

ANÁLISE *IN VITRO* DA DISTRIBUIÇÃO DE TENSÕES EM IMPLANTES ANGULADOS DE DIFERENTES COMPRIMENTOS

**Joana Xavier¹, Marco Marques², Marco Parente², Tiago Borges³, Ricardo Faria-Almeida¹ e
João Manuel R. S. Tavares²**

¹ Faculdade de Medicina Dentária, Universidade do Porto, Portugal – joana.xavier@gmail.com,
rfaperio@gmail.com

² Instituto de Ciência e Inovação em Engenharia Mecânica e Engenharia Industrial, Faculdade de Engenharia,
Universidade do Porto, Portugal – mcmarques@inegi.up.pt, mparente@fe.up.pt, tavares@fe.up.pt

³ ICS, Universidade Católica Portuguesa, Portugal – tiagoferreiraborges@gmail.com

PALAVRAS CHAVE: Implantes dentários, Reabilitação Oral, Biomecânica, FEM

RESUMO: Neste trabalho apresenta-se um estudo realizado para avaliar computacionalmente o uso de implantes curtos em reabilitação mandibular total com base no Método dos Elementos Finitos. Em particular, verifica-se como o comprimento desses implantes influencia a distribuição de tensões durante a aplicação de cargas mastigatórias em reabilitações mandibulares de acordo com o conceito All-on-4®.

1 INTRODUÇÃO

Casos de reabsorção óssea severa são frequentes e de difícil reabilitação com prótese removível, fazendo dos implantes dentários a única opção eficaz. No entanto, em casos extremos, o correto posicionamento dos implantes dentários pode estar comprometido pelas condições anatómicas existentes.

A utilização de implantes curtos na reabilitação oral foi inicialmente descartada, pois um implante curto está associado a uma menor superfície de contacto com o osso alveolar e assim, a osseointegração poderia estar comprometida [1, 2]. Contudo, a introdução de novos modelos para os implantes e de processos de fabrico, com consequente aumento da superfície de contacto osso/implante, levou a que os implantes curtos se tornassem uma boa alternativa na reabilitação de zonas com pouca disponibilidade óssea [1, 2]. A definição de implantes curtos ainda não está estabelecida. Alguns referem que para um implante ser considerado curto, o seu comprimento terá de ser ≤ 10 mm, enquanto

outros afirmam que deverá ser < 10 mm, $< 8,5$ mm, < 8 mm, < 7 mm, ou até mesmo ≤ 5 mm [3-9].

O termo implante angulado refere-se a um implante cuja orientação é igual ou superior a 30° relativamente a um implante/eixo axial. A colocação destes implantes apresenta benefícios cirúrgicos e protéticos: permite implantes mais compridos em casos de altura óssea mais reduzida, aumentando a área de contacto e a osseointegração; diminui a necessidade de *cantilever* em reabilitações totais, permitindo uma melhor distribuição das forças mastigatórias; permite melhor ancoragem no osso cortical; e reduz a necessidade de enxertos ósseos e elevação de seio [10, 11].

2 Objetivos

Este trabalho teve como principal objectivo avaliar em que medida o comprimento de implantes colocados com angulação definida pode influenciar a distribuição de tensões aquando da aplicação de cargas mastigatórias, em reabilitações

mandibulares segundo o conceito *All-on-4*®. Pretendeu-se também entender quais as regiões da interface osso/implante sujeitas a maiores valores de tensão, e qual a influência do comprimento do implante nesses valores. Por último, pretendeu-se avaliar se a simulação com recurso a uma mandíbula “virtual” modelizada em CAD apresentava diferenças relativamente a uma simulação equivalente mas tendo por base uma mandíbula “real”.

3 Materiais e Métodos

A modelização das estruturas em estudo foi realizada em SOLIDWORKS®. Os implantes foram modelizados tendo por base o implante comercial Straumann Standard Plus Tissue Level Roxolid Implant®, Figura 1. Este implante apresenta um colo com 4,8 mm de largura (*regular neck*) e uma largura de corpo de 4,1 mm, sendo posteriormente a base para a modelização do pilar protético. Foram modelizados dois tipos de pilares: um com angulação reta e um outro com angulação de 30°. Foram ainda modelizados quatro implantes de comprimentos: 8, 6 e 4 mm, acoplados ao pilar angulado; e 8 mm, acoplado ao pilar reto. Por último, realizou-se também a modelização de um parafuso protético para ligar o pilar ao implante. Foram modelizadas duas mandíbulas: A “real” foi modelizada tendo como base em imagens de tomografia computadorizada obtidas através de um sistema ORTOPHOS XG 3D. Neste caso, foi necessário recorrer ao Mimics® para identificar as diferentes estruturas da mandíbula: osso cortical, osso medular e nervo alveolar inferior. A mandíbula “virtual” foi modelizada no Abaqus® com dimensões semelhantes à “real” mas não apresentando os detalhes anatómicos desta. Esta segunda mandíbula foi também dividida em osso cortical e osso medular.

Por último foi modelizada uma barra em aço no Mimics® de forma a simular a prótese fixa implanto-suportada.

Seguidamente, os modelos foram agrupados de modo a se comportarem como um só, e criados os respetivos modelos volumétricos, Figuras 1-3.

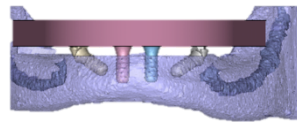


Figura 1 – Modelo volumétrico com implantes distais de 8 mm.

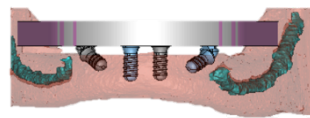


Figura 2 – Modelo volumétrico com implantes distais de 6 mm.

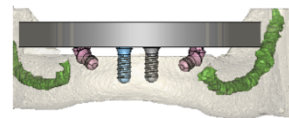


Figura 3 – Modelo volumétrico com implantes distais de 4 mm.

Foram realizados seis modelos volumétricos: 3 com base na mandíbula “real” e 3 com base na “virtual”. Em todos foram colocados 2 implantes retos de 8 mm na zona correspondente aos dentes 32 e 42, variando-se depois o comprimento dos implantes angulados distais. Assim, para cada mandíbula, existiu um modelo com implantes distais angulados de 8, 6 e 4 mm de comprimento, Tabela 1.

Tabela 1 - Diferentes modelos volumétricos gerados.

Modelo	Mandíbula	Comprimento dos implantes anteriores	Comprimento dos implantes posteriores
1	“Virtual”	8 mm	8 mm
2	“Virtual”	8 mm	6 mm
3	“Virtual”	8 mm	4 mm
4	“Real”	8 mm	8 mm
5	“Real”	8 mm	6 mm
6	“Real”	8 mm	4 mm

Para a criação dos modelos volumétricos e geração da malha utilizou-se o Abaqus®, usando as propriedades indicadas na Tabela 2.

Tabela 2 - Propriedades mecânicas dos materiais.

Material	Módulo de Young (GPa)	Coefficiente de Poisson
Osso cortical	13,7	0,3
Osso trabécular	1,37	0,3
Titânio	115	0,3
Aço	200	0,3

Por último foram definidas as condições fronteira: implantes considerados totalmente osteointegrados; conexão perfeita entre osso/implante/prótese; e movimento das mandíbulas limitado através da sua fixação a distal. Por último, foi necessário definir forças mastigatórias que permitissem simular condições de mastigação reais. Assim, foram consideradas forças bilateralmente sobre três zonas distintas: caninos, pré-molares e molares, Tabela 3.

Tabela 3 - Forças mastigatórias adotadas.

Dentes	Força (N)
Molares	200
Pré-molares	150
Caninos	100

As forças foram simuladas verticalmente à prótese considerando-se três tipos de mastigação:

- Mastigação bilateral (forças a atuar na totalidade em todas as zonas);
- Mastigação unilateral sobre pré-molares (forças a atuar unilateralmente no terceiro quadrante apenas sobre os pré-molares);
- Mastigação unilateral sobre o *cantilever* (forças a atuar unilateralmente, no terceiro quadrante apenas sobre a zona do *cantilever*).

Para cada tipo de mastigação foram realizadas 4 simulações, alterando o ponto de aplicação das forças, tendo sido registados os valores de tensão máximos tanto ao nível da reabilitação como ósseos.

4 - Resultados

Independentemente do tipo de mastigação e da mandíbula utilizada, os valores máximos de tensão na estrutura foram sempre registados a distal dos implantes distais na superfície do implante ou do pilar angulado, Figuras 4 e 5.

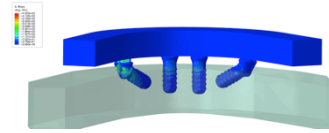


Figura 4 - Exemplo da zona de tensão máxima num modelo com a mandíbula "virtual".

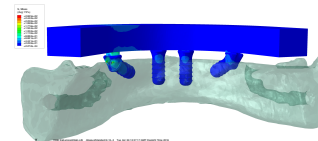


Figura 5 - Exemplo da zona de tensão máxima num modelo com a mandíbula "real".

A nível ósseo, a zona de tensão máxima registou-se sempre no osso cortical a distal dos implantes angulados, Figura 6.

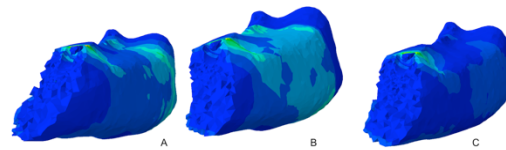


Figura 6 - Resultado das tensões no osso fruto da mastigação bilateral (A), unilateral sobre cantilever (B) e unilateral sobre pré-molares (C) no implante de 6 mm.

Obtiveram-se as estatísticas descritivas (média e desvio padrão) das forças obtidas para cada tipo de mastigação em função do modelo utilizado, atendendo ao implante, ao osso e para a mandíbula "virtual" (Tabela 4) e para a "real" (Tabela 5).

A Tabela 4 permite comparar os valores máximos de tensão obtidos tanto a nível ósseo como implantar nos modelos da mandíbula "virtual".

Tabela 4 – Tensões, em MPa, encontradas em cada tipo de mastigação em função do modelo para implante e osso na mandíbula “virtual” - média e (desvio padrão).

Virtual	Implante			Osso		
	Modelo			Modelo		
Mastigação	4 $\bar{X}(s)$	5 $\bar{X}(s)$	6 $\bar{X}(s)$	4 $\bar{X}(s)$	5 $\bar{X}(s)$	6 $\bar{X}(s)$
Bilateral	510,00 (52,92)	605,75 (85,99)	628,00 (103,35)	220,00 (35,15)	181,75 (26,27)	236,75 (32,56)
Unilateral sobre pré-molares	192,25 (23,13)	195,25 (12,18)	186,50 (48,06)	87,25 (14,59)	63,25 (7,50)	76,75 (19,02)
Unilateral sobre <i>cantilever</i>	437,00 (23,14)	488,25 (58,45)	519,25 (37,82)	224,50 (27,84)	131,75 (8,62)	201,5 (20,14)

Atendendo aos resultados apresentados na Tabela 4, verifica-se que para o implante e em termos médios, a tensão exercida aumenta nos três tipos de mastigação entre modelos. A dispersão dos resultados não apresenta comportamento típico. Relativamente às tensões exercidas no osso, verifica-se que estas foram mais baixas no modelo 5, e também foi neste modelo que ocorreram as menores dispersões de resultados. Já a Tabela 5 apresenta as tensões obtidas para cada tipo de mastigação/modelo no implante e no osso na mandíbula “real”.

Tabela 5 – Tensões, em MPa, encontradas em cada tipo de mastigação em função do modelo para implante e osso na mandíbula “real” - média e (desvio padrão).

Real	Implante			Osso		
	Modelo			Modelo		
Mastigação	1 $\bar{X}(s)$	2 $\bar{X}(s)$	3 $\bar{X}(s)$	1 $\bar{X}(s)$	2 $\bar{X}(s)$	3 $\bar{X}(s)$
Bilateral	507,25 (16,15)	526,25 (72,56)	694,50 (86,13)	192,75 (6,60)	379,25 (19,02)	421,75 (46,74)
Unilateral sobre pré-molares	154,50 (16,62)	139,50 (29,26)	246,75 (25,75)	61,50 (6,46)	49,25 (2,50)	150,25 (37,26)
Unilateral sobre <i>cantilever</i>	272,00 (39,29)	289,50 (46,44)	597,00 (33,24)	106,25 (24,26)	96,75 (15,78)	481,50 (32,91)

Da Tabela 5 e atendendo ao implante usado, tem-se que, em termos médios, as tensões foram mais elevadas no modelo 3, enquanto

os valores mais baixos foram no modelo 1 para as mastigações bilateral e unilateral sobre *cantilever*, e no modelo 2 na mastigação unilateral sobre os pré-molares. Quanto ao osso, verifica-se que os valores médios mais baixos das forças exercidas ocorreram no modelo 2 nas mastigações unilaterais, e no modelo 1 na mastigação unilateral, já os valores mais elevados verificaram-se no modelo 3 nos três tipos de mastigação. Comparando a Tabela 4 (mandíbula “virtual”) com a Tabela 5 (mandíbula “real”), conclui-se que os resultados são consideravelmente diferentes, com exceção para o implante da mastigação bilateral no modelo de 8 mm (1 e 3) e da mastigação unilateral sobre o *cantilever* para o modelo de 4 mm (3 e 6).

Na Tabela 6 encontram-se os resultados das tensões exercidas sobre o implante e sobre o osso incluindo todas as mastigações em função do modelo. Observa-se que relativamente às tensões sobre o implante os modelos com implantes distais de 8 mm apresentam o valor médio mais baixo (380,32 MPa) e os modelos com implantes distais de 4 mm o valor médio mais alto (442,47 MPa). Relativamente às tensões exercidas sobre o osso o valor médio mais baixo ocorreu nos modelos com implantes distais de 6 mm (124,68 MPa) e o mais elevado nos modelos com implantes distais de 8 (177,56 MPa).

Tabela 6 - Comparação dos resultados das tensões (em MPa) sobre o implante e sobre o osso entre modelo - média e (desvio padrão).

	Modelo			Anova valor de prova	Teste Games- Howel
	8 mm $\bar{X}(s)$	6 mm $\bar{X}(s)$	4 mm $\bar{X}(s)$		
Implante	380,32 (141,18)	427,96 (182,46)	442,47 (204,66)	<0,001	Modelo 8x8 diferente dos outros
Osso	177,56 (69,04)	124,68 (49,63)	173,08 (73,05)	<0,001	Modelo 8x6 diferente dos outros

3 – Discussão

Os resultados registados a nível da tensão óssea são muito elevados. O limite de tensão do osso cortical é de 170 MPa. Neste estudo estes valores foram ultrapassados, sendo que o valor mais baixo de tensão óssea foi encontrado na mastigação unilateral sobre pré-molares no modelo 2 (49,25 MPa) e o valor mais elevado na mastigação bilateral no modelo 6 (628 MPa). Há alguma dificuldade em entender de que forma tensões elevadas afetam o osso; no entanto, segundo *Baggi et al* em 2013, a reabsorção óssea afeta sobretudo a região em redor do colo do implante, produzindo uma lesão com aspeto de cratera e que pode ser induzida por trauma cirúrgico, infeção bacteriana ou cargas excessivas, como por exemplo em casos de bruxismo ou próteses mal adaptadas. Nestes casos, as tensões elevadas podem induzir deformação óssea o que vai, inevitavelmente, levar a reabsorção óssea [12].

Os valores elevados encontrados podem ser justificados de diferentes formas. O comprimento do *cantilever* foi de 20 mm, sendo que o ponto mais distal de aplicação de forças mastigatórias foi de 16 mm a distal do início do *cantilever* e o ponto mais mesial a 13,2 mm. Segundo *Correa et al.*, o valor máximo que um *cantilever* deverá apresentar para ser considerado seguro em termos de distribuição de tensões para a estrutura e para o osso é de 10 mm, sendo que *cantilevers* com 15 mm de comprimento induzem sobrecarga sobre a estrutura e sobre o osso o que pode levar à falência da reabilitação. Neste estudo, nenhum modelo apresentou todos os valores de tensão abaixo do limiar dos 170 MPa. Outra justificação para os valores elevados é o suporte criado para a prótese. Neste trabalho, a prótese apenas apoiava em quatro implantes. *Li et al.* estudou o efeito da angulação dos implantes distais num modelo tipo *All-on-4*, através de uma análise por elementos finitos. No seu estudo, a prótese estava assente sobre a

mandíbula e sobre os implantes, sendo que o valor máximo de tensão que encontrou no osso foi de 58,46 MPa, tendo utilizado implantes de tamanho *standard* (10 mm) e longos (4 mm) [13]. No nosso estudo, a prótese encontrava-se a uma distância de 3,8 mm do osso alveolar, sendo assim impossível qualquer outro apoio que não sobre a estrutura dos implantes. O mesmo aconteceu no estudo do grupo de *Barão*, que comparou o tipo de retenção de próteses totais, a presença de *cantilever* e a utilização de prótese fixa, em reabilitações totais mandibulares com recurso a 4 implantes de comprimento *standard* (11,5 mm), sendo que foi admitido o contacto entre a prótese e o restante modelo. Neste estudo, foi também simulada a presença de gengiva. Os valores máximos de tensão ao nível ósseo foram registados na sobredentadura sobre a barra (97,1 MPa). No entanto, estes valores não podem ser diretamente comparados com os do presente estudo, pois no nosso estudo a tensão mastigatória aplicada foi de 200 N sobre a zona molar, enquanto que no estudo de *Barão et al.*, a tensão aplicada foi de 100 N [14].

Outra questão pertinente, e que provavelmente poderá ter levado a um aumento da tensão registada é a área de aplicação das forças mastigatórias. *Barão et al.* admitiu a aplicação de forças mastigatórias num ponto específico, ao invés de serem aplicadas numa área poderá levar a uma falsa concentração de tensões e a um aumento do seu valor. Por último, é relevante afirmar que uma das limitações conhecidas dos elementos finitos se relaciona com os picos de tensão extremos obtidos em nós em arestas dos modelos e que não correspondem a valores reais. De facto, a observação dos resultados obtidos mostrou que, tanto a nível ósseo como implantar, os valores mais elevados de tensão se encontravam em arestas específicas dos modelos, como nas cristas de roscas.

No presente estudo, os valores de tensão máxima foram sempre registados na estrutura dos implantes angulados distais. Este resultado vai de encontro com a literatura revista [15]. Há um pormenor importante que deve ser referido. A análise dos resultados obtidos mostra que de facto os valores máximos de tensão no implante estão a distal do complexo implante/pilar. A maioria dos pilares protéticos é hoje em dia feita do mesmo material do implante o que, na maioria dos casos é o titânio Ti-6Al-4V cuja tensão de limite elástico se situa entre os 800 e os 1100 MPa. No entanto, não sendo uma peça única, uma tensão elevada e contínua ao longo do tempo sobre o pilar, causa fadiga e pode levar a que este ceda no local onde é mais fraco, isto é, ao nível do parafuso protético que o mantém coeso com o implante.

A utilização de dois tipos de modelos, um baseado numa mandíbula humana e outro elaborado totalmente de modo virtual, levou a resultados com diferenças estatisticamente significativas. Nesse sentido, é necessário, sempre que possível, realizar estudos com recurso a modelos com morfologia o mais fidedigna possível.

4 – Conclusão

A elaboração deste estudo permitiu entender que sobre a influência das mesmas cargas oclusais: os implantes de maior comprimento registam menores valores de tensão de *Von Mises*. Relativamente à tensão máxima registada sobre os implantes, esta situou-se a distal dos implantes distais, na zona do colo e na zona do pilar protético. Os valores mais altos de tensão de *Von Mises* sobre o osso cortical verificaram-se no implante de dimensões intermédias (6 mm).

Neste estudo, foram alcançadas tensões ósseas que não são compatíveis com a integridade óssea real. Assim, uma análise cuidadosa deverá ser realizada aquando da utilização de estudos com análise por

elementos finitos, pois, como foi verificado, resultados distintos podem advir de uma maior ou menor simplificação dos modelos usados.

5 - Agradecimentos

Este artigo foi parcialmente desenvolvido no âmbito da operação NORTE-01-0145-FEDER-000022 – SciTech – “Science and Technology for Competitive and Sustainable Industries”, cofinanciado pelo Programa Operacional Regional do Norte (NORTE2020), através do Fundo Europeu de Desenvolvimento Regional (FEDER).

6 - Bibliografia

1. Lemos, C.A., et al., *Short dental implants versus standard dental implants placed in the posterior jaws: A systematic review and meta-analysis*. J Dent, 2016. 47: p. 8-17.
2. Annibaldi, S., et al., *Short dental implants: a systematic review*. J Dent Res, 2012. 91(1): p. 25-32.
3. Morand, M. and T. Irinakis, *The challenge of implant therapy in the posterior maxilla: providing a rationale for the use of short implants*. J Oral Implantol, 2007. 33(5): p. 257-66.
4. Sun, H.L., et al., *Failure rates of short (<= 10 mm) dental implants and factors influencing their failure: a systematic review*. Int J Oral Maxillofac Implants, 2011. 26(4): p. 816-25.
5. Telleman, G., et al., *A systematic review of the prognosis of short (<10 mm) dental implants placed in the partially edentulous patient*. J Clin Periodontol, 2011. 38(7): p. 667-76.
6. Pommer, B., et al., *Impact of dental implant length on early failure rates: a meta-analysis of observational studies*. J Clin Periodontol, 2011. 38(9): p. 856-63.
7. das Neves, F.D., et al., *Short implants--an analysis of longitudinal studies*. Int J Oral Maxillofac Implants, 2006. 21(1): p. 86-93.
8. Atieh, M.A., et al., *Survival of short dental implants for treatment of posterior partial edentulism: a systematic review*. Int J Oral Maxillofac Implants, 2012. 27(6): p. 1323-31.
9. Esposito, M., et al., *A 3-year post-loading report of a randomised controlled trial on the rehabilitation of posterior atrophic mandibles: short implants or longer implants in vertically augmented bone?* Eur J Oral Implantol, 2011. 4(4): p. 301-11.
10. Ata-Ali, J., et al., *Oral rehabilitation with tilted dental implants: a metaanalysis*. Med Oral Patol Oral Cir Bucal, 2012. 17(4): p. e582-7.
11. Krekmanov, L., et al., *Tilting of posterior mandibular and maxillary implants for improved prosthesis support*. Int J Oral Maxillofac Implants, 2000. 15(3): p. 405-14.
12. Baggi, L., et al., *Comparative evaluation of osseointegrated dental implants based on platform-switching concept: influence of diameter, length, thread shape, and in-bone positioning depth on stress-based performance*. Comput Math Methods Med, 2013. 2013: p. 250929.
13. Li, X., et al., *Does matching relation exist between the length and the tilting angle of terminal implants in the all-on-four protocol? stress distributions by 3D finite element analysis*. J Adv Prosthodont, 2015. 7(3): p. 240-8.
14. Barao, V.A., et al., *Comparison of different designs of implant-retained overdentures and fixed full-arch implant-supported prosthesis on stress distribution in edentulous mandible—a computed tomography-based three-dimensional finite element analysis*. J Biomech, 2013. 46(7): p. 1312-20.
15. Naini, R.B., et al., *Tilted or parallel implant placement in the completely edentulous mandible? A three-dimensional finite element analysis*. Int J Oral Maxillofac Implants, 2011. 26(4): p. 776-81.