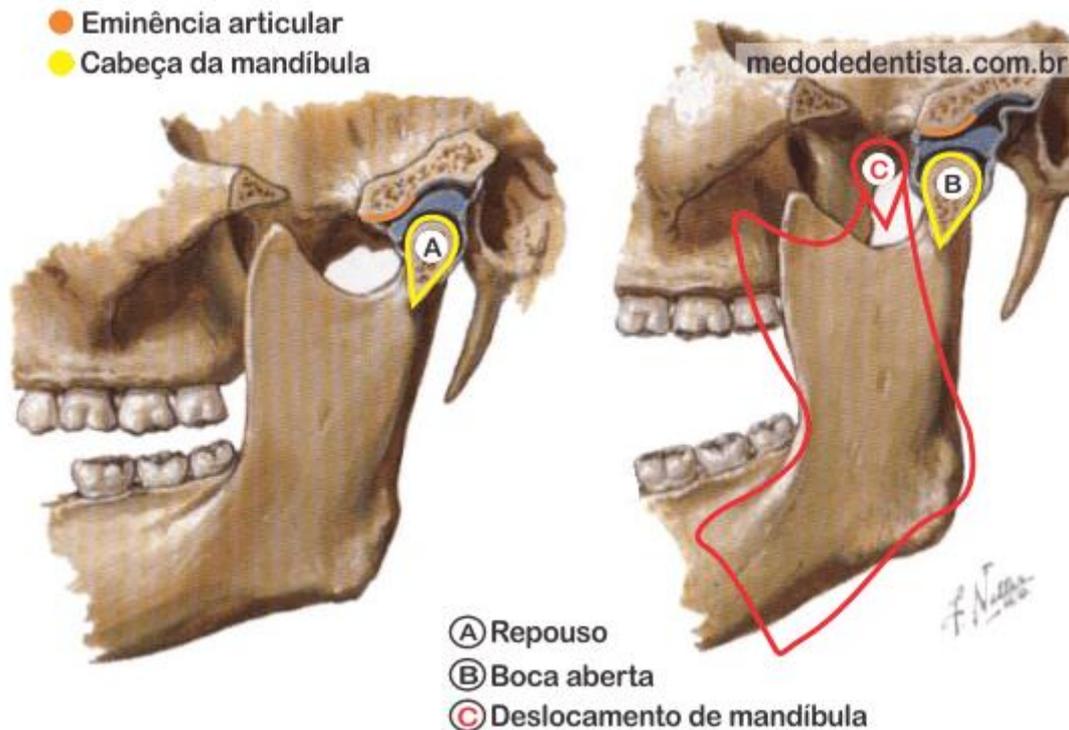
2.3 Luxação Recidivante de ATM e seus Tratamentos

Articulação Temporomandibular (ATM) é certamente uma das mais complexas articulações do corpo; sendo considerada tanto ginglemoidal (por proporcionar movimentos de dobradiça), quanto artroidal (movimentos de deslize) ⁷.

Quando a translação está associada a uma sensação de travamento temporário seguida de redução espontânea é denominada subluxação, se o músculo pterigoideo lateral continua contraído após máxima abertura bucal, ocorre o travamento do côndilo na posição mais anteriorizada sem redução espontânea, o que caracteriza a luxação ^{3,6,28}.

Quando a hipertranslação é recorrente e não auto-redutível, necessitando de reposicionamento manual do côndilo na fossa mandibular para conter o espasmo muscular progressivo, esta situação passa a denominar-se luxação recidivante ⁵.

Figura 4 - Imagem de abertura bucal apresentando esquematicamente a luxação da mandíbula representada na letra C.



Fonte: <http://medodedentista.com.br/2014/09/mandibula-deslocada-o-que-fazer.html>

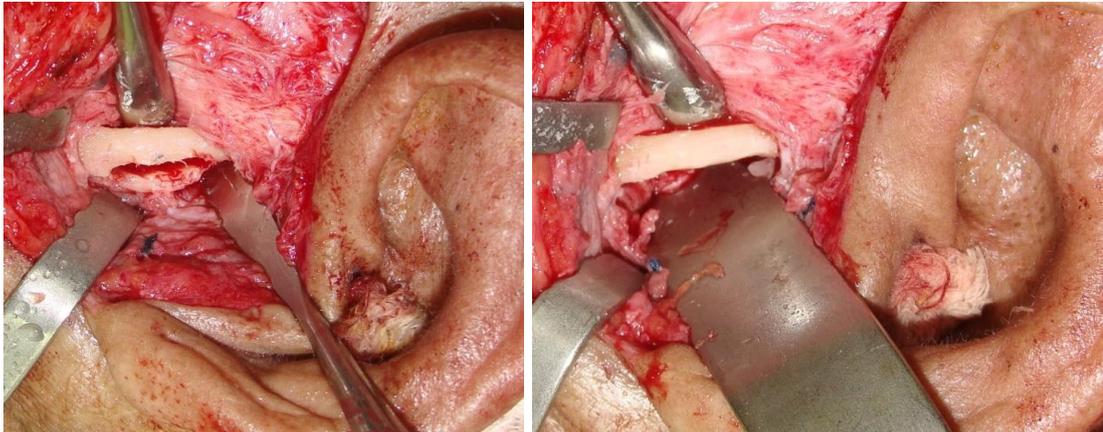
Análises clínicas e radiográficas indicam que aproximadamente 70% da população possuem subluxação da ATM. Já a ocorrência de luxação recidivante da ATM é relatada entre 3 a 7% na população geral ⁴⁹.

Em se tratando dos fatores etiológicos envolvidos no processo patológico, muitos autores consideram os desarranjos internos de ATM, estiramento e pequenas rupturas da cápsula e ligamentos articulares, artrose e estalidos, disfunção da musculatura mastigatória, má oclusão (perdas dentárias e diminuição da dimensão vertical), atrofia da eminência, estresse, trauma ^{18,19}.

A luxação recidivante da ATM apresenta-se predominante no gênero feminino e representa 3% de todas as luxações articulares do corpo. Em relação às características clínicas da luxação, muitos enumeram a restrição da função mandibular com incapacidade de fechar a boca, protrusão do mento, salivação excessiva, dificuldade de falar, dor em graus variáveis (cefaléias, dores miofasciais, dores temporomandibulares e dores nos ombros, pescoço e costas) tensão da

musculatura mastigatória, estalidos e crepitações, além da depressão pré-auricular
17,18,19,23.

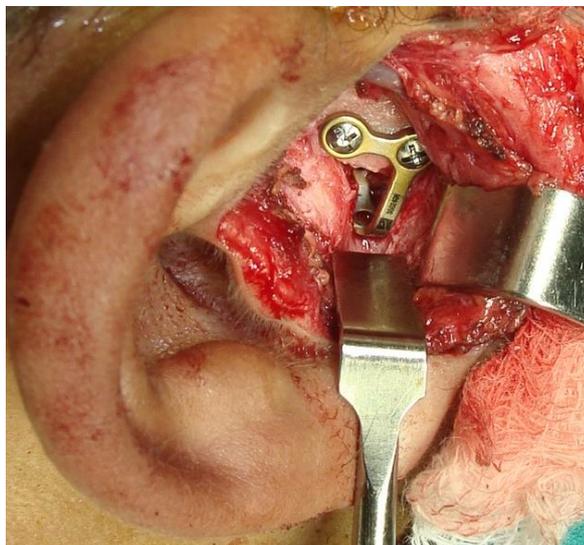
Figura 5 - Imagem referente ao tratamento de eminectomia da ATM, a foto da esquerda apresenta a osteotomia da eminência articular, enquanto a foto da direita apresenta o resultado final da osteotomia.



Fonte: Autor, 2016.

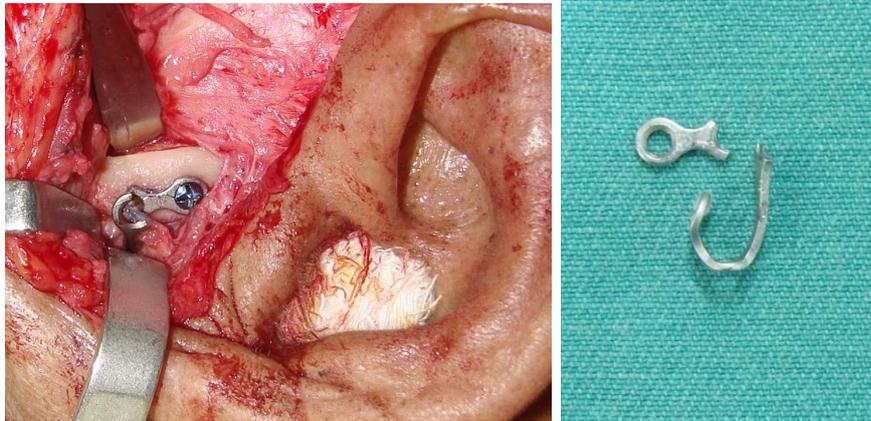
A colocação de miniplaca de titânio na eminência articular visa impedir a hiperexcursão do côndilo e possui a vantagem de ser um método reversível e menos invasivo e a desvantagem de levar a uma diminuição da abertura máxima bucal, ainda há a possibilidade de fratura da placa, o que leva à necessidade de um segundo tempo cirúrgico para remoção do dispositivo e realização de um novo tratamento a ser escolhido ^{17,30,37,45,46}.

Figura 6 - Imagem apresenta a instalação correta da miniplaca de Ti-cp em "L" na ATM.



Fonte: Autor, 2016.

Figura 7 - Imagem esquerda apresenta a fratura da miniplaca de Ti-cp em "L" na ATM, enquanto que a imagem da direita apresenta esta placa já removida.



Fonte: Autor, 2016.

2.4 Biomateriais

Um biomaterial ideal deveria induzir uma rápida, previsível e controlada cicatrização dos tecidos hospedeiros. Os biomateriais podem ser usados para implantação permanente no corpo humano ou como um suporte temporário de células e tecidos. Em ambos os casos, a superfície desses materiais deve prover sinais químicos e físicos que guiam a diferenciação e agrupamento de células para formarem tecidos mais biofuncionais ^{13,15}.

Alguns pré-requisitos são desejáveis para que um biomaterial seja aplicado nos tecidos duros (ossos e dentes) e moles (tecido conjuntivo, epitelial, mucosa, etc...) como:

- Biocompatibilidade que significa uma menor toxicidade intrínseca do material, baixa da reatividade com macromoléculas, da indução de resposta inflamatória ao longo do tempo e da imunogenicidade;
- Biofuncionalidade, por exemplo, mecânica, que é dar suporte físico para osso, tecido mole ou próteses vasculares;
- Textura de superfície compatível com a adesão celular;
- Resistência à corrosão, para manter as propriedades mecânicas e impedir a degradação do material frente aos fluidos corporais;
- Bioadesividade: química, eletrostática e mecânica, com o intuito de promover uma ligação entre a prótese e o tecido adjacente combinando um período apropriado de cicatrização, evitando uma encapsulação fibrosa do implante;

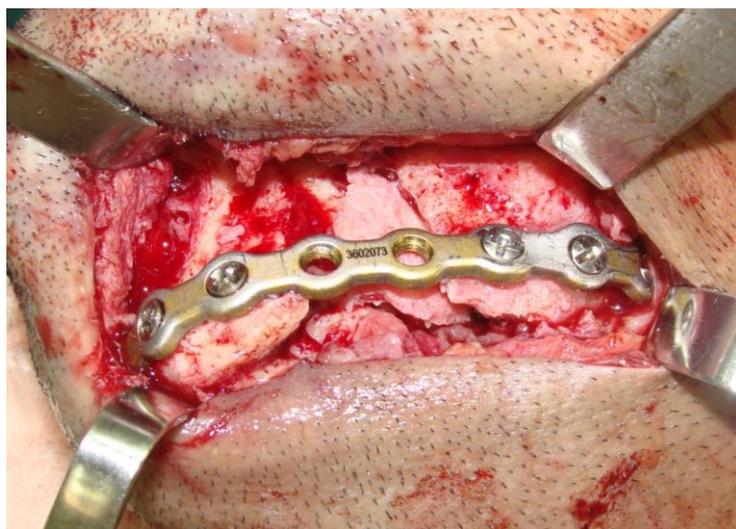
- Prevenir uma adesão bacteriana e / ou facilitar sua morte;
- Baixo custo e facilidade no processamento também são desejáveis ^{13,44}.

2.5 Fixação Interna Rígida

O tratamento com a fixação interna rígida (FIR) objetiva a recuperação completa e o retorno da função imediata do membro. O uso de placas e parafusos surge como a melhor alternativa para essa finalidade, pois fornece estabilidade à estrutura óssea, estimulando uma osteogênese associada à função, com reparo primário e ausência de calo ósseo. As vantagens do seu uso incluem uma menor morbidade do ato cirúrgico por não ser necessário bloqueio maxilo-mandibular, oferecendo melhor conforto e segurança pós-operatória ao paciente³⁵.

O uso de material de síntese para a fixação óssea tornou-se indispensável, tanto no tratamento das fraturas de face quanto nas cirurgias ortognáticas. Dessa forma, as características do material utilizado têm sido objeto de intenso debate na atualidade, principalmente no que tange à sua biocompatibilidade. Hoje, os sistemas metálicos de osteossíntese são considerados “padrão ouro”, destacando-se o titânio como a principal matéria-prima ³⁵.

Figura 8 - Imagem apresenta a instalação correta da miniplaca de Ti-cp em uma fratura de mandíbula, que servirá como estabilizador destes fragmentos para haver a correta resolução e ossificação.



Fonte: Autor, 2016.

O termo fixação interna é utilizado para designar a estabilização de uma fratura ou osteotomia, com dispositivo em contato direto com a estrutura óssea, podendo ser obtida por meio de fio de aço, parafuso ou associação de placa e parafuso. É designada rígida quando o dispositivo de imobilização junto à estrutura óssea permite a função do órgão durante o processo de reparação óssea. Caso não seja possível o restabelecimento da função ou necessite de outras formas de fixação, é denominada não rígida. A fixação promovida por parafusos ou associação de placas e parafusos é a que apresenta melhores resultados ^{35,39}.

A necessidade de remoção desse material após o período de consolidação da fratura permanece uma polêmica na literatura. A decisão de deixá-las in situ poderá ser influenciada por vários fatores, como a biocompatibilidade, dificuldade de acesso ao local, queixa do paciente, presença de infecção, palpabilidade, sensibilidade térmica, geração de artefatos radiográficos, custo, possibilidade de corrosão e oncogenicidade ²⁹.

O titânio é hoje um dos materiais aloplásticos mais utilizado atualmente devido à osseointegração, sendo também de extrema leveza, alto grau de resistência à ruptura e à corrosão, baixa condutividade térmica e radiopaco. As próteses apresentam vantagens importantes sobre as tradicionais (aço inoxidável), melhor restabelecimento psicológico do paciente pela excelente fixação proporcionada, a peça é mais leve e permite maior conforto ao usuário, de fácil remoção e colocação pelo cirurgião e apresenta maior durabilidade do material implantado ³⁹.

2.6 Titânio E Suas Ligas

A seguir serão comentadas algumas características e propriedades do titânio e suas ligas mais utilizadas na indústria. As principais razões de o titânio ser tão utilizado pelo mercado são: a excelente resistência à corrosão e a combinação de uma baixa densidade (4,5 g/cm³) associada à alta resistência mecânica. A resistência mecânica, em alguns graus de titânio comercial, varia entre 480 MPa e 1180 MPa em casos de ligas de uso estrutural, chegando até superar valores 1725 MPa em outras formas especiais, como fios e molas. Algumas ligas de titânio que apresentam baixo teor de elementos intersticiais são usadas em aplicações

criogênicas. Isto ocorre, por não apresentarem transição dúctil-frágil. No intuito de exemplificar a importância deste metal na tabela 01 são apresentadas algumas propriedades do titânio, alumínio e o aço, os quais são metais largamente utilizados pela indústria ^{21,25}.

Tabela 1 - Comparação entre o titânio, alumínio e aço entre algumas propriedades.

	Titânio	Alumínio	Aço
Densidade (g/cm³)	4,54	2,70	7,87
E (10⁶ MPa)	0,11	0,06	0,2
T_{fusão} (°C)	1668	660	1536
Estrutura cristalina a T_{amb.}	HC	CFC	CCC

Fonte: AWS COMMITTEE ON HIGH-ENERGY BEAM WELDING AND CUTTING (Eua). Recommended Practices for laser beam welding, Cutting, and drilling. C 7.2:1998 Florida, 1998. 108p.

O titânio possui a transformação alotrópica, da estrutura alfa (hexagonal compacta) para a fase beta (cúbica de corpo centrado). Essa transformação depende do tipo e teor de elementos de liga adicionados, permitindo assim, uma variação complexa de microestruturas e diversas possibilidades de mecanismos de reforço, comparável a muitas outras ligas não ferrosas como as de cobre e alumínio³⁶.

2.7 Titânio Comercialmente Puro (Ti-cp)

Somente em 1940, a medicina veio a descobrir o titânio, quando da inserção dos primeiros implantes em animais de laboratório, mostrando bons resultados. Posteriormente, outros estudos mostraram que o material apresentava biocompatibilidade e alta resistência à corrosão, quando em contato com fluidos corpóreos ⁴⁰.

O titânio é o material que reúne o maior número de requisitos para uso em cirurgias dentre os biomateriais metálicos chamados de “metais especiais”. Além do titânio, este grupo compreende o nióbio, tântalo e suas ligas, seguidos pelas ligas de cobalto ⁵¹.

Embora tenha sido descrito como um material de ancoragem óssea desde os anos 40, seu uso na Odontologia começou por volta dos anos 60 com o sistema de Branemark. Branemark em 1977 introduziu o conceito de osseointegração como

sendo a ligação direta, estrutural e funcional entre osso ordenado e vivo e a superfície de um implante sujeito a cargas funcionais ^{9,20}.

O titânio comercialmente puro é o material mais usado atualmente para a fabricação de implantes de reconstrução, isso porque é um material altamente biocompatível com os tecidos vivos dos mamíferos. Ele possui a capacidade de induzir a neoformação óssea perfeitamente integrada ao osso sem que exista, por menor que seja, qualquer camada de tecido fibroso entre eles ¹⁰.

O titânio comercialmente puro (Ti-c.p.) possui teor mínimo de titânio de 98,635 a 99,5 wt%. O Ti-c.p. são usados em aplicações que necessitem de resistência a corrosão e em casos que deseja alta ductilidade. As composições, nomenclaturas e as resistências mecânicas estão representadas na tabela 02. O titânio é um elemento altamente reativo e instantaneamente é formado na superfície um filme óxido de 4 – 6 nm de espessura, com composição predominante de TiO₂ com menores quantidades de Ti₂O₃ e TiO. Esse filme é extremamente estável e confere ao material resistência a determinados ácidos aos quais outros metais e ligas não possuem. Isto ocorre devido ao titânio possuir uma elevada afinidade pelo oxigênio, reagindo com o mesmo, e formando um óxido protetor na superfície com excelente estabilidade e aderência. Porém, se estiver em condições anídricas e em um ambiente com ausência de oxigênio pode resultar em uma corrosão galvânica, o filme danificado poderá não se reestruturar devido à falta de oxigênio formando regiões com ranhuras ou fissuras que terão diferença de concentração, possibilitando assim, a ocorrência deste tipo de corrosão. O titânio e suas ligas quando atacados por soluções contendo cloretos, brometos, iodetos, fluoretos ou sulfatos em temperaturas acima de 70°C, estão sujeitas a um ataque localizado por corrosão galvânica. Um estudo de caracterização da superfície de Ti-cp, Ti-6Al-7Nb e Ti-6Al-4V com diferentes pré-tratamentos, observaram que a composição da camada formada na superfície e sua estabilidade dependem dos pré-tratamentos mecânicos e químicos dados à superfície do metal ^{55,56}.

Tabela 2 - Composição nominal das ligas de titânio consideradas comercialmente puras. (c) - % de H modifica conforme o produto – de 0,015 à 0,010

Grau	C	H	O	N	Fe	Outros	σ_{rup} (MPa)	σ_0 (MPa)	Elongação
									minima %
Grau 1	0,10	(c)	0,18	0,03	0,20	-	240	170-	24
Grau 2	0,10	(c)	0,25	0,03	0,30	-	343	275-	20
Grau 3	0,10	(c)	0,35	0,05	0,30	-	440	377-	18
Grau 4	0,10	(c)	0,40	0,05	0,30	-	550	480	20
Grau 7	0,10	(c)	0,25	0,03	0,30	0,12/ 0,25Pd	343	275- 410	20
Grau 11	0,10	(c)	0,18	0,03	0,20	0,12/ 0,25Pd	240	170- 310	24
Grau 12	0,10	0,015	0,25	0,03	0,30	0,2/0,4Mo, 0,6/0,9Ni	480	380	12

Fonte: AWS COMMITTEE ON HIGH-ENERGY BEAM WELDING AND CUTTING (Eua). Recommended Practices for laser beam welding, Cutting, and drilling. C 7.2:1998 Florida, 1998. 108p.

O titânio puro à temperatura ambiente possui uma estrutura hexagonal compacta denominada alfa (α). E na temperatura de 885°C transforma-se em estrutura cúbica de corpo centrado denominada beta (β). Essa temperatura de transformação pode sofrer modificações dependendo do tipo e quantidade de impurezas e/ou elementos de liga adicionados. Com as adições de elementos de liga surgem duas temperaturas de transformação, nomeadas: temperatura de transição alfa “alfa-transus” e de beta “beta-transus” em que abaixo das linhas das respectivas temperaturas só estará presente a fase alfa e acima a fase beta. Entre as duas linhas de transição estarão presentes as duas fases, alfa e beta, recebendo o nome de ligas duplex. A tabela 03 mostra temperaturas de transição alfa e beta para o Ti-c.p. e algumas ligas as quais variam com a quantidade de impurezas presentes ^{47,52}.

Tabela 3 - Mostra as temperaturas de transformação das fases alfa e beta para cada grau ASTM de Ti-c.p.

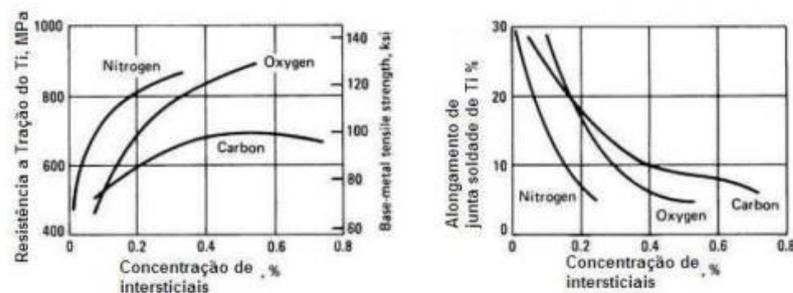
	Temp. beta transus	Temp. Alfa transus
	°C	°C
ASTM grau 1	888	880
ASTM grau 2	913	890
ASTM grau 3	920	900
ASTM grau 4	950	905
ASTM grau 7	913	890
ASTM grau 12	890	-

Fonte: AWS COMMITTEE ON HIGH-ENERGY BEAM WELDING AND CUTTING (Eua). Recommended Practices for laser beam welding, Cutting, and drilling. C 7.2:1998 Florida, 1998. 108p.

A microestrutura do Ti-c.p. é tipicamente uma estrutura 100% alfa a temperatura ambiente, porém sua morfologia sofre modificações com tratamentos termomecânicos. Por exemplo, após o recozimento, os grãos têm a forma equiaxial ou acicular. O formato acicular é identificado após transformação de beta para alfa durante o resfriamento rápido na faixa de temperatura de transformação. Havendo variação na taxa de resfriamento há modificação na largura das estrias ou plaquetas da fase alfa, quanto maior a taxa de resfriamento menor é a largura das plaquetas. Após a recristalização forma-se uma morfologia equiaxial. A presença, a temperatura ambiente, da morfologia acicular da fase alfa indica que o metal foi aquecido acima de temperaturas de transformação beta e o formato equiaxial indica que o material foi extensivamente trabalhado (deformações e/ou temperatura) na fase alfa e ocorreu a recristalização do material. Além das impurezas influenciarem nas temperaturas de transformação e nos parâmetros da rede da estrutura cristalina, também exercem importante efeito nas propriedades mecânicas. Os elementos residuais encontrados no Ti-c.p. como é o caso do carbono, oxigênio, nitrogênio, silício e o ferro, aumentam a resistência mecânica e diminuem a ductilidade do material^{1,4}.

Na figura 9 mostra-se o efeito da concentração de alguns elementos residuais ou impurezas nas propriedades do titânio, como: resistência à tração e a resistência ao dobramento de uma junta soldada. Quando se deseja maior resistência mecânica do material adiciona-se ferro e oxigênio durante seu processamento²⁴.

Figura 9 - Efeito de elementos intersticiais na ductilidade e resistência do titânio puro.



Fonte: AWS COMMITTEE ON HIGH-ENERGY BEAM WELDING AND CUTTING (Eua). Recommended Practices for laser beam welding, Cutting, and drilling. C 7.2:1998 Florida, 1998. 108p.

Quando buscamos uma melhor ductilidade e tenacidade são desejados é utilizado o titânio ELI (extra-low intersticial), devido à mínima quantidade de

elementos intersticiais ou impurezas. Algumas “ligas” de titânio possuem pequenas quantidades de elementos de liga, como é o caso do ASTM grau 12, em que são adicionados molibdênio e no caso dos graus 7 e 11, em que são adicionados paládio (Pd), mas, mesmo assim, são considerados comercialmente puros (Ti-c.p.). Essas pequenas quantidades são adicionadas caso queira-se uma melhora na resistência a corrosão e/ou mecânica ³⁸.

Adições de Pd permitem que o material resista à degradação em uma faixa de tempo mais ampla quando submetido a soluções ácidas hidrocloreídricas, fosfóricas e sulfúricas. Devido ao alto custo do Pd é inviável a utilização de maiores teores deste elemento. Já o grau 12, com a adição de molibdênio confere uma elevada resistência mecânica e é particularmente resistente à corrosão galvânica em salmouras com temperaturas elevadas. Resistência à tração e à fadiga do titânio c.p. não são altas quando comparadas às ligas de titânio e aos aços. O módulo de elasticidade possui um valor intermediário em comparação com o aço e é influenciado pela textura do material. No caso da tenacidade à fratura, é comparável a aços de baixa liga temperados e revenidos. O grau 2 pode sofrer aumento na tenacidade à fratura em baixas temperaturas mediante controle da quantidade de impurezas intersticiais e de constituintes refratários frágeis existentes. O titânio entre 200 a 315 °C possui resistência à fluência, e ao ultrapassar 315 °C a resistência à fluência torna-se um importante critério de seleção de projeto ^{4,22}.

2.7.1 Características Físicas e Mecânicas

Na prática da fixação rígida, os metais ainda são os únicos que apresentam adequada rigidez em todas as exigências biomecânicas do esqueleto facial ⁵³.

O titânio comercialmente puro e as suas ligas são os mais recentes metais a fazerem parte dos biomateriais, devido à sua combinação de força, baixo peso molecular, resistência à corrosão e à biocompatibilidade. Devido a estes fatores, ele se tornou o material de preferência na confecção dos implantes ²⁹.

A microvasculatura adjacente ao implante colocado no osso é a grande responsável pela osseointegração. Portanto, a manutenção da integridade desse tecido durante a furação é a essência do processo ²⁰.

O titânio comercialmente puro (Ti-cp) está disponível em quatro graus apresentados na Tabela 04, variando de acordo com os teores de oxigênio, hidrogênio, nitrogênio, carbono e ferro ²¹.

Tabela 4 - Composição do titânio comercialmente puro.

Composição máxima (%) p/p								
	GRAU 1		GRAU 2		GRAU 3		GRAU 4	
	Chapa	Barra	Chapa	Barra	Chapa	Barra	Chapa	Barra
Nitrogênio	0,03	0,03	0,03	0,03	0,05	0,05	0,05	0,05
Hidrogênio	0,015	0,0125	0,015	0,0125	0,015	0,0125	0,015	0,0125
Oxigênio	0,18	0,18	0,25	0,25	0,35	0,35	0,40	0,40
Carbono	0,10	0,10	0,10	0,10	0,10	0,10	0,10	0,10
Ferro	0,20	0,20	0,30	0,30	0,30	0,30	0,50	0,50

Fonte: ASM (Ed.), Properties and Selection: Nonferrous Alloys and Special Purpose Materials: Wrought Titanium and Titanium alloys. 10. ed. Eua: Asm Internacional, 1998.

O titânio puro grau 2 e 4 é normalmente utilizado nos implantes odontológicos, como por exemplo, nos implantes ITI e Straumann, entre outros. O grau 4 indica um material com elevado teor de oxigênio e ferro, elementos que estão em solução no titânio ¹³.

A incorporação desses elementos no titânio aumenta o limite de resistência a tração pelo efeito de endurecimento por solução sólida. As propriedades mecânicas desse material estão apresentadas na tabela 05 ¹³.

Tabela 5 - Propriedades mecânicas do Ti grau 4.

	Resistência à tração (MPa min)	Alongamento (%min)	Módulo de young (GPa)
Forjado/destemperado	550.	20	110
Trabalhado a frio	800	15	110

Fonte: CALLISTER, J.R., W.D., 2002. "Propriedade Mecânica dos metais". In: LTC (eds) "Ciência e engenharia de materiais: uma introdução, 4 ed., cap. 6, Rio de Janeiro, LTC STER, 2002.

Há uma tendência de se considerar o titânio como sendo ideal para implantes dentários, por ser um metal reativo, devido à formação espontânea de uma camada fina e protetora de óxido na superfície do metal à temperatura ambiente, além de ser

inerte nos tecidos, não liberar íons que possam reagir com moléculas orgânicas e de ter boas propriedades mecânicas, dentre outras características. As propriedades do óxido formado nas superfícies dos implantes têm um papel importante durante o processo de osseointegração^{4,36}.

Considerando a superfície do óxido nos sistemas de implantes de Ti-cp, estudos de espectroscopia revelaram que sua espessura fica em torno de 1,5 a 17 nm, e que a composição química consiste na maior parte de TiO_2 . O óxido nativo não é cristalino, possui uma estrutura basicamente amorfa. Sua rugosidade de superfície pode variar de 0,53 a 0,83 μm (Top Scan 3D measuring system) dependendo do modo de confecção do implante⁴.

3 MATERIAIS E MÉTODOS

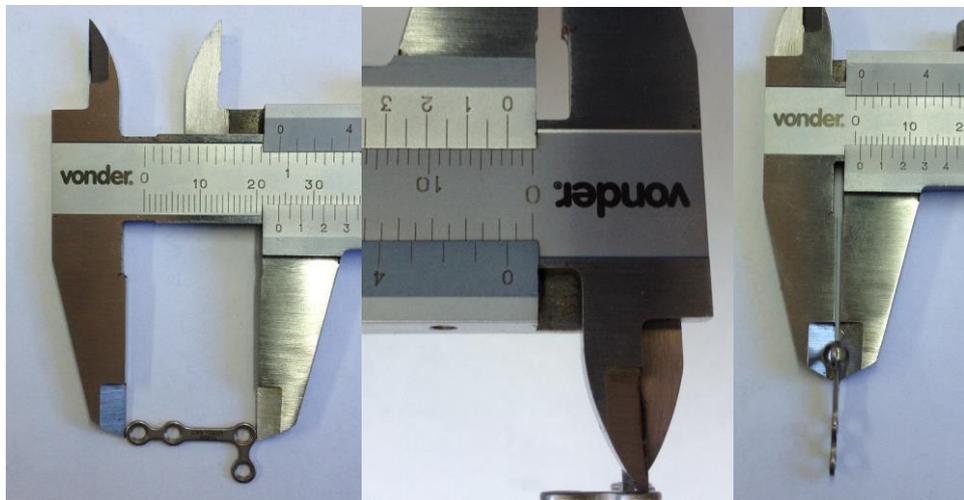
3.1 Material encontrado comercialmente

Foi utilizado como material de comparação uma miniplaca de titânio da marca Tóride do sistema 2.0 mm (refere-se ao diâmetro dos furos, relacionando com o perímetro de contato que o parafuso terá com o osso), com espessura de 1mm, com 4 furos, em formato de “L” preconizada para o tratamento de luxação recidivante.

Metragem:

- Comprimento maior: 24mm
- Comprimento menor: 11mm
- Espessura: 1mm
- Diâmetro do furo: 2mm

Figura 10 - Placa comercial



Fonte: Autor, 2016.

3.2 Placa confeccionada

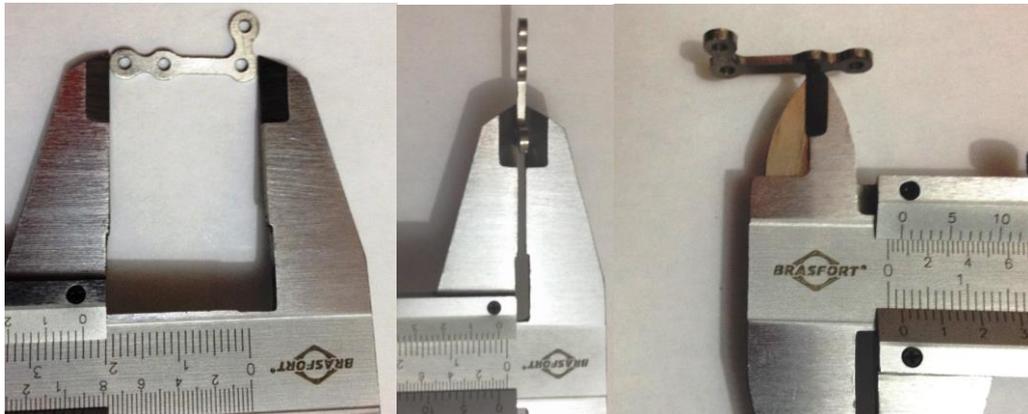
Foi utilizado como material de partida uma miniplaca de titânio confeccionada através de frezagem na Máquina Romi Discovery d800, com rotação de 3000 rpm com avanço de corte de 200mm/min partir de uma placa de 1,5mm de espessura para confeccionar uma mini placa do sistema 2.0 mm (refere-se ao diâmetro dos

furos, relacionando com o perímetro de contato que o parafuso terá com o osso), com 4 furos, em formato de “L” preconizada para o tratamento de luxação recidivante.

Metragem:

- Comprimento maior: 23mm
- Comprimento menor: 11mm
- Espessura: 1.5mm
- Diâmetro do furo: 2mm

Figura 11 - Placa confeccionada



Fonte: Autor, 2016.

3.3 Ensaio de Tração

Em um ensaio de tração, a placa foi submetida a um esforço que tende a alongá-la ou esticá-la até à ruptura. Geralmente, o ensaio é realizado num corpo de prova de formas e dimensões padronizadas, para que os resultados obtidos possam ser comparados ou, se necessário, reproduzidos. Este é fixado numa máquina de ensaios que aplica esforços crescentes na sua direção axial, sendo medidas as deformações correspondentes. Em decorrência das miniplacas não serem corpos de prova padronizados, estipulamos que a garra da máquina de ensaio de tração iria ser fixada nas extremidades localizados nos últimos furos de cada haste, como apresentado na figura abaixo. Em decorrência desse procedimento, através do

ensaio de tração, é possível analisar o comportamento do material ao longo do ensaio, ou seja, do início do ensaio, até a ruptura.

Figura 12 - Máquina para ensaio de tração modelo EMIC.



Fonte: Autor, 2016.

3.4 Microscopia Óptica e Microscopia Eletrônica de Varredura (MEV)

Para as análises por Microscopia Eletrônica de Varredura (MEV) e Microscopia Óptica (MO) as amostras foram preparadas seguindo técnicas metalográficas usuais (embutimento, lixamento e polimento).

As amostras foram embutidas em processo de duração de 25 minutos no total, sendo que foi utilizada resina baquelite marrom granulada, iniciando com 13 minutos de aquecimento até 180°C, atingindo uma pressão de trabalho de 100KgF/cm³, seguindo por 12 minutos de resfriamento até 40°C. Lixadas utilizando-se lixas de carbetto de silício na seqüência de 180 a 1500. Após o lixamento, as amostras foram polidas com pano para polimento supra e pasta de diamante com 6µm por 4 minutos, 3µm por 3 minutos e 1 µm por 3 minutos. Em seguida as amostras passaram por um ataque químico para revelar a microestrutura, utilizando-

se uma solução Kroll (6 ml de HNO_3 , 3 ml de HF e 100 ml de H_2O). As amostras foram atacadas por imersão, por tempos variados de 10 s.

As imagens foram obtidas em um Microscópio Eletrônico de Varredura TM3000 HITACHI.

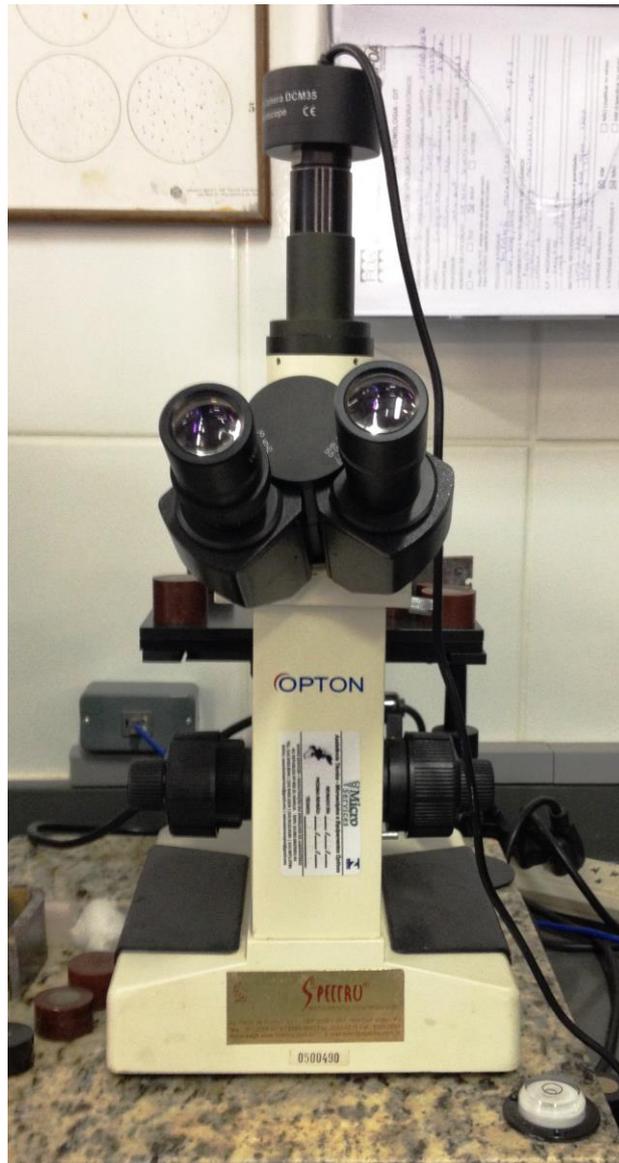
As imagens obtidas em microscopia optica foi realizado pelo aparelho Microscópio óptico OPTON.

Figura 13 - Microscópio eletrônico de varredura TM3000 HITACHI.



Fonte: Autor, 2016.

Figura 14 - Microscópio óptico OPTON



Fonte: Autor, 2016.

3.5 Teste de Microdureza Vickers

O termo 'teste da microdureza' usualmente se refere à indentações estáticas, provocadas por cargas menores que 0,3kgf. Computadores são utilizados para medir endentações e o indentador pode ser a pirâmide de diamante (Vickers) ou a pirâmide alongada (Knoop).

O procedimento de teste é muito semelhante ao do teste padrão Vickers, exceto que é feito numa escala microscópica, com instrumentos de precisão mais alta. É um método laboratorial que classifica a dureza de um material.

A superfície a ser testada geralmente requer um acabamento metalográfico. Quanto menor a carga de teste, maior o grau de acabamento superficial necessário.

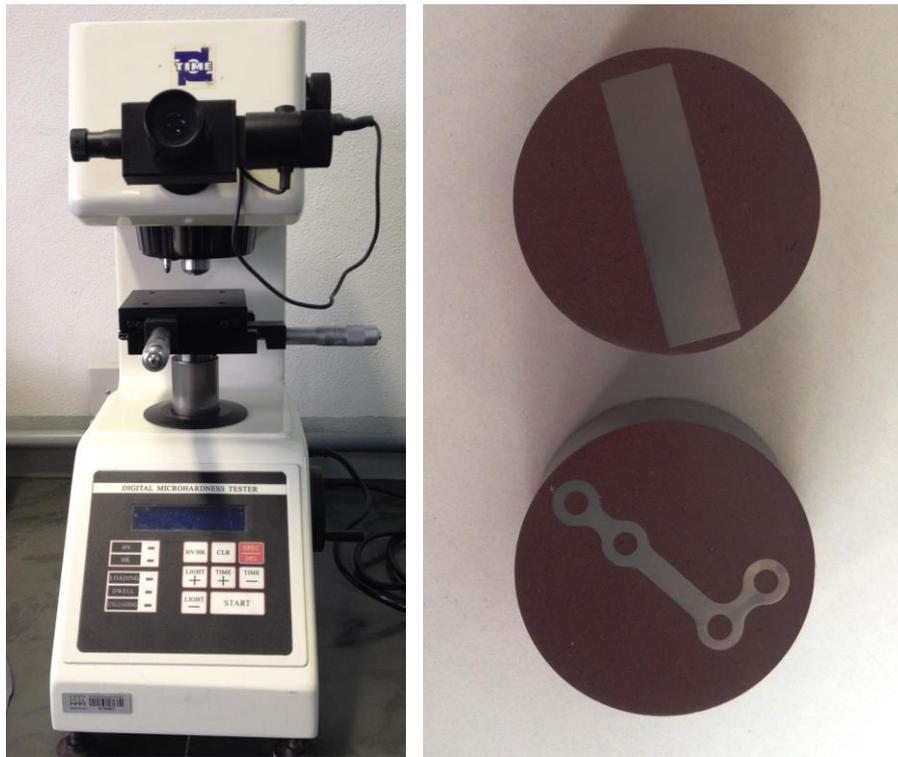
- Máquina: Microdurômetro Time
- Modelo: DHV 1000
- Capacidade: 10gf a 1000gf
- Microdureza Realizada: 200gf
- Penetrador: Pirâmide de diamante de base quadrada com ângulo de 136° entre as faces.
- Tempo de Penetração: 15 segundos de endentação (penetrar uma pirâmide no material).

Para tanto se utilizou equipamento 'Microdurômetro Time', Modelo: DHV 1000 de capacidade 10gf a 1000gf. Optou-se pela carga 200gf , pois menos que isso, fica muito difícil medir as diagonais da pirâmide, com Penetrador Pirâmide de 41 diamante de base quadrada com ângulo de 136° entre as faces e Tempo de indentação de 15 segundos. É importante saber que não há alteração no valor da dureza, independente da carga, o que muda é o tamanho da pirâmide.

A dureza Vickers se baseia na resistência que o material oferece à penetração de uma pirâmide de diamante de base quadrada e ângulo entre faces de 136°, sob uma determinada carga. O valor de dureza Vickers (HV) é o quociente da carga aplicada (F) pela área de impressão (A) deixada no corpo ensaiado. Essa relação expressa em linguagem matemática é a seguinte: $HV = F / A$.

A máquina que faz o ensaio Vickers não fornece o valor da área de impressão da pirâmide, mas permite obter, por meio de um microscópio acoplado, as medidas das diagonais (d1 e d2) formadas pelos vértices opostos da base da pirâmide.

Figura 15 - Microdurometro TIME, modelo DV1000



Fonte: Autor, 2016

3.6 Difratorômetro de raio X

As amostras foram analisadas em um difratômetro marca Shimadzu, modelo XRD 6000 (EEL / USP), nas seguintes condições: radiação $\text{CuK}\alpha$ ($\lambda = 1,5418 \text{ \AA}$) com monocromador de grafite, tensão de 40 kV, corrente de 30 mA, varredura (2θ) de 30 a 90 graus, passo angular de $0,05^\circ$ e tempo de contagem de 5 s por ponto. As fendas utilizadas foram: divergência: $0,5^\circ$, espalhamento: $0,5^\circ$ e receptora: 0,15 mm.

As fases presentes foram verificadas através da comparação com difratogramas simulados. As simulações foram realizadas com o programa de computador ORIGIN versão 8.0.

Figura 16 - Difratorômetro de Raio X do UniFOA.



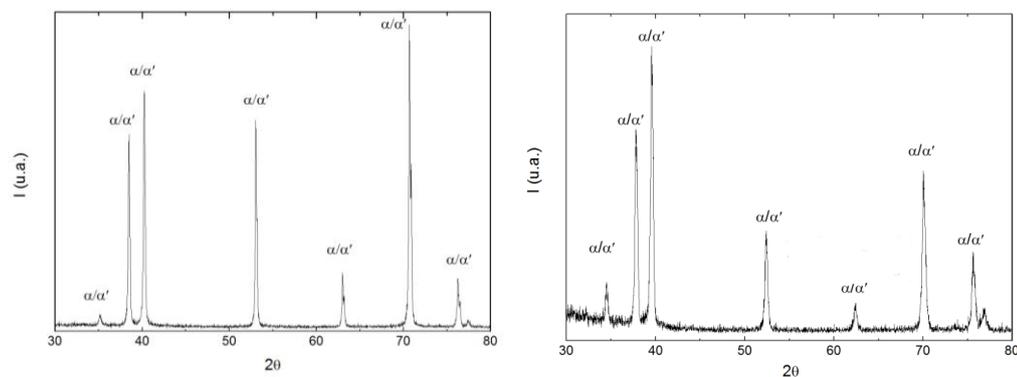
Fonte: Autor, 2016.

4 RESULTADOS E DISCUSSÃO

4.1 DRX

De acordo com os resultados de difratometria de raios X, verificou-se a presença das fases α e α' na amostra comercial e na amostra confeccionada, possuindo picos semelhantes em posição e intensidade caracterizando-os como materiais semelhantes, como observado na figura 17 logo abaixo.

Figura 17 - Resultado do DRX no primeiro gráfico corresponde à amostra de comercializada e resultado do DRX no segundo gráfico corresponde à amostra de confeccionada.



Fonte: Autor, 2016.

4.2 Microdureza Vickers (HV)

Foram realizadas cinco indentações em cada amostra, sendo que os valores de microdureza encontrados na amostra confeccionado e na amostra comercial não apresentaram uma variação significativa e nem um desvio padrão que os diferencie, como observado na tabela 6 abaixo, evidenciando assim uma microestrutura similar confirmando-as como amostras semelhantes.

Tabela 6 - Resultados encontrados em microdureza e desvio padrão:

LIGAS	MICRODUREZA	DESVIO PADRÃO
PLACA COMERCIAL	205,8	14,46
PLACA CONFECCIONADA	198,8	7,56

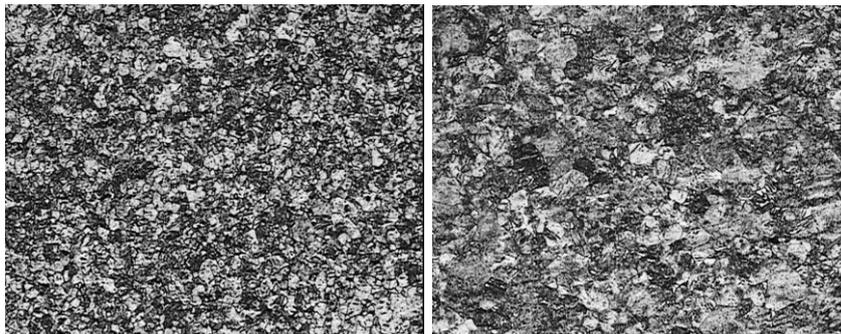
Fonte: Autor, 2016.

4.3 Microscopia Óptica

Observa-se nas microscopias ópticas (100x, 200x, 500x), apresentadas logo abaixo, que os grãos de titânio possuem tamanho semelhantes tanto na amostra comercial como na amostra confeccionada, é evidenciado também com mais clareza na visualização de 500 vezes as estruturas α' caracterizadas como agulhas dispersos na matriz α , o que representa que as duas amostras foram aquecidas a temperatura superior à 885°C alterando de uma forma estrutural hexagonal compacta denominada alfa (α) para transforma-se em estrutura cúbica de corpo centrado denominada beta (β) e foi submetida à um rápido resfriamento com água, caracterizando essas duas amostras como materiais semelhantes em sua microestrutura^{47,52}.

Figura 18 - Microscopia óptica da amostra comercial com aumento de 100 vezes na figura à esquerda.
Microscopia óptica da amostra confeccionada com aumento de 100 vezes na figura à direita

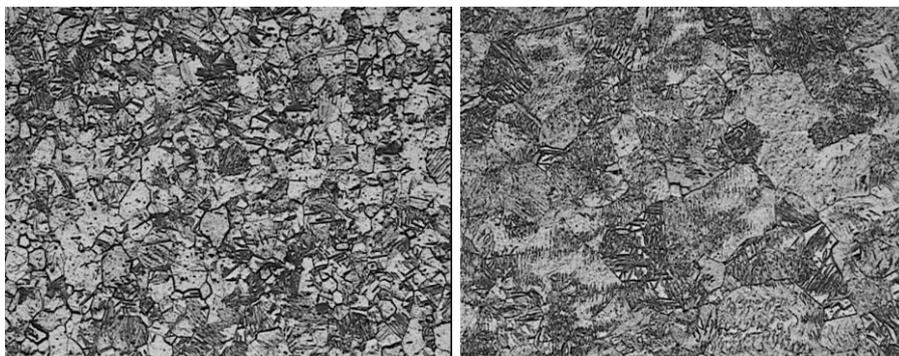
100x



Fonte: Autor, 2016.

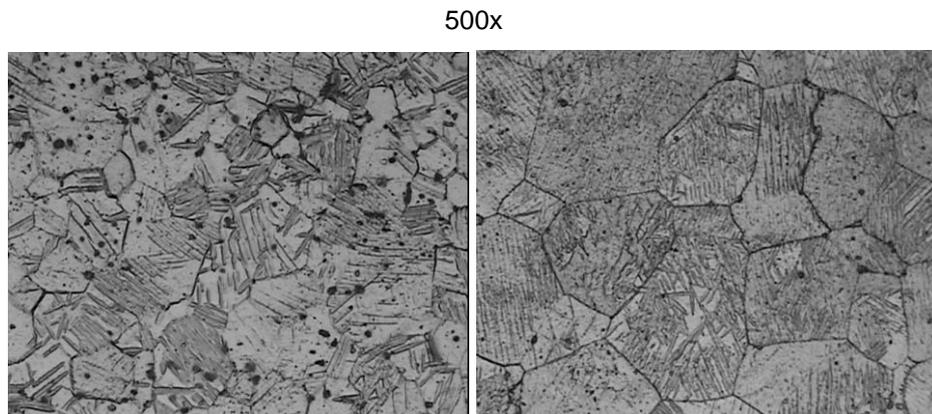
Figura 19 - Microscopia óptica da amostra comercial com aumento de 200 vezes na figura à esquerda.
Microscopia óptica da amostra confeccionada com aumento de 200 vezes na figura à direita

200x



Fonte: Autor, 2016.

Figura 20 - Microscopia óptica da amostra comercial com aumento de 500 vezes na figura à esquerda.
Microscopia óptica da amostra confeccionada com aumento de 500 vezes na figura à direita



Fonte: Autor, 2016.

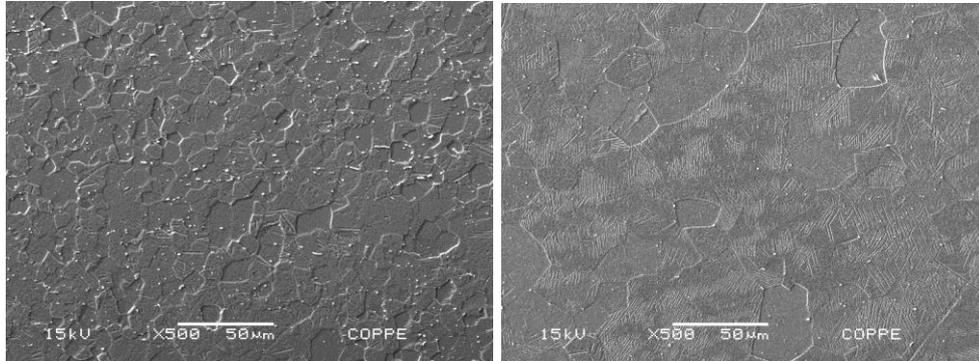
4.4 Microscopia Eletrônica de Varredura (MEV)

Verificou-se que tanto a amostra comercial quanto a amostra confeccionada apresentaram uma microestrutura com grãos equiaxiais e a presença de agulhas de fase α' na matriz α , observado nas figuras com aumento de 500 vezes e 1000 vezes abaixo e demarcado na figura com aproximação de 2000 vezes. A microestrutura do Ti-c.p. é tipicamente uma estrutura 100% alfa a temperatura ambiente, porém sua morfologia sofre modificações com tratamentos termomecânicos. Após o recozimento, os grãos têm a forma equiaxial ou acicular. O formato acicular é identificado após transformação de beta para alfa durante o resfriamento rápido na faixa de temperatura de transformação. Havendo variação na taxa de resfriamento há modificação na largura das estrias ou plaquetas da fase alfa, quanto maior a taxa de resfriamento menor é a largura das plaquetas. Após a recristalização forma-se uma morfologia equiaxial. A presença, a temperatura ambiente, da morfologia acicular da fase alfa indica que o metal foi aquecido acima de temperaturas de transformação beta e o formato equiaxial indica que o material foi extensivamente trabalhado (deformações e/ou temperatura) na fase alfa e ocorreu a recristalização do material^{1,4}.

Com o tamanho dos grãos e sua estrutura equiaxial apresentada em ambas as amostras concorda-se que elas possuem uma microestrutura semelhante.

Figura 21 - Microscopia eletrônica de varredura da amostra comercial com aumento de 500 vezes na figura à esquerda. Microscopia eletrônica de varredura da amostra confeccionada com aumento de 500 vezes na figura à direita.

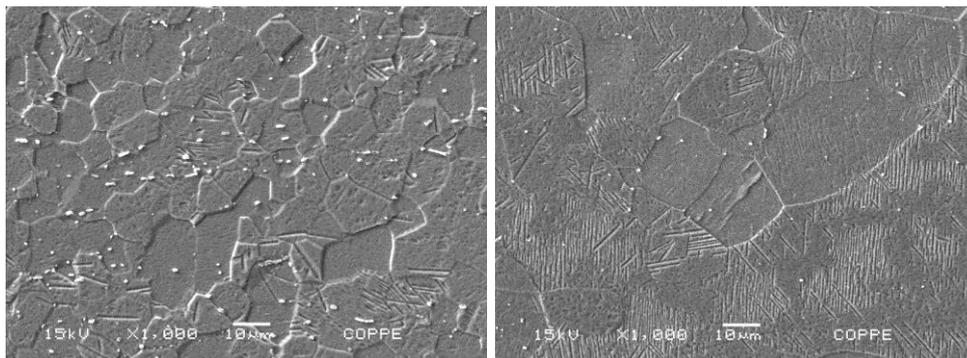
500x



Fonte: Autor, 2016.

Figura 22 - Microscopia eletrônica de varredura da amostra comercial com aumento de 1000 vezes na figura à esquerda. Microscopia eletrônica de varredura da amostra confeccionada com aumento de 1000 vezes na figura à direita.

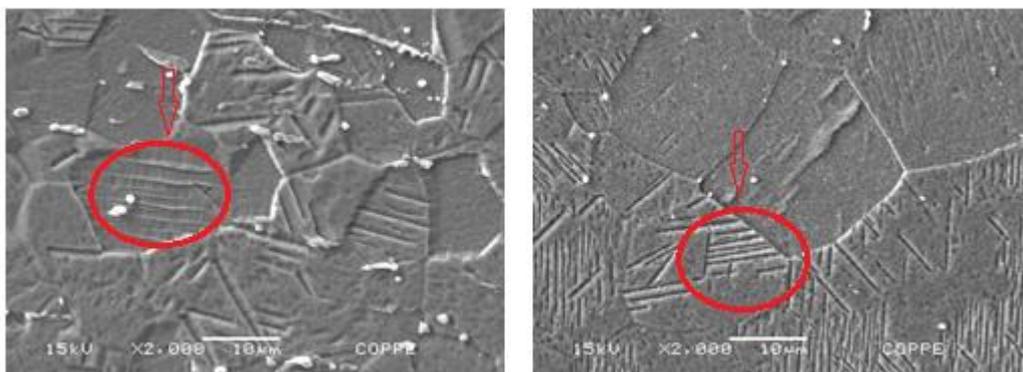
1000x



Fonte: Autor, 2016.

Figura 23 - Microscopia eletrônica de varredura da amostra comercial com aumento de 2000 vezes na figura à esquerda. Microscopia eletrônica de varredura da amostra confeccionada com aumento de 2000 vezes na figura à direita.

2000x

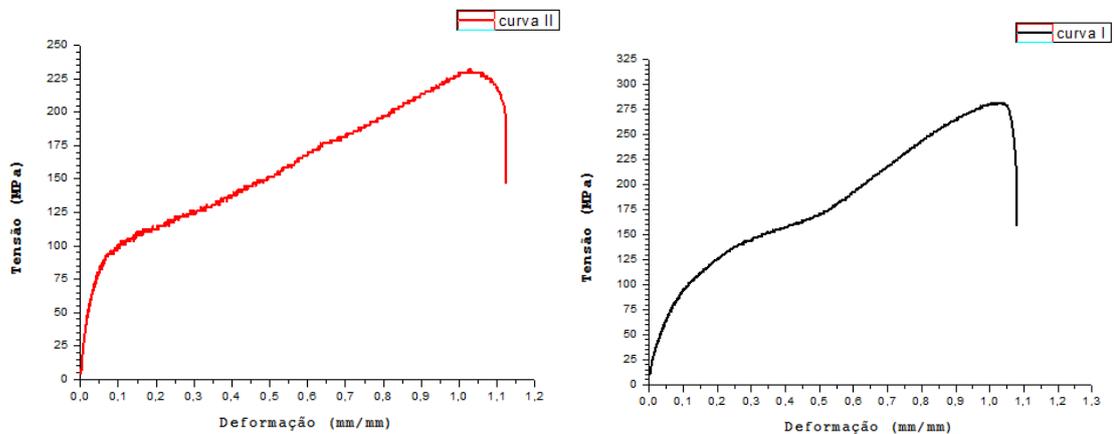


Fonte: Autor, 2016.

4.5 Teste de Tração

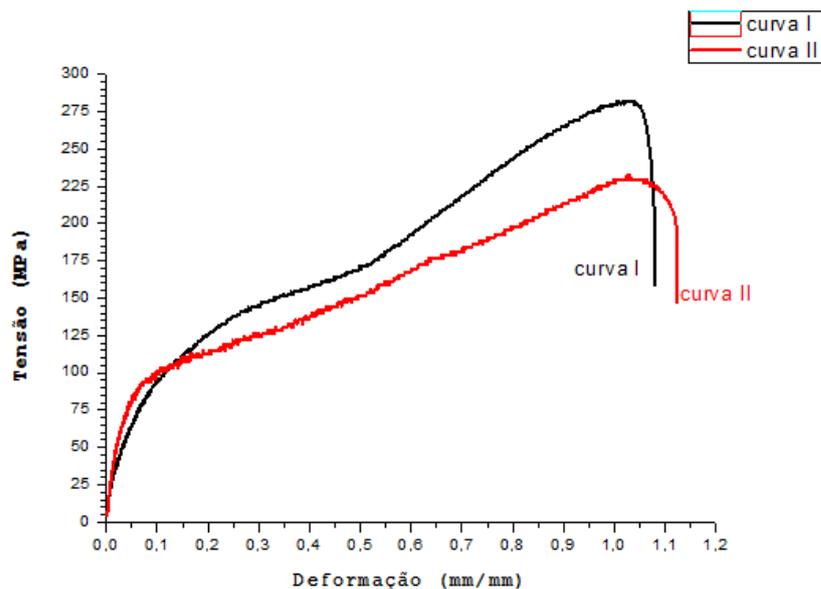
Na figura 24 observa-se o resultado da curva 1 que representa a amostra confeccionada onde foi atingida uma tensão máxima de 281,57MPa, enquanto a curva 2 que representa a amostra comercial atingiu uma tensão máxima de 231,83MPa. A diferença na curva é facilmente observada na figura 25 onde há a sobreposição das curvas observando uma diferença de 49,74MPa entre as curvas, o que caracteriza a maior resistência a fratura na amostra confeccionada.

Figura 24 - Gráfico da amostra confeccionada corresponde à curva 1 e o gráfico da amostra comercial corresponde à curva 2.



Fonte: Autor, 2016.

Figura 25 - Gráfico com a sobreposição das curva de tensão por deformação.



Fonte: Autor, 2016.

5 CONCLUSÃO

De acordo com as características apresentadas na microscopia óptica, microscopia eletrônica de varredura, difração de raio-x e microdureza vickers pode-se afirmar que a amostras comercial, onde já se sabia ser Ti-cp, e a amostra confeccionadas são derivadas de um mesmo produto inicial e possuem uma microestrutura semelhante.

De acordo com o teste de tração pode-se confirmar que a diferença de 0,5 mm de aumento na espessura da placa confeccionada comparada à comercial gerou uma diferença de 49,74MPa e gera um aumento de 17,67% de aumento entre elas, caracterizando uma melhora considerável com pequena modificação na macroestrutura da miniplaca.

6 INDICAÇÕES FUTURAS

Para estudos complementares sugerimos:

Novas modelagens da miniplaca confeccionada, alterando a área da região mais comumente fraturadas, buscando miniplacas com a maiores resistências à encontrada nesta dissertação.

REFERÊNCIAS

1. AGHELI, H. **Nanostructure biointerfaces. materials science and engineering.** v. 26, p. 911-917, 2006.
2. ÁLVARO, B.; CARDOSO, B. C. E.; VASCONCELOS, D. M. Estudo comparativo da eminectomia e do uso de miniplaca na eminência articular para tratamento da luxação recidivante da articulação temporomandibular. **Rev bras otorrinolaringol.** v.71, n.1, 32-7, jan./fev. 2005.
3. AZENHA, M. R.; SAAB, M.; MARZOLA,C.. Tratamento cirúrgico do deslocamento crônico da mandíbula, **rfo**, v. 15, n. 1, p. 20-24, janeiro/abril, 2010.
4. BRAGA, F. J. C. **Modificação de superfície empregando-se laser e recobrimento de implantes dentários de titânio com apatitas.** Araraquara. 2007. 158p. doutorado em química. UNESP, Brasil. 2007.
5. BOVE SRK, GUIMARÃES AS, SMITH RL. Caracterização dos pacientes de um ambulatório de disfunção temporomandibular e dor orofacial. **Rev latino-am enfermagem**, v.13, n.5, p.686-691, setembro-outubro, 2005.
6. CARDOSO, A. B.; VASCONCELOS, B. C. E.; OLIVEIRA, D. M. BESSA-NOGUEIRA RV.. Tratamento cirúrgico da luxação recidivante da articulação temporomandibular pelaeminectomia: relato de caso. **rev. fac. odont. univ. passo fundo**, v.10, n.1, p 106-110. 2005.
7. CARDOSO AB, VASCONCELOS BCE, OLIVEIRA DM, BESSA-NOGUEIRA RV. Tratamento cirúrgico da luxação recidivante da atm: uso de miniplaca. **Rev.odonto cienc.**, v.21, n.54, p.392-39, 2006.
8. CASTRO, C. H. S. et al. Fratura de miniplaca em tratamento de luxação de atm - que conduta tomar? **Arch health invest**, v.2, n.5, p.54-58, 2013.
9. CUNHA, A. **Avaliação do crescimento ósseo em implantes de titânio revestidos por plasma spraying com diferentes interfaces metal – filme.** Porto Alegre. 2008. Mestrado Em Engenharia E Tecnologia De Materiais. pucrs, brasil. 2008.
10. CUNHA, A. et al. A surgical procedure using sheep as an animal model to evaluate osseointegration. **Journal of dental clinics and research**, v. 3, p. 59-62, 2007.
11. DOUGLAS, C. R. **Fisiologia aplicada à prática odontológica.** São Paulo: pancast, 1988. 566p.

12. FELÍCIO, C. M. **Fonoaudiologia nas desordens temporomandibulares**. São Paulo: pancast, 1994.166p.
13. FILHO, E. A. et al. **Biomateriais**: deposição de hidroxiapatita sobre superfície de ti-cp modificada por aspensão térmica. *química nova*, v. 30, no. 5, p. 1229-1232, 2007.
14. FRASCA, L. C.; MEZZOMO. **Fundamentos de oclusão em prótese parcial fixa**. in: mezzomo, e. e colaboradores. *reabilitação oral para o clínico*. São Paulo, 1994. p.163-198.
15. GEETHA, M. et al. Ti based biomaterials, the ultimate choice for orthopaedic implants– a review. **Progressin materials science**. 2009.
16. GIAVARESI, G. et al. Histomorphometric ultrastructural and microhardness evaluation of the osseointegration of a nanostructured titanium oxide coating by metal-organic chemical vapour deposition: an in vivo study. **Biomaterials**. v25, p. 5583–5591, 2004.
17. HALE RH. Treatment of recurrent dislocation of the mandible: review of literature and report of cases. **Oral surg**, v.30, p.527-530, 1972.
18. HELMAN, J.; LAUFER, D.; MINKOV, B.; GUTMAN, D. Eminectomy as surgical treatment for chronic mandibular dislocations. **Int. j. oral surg**. n.13: p.486-9, 1984.
19. IRBY, W. B. Surgical correction of chronic dislocation of the temporomandibular joint not responsive to conservative therapy. **J. oral surg.**, v.15, n.4, p.307-12, 1957.
20. JONES, F. H. **Teeth and bones: applications of surface science to dental materials and related biomaterials**. v. 42, p. 75-205, 2001.
21. JUNIOR, E. S.. **Anodização de titânio comercialmente puro para aplicações biomédicas**. Rio de Janeiro. 2005. 118p. Mestrado Em Engenharia Metalúrgica E Materiais. UFRJ, Brasil. 2005.
22. KIPALDI, D. V. et al., Effect of passivation and dry heatsterilization on surface energy and topography of unalloyed titanium implants. **Colloids and surfaces a. physicochemical and engineering aspects**, v. 135, p. 89-101, 1998.
23. KUTTENBERGER, J. J.; HARDT, N. Long-term results following miniplate eminoplasty for the treatment of recurrent dislocation and habitual luxation of the temporomandibular joint. **Int j oral maxillofac surg.**, 32, p.474-479, 2003.
24. LEE, W. J. Oxide nanotube arrays fabricated by anodizing processes for advanced material application. **Current applied physics**. v. 8, p. 818-821, 2008.

25. LIU, X. et al., Surface modification of titanium alloys, and related materials for biomedical applications. **Materials science and engineering**. v. 47, p. 49- 121.
26. MOHL, N. D., ZARB, G. A., CARLSSON, G. e. et al. **Articulação temporomandibular: fundamentos de oclusão**. São Paulo: Quintessence, v.6, p. 89-106, 1989.
27. MOHL, N. D.; ZARB, G. A.; CARLSSON, G. E.; RUGH, J. D. **Fundamentos de oclusão**. tradução de milton edson miranda. 2ed. Rio de Janeiro: Quintessence, 1991. 449p.
28. MYRHAUG, H. A new method of operation for habitual dislocation of the mandible: review of former methods of treatment. **Acta odontol.scand**, v.9, 247-61, 1951.
29. NETO, C. L. B. G. **Avaliação da osseointegração de implantes de titânio em plasma. natal**. 2005. 106p. doutorado Em Engenharia De Materiais. UFRGR, Brasil. 2005.
30. OATIS GW, BAKER DA. The bilateral eminectomy as definitive treatment. a review of 44 patients. **Int j oral surg.**, n.13, p.294-298, 1984.
31. OKENSON, J.P. Occlusion and functional disorders of the masticatory system. **Dental clinics of north america**, v.39, n.2, p.285-99, 1995.
32. OKESON, J.P.; ATTANASIO, R.; MOHL, N. D. Temporomandibular disorders: past, present and future. **J. craniomandib disord facial oral pain.**, v. 6, n. 2, p. 103- 106, 1992.
33. OKESON, J. P. **Fundamentos de oclusão e desordens temporomandibulares**. 2ed. São Paulo: Artes Médicas, 1992.
34. POSSELT, U.; WOLF, I. Treatment of bruxism by bite guards and bite plates. **J. can. dent. assoc.**, v. 29, n.12, p.773-78, 1963.
35. PEREIRA et al. Remoção de miniplacas e parafusos na região bucomaxilo-facial: revisão de literatura. **Rev. Cir. Traumatol. Buco-Maxilo-Fac.**, Camaragibe v.5, n.3, p. 17 - 26, julho/setembro, 2005.
36. POUILLEAU, J. et al. Structure and composition of passive titanium oxide films. **Materials science and engineering**. v. 47, p. 235-243, 1997.
37. PUELACHER WC, WALDHART E. Miniplate eminoplasty: a new surgical treatment for tmj dislocation. **j cranio maxillofac surg**. 21:176-8, 1993.

38. RAMANATHAN, LALGUDI V. **Corrosão e seu controle**. Editora Hemus. São Paulo, 1995. 337p.
39. RENZ, R. P. **Avaliação da osseointegração de implantes de titânio submetidos a diferentes tratamentos de superfícies**. Porto Alegre. 2007. 111p. Mestrado Em Engenharia E Tecnologia De Materiais. PUCRS, Brasil. 2007.
40. ROBERTSON, D. S, The relationship of physical and chemical processes in bone and blood formation. **Medical hypotheses**. v.61, p. 623-635, 2010.
41. ROCABADO, MARIANO. Analisis biomecanico craneo cervical através de uma teleradiografia lateral, **Rev. chil. de ortodoncia**, 1984.
42. ROCABADO, M.R.P.T. Relaciones biomecánicas de las regiones craneales, cervicales e hiodeas. **Ortodoncia**, v.58, n.115, p.51-56, 1994.
43. RUGH, J.D; JOHNSON, W. **Movimentos mandibulares**. in: mohl e col. – fundamentos de oclusão . Rio de Janeiro: Quintessence editora, 1991.
44. RYAN, G. et al. Fabrication methods of porous metals for use in orthopaedic applications. **Biomaterials**. v. 27, p. 2651-2670, 2006.
45. SATO J, SEGAMI N, NISHIMURA M, SUZUKI T, KANEYAMA K, FUJIMURA K. Clinical evaluation of arthroscopic eminoplasty for habitual dislocation of temporomandibular joint: comparative study with conventional open eminectomy. **Oral surg oral med oral pathol oral radial endod.**, v.95, n.4, p. 390-395, 2003.
46. SEGAMI N, KANEYAMA K, TSURUSAKO S, SUZUKI T. Artrrhoscopic eminoplasty for habitual dislocation of temporomandibular joint: preliminary study. **J craniomaxillofac surg**. v.27, n.6, p.390-397, 1999.
47. SCHULTZE, J. W. Stability, reactivity and breakdown of passive films. problems of recent and future research. **Electrochimica acta**. v. 45, p. 2499- 2513, 2000.
48. SHILLINBURG, H.T.; HOBBO, S.; WHITSETT, L.D. **Fundamentos de prótese fixa**. Tradução de Maria Terezinha F. de oliveira. Rio de Janeiro: Quintessence. 1986.
49. SHOREY CW CAMPBELL JH. Dislocation of the temporomandibular joint. **Oral surg oral med oral pathol oral radiol endod**, v.89, n.6, p.662-668, 2000.
50. STEENKS, M.H. & WIJER, A. **Disfunção da articulação temporomandibular do ponto de vista da fisioterapia e da odontologia - diagnóstico e tratamento**. tradução de hildegard thiemann buckup. são paulo, santos, 1996. 271p.

51. SUH, J. Y. et al. Effect of hydrothermally treated anodic oxide films on osteoblast attachment and proliferation. **Biomaterials**. v. 24, p. 347-335, 2003.
52. SUL, Y. T. et al. The electrochemical oxide growth behaviour on titanium in acid and alkaline electrolytes. **Medical engineering & physics**. v. 23, p. 329- 346, 2001.
53. VENANCIO, R. DE A., CAMPARIS, C. M. Temporomandibular disorders: a survey of dentists' clinical procedures. **Rev. odontol. Unesp**, São Paulo, v.31, n.2, p.191-203, 2002.
54. VIEIRA, A. D.; NOVAES, A. P.; DENSER, C. G.; PESSOA DE BARROS, T. A importância da avaliação postural no paciente com disfunção da articulação temporomandibular acta ortopédica brasileira, **Acta ortop. bras.**, v. 12, n. 3, julho-setembro, p. 155-159, 2004.
55. YI, J. H. Characterization of a bioactive nanotextured surface created by controlled chemical oxidation of titanium. **Surface science**. v. 600, p. 4613-4621, 2006.
56. ZHAO, J. et al. Crystal phase transition and properties of titanium oxide nanotube arrays prepared by anodization. **Journal of alloys and compounds**. v. 434, p. 792-795, 2007.