



Guilherme Roos

**Carregamento Estático de Torção e Teste de Arrancamento Axial em
Implantes Dentários Extra Curtos com Diferentes Diâmetros. Estudo In
Vitro**

CURITIBA
2024

Guilherme Roos

Carregamento Estático de Torção e Teste de Arrancamento Axial em
Implantes Dentários Extra Curtos com Diferentes Diâmetros. Estudo In Vitro

Dissertação apresentada a Faculdade ILAPEO
como parte dos requisitos para obtenção de
título de Mestre em Odontologia com área de
concentração em Implantodontia

Orientadora: Prof. Dra. Elisa Mattias Sartori

CURITIBA
2024

Guilherme Roos

Carregamento Estático de Torção e Teste de Arrancamento Axial em
Implantes Dentários Extra Curtos com Diferentes Diâmetros. Estudo In Vitro

Presidente da Banca Orientadora: Profa. Dra. Elisa Mattias Sartori

BANCA EXAMINADORA

Prof. Dr. Leandro Kluppel

Profa. Dra. Rogéria Acedo Vieira

Aprovada em: 23/09/2024

Agradecimentos

Gostaria de expressar minha profunda gratidão a todos os professores da Faculdade ILAPEO pela oportunidade e dedicação ao longo do curso.

Agradeço também ao Laboratório Integrado de Materiais (LIM) da empresa Neodent pela seriedade e compromisso com a pesquisa, que foram fundamentais para a realização deste trabalho.

Sumário

1. Artigo científico 1.....	6
2. Artigo científico 2.....	25

1. Artigo científico 1

Artigo de acordo com as normas da Faculdade ILAPEO, para futura publicação no periódico.

Carregamento Estático de Torção e Teste de Arrancamento Axial em Implantes Dentários Extra Curtos com Diferentes Diâmetros. Estudo In Vitro

Static Torsion Loading and Axial Pullout Test on Extra Short Dental Implants with Different Diameters. In Vitro Study

Guilherme Roos¹

Elisa Mattias Sartori²

¹ Aluno do curso de Mestrado em Odontologia com área de concentração em Implantodontia, Faculdade Ilapeo, Curitiba, Brasil.

² Doutora em odontologia com área de concentração em Cirurgia e Traumatologia Bucomaxilofacial, UNESP, Araçatuba, Brasil. Professora dos cursos de Mestrado e Doutorado em Odontologia com área de concentração em Implantodontia, Faculdade Ilapeo, Curitiba, Brasil.

RESUMO

Ao utilizar implantes extra curtos, a deformação cervical e o grau de integração entre o implante e o osso circundante, bem como sua estabilidade em osso de baixa densidade, segue sendo um desafio na clínica diária. O objetivo deste estudo foi comparar a resistência ao arrancamento axial de implantes extra curtos de 4 mm de comprimento e diâmetros de 3,75mm e 4,0mm, em blocos de poliuretano de baixa densidade, avaliar também o carregamento estático de torção em implantes Ø3,75 x 8,5mm. Para o teste de arrancamento, os implantes foram divididos em três grupos, cada um contendo cinco implantes. A máquina Mecmesin aplicou uma carga axial até a completa remoção do implante, a uma velocidade constante de 5mm/min. No ensaio de torção, foi avaliado o implante de 3,75x8,5mm, em conjunto com a conexão para catraca. Foram utilizados cinco conjuntos, testados individualmente, na máquina LFM-L1, aplicando um torque com velocidade constante de 5rpm até a falha. O método Shapiro-Wilk foi utilizado para classificar os resultados do teste de arrancamento em distribuição normal. Para comparação entre os grupos, foi aplicada a análise de variância (ANOVA), a qual mostrou significância estatística entre os grupos (p=0,00002). Em seguida, realizado o teste de Tukey para

comparações múltiplas. No ensaio de torção as forças obtidas superaram em 4x a força máxima recomendada de 60Ncm para inserção do implante. Os implantes extra curtos de 4mm de comprimento com diâmetro de 3,75mm apresentaram resistência de arrancamento axial mínimo de 14,21N, enquanto o de 4mm de diâmetro demonstrou 20,72N. Em relação ao carregamento estático de torção os implantes Ø3,75 x 8,5mm apresentaram resistência superior a 120Ncm.

Palavras-chave: Implantes dentários; Densidade óssea; Interface osso-implante; Suporte de carga; Torção mecânica.

ABSTRACT

When using extra-short implants, cervical deformation and the degree of integration between the implant and the surrounding bone, as well as its stability in low-density bone, remain a challenge in daily clinical practice. The aim of this study was to compare the axial pullout resistance of extra-short implants with a length of 4 mm and diameters of 3.75 mm and 4.0 mm in low-density polyurethane blocks, and also to evaluate the static torsional loading of short implants. For the pullout test, the implants were divided into three groups, each containing five implants. The Mecmesin machine applied an axial load until the complete removal of the implant, at a constant speed of 5 mm/min. In the torsion test, the 3.75x8.5mm implant was evaluated, together with the ratchet connection. Five sets were used and tested individually in the LFM-L1 machine, applying a torque at a constant speed of 5 rpm until failure. The Shapiro-Wilk method was used to classify the results of the pullout test into normal distribution. For comparison between groups, analysis of variance (ANOVA) was applied, which showed statistical significance between groups ($p=0.00002$). Then, Tukey's test was performed for multiple comparisons. In the torsion test, the forces obtained exceeded 4x the maximum recommended force for implant insertion (60 Ncm). The extra-short 4mm implants with a diameter of 3,75mm showed a minimum axial pullout resistance of 14.21N, while the 4mm diameter implant demonstrated 20.72N. Regarding static torsional loading, the implants Ø3.75 x 8.5 mm showed resistance greater than 120Ncm.

Keywords: Dental implants; Bone density; Bone-implant interface; Load support; Mechanical torsion.

INTRODUÇÃO

A utilização de implantes dentários extra curtos, com coroas esplintadas em áreas de atrofia óssea maxilar posterior, é uma solução consagrada na literatura, oferecendo uma alternativa aos procedimentos de enxerto ósseo mais invasivos ou cirurgias de maior complexidade^{1,2,3,4,5}. Estes implantes, que geralmente medem até 6 mm^{3,6,5} de comprimento, são projetados para se adaptar à espaços limitados, mantendo uma taxa de sucesso comparável aos implantes de tamanho convencional^{5,2,4}. A classificação dos implantes em extracurtos (<6mm)^{7,8}, curtos (>6mm e ≤8mm)^{3,6,5} e convencionais (>8mm)^{9,8} ajudam os profissionais a determinarem a melhor opção para cada caso clínico, ao buscar na literatura protocolos de tratamento já consagrados.

Com a evolução das técnicas e materiais, os implantes extra curtos estão se tornando uma opção cada vez mais viável, permitindo reabilitações orais eficazes mesmo em pacientes com limitações anatômicas significativas^{5,2}. A análise tridimensional de elementos finitos tem mostrado a superioridade da plataforma a nível gengival com pescoço usinado (*tissue level*)⁹ e da boa distribuição de cargas ao osso circundante dos implantes extra curtos, colocados axialmente¹⁰, resultados confirmados por uma revisão sistemática recente³.

A integração desses implantes ao tecido ósseo e sua capacidade de suportar as forças mastigatórias são fundamentais para o sucesso do tratamento. Estudos recentes na bioengenharia têm focado na resistência ao arrancamento axial e novas técnicas não destrutivas, com intuito de alcançar padrões ideais no diâmetro da perfuração óssea, equilibrando a maior resistência ao arrancamento axial desejada com o menor torque de inserção possível, combinando a contradição indesejável entre máxima força de arrancamento axial e torque de inserção¹¹, por serem fatores importantes para a estabilidade a longo prazo dos implantes. O teste de arrancamento axial e o de resistência à torção são relativamente simples e clássicos, com regras e protocolos bem estabelecidas com validade e confiabilidade, possuindo equipamentos de alta tecnologia com resultados precisos e reproduzíveis.

A pesquisa contínua e o desenvolvimento nesta área são essenciais para otimizar os resultados clínicos e expandir as possibilidades de tratamento para pacientes com necessidades complexas de reabilitação oral. Assim, o objetivo deste estudo foi comparar *in vitro* a resistência ao arrancamento axial das inserções de implantes extra curtos de 4 mm de comprimento e diâmetros de 3,75mm e 4,0mm, em blocos de poliuretano de baixa densidade (10PCF), e o carregamento estático de torção em implantes *tissue level* de Ø3,75 x 8,5mm.

MATERIAIS E MÉTODOS

Ensaio de Arrancamento Axial (*pullout*)

Implante e bloco de poliuretano de baixa densidade (10PCF)

Foram utilizados implantes de 4mm de comprimento (Helix Short® - HS, Neodent, Curitiba, Brasil) com diâmetro de 3,75mm – Grupo 1 (Figura 1 a,b,c) e com diâmetro de 4.0mm – Grupo 2 (Figura .2). Os implantes extra curtos Helix Short® (HS, Neodent, Curitiba, Brasil) possuem macrogeometria cônica, ápice plano arredondado e possuem três câmaras longitudinais, com junção interna e pescoço transmucoso usinado (tipo *tissue level*) com 1.80mm de comprimento (Figura 1 c). Em relação a microgeometria, possui superfície Acqua® que proporciona uma rugosidade superficial obtida por subtração: jateamento e ataque ácido. Como controle foi realizado o ensaio de arrancamento axial com o implante extra curto com diâmetro de 4.1mm e comprimento de 4mm (Implante Tissue Level, RN, SLA Activ®, Straumann, Suíça).

A Sociedade Americana de Testes e Materiais (ASTM-1839-08) reconhece as folhas de espuma rígida (bloco) de poliuretano como material para testes biomecânicos para avaliação de implantes dentários. O poliuretano utilizado representa osso tipo IV e suas especificações são de 10 libras por pé cúbico (10 PCF), correspondendo a uma densidade de $0,16\text{g/cm}^3$ (Figura.3). Foram realizadas quinze perfurações em quinze blocos de poliuretano, individualizando cada amostra.

Protocolo de perfuração

As perfurações foram realizadas por um único operador, nos blocos de poliuretano. Em relação ao Grupo 1, foi utilizado uma broca cônica escalonada de 3,75mm a 500rpm. Para o Grupo 2 foi utilizado a broca cônica escalonada de 4.0mm a 500rpm. A utilização de uma broca escalonada permite criar perfurações de diferentes diâmetros em uma única

operação. Foi utilizado o motor de implante cirúrgico (NSK, Osaka, Japão) para as perfurações e catraca taquímetro (Neodent) para inserção dos implantes nos blocos de poliuretano. Para os implantes do controle foram utilizadas duas brocas no mesmo motor cirúrgico, primeiramente a broca cilíndrica de $\text{Ø}3.5\text{mm}$ 100rpm e em seguida broca de $\text{Ø}4.1$ a 100rpm. Por fim foram inseridos os implantes com a catraca taquímetro (Straumann).

Desenho do Estudo

A investigação foi conduzida para determinação do caso crítico da resistência ao arrancamento. O caso crítico ao arrancamento é obtida com o implante de menor tamanho e em osso tipo IV. Os menores tamanhos foram representadas pelos implantes mais curtos (4mm) de menor diâmetro (3.75 e 4.0mm). Os resultados obtidos no ensaio de arrancamento axial (*pullout*) foram registrados e tabelados pelo equipamento de estática universal Mecmesin Multitest 2.5-XT (Kyocera, Oslo, Noruega). O método de referência para determinação da resistência ao arrancamento axial está resumidamente descrito a seguir:

- 1) Realizar a inserção dos implantes em bloco de poliuretano de 10 PCF (osso tipo IV);
- 2) Fixar o bloco de poliuretano na morsa do equipamento;
- 3) Fixar a pinça na conexão do implante (Figura.4);
- 4) Aplicar uma velocidade constante de 5mm/min até total remoção do implante.

Análise Estatística

Os dados foram coletados diretamente do equipamento obtendo os resultados em um gráfico diretamente do programa integrado ao equipamento. Foi realizado um teste de normalidade, Shapiro-Wilk, para a variável resistência ao arrancamento com intuito de determinar a abordagem estatística. O teste deu como resultado $p=0,1261$, considerando, portanto, que a variável teve distribuição normal. Desta forma, para comparar a resistência entre

os grupos foi utilizada a análise de variância (ANOVA), seguida do teste de Tukey para comparações múltiplas.

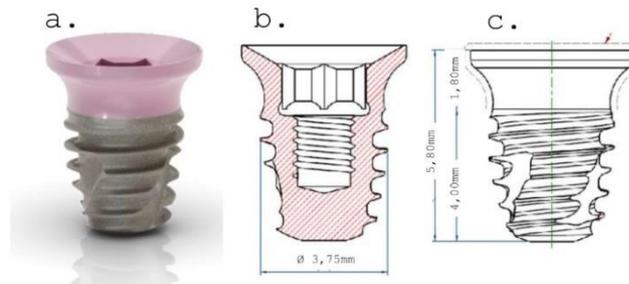


Figura 1 – a) Implante Helix Short $\text{\O}3.75\text{mm} \times 4\text{mm}$ (Neodent) – Grupo 1. -b) corte transversal do implante Helix Short $\text{\O}3.75\text{mm} \times 4\text{mm}$ (Neodent) -c) desenho com medidas total do implante de 5,80mm composta por 4,00mm do corpo do implante e 1,80mm do transmucoso usinado.



Figura 2 - Implante Helix Short $\text{\O}4\text{mm} \times 4\text{mm}$ (Neodent) – Grupo 2.



Figura 3 - Bloco de poliuretano representando osso tipo IV (10 PCF), correspondendo a uma densidade de $0,16\text{g}/\text{cm}^3$.

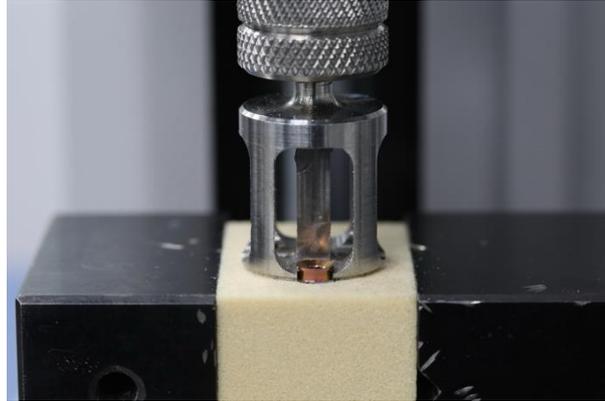


Figura 4 - Equipamento de estática universal Mecmesin Multitest 2.5-XT utilizado para determinação da resistência ao arrancamento axial (*pullout*) com a pinça presa a conexão do implante.

Ensaio de Torção

Desenho do Estudo

Foi avaliado o implante HS de $\text{Ø}3,75 \times 8,5\text{mm}$ (Neodent), sob carregamento estático de torção, juntamente com conexão HS para catraca (Figura 5 e 6). O caso crítico é o implante de diâmetro mínimo do corpo: quanto menor o diâmetro, menor a resistência do mesmo. O implante de maior comprimento foi escolhido pois, ocorrendo qualquer tipo de movimentos laterais durante o teste do produto, forças laterais serão geradas, resultando em momentos fletores que serão intensificados com o maior comprimento do item.

Foram utilizados 5 implantes para o teste principal e três implantes para o pré-teste. Por se tratar de um implante novo, o pré-teste com 3 implantes foi necessário para calcular a amostra ideal.

2.2.2. Descrição do método.

Os métodos de referência estão descritos a seguir:

- 1) Fixar 5mm do implante no porta pinça da do equipamento LFM-L1;
- 2) Fixar a conexão no suporte no equipamento;
- 3) Posicionar a conexão sobre o implante;

4) Aplicar um torque com velocidade constante de 5rpm até a fratura total de um dos itens (Figura7).

Análise Estatística.

Os dados foram coletados diretamente do equipamento LFM-L1-5kN (Walter Bai, Löhningen, Suíça), gerando os resultados em um gráfico diretamente do programa integrado ao equipamento.

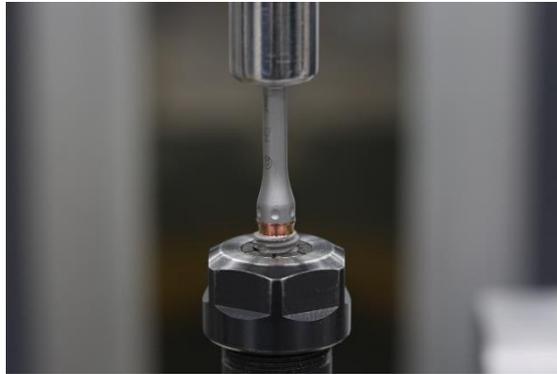


Figura.5- Implante HS Ø3.75x8.5mm sob carregamento estático de torção, juntamente com Conexão HS para catraca no equipamento LFM-L1.



Figura 6 - Implante HS Ø3.75x 8.5mm (Neodent).



Figura 7 - Implante HS Ø3.75x8.5mm (Neodent) após carregamento estático de torção, juntamente com Conexão HS para catraca. É possível notar o padrão de falha na junção interna do implante.

RESULTADOS

Arrancamento Axial (*pullout*)

No grupo controle foi encontrado o menor valor de arrancamento axial, 8,05 N, a menor média, 12,02N e a menor mediana 11,44N. No Grupo 2 foi encontrado o maior valor de arrancamento axial, 21,69N, a maior média 21,11N e a maior mediana 20,87N. Os valores de desvio padrão foram consideravelmente inferiores para o Grupo 2 e Grupo1, respectivamente 0,42N e 0,55N, se comparado ao desvio padrão de 3,18N, encontrado no Grupo controle. Os valores encontrados no grupo1 apresentou um valor mínimo somente de 1,74N, menor em relação ao valor máximo do implante do grupo controle. Em consonância com isso, para remover o implante do Grupo 1 foi necessário em média 14,76N e para a remoção do implante do Grupo controle foi necessário 12,02N, em média. Outro dado importante sobre o implante do Grupo1 é o fato de ter um arrancamento axial mínimo de 14,21N.

Tabela 1- Teste de Arrancamento Axial: Grupo Controle (o implante extra curto com diâmetro de 4.1mm e comprimento de 4mm Tissue Level, RN, SLA Activ®, Straumann, Suíça), Grupo 1 (implantes de 4mm de comprimento Helix Short® - HS, Neodent, Curitiba, Brasil) com diâmetro de 3.75mm e Grupo 2 (implantes de 4mm de comprimento Helix Short® - HS, Neodent, Curitiba, Brasil) com diâmetro de 4,00mm.

Corpo de Prova	<i>Grupo Controle</i>	<i>Grupo 1</i>	<i>Grupo 2</i>
	Resistência (N)	Resistência (N)	Resistência (N)
1	8,05	15,47	20,72
2	10,24	14,21	21,44
3	11,44	14,65	20,87
4	14,43	14,3	21,69
5	15,95	15,2	20,87
Média	12,022	14,766	21,118
Mediana	11,44	14,65	20,87
Mínimo	8,05	14,21	20,72
Máximo	15,95	15,47	21,69
Desvio Padrão	3,18	0,55	0,42

Foram analisadas 15 observações, 5 em cada tipo de implante. Uma análise descritiva prévia já foi realizada, porém uma nova análise descritiva está apresentada abaixo (Tabela 2).

Tabela 2- Análise descritiva do teste de arrancamento axial. Foram analisadas 15 observações, 5 em cada tipo de implante.

Variável	Tipo de Implante											
	Grupo Controle				Grupo 1				Grupo 2			
	M	M D	DP	II Q	M	M D	DP	II Q	M	MD	DP	II Q
Resistência ao arrancamento	12,0	11,4	3,2	4,2	14,8	14,6	0,6	0,9	21,1	20,9	0,4	0,5

M=média; MD=mediana; DP=desvio padrão; IIQ=intervalo interquartil

Foi realizado um teste de normalidade, Shapiro-Wilk, para a variável resistência ao arrancamento com intuito de determinar a abordagem estatística. O teste deu como resultado

$p=0,1261$, considerando, portanto, que a variável teve distribuição normal. Desta forma, para comparar a resistência entre os implantes foi utilizada a análise de variância (ANOVA), seguida do teste de Tukey para comparações múltiplas.

A ANOVA mostrou significância estatística entre os implantes ($p=0,00002$). Após a realização desta análise, a normalidade dos resíduos foi testada também com o teste Shapiro-Wilk e os resíduos também tiveram distribuição normal ($p=0,092$), atendendo, portanto, os pressupostos desta análise. Nas comparações múltiplas, notou-se que a significância se deu entre o grupo controle e o Grupo 2 ($p=0,00002$) e entre o Grupo 2 e o Grupo 1 ($p=0,00048$). Entre os Grupos controle e Grupo 1 não houve diferença estatística significativa ($p=0,09331$). No gráfico do tipo boxplot (Figura 8) nota-se a dispersão dos dados (tamanho das “caixas”) de cada implante em torno da mediana (linha dentro da “caixa”).

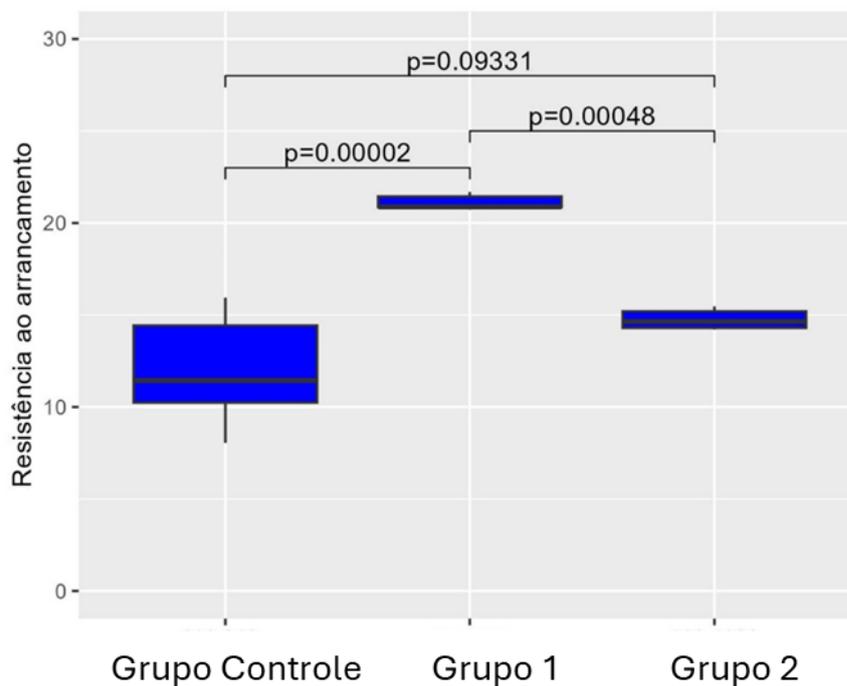


Figura 8- No gráfico do tipo boxplot nota-se a dispersão dos dados referente a resistência ao arrancamento dos três grupos.

As análises foram realizadas no ambiente R (R Core Team, 2022)¹² (**R core**) e os testes foram considerados significativos para $p < 0,05$.

Ensaio de Torção

Os valores obtidos no ensaio de torção são visualizados diretamente da máquina LFM-L1. O equipamento apresenta inicialmente um gráfico de pré calibragem e em seguida o gráfico do teste proposto (Figura 9). A pré calibragem e o protocolo rígido do equipamento valida os resultados para agências reguladoras nacionais e internacionais da indústria e do comércio. A máquina LFM-L1 registra a maior força no momento que ocorre a rotação ou quebra do conjunto composto pela pinça do equipamento, implante e conexão para catraca. A rotação, ocorrida no teste, indica o momento da deformação plástica do material (tensão de escoamento), identificada na tabela como padrão de falha na interface interna do implante (Tabela 3). A falha ocorre simultaneamente na interface protética e roscas do implante, por se tratar do mesmo material. A pinça do equipamento não deforma nem sofre fadiga por ser muito mais resistente que o implante e a conexão.

Não ocorreu quebra do implante nem da conexão em nenhuma das amostras. As forças obtidas no ensaio de torção superaram em quatro vezes a força máxima recomendada de 60N.cm para inserção do implante. O desvio padrão de 9,51 N.cm é positivo e a média é de 276,5 N.cm, representando assim um pequeno desvio padrão. Este resultado aplica-se aos implantes testados assim como a toda a linha HS.

Tabela 3- Resultado obtido no ensaio de torção registrando o momento da deformação plástica do material (tensão de escoamento), identificada na tabela como padrão de falha na interface interna do implante.

Item Article	Corpo de Prova Specimen	Torque Torque (N.cm)	Padrão de Falha Failure Pattern
3,75x8,5mm	1	264,97	Padrão de falha na interface interna do Implante <i>Failure pattern in the internal interface of the Implant</i>
	2	272,08	Padrão de falha na interface interna do Implante <i>Failure pattern in the internal interface of the Implant</i>
	3	272,89	Padrão de falha na interface interna do Implante <i>Failure pattern in the internal interface of the Implant</i>
	4	284,77	Padrão de falha na interface interna do Implante <i>Failure pattern in the internal interface of the Implant</i>
	5	287,80	Padrão de falha na interface interna do Implante <i>Failure pattern in the internal interface of the Implant</i>
	Média Average	276,50	
	Desvio Padrão Standard Deviation	9,51	

- O torque médio obtido foi de 276,50.cm, com desvio padrão de 9,51 N.cm.
- *The average obtained torque was 276.50 N.cm, with standard deviation 9.51 N.cm.*

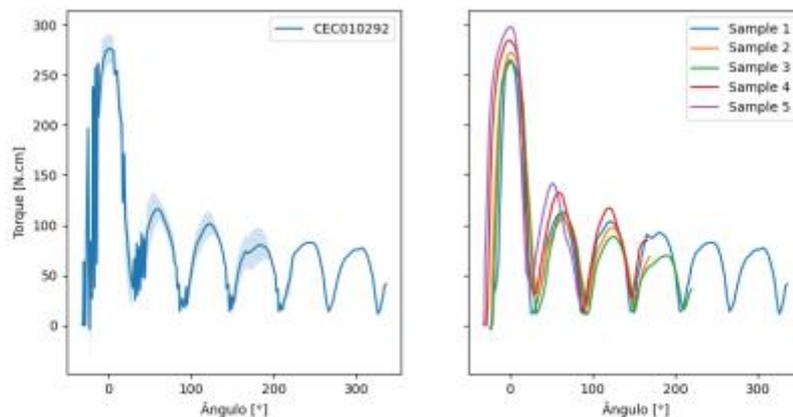


Gráfico 1: Torque x Ângulo.
Graphic 1: Torque x Angle.

Figura 9- Gráfico de pré calibragem do ensaio de torção (esquerda) e gráfico do teste proposto (direita). A Máquina LFM-L1 registra a maior força no momento que ocorre a rotação ou quebra do conjunto: pinça do equipamento, implante e conexão para catraca.

DISCUSSÃO

Os implantes extra curtos estão consagrados na literatura como uma ferramenta útil, especialmente na região posterior da mandíbula. Eles servem como alternativa a procedimentos

cirúrgicos mais complexos devido a sua taxa de sobrevida comparável aos implantes convencionais^{2,4}. Além disso, os implantes extra curtos apresentam menor reabsorção óssea e menos complicações biológicas em comparação a implantes convencionais em áreas enxertadas⁵.

Na mandíbula, os implantes extra curtos demonstraram maior taxa de sobrevivência em comparação com os da maxila. Além disso, os implantes posicionados ao nível gengival com pescoço usinado (*tissue level*) apresentam menor perda óssea marginal no primeiro ano do que os implantes posicionados ao nível ósseo (*bone level*)³. Essa diferença é confirmada por análises tridimensionais de elementos finitos, que mostram uma melhor distribuição de forças no osso peri-implantar, especialmente em implantes com 4 mm de comprimento e plataforma a nível gengival⁹.

Existem protocolos de tratamento recomendados, respaldados pela literatura, para a utilização de implantes extra curtos. Por exemplo, a reabilitação protética conectando implantes de 4 mm e 10 mm de comprimento em arcos maxilares posteriores reduzidos, tem mostrado resultados favoráveis em um período de 3 anos¹. Seguindo o mesmo conceito, os implantes esplintados apresentaram menor índice de falha protética e do implante³. Além disso, para restaurações unitárias em mandíbulas atroficas, observou-se um melhor comportamento biomecânico para o implante dentário curto em comparação com o implante mais longo e inclinado¹⁰. O estresse reduzido ao posicionar o implante axialmente pode ser benéfico para a estabilidade do osso peri-implantar em coroas unitárias, conforme evidenciado por análises tridimensionais de elementos finitos¹⁰. Resultados a curto prazo sugerem que implantes extra curtos de 5 mm de comprimento podem ser reabilitados com sucesso com coroas únicas nos maxilares posteriores¹³.

O consenso entre os pesquisadores é que a falha precoce dos implantes dentários ocorre devido à falta de estabilidade primária e ao estresse compressivo no osso peri-implantar, que

excede a tolerância fisiológica¹⁴. Para avaliar a estabilidade primária de implantes dentários extra curtos, o teste de arrancamento axial é uma metodologia importante, especialmente quando o osso disponível para ancoragem é de baixa densidade. A resistência medida nesse teste é um indicador da integração osso-implante e da qualidade da ancoragem.

Estudos têm utilizado blocos de poliuretano para simular a densidade óssea e avaliar a força de arrancamento de implantes dentários. A norma ASTM F1839-08 (2021) especifica o uso de espuma rígida de poliuretano como material de teste para dispositivos e instrumentos ortopédicos. Essa espuma possui propriedades mecânicas semelhantes ao osso humano esponjoso, ao mesmo tempo este material também é adequado para testar instrumentos cirúrgicos que geram calor durante a usinagem¹⁵. É crucial seguir corretamente as diretrizes da ASTM para garantir a validade e a precisão dos testes realizados com dispositivos ortopédicos.

O teste de arrancamento, juntamente com outros parâmetros de medidas, pode ser utilizado para determinar a estabilidade primária, variando fatores como a técnica cirúrgica^{11,16}, o formato do implante^{16,17} e a densidade do osso¹⁶. Na literatura, testes com implantes de 4 mm de comprimento em osso de baixa densidade, sem cortical óssea, foram pouco publicados com o teste destrutivo de arrancamento axial. Por este motivo, incluiu-se previamente ao teste um implante já consagrado, com o intuito comparativo aos novos implantes HS, conforme demonstrado nos resultados deste estudo.

Os resultados deste estudo foram concordantes com a literatura atual. Mesmo quando utilizada uma técnica de osteotomia modificada (subdimensionada), os implantes inseridos em osso de baixa qualidade (tipo IV) podem apresentar problemas para a osseointegração devido à sua baixa estabilidade inicial e resistência óssea¹⁶. No entanto, a modificação na macrogeometria do implante (com câmaras de cicatrização) resultou em maior quantidade de osso na superfície após o teste de arrancamento. Nessa condição óssea, onde a densidade é

extremamente baixa, a osteotomia subdimensionada pode ser utilizada como método alternativo para melhorar a estabilidade¹⁶.

O tamanho do orifício piloto criado antes da inserção do parafuso desempenha um papel importante na estabilidade da fixação do parafuso ósseo, buscando um equilíbrio ideal entre um menor torque de inserção com a maior resistência ao arrancamento¹¹. As brocas para inserção do implante Helix Short possuem formatos escalonados específicos para diferentes densidades ósseas otimizando os resultados observados. Por fim, para osso de baixa densidade, o objetivo final é uma combinação de design, diâmetro e comprimento do implante, privilegiando o maior comprimento, desde que seguro, e o design das paredes cônicas, por apresentarem melhor estabilidade primária¹⁷.

O teste de resistência à torção visa determinar a força máxima que um implante dentário pode suportar antes de se deformar ou falhar. O resultado busca definir a segurança mecânica do implante para utilização clínica. Os dados obtidos nos testes de resistência à torção são usados para aprimorar o design e os materiais dos implantes. O valor obtido no teste realizado foi uma média de 276 N.cm, considerada ótima por ultrapassar em quatro vezes o valor recomendado de torque máximo de inserção de 60 N.cm. O valor de segurança a ser ultrapassado seria o de 120 N.cm. O pequeno desvio padrão de 9,51 N.cm demonstra a alta padronização do implante HS. Implantes com alta resistência à torção e pequeno desvio padrão induzem a uma maior segurança clínica.

Para fornecer evidências robustas sobre a eficácia e segurança a longo prazo dos implantes extra curtos de 4 mm, em osso de baixa densidade, são necessários mais estudos clínicos randomizados, com um período de acompanhamento mais longo^{2,4,1}.

CONCLUSÃO

Os implantes extra curto com diâmetro de 3,75 mm e comprimento de 4,0 mm apresentaram resistência de arrancamento axial mínima, em osso tipo IV, de 14,21 N e o implante extracurtos de 4,0 mm de diâmetro por 4,0 mm de comprimento demonstrou uma resistência mínima de 20,72 N. Em relação ao carregamento estático de torção toda a linha de implante Helix Short possui resistência superior a 120 N.cm.

Apoio financeiro e patrocínio

Empresa Neodent.

Conflitos de interesse

Não há conflitos de interesse.

Ética e declaração do conselho de revisão institucional

Não aplicável.

Declaração de consentimento do paciente

Não aplicável.

REFERÊNCIAS

1. Gašpersič R, Povšič K, Dard M, Linder S, Gjurin SŽ, Oblak Č. Extra-Short 4-mm Implants Splinted to 10-mm Implants in the Posterior Maxilla: 3-year Results. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2023 Oct 17;38(5):907-917. doi: 10.11607/jomi.10179. PMID: 37847832.
2. Moraschini V, Mourão CFAB, Montemezzi P, Kischinhevsky ICC, de Almeida DCF, Javid K, Shibli JA, Granjeiro JM, Calasans-Maia MD. Clinical Comparison of Extra-Short (4 mm) and Long (>8 mm) Dental Implants Placed in Mandibular Bone: A Systematic Review and Metanalysis. *Healthcare (Basel)*. 2021 Mar 12;9(3):315. doi: 10.3390/healthcare9030315. PMID: 33809203;
- 3 .Ravidà A, Barootchi S, Askar H, Suárez-López Del Amo F, Tavelli L, Wang HL. Long-Term Effectiveness of Extra-Short (≤ 6 mm) Dental Implants: A Systematic Review. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2019 Jan/Feb;34(1):68-84. doi: 10.11607/jomi.6893. PMID: 30695086.

4. Vargas-Moreno VF, Ribeiro MCO, Gomes RS, Faot F, Del Bel Cury AA, Marcello-Machado RM. Clinical performance of short and extrashort dental implants with wide diameter: A systematic review with meta-analysis. *J Prosthet Dent.* 2023 Feb 23;S0022-3913(23)00010-0. doi: 10.1016/j.prosdent.2023.01.004. Epub ahead of print. PMID: 36841707.
5. Yu X, Xu R, Zhang Z, Yang Y, Deng F. A meta-analysis indicating extra-short implants (≤ 6 mm) as an alternative to longer implants (≥ 8 mm) with bone augmentation. *Sci Rep.* 2021 Apr 14;11(1):8152. doi: 10.1038/s41598-021-87507-1. Erratum in: *Sci Rep.* 2021 Sep 15;11(1):18730. PMID: 33854095; PMCID: PMC8047002
6. Radi IA, Hytham A. Extra-Short Implants May Be A Viable Alternative To Longer Implants With Bone Augmentation In Atrophic Maxillary And Mandibular Ridges. *J Evid Based Dent Pract.* 2023 Mar;23(1):101800. doi: 10.1016/j.jebdp.2022.101800. Epub 2022 Oct 22. PMID: 36914294.
7. Mendes PA, Silva VEA, Viegas da Costa D, Morais de Pinho M, Chambrone L, Zenóbio EG. Effectiveness of Extra-Short (< 6 mm) Implants Compared to Standard-Length Implants Associated with Bone Graft: Systematic Review. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2023 Jan-Feb;38(1):29-36. doi: 10.11607/jomi.9990. PMID: 37099577.
8. Estévez-Pérez D, Bustamante-Hernández N, Labaig-Rueda C, Solá-Ruiz MF, Amengual-Lorenzo J, García-Sala Bonmatí F, Zubizarreta-Macho Á, Agustín-Panadero R. Comparative Analysis of Peri-Implant Bone Loss in Extra-Short, Short, and Conventional Implants. A 3-Year Retrospective Study. *Int J Environ Res Public Health.* 2020 Dec 11;17(24):9278. doi: 10.3390/ijerph17249278. PMID: 33322472; PMCID: PMC7764541
9. Araki H, Nakano T, Ono S, Yatani H. Three-dimensional finite element analysis of extra short implants focusing on implant designs and materials. *Int J Implant Dent.* 2020 Jan 29;6(1):5. doi: 10.1186/s40729-019-0202-6. PMID: 31993827; PMCID: PMC6987289.
10. Anitua E, Larrazabal Saez de Ibarra N, Morales Martín I, Saracho Rotaecche L. Influence of Implant Tilting and Length on the Biomechanics of Single-Tooth Restoration: A Finite Element Analysis in Atrophic Mandible. *Dent J (Basel).* 2022 May 6;10(5):77. doi: 10.3390/dj10050077. PMID: 35621530; PMCID: PMC9139222.
11. Einafshar M, Hashemi A, Kiapour A. Evaluation of the efficacy of modal analysis in predicting the pullout strength of fixation bone screws. *JOR Spine.* 2022 Oct 19;5(4):e1220. doi: 10.1002/jsp2.1220. PMID: 36601373; PMCID: PMC9799086.
12. R Core Team (2022). R: A language and environment for statistical computing. R Foundation for Statistical Computing, Vienna, Austria. URL <https://www.R-project.org/>.
13. Lombardo G, Signoriello A, Marincola M, Nocini PF. Assessment of Peri-Implant Soft Tissues Conditions around Short and Ultra-Short Implant-Supported Single Crowns: A 3-Year Retrospective Study on Periodontally Healthy Patients and Patients with a History of

Periodontal Disease. *Int J Environ Res Public Health*. 2020 Dec 14;17(24):9354. doi: 10.3390/ijerph17249354. PMID: 33327506; PMCID: PMC7764932.

14. Ramos Xavier Coutinho Nascimento L, Monteiro Torelly G, Nelson Elias C. Analysis of bone stress and primary stability of a dental implant using strain and torque measurements. *Saudi Dent J*. 2023 Mar;35(3):263-269. doi: 10.1016/j.sdentj.2023.01.006. Epub 2023 Jan 13. PMID: 37091277; PMCID: PMC10114542.

15. Horak Z, Dvorak K, Zarybnicka L, Vojackova H, Dvorakova J, Vilimek M. Experimental Measurements of Mechanical Properties of PUR Foam Used for Testing Medical Devices and Instruments Depending on Temperature, Density and Strain Rate. *Materials (Basel)*. 2020 Oct 14;13(20):4560. doi: 10.3390/ma13204560. PMID: 33066467; PMCID: PMC7602287.

16. Gehrke SA, Pérez-Díaz L, Mazón P, De Aza PN. Biomechanical Effects of a New Macrogeometry Design of Dental Implants: An In Vitro Experimental Analysis. *J Funct Biomater*. 2019 Oct 25;10(4):47. doi: 10.3390/jfb10040047. PMID: 31731451; PMCID: PMC6963387.

17. Silva R, Villalón P, Cáceres F. Efeito do macrodesenho na estabilidade primária de implantes curtos e extracurtos utilizando análise de frequência de ressonância. Um estudo ex vivo. *J Oral Biol Craniofac Res*. 2020 Out-Dez; 10(4):603-607. DOI: 10.1016/j.jobcr.2020.08.020. Epub 2020 29 de agosto. PMID: 32953443; PMCID: PMC7486604.

2. Artigo científico 2

Artigo de acordo com as normas da Faculdade ILAPEO, para futura publicação no periódico **Special Care in Dentistry**.

LATE IMPLANT LOSS RELATED TO RHEUMATOID ARTHRITIS AND THE RESOLUTION WITH OVERDENTURE PROSTHESIS. CASE REPORT WITH 1-YEAR FOLLOW-UP.

Guilherme Roos¹

Elisa Mattias Sartori²

¹ Master's student in Dentistry with a concentration in Implantology, ILAPEO Faculty, Curitiba, Brazil.

² PhD in Dentistry with a concentration in Oral and Maxillofacial Surgery and Traumatology, UNESP, Araçatuba, Brazil. Professor of the Master's and Doctoral programs in Dentistry with a concentration in Implantology, ILAPEO Faculty, Curitiba, Brazil

ABSTRACT

Despite the high success rates in rehabilitation with dental implants, there are complications; one is implant loss. It may not be possible or recommended to install new implants depending on the type of loss and the systemic condition of the patient, requiring alternative solutions. Thus, the aim of this study was to report a case of late implant loss (after five years) in a 76-year-old woman with rheumatoid arthritis under treatment with a tumor necrosis factor- α antagonist (infliximab), submitted to oral rehabilitation with an overdenture prosthesis. A removable mandibular prosthesis was installed with a clip-bar connection on the two remaining non-centered implants. Due to the lack of manual dexterity for correct cleaning, placement, and removal of the prosthesis, careful clinical control was necessary, which was also a factor in the success of the rehabilitation. It was possible to conclude that patients with limiting systemic diseases and those on medication should have regular follow-ups to avoid the late loss of dental implants. And that overdenture prostheses are options to restore functional prosthetics after implant loss; however, it is essential to understand their benefits and limitations.

Keywords: Overdenture on implants; Removable prosthesis; Rheumatoid arthritis; Late loss of implants.

INTRODUCTION

Despite the high success rates in rehabilitation with dental implants, there are complications; one is implant loss¹. Overall survival of dental implants is reported as 97.3% and 96.1%, for 1 and 5 years, respectively, in geriatric patients (≥ 75 years) and/or the ones with adverse systemic conditions². Implant loss occurs due to several factors and can be categorized into local, behavioral, and systemic factors³.

Included among the systemic factors are osteoporosis and Crohn's disease¹. Many of these systemic diseases affect elderly patients and require the continuous use of medications. Rheumatoid arthritis (RA), a condition affecting geriatric patients, is commonly treated with tumor necrosis factor- α antagonists such as infliximab. Patients using this therapy have shown an increased incidence of severe infections⁴, which may lead to the loss of dental implants.

Depending on the form of loss and systemic condition, it may not be possible or recommended to install new implants. A rehabilitative solution based on the remaining implants is necessary in these cases. Within this context, the aim of this study was to report a clinical case of late implant loss in a rheumatoid arthritis patient treated with tumor necrosis factor- α antagonist (infliximab) that was submitted to oral rehabilitation with an overdenture prosthesis, which required a treatment plan adaptation.

CLINICAL CASE

Background and Diagnosis

A 76-year-old woman sought dental treatment at Faculty Ilapeo (Curitiba, PR, Brazil). During anamnesis, she reported having osteoporosis, arthrosis, and rheumatoid arthritis. These

medical conditions demand long-term medication use such as infliximab, methotrexate, simvastatin, neo-folic acid, OsCal, and vitamins.

The treatment conducted in 2015 involved the extraction of teeth 13, 12, 11, 21, 22, 23, 24, and 26 and the installation of an immediate total denture. Prosthetic and surgical planning began in late May 2015, with the installation of a new maxillary total prosthesis and a hybrid gingival denture on mandibular implants. Following the extraction of teeth 32, 33, 34, 43, and 44, five Alvim Cone Morse implants 4.3x13mm (CM, Neodent, Curitiba, PR, Brazil) were placed between the mental foramina. After six months, the hybrid dentogingival prosthesis on the mandibular implants was installed.

In the follow-up visit, which occurred only in June 2020, there was an accumulation of tartar in the prosthesis and resorption of the soft tissue with exposure of threads of two mandibular implants. The patient received instructions on the importance of routine maintenance, and periodic check-ups were requested on a four-monthly basis. She returned in January 2021 with a significant tartar buildup and peri-implantitis, causing the loss and removal of two implants on the left side, leaving only the most distal implant in this region. She used the prosthesis fixed to three implants in the following four months. The patient returned in May 2021, reporting severe pain. There was significant bone loss and soft tissue lesions on the mandibular area. Cone Beam Computed Tomography (CBTCT) was used to help with the treatment (Figure 1). The implant near the left mental foramen was also lost and removed, leaving only the two implants on the right side.

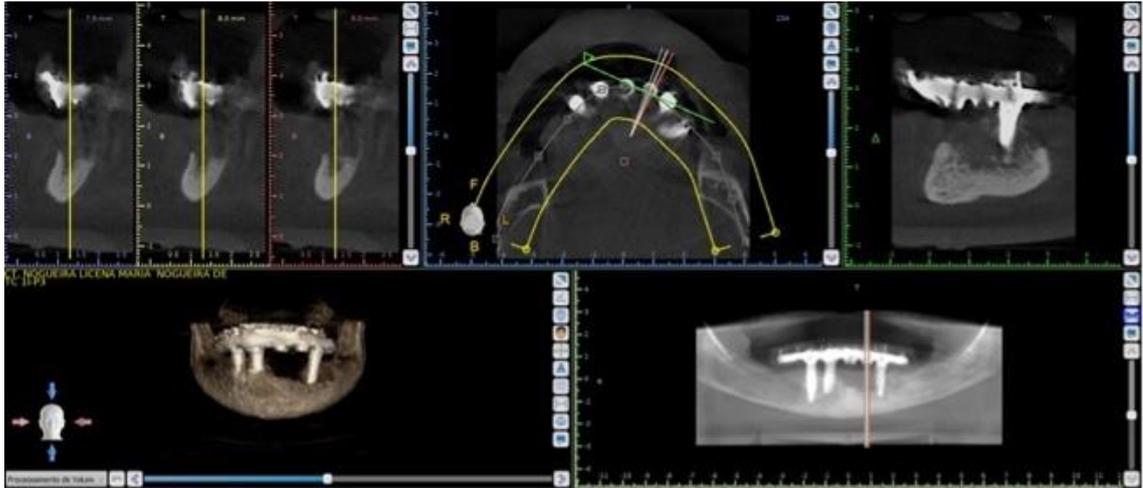


Figure 1 - Cone Beam Computed Tomography (CBCT) after the removal of two mandibular implants.

The July 2021 follow-up revealed that the two right side implants remained with no mobility and eight millimeters of tomographic bone insertion, despite the significant thread exposure. The intraoral examination showed healthy soft tissues, with no exudate, pain, edema, or inflammation, even with the challenges in efficiently brushing the implants and peri-implant mucosa. (Figure 2).



Figure 2 - Intraoral examination. Notice that the two remaining dental implants show dental calculus on their surface.

Treatment plan

Poor manual dexterity, systemic impairment, the impossibility of clinically replacing lost implants, and patient dissatisfaction led to the planning of a mandibular overdenture

prosthesis supported by two implants. Because of the unilateral presence of the two implants, the treatment plan required the incorporation of biomechanical concepts to distribute occlusal forces more evenly. It was clear from the beginning that understanding the mandibular denture bearing, based on studies that successfully direct the use of the median line^{5,6}, would be paramount to the effectiveness of the therapy. Consequently, the design of the bar needed modifications to match the clinical placement characteristics of the two remaining implants.

Progress of treatment

The arch was molded with a metal impression tray for edentulous patients and dense addition-based silicon (Neodent VPS impression putty, Curitiba, Brazil). From the plaster model, it was possible to create a functional tray in acrylic resin (JET, Campo Limpo Paulista, Brazil), with projected space for the open-tray copings. The mini abutment protectors of the implants were removed, and the mini abutment copings were installed. The impression tray was tried in and adjusted at the edges. Peripheral sealing was done with low-fusion Godiva (Kerr Corporation, USA). The process was carefully done to correctly identify the denture-bearing area, given the significant edge resorption. Once confirmed the peripheral seal, molding was done using polyether (Impregum, 3M ESPE, Seefeld, Germany). The functional model was obtained, and a wax-up was performed on a transparent acrylic resin trial base (JET, Campo Limpo Paulista, Brazil), with two temporary cylinders mini abutments attached to the base. The upper complete denture was not replaced because it was satisfactory. The external part of the prosthesis was molded outside the mouth to obtain the antagonist model. The facial arch was taken into consideration as the upper model was put together. The wax plan on the lower arch was adjusted within the oral cavity using wax plasticization and guided jaw manipulation, ensuring a natural and unforced position. This helped to find the centric relationship position and establish the proper vertical dimension for adequate occlusion. With this recorded

information, the lower model was assembled. Subsequently, stock teeth were chosen, assembled, and tried in the mouth (Figure 3a).

Through the assembly of the teeth and the lower model, the midline was identified, and the bar design was created. An extension was added mesially to position the retention component (clip) in alignment with the prosthesis's axis of rotation. The clip bar system (CNG, São Paulo, Brazil) was used. A clinical try-in for the bar was performed, and following this, the bar underwent acrylization along with the prosthesis. The space for the bar had been previously planned in the model.

The bar was securely attached with screws that were torqued with a ratchet to the specified level (10 Ncm). Then, the prosthesis was installed (Figure 3b). During the installation appointment, the adaptation, retention, stability, and aesthetics were thoroughly assessed. Due to pronounced occlusal instability, a decision was made to recapture the clip directly in the oral cavity (Figure 3c). There was a noticeable improvement in retention, and the patient was guided on the usage, insertion, removal, and care of the bar and exposed threads of the implants.



Figure 3 - A) Teeth try-in on an acrylic resin base with attachment to the mini abutments. B) Finished prosthesis. C) Recapture the clip (CNG, São Paulo, Brazil) directly in the oral cavity.

Follow-up

During the patient's thirty-day follow-up, she reported dissatisfaction with her lower denture. She specifically complained about the implant-supported overdenture being unstable and lacking retention. She did not use it continuously because it would become loose while

chewing, and it would often lose retention when speaking. For the improvement of the prosthesis stabilization was made a recapture in the mouth of a new clip, still from the same system used initially (CNG, São Paulo, Brazil). Despite having good retention, she was able to remove the lower prosthesis with her tongue after the procedure. The patient was given thorough instructions on maintenance, hygiene, and the proper way to remove the prosthesis with her hands. She was also advised not to push on the prosthesis with her tongue.

Another period of thirty days was waited, completing sixty days after the delivery of the overdenture. The patient was still not satisfied with the prosthesis's stability and functionality. At this point, the decision was made to switch the clip system to another plastic clip model (Conexão, São Paulo, Brazil) (Figures 4a and 4b). It was difficult for the patient to remove the prosthesis with her hands, causing her anxiety and irritation. The clip's retentive edges were worn with a scalpel blade to lessen the retention potential and facilitate its removal.



Figure 4 - Notice the creation of internal space within the prosthesis to accommodate the placement of a new female fitting. B) (Conexão, São Paulo, Brazil) prosthetic fitting system captured in the mouth with acrylic resin.

After waiting for a further month, a new exchange of the clips was made, with help from the husband for initial use, as the patient was more at ease and secure regarding the treatment. With the new fitting, the removal of the prosthesis was initially done by the husband, who patiently helped with the process for a few days until she proudly managed to do it herself. The patient was monitored monthly for another twelve months, feeling very satisfied and happy with the results.

DISCUSSION

The aim of this study was to report the prosthetic rehabilitation of a case of late implant loss in a patient under treatment for rheumatoid arthritis that uses tumor necrosis factor inhibitor medication (anti-TNF α therapy) (infliximab). *In vitro* studies consider the effects of infliximab in reducing osteoblast proliferation in a healthy situation⁷. This medication is used to improve the condition of bone regeneration in patients with osteoporosis, which is the case of the patient in this clinical case. In people with systemic inflammatory diseases, bone repair is prolonged, and the medication can be beneficial for the individual⁸.

In this clinical case, the patient was rehabilitated with five implants that were functional for five years. Although, three implants were lost after this period. The possible cause of the loss of these implants may have been the fact that she had chronic systemic inflammatory disease and the use of the medication, despite the high cumulative success rate (96.1%) reported in the literature⁹ after 3 years in patients who suffer autoimmune rheumatic diseases, such as rheumatoid arthritis, and were rehabilitated with dental implants.

Rheumatoid arthritis is an autoimmune disease where pain and edema in and around the joints require treatment with anti-inflammatory drugs and/or immunosuppressants that can trigger osteoporosis⁹, similar to our reported case.

Critical infection at the surgical site is another relevant factor in this case. Five years after fixed prosthetic rehabilitation, three implants were lost. The literature has shown an increased incidence of critical infections in patients who use anti-TNF α therapy for rheumatoid arthritis and that these infections can often be challenging to eradicate and be treated⁴. Peri-implantitis is the most common etiological factor in implant loss¹.

Given the systemic factor of the patient, another form of rehabilitation was chosen, changing earlier treatment plans. Replacing the lost implants would require bone reconstruction surgeries, which, due to the patient's systemic condition, was contraindicated. The late loss of implants has significant consequences because it usually implies having to redo the implant and/or prosthetic structure that composes it, modifying the initial treatment plan¹. The approach in this case was less invasive, maintaining the two implants and creating an overdenture prosthesis. That is considered a retained implant prosthesis, but mucosupported, which results in higher satisfaction when compared to a conventional total prosthesis¹⁰.

Failure to keep adequate oral hygiene can trigger marginal bone loss in the implants, requiring post-treatment maintenance therapy^{11,12}. The fact that the patient did not have maintenance appointments may also have contributed to the losses.

Prosthetic complications are more frequent in bar overdentures than in o'ring ones¹². In the reported case, as there were only two implants on the right mandibular side and away from the midline, the construction of a bar allowed to place the prosthesis retainer ideally in the midline, thus allowing a safer and more predictable prosthesis mechanics^{5,6}.

The main advantage of this report is to draw the attention of professionals to the possibility of functional and aesthetic re-establishment without the need for surgical intervention, leaving this possibility to the future decision of the patient. The regular follow-ups until there were no problems in placing and removing the bar were demanding, but extremely necessary for the success of the therapy, and the reason it was also reported.

Because their consequences may be challenging to treat, long-term monitoring of infections is needed in patients with fixed prostheses on implants who also use anti-TNF medicines⁴. The likelihood that a dental implant would fail or develop peri-implantitis, as well as the precautions that should be taken while placing one in a patient, are not well understood.

However, it is known that the control of systemic disease outweighs the nature of the disorder itself, so the benefits of dental implants make treatment feasible for almost all clinically compromised patients¹³.

CONCLUSION

Based on the experience gathered in this clinical case, it seems valid to conclude that patients with limiting systemic diseases and medication should have regular follow-ups to avoid late loss of dental implants. Overdenture prostheses can be an option to restore functional prosthetics after implant loss; however, it is essential to understand their benefits and limitations.

REFERENCES

1. Tomasi C, Derks J. Etiology, occurrence, and consequences of implant loss. *Periodontol* 2000. 2022 Feb;88(1):13-35. doi: 10.1111/prd.12408. PMID: 35103324; PMCID: PMC9306999.
2. Schimmel M, Srinivasan M, McKenna G, Müller F. Effect of advanced age and/or systemic medical conditions on dental implant survival: A systematic review and meta-analysis. *Clin Oral Implants Res*. 2018 Oct;29 Suppl 16:311-330. doi: 10.1111/clr.13288. PMID: 30328186.
3. Kullar AS, Miller CS. Are There Contraindications for Placing Dental Implants? *Dent Clin North Am*. 2019 Jul;63(3):345-362. doi: 10.1016/j.cden.2019.02.004. Epub 2019 Apr 15. PMID: 31097131.
4. Snir N, Schwarzkopf R, Sobieraj M, Lovy AJ, Slover JD. Periprosthetic Joint Infection in Patients Receiving TNF α Antagonists. *Bull Hosp Jt Dis* (2013). 2014;72(4):253-8. PMID: 25986347.
5. Coutinho PC, Nogueira TE, Leles CR. Single-implant mandibular overdentures: Clinical, radiographic, and patient-reported outcomes after a 5-year follow-up. *J Prosthet Dent*. 2022 Nov;128(5):949-955. doi: 10.1016/j.prosdent.2021.01.007. Epub 2021 Feb 25. PMID: 33640091.
6. Nogueira TE, Dias DR, Leles CR. Mandibular complete denture versus single-implant overdenture: a systematic review of patient-reported outcomes. *J Oral Rehabil*. 2017 Dec;44(12):1004-1016. doi: 10.1111/joor.12550 Epub 2017 Sep 4. PMID: 28805255.

7. Malviya A, Kuiper JH, Makwana N, Laing P, Ashton B. The effect of newer anti-rheumatic drugs on osteogenic cell proliferation: an in-vitro study. *J Orthop Surg Res.* 2009 May 26;4:17. doi: 10.1186/1749-799X-4-17. PMID: 19470170; PMCID: PMC2694161.
8. Dixit M, Singh KB, Prakash R, Singh D. Functional block of IL-17 cytokine promotes bone healing by augmenting FOXO1 and ATF4 activity in cortical bone defect model. *Osteoporos Int.* 2017 Jul;28(7):2207-2220. doi: 10.1007/s00198-017-4012-5. Epub 2017 Mar 24. PMID: 28341898.
9. Aghaloo T, Pi-Anfruns J, Moshaverinia A, Sim D, Grogan T, Hadaya D. The Effects of Systemic Diseases and Medications on Implant Osseointegration: A Systematic Review. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2019 Suppl;34:s35-s49. doi: 10.11607/jomi.19suppl.g3. PMID: 31116832.
10. Nogueira TE, Silva JR, Nascimento LN, Cardoso JB, Srinivasan M, McKenna G, Leles CR. Immediately loaded single-implant mandibular overdentures compared to conventional complete dentures: A cost-effectiveness analysis. *J Dent.* 2021 Dec;115:103846. doi: 10.1016/j.jdent.2021.103846. Epub 2021 Oct 9. PMID: 34637892.
11. Mourão CF, Han TJ. Is the implant-retained overdenture a solution to improve the patient quality of life? *Evid Based Dent.* 2022 Sep;23(3): 122-123. doi: 10.1038/s41432-022-0817-y. Epub 2022 Sep 23. PMID: 36151291.
12. Fadhıl SMT, Mumcu E. Maintenance requirements and marginal bone loss associated with implant-retained overdentures: a retrospective cohort study. *Clin Oral Investig.* 2022 Jul;26(7):4735-4742. doi: 10.1007/s00784-022-04437-6. Epub 2022 May 5. PMID: 35513583.
13. Vissink A, Spijkervet F, Raghoobar GM. The medically compromised patient: Are dental implants a feasible option? *Oral Dis.* 2018 Mar;24(1-2):253-260. doi: 10.1111/odi.12762. PMID: 29480621.