

Avaliação Radiográfica de Ajuste Passivo em Estruturas Implanto-Suportadas

Bernardo Romão de Sousa*, Miguel de Araújo Nobre**, Alexandre Cavalheiro***, João Borges****, Ana Luísa Silva*****

*Médico Dentista; Assistente Convidado, Faculdade de Medicina Dentária da Universidade de Lisboa; Departamento de Prostodontia, Malo Clinic Lisboa

Higienista Oral; Director do Departamento de Investigação Científica e Educação Contínua, Malo Clinic Lisboa, *Médico Dentista; Professor Auxiliar, Faculdade de Medicina Dentária da Universidade de Lisboa, ****Médico Dentista; Monitor contratado, Faculdade de Medicina Dentária da Universidade de Lisboa; Departamento de Prostodontia, Malo Clinic Lisboa, *****Médica Dentista; Assistente Convidada, Faculdade de Medicina Dentária da Universidade de Lisboa

(Sousa BR, Nobre MA, Cavalheiro A, Borges J, Silva AL. Avaliação Radiográfica de Ajuste Passivo em Estruturas Implanto-Suportadas. Rev Port Estomatol Med Dent Cir Maxilofac 2010;51:207-215)

Key-words:

Implant-fixed restoration;
Passivity; Marginal gap;
Digital radiography;
Radiographic angulations

Palavras Chave:

Prótese sobre implantes;
Passividade; Fenda marginal;
Radiografias digitais;
Angulação radiográfica

Abstract: The purpose of this investigation was to test the influence of the observer's experience on the diagnostic capacity of different levels of misfit on a 3-unit implant supported screwed metal restoration, by analysing digital x-rays with different vertical angulations. A screwed metal restoration, supported by 3 implants, was fabricated and mounted on an acrylic model under controlled conditions. Between the structure and one of its supporting implants, 3 different situations of prosthetic fit/misfit were experimentally created (0 µm, 200 µm, 330 µm), one of them considered as correct and the other two as incorrect. Each situation was then radiographed under standard conditions, with 5 different vertical angulations (0, 5, 10, 15 and 20 degrees). The 15 digital radiographies obtained were analysed by 25 clinicians (minimum of 4 years experience in implant prosthodontics) and 25 under-graduate students with no experience in implants prosthodontics. Images observation was performed under specific conditions and were classified as "correct passive fit" or "incorrect passive fit". Chi-square test and descriptive statistics were performed. Results showed no statistically significant difference between the 2 groups of observers, regardless of radiographic angulation or prosthetic marginal gap. Distribution of correct diagnostic answers between the 2 groups was very similar or even identical. A high prevalence of "false-positive" answers was found in both groups. In conclusion, the results of the present study showed that observer's experience did not influence the diagnostic capacity of prosthetic misfit in an implant-supported screwed metal restoration through the analysis of digital x-rays with different vertical angulations.

Resumo: O objectivo deste trabalho de investigação foi testar a influência da experiência do observador na capacidade de diagnóstico de estruturas metálicas implanto-suportadas com diferentes graus de adaptação através da análise de radiografias digitais executadas com diferentes angulações verticais. Foi fabricada uma estrutura metálica implanto-suportada por 3 implantes, montados em condições controladas num modelo acrílico. Entre a estrutura metálica e os implantes foram criadas experimentalmente 3 condições diferentes de adaptação protética (0 µm, 200 µm e 330 µm), sendo uma considerada correcta e duas incorrectas. Cada situação foi radiografada em condições padronizadas, com diferentes angulações verticais (0, 5, 10, 15 e 20 graus). Obtiveram-se assim 15 radiografias digitais diferentes. As radiografias foram classificadas por 25 Médicos Dentistas com um mínimo de 4 anos de experiência em reabilitação fixa implanto-suportada e 25 alunos pré-graduados, sem experiência em reabilitação implanto-suportada. A observação das imagens foi sujeita a regras e a classificação constava de "Adaptação passiva da estrutura correcta" ou "Adaptação passiva da estrutura incorrecta". Foi utilizado o teste de χ^2 e estatística descritiva. Os resultados mostraram não haver diferença estatisticamente significativa entre os 2 grupos de observadores, independentemente da desadaptação protética ou da angulação radiográfica. A distribuição de respostas diagnósticas correctas pelos 2 grupos foi semelhante. Destaca-se o elevado número de "falsos-positivos" encontradas nos 2 grupos. Em conclusão, de acordo com o presente estudo, a experiência do observador não influenciou a capacidade de diagnóstico de estruturas metálicas implanto-suportadas com diferentes graus de desadaptação, mediante a análise de radiografias digitais executadas com diferentes angulações.

Correspondência para:

Bernardo Romão

E-mail: bernaromao@yahoo.com

INTRODUÇÃO

Um objectivo primário dos protocolos prostodônticos para próteses implanto-suportadas é a obtenção de um ajuste passivo correcto entre os pilares ou implantes e a estrutura fixa por eles suportada^[1]. Este facto é considerado crítico para o sucesso a longo prazo da osteointegração^[2-4]. Pontes fixas sobre implantes classificadas como tendo um ajuste passivo correcto, podem ainda assim ser causadoras de níveis de “stress” mensuráveis sobre o tecido ósseo ou sobre a estrutura protética^[5]. Verifica-se ainda que os valores de “stress” apresentam uma relação directa com o nível de desajuste presente^[6].

A Academia Americana de Prostodontia define ajuste passivo como “o contacto circunferencial e simultâneo entre os pilares e respectivos implantes com todos os cilindros de ouro protéticos”^[7]. Aparício definiu-o como o contacto circular e simultâneo entre todos os cilindros metálicos circulares que constituem a estrutura e os seus respectivos pilares, obtido apenas com força ligeira de aperto^[2]. Paterson classificou o grau de ajuste passivo em 3 níveis teóricos: Ajuste perfeito – superfícies de contacto dos componentes em contacto total sem a aplicação de força externa; Ajuste activo – a aplicação de forças externas permite alcançar um ajuste perfeito; Desajuste – a aplicação de forças externas não permite alcançar um ajuste perfeito^[8].

É opinião de vários autores de que não é possível criar uma prótese implanto-suportada absolutamente passiva, devido a inexactidões acumuladas durante o processo clínico e laboratorial de fabrico^[9-11]. Não existe uma definição consensual e unânime sobre este tema. A obtenção de ajuste passivo perfeito entre implantes e uma estrutura metálica é um conceito relativamente vago, sujeito a algum grau de subjectividade de avaliação.

Bränemark sugeriu que o desajuste passivo entre uma prótese fixa implanto-suportada e os pilares/implantes de suporte não deveria ser superior a 10 µm, correspondente ao desajuste entre componentes pré-fabricados^[3]. Ma et al. testaram o ajuste entre componentes manufacturados (Nobel Biocare[®]) e encontraram discrepâncias verticais entre cilindros protéticos e pilares com valores entre 23,1 e 51,7 µm^[12]. Segundo Hecker, a discrepancia vertical média entre pilares (sistema Bränemark) e estruturas metálicas fundidas clinicamente aceitáveis, varia entre 7 e 67 µm^[10]. Klineberg e Murray sugeriram que estruturas fundidas sobre implantes com discrepâncias marginais superiores a 30 µm em mais do que 10% da área circunferencial de contacto entre cilindro

protético e pilar seriam consideradas como inaceitáveis no ajuste passivo^[13].

Pontes fundidas numa só peça apresentam inevitavelmente um certo grau de desajuste, estimado em cerca de 100 µm^[4, 14]. Outros autores advogam que 150 µm é considerada uma discrepancia clinicamente aceitável embora sustentem que não é claro que tipo de problemas pode daí surgir a longo prazo^[15, 16]. Jemt et al. sugerem que fendas marginais entre 50 e 100 µm podem ser levadas a contacto através do aperto total dos parafusos protéticos, devido à capacidade de flexão das ligas metálicas ou dos componentes protéticos^[9]. Millington et al. encontraram resultados diferentes num estudo laboratorial, em que o aperto completo dos parafusos protéticos não era suficiente para encerrar fendas marginais superiores a 55 µm^[6]. Num outro ensaio laboratorial de resistência ao desaperto de parafusos protéticos, foram criadas fendas marginais de 100 e 175 µm numa estrutura aparafusada e ambas foram consideradas como clinicamente inaceitáveis^[17]. Um estudo in vitro de estruturas implanto-suportadas clinicamente aceitáveis comparou a fenda marginal de próteses fundidas em liga de ouro e de estruturas maquinadas em titânio. As primeiras apresentavam valores entre 42 a 74 µm; as segundas apresentavam valores inferiores a 25 µm^[18]. Até agora, não foram definidos ou quantificados parâmetros universais do que deve constituir o ajuste passivo em próteses sobre implantes^[19].

Um estudo retrospectivo de pontes fixas aparafusadas com 5 anos encontrou uma correlação entre discrepâncias protéticas e desaperto de parafusos, mas nenhuma evidência clínica ou radiográfica de compromisso de osteointegração ou de manutenção do nível ósseo peri-implantar^[20]. Jemt e Book pesquisaram o desajuste protético em maxilas restauradas com pontes fixas totais sobre implantes, existindo uma média de desadaptação de 100 µm. Os autores não encontraram nenhuma correlação entre desajuste protético e perda óssea peri-implantar^[4]. Pode-se afirmar que os componentes protéticos e o tecido ósseo parecem tolerar algum grau de desajuste sem reacções biocompatíveis adversas^[14]. Contudo, este nível de tolerância ao desajuste protético permanece indefinido.

A verificação de passividade pode ser executada através de observação visual e sondagem. No entanto, este é um método subjectivo e dependente da experiência do observador^[10, 21, 22]. Outros métodos baseiam-se no aperto da estrutura sob condições padronizadas – teste de 1 parafuso (“one-screw-test”) e teste de resistência dos parafusos^[23]. Outros métodos estão descritos na literatura, como a utilização de guias acrílicas de verificação^[1, 9-11, 15], Periotest^{®[15, 22]}, pressão digital alternada^[24], técnicas de imagem computorizada como a videografia laser^[22] ou a técnica fotogramétrica^[9].

As radiografias periapicais são também frequentemente utilizadas como método de avaliação de ajuste passivo sobre implantes^[4, 14, 15, 24], especialmente em situações clínicas com as margens localizadas infra-gengivalmente². Estas radiografias devem ser executadas com o raio principal perpendicular em relação à junção prótese-implante^[15, 26] sendo a técnica paralelométrica a mais indicada, com recurso a suportes específicos que possibilitam um elevado grau de padronização^[27-30].

Um desvio muito ligeiro em relação à angulação perfeita perpendicular ao implante pode ocultar uma fenda marginal entre pilar e prótese^[15, 26]. A obtenção de uma angulação perfeita de 90 graus apenas pode ser esperada num número limitado de exames, sendo que um certo grau de angulação do implante em relação ao eixo da película é frequente^[31]. Limitações anatómicas do paciente podem impedir um posicionamento correcto da película, paralelo ao eixo do implante, resultando em sobreposição de estruturas e componentes.

Cameron *et al.* efectuaram um estudo *in vitro* em que foi testada a capacidade diagnóstica através de radiografias periapicais do posicionamento incorrecto de um pilar sobre implante^[32]. A fenda entre componentes era de 700 µm. Um diagnóstico correcto da posição do pilar apenas pôde ser efectuado para uma angulação da ampola inferior a 20 graus. Acima desta angulação, a capacidade de gerar radiografias aceitáveis do ponto de vista do diagnóstico era inferior e o potencial para um diagnóstico incorrecto aumentava. Resultados semelhantes foram encontrados por Ormaechea *et al.*^[33] num estudo em que os autores concluíram que uma angulação da ampola radiográfica de 10 graus não afectava significativamente a capacidade de detectar fendas entre implante e pilar de 100 µm e 150 µm, mas uma variação para 15 graus de angulação já produzia resultados significativamente afectados pela angulação. Sewerin afirma que fendas de 0,1mm (100 µm) entre implante e pilar podem passar despercebidas com desvios de angulação vertical de 5 graus^[34].

Um ensaio laboratorial avaliou a capacidade de observadores com níveis diferentes de experiência detectarem desadaptações marginais em restaurações coronárias fundidas^[35]. Os resultados mostraram que uma angulação vertical da ampola radiográfica superior a 10 graus permitia obter níveis aceitáveis de diagnóstico das margens defeituosas. Acima deste valor, a capacidade diagnóstica diminuía substancialmente. Não foram verificadas diferenças entre os dois grupos de observadores.

Os objectivos deste estudo foram testar a influência da experiência clínica do observador na capacidade de diagnóstico de estruturas metálicas implanto-suportadas com diferentes graus de adaptação através de radiografias com

angulação vertical de 0 graus e com angulação vertical diferente de 0 graus.

MATERIAIS E MÉTODOS

Este estudo *“in vitro”* foi realizado entre Maio e Julho de 2008 na Malo Clinic, Lisboa e na Faculdade de Medicina Dentária da Universidade de Lisboa. Todas as imagens radiográficas foram obtidas no mesmo dia.

Fabrico da estrutura metálica implanto-suportada aparafusada e do Modelo Radiográfico

Três réplicas laboratoriais de implantes Bränemark à cabeça, diâmetro RP (Implant Replica RP, Sistema Bränemark®, Nobel Biocare AB, Gotemburgo, Suécia) foram montadas em gesso Tipo IV, num modelo de aproximadamente 40 mm X 30 mm X 30 mm, paralelas entre si, e aproximadamente à mesma altura. Sobre este modelo foi fundida uma estrutura metálica de 3 elementos aparafusada directamente sobre as réplicas dos implantes, sem interposição de pilar. A fundição da estrutura foi executada com 3 cilindros de ouro (GoldAdapt Non-Engaging RP, Sistema Branemark®, Nobel Biocare AB, Gotemburgo, Suécia) e técnica da cera perdida com uma liga nobre (Cerapall 6).

Após a fundição e acabamento, a estrutura metálica foi aparafusada a 3 implantes do sistema Bränemark com 4mm de diâmetro e 13 mm de comprimento (Nobel Speedy Groovy RP, Sistema Bränemark®, Nobel Biocare AB, Gotemburgo, Suécia). Com este conjunto, foi fabricado um modelo invertido em acrílico transparente (Orthocryl, Dentaurum), aproximadamente com as mesmas dimensões referidas anteriormente e com os implantes no seu interior. A união implantes/estrutura metálica ficou posicionada cerca de 1 mm acima da face do modelo acrílico (Figura 1).



Figura 1 - Modelo radiográfico e estrutura metálica aparafusada

O ajuste passivo da estrutura metálica sobre este modelo acrílico foi testado de acordo com o teste de aperto de 1 parafuso^[23], conjugado com observação visual e sondagem.

Execução das radiografias da estrutura

Foi utilizada uma ampola intra-oral (Trophy IRIX 70, Trophy S.A., Marne-la-Vallée, França) com parâmetros padronizados – 0,04 segundos, 70 Kv, área focal de 0,7mm² e distância foco/objeto de aproximadamente 240mm. Foi utilizado um sensor digital directo intra-oral RVG® (Trophy, Trophy S.A., Marne-la-Vallée, França), fixado na horizontal e imóvel.

O modelo acrílico foi posicionado na horizontal, sobre o sensor numa posição reprodutível. Foram executadas 5 radiografias da estrutura, com angulação de 0, 5, 10, 15 e 20 graus, estando a ampola radiográfica na vertical. A angulação das radiografias foi controlada através da gradação do braço da ampola e de um transferidor montado na perpendicular em relação ao plano horizontal. A estrutura metálica implanto-suportada estava aparafusada apenas com um parafuso numa das extremidades, com força de aperto calibrada a 20 Ncm (Manual Torque Wrench, Nobel Biocare AB, Gotemburgo, Suécia).

Após a execução destas 5 radiografias, a estrutura foi desaparafusada do modelo e um dos implantes de uma extremidade removido, destruindo parcialmente o modelo acrílico com brocas de peça-de-mão, sem alterar as superfícies externas. Foi colocado um pilar de cicatrização (Healing Abutment 4mm RP, Sistema Bränemark®, Nobel Biocare AB, Gotemburgo, Suécia) sobre o implante para proteger a cabeça de contacto com a broca.

Após a remoção do implante de modelo e do pilar de cicatrização, o implante foi novamente reaparafusado (Abutment Screw RP, Sistema Branemark®, Nobel Biocare AB, Gotemburgo, Suécia) à estrutura metálica mas com a interposição entre implante e o cilindro de um espaçador/disco metálico de espessura conhecida - 200 µm. Esta é medida recorrendo a um micrómetro digital (Digimatic Caliper 500 Series, Mitutoyo Corporation, Japan). O espaçador foi posicionado até contactar o limite do hexágono externo do implante. A estrutura foi então reposicionada sobre o modelo, fixa pelos restantes 2 implantes. De seguida, o espaço de acrílico no modelo previamente destruído é novamente preenchido com acrílico auto-polimerizável (GC Pattern Resin LS, GC América Inc., Alsip, Illinois), com pequenos incrementos sucessivos.

Após a polimerização da resina acrílica e a remoção do disco metálico, o modelo acrílico foi novamente disposto para a execução de mais 5 radiografias. A estrutura metálica implanto-suportada estava aparafusada apenas com



Figura 2 - RX 3



Figura 3 - RX 9

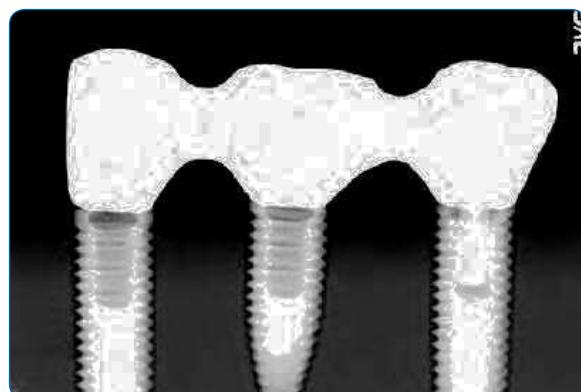


Figura 4 - RX 11

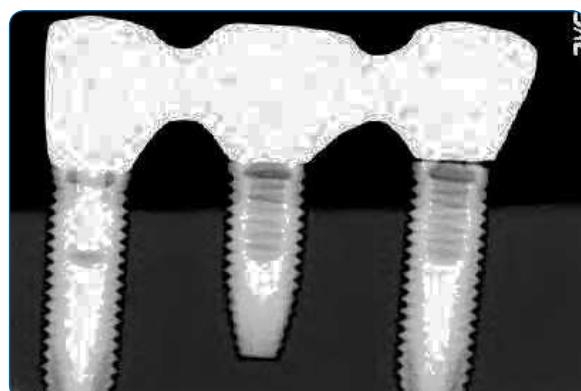


Figura 5 - RX 13

	Estrutura 0	Estrutura 200	Estrutura 330
Angulação 0º	RX 4	RX 13	RX 6
Angulação 5º	RX 7	RX 9	RX 11
Angulação 10º	RX 10	RX 12	RX 1
Angulação 15º	RX 2	RX 3	RX 8
Angulação 20º	RX 15	RX 5	RX 14

Tabela 1 - Distribuição aleatória das radiografias

um parafuso, na extremidade oposta ao implante em causa. Seguidamente, o mesmo implante foi novamente removido do modelo e reposicionado na sua posição original, aparafusado à estrutura metálica e através do mesmo método de incremento de acrílico já descrito. O objectivo foi repor o modelo nas condições iniciais, sem qualquer falha. O mesmo procedimento de introdução de erro foi repetido, com duas diferenças em relação ao anteriormente descrito: o espaçador metálico utilizado tem uma espessura de 330 µm e é interposto no implante da extremidade oposta do modelo, sendo então realizadas as mesmas 5 radiografias.

Obteve-se um conjunto final de 15 radiografias, sendo cada uma das situações descritas radiografada em 5 angulações diferentes (0º; 5º; 10º; 15º; 20º). As imagens obtidas não foram alvo de qualquer alteração, sendo guardadas em formato T.I.F.F. (Tagged Image File Format), com uma resolução de 768 x 512 dpi e catalogadas com um número aleatório entre 1 e 15 - Tabela 1 - Exemplos de imagens radiográficas obtidas - Figuras 2 a 5.

Observação e classificação das imagens radiográficas

As imagens radiográficas obtidas foram analisadas por dois grupos de observadores (n=50):

Grupo MD] 25 Médicos Dentistas; apenas foram incluídos observadores com um mínimo de 4 anos de experiência em reabilitação fixa implanto-suportada

Grupo APG] 25 Alunos Pré-graduados da F.M.D.U.L., sem qualquer experiência em reabilitação oral implanto-suportada

A análise foi feita em computador com ampliação de imagem e sem limite de tempo. As radiografias foram apresentadas sequencialmente e individualmente, não sendo permitido efectuar comparações entre imagens. A classificação a atribuir pelos observadores foi a seguinte:

- Adaptação passiva da estrutura correcta - **RESPOSTA A**
- Adaptação passiva da estrutura incorrecta - **RESPOSTA B**

Os observadores encontravam-se cegos relativamente às condições de variabilidade das radiografias ou das estruturas.

Análise estatística

Os dados foram lançados numa matriz de análise e analisados com recurso ao programa informático SPSS 16.0® para Windows® (2007; IBM, New York, Estado Unidos da América). Foi efectuada uma análise estatística descritiva para caracterização das respostas da totalidade da amostra e de ambos os grupos por intermédio de tabelas de frequência relativas e de gráficos. Foi efectuada uma análise bivariada para avaliar a diferença entre ambos os grupos em relação às variáveis independentes. Para tal, foi aplicado o teste estatístico de Chi-Quadrado (χ^2), para um valor de $p < 0,05$.

Foi efectuada uma análise epidemiológica com o objectivo de aferir a validade do teste diagnóstico de acordo com a metodologia implementada, nomeadamente, os valores preditivos positivo e negativo, a sensibilidade e a especificidade.

RESULTADOS

Os resultados obtidos mostraram não haver diferença estatisticamente significativa entre os 2 grupos de observadores, independentemente da desadaptação protética ou da angulação radiográfica. A distribuição de respostas diagnósticas correctas pelos dois grupos foi muito semelhante.

Estatística descritiva

As figuras 6 e 7 e a tabela 2 resumem a análise descritiva dos resultados obtidos.

Análise epidemiológica

Podemos verificar a partir da análise da Tabela 4, que para uma prevalência de 66% de desajustes, o teste diagnóstico implementado possui valor preditivo positivo de 68%, valor preditivo negativo de 58%, sensibilidade de 83% e especificidade de 22%, sendo que a prevalência do teste de diagnóstico foi de 55%.

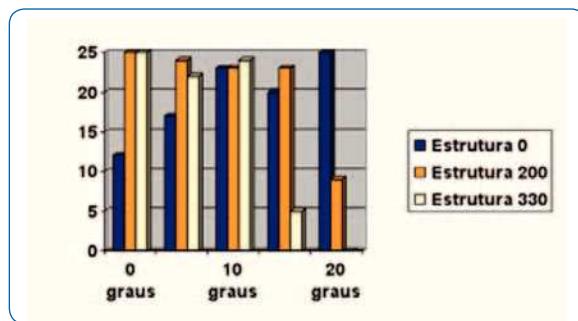


Figura 6 - Número de respostas diagnósticas correctas - Médicos-Dentistas

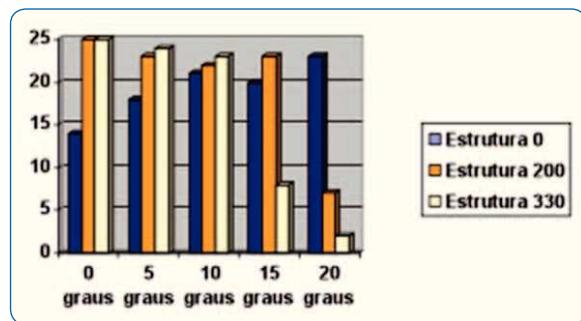


Figura 7 - Número de respostas diagnósticas correctas - Alunos Pré-Graduados

Alunos Pré-Graduados	Adaptação correcta	Adaptação incorrecta
0 – 0 graus	14 [56%]	11 [44%]
0 – 5 graus	18 [72%]	7 [28%]
0 – 10 graus	21 [84%]	4 [16%]
0 – 15 graus	20 [80%]	5 [20%]
0 – 20 graus	23 [92%]	2 [8%]
200 – 0 graus	0	25 [100%]
200 – 5 graus	2 [8%]	23 [92%]
200 – 10 graus	3 [12%]	22 [88%]
200 – 15 graus	2 [8%]	23 [92%]
200 – 20 graus	18 [72%]	7 [28%]
330 – 0 graus	0	25 [100%]
330 – 5 graus	1 [4%]	24 [96%]
330 – 10 graus	2 [8%]	23 [92%]
330 – 15 graus	17 [68%]	8 [32%]
330 – 20 graus	23 [92%]	2 [8%]

Médicos Dentistas	Adaptação correcta	Adaptação incorrecta
0 – 0 graus	12 [48%]	13 [52%]
0 – 5 graus	17 [68%]	8 [32%]
0 – 10 graus	23 [92%]	2 [8%]
0 – 15 graus	20 [80%]	5 [20%]
0 – 20 graus	25 [100%]	0
200 – 0 graus	0	25 [100%]
200 – 5 graus	1 [4%]	24 [96%]
200 – 10 graus	2 [8%]	23 [92%]
200 – 15 graus	2 [8%]	23 [92%]
200 – 20 graus	16 [36%]	9 [64%]
330 – 0 graus	0	25 [100%]
330 – 5 graus	3 [12%]	22 [88%]
330 – 10 graus	1 [4%]	24 [96%]
330 – 15 graus	20 [80%]	5 [20%]
330 – 20 graus	25 [100%]	0

Tabela 2 - Distribuição de respostas entre os 2 grupos

	Valor de p	Teste estatístico utilizado
Estrutura 0 µm; 0 graus	0.571	Chi-square
Estrutura 0 µm; 5 graus	0.758	Chi-square
Estrutura 0 µm; 10 graus	0.384	Chi-square
Estrutura 0 µm; 15 graus	1.000	Chi-square
Estrutura 0 µm; 20 graus	0.149	Chi-square
Estrutura 200 µm; 0 graus	*	*
Estrutura 200 µm; 5 graus	0.552	Chi-square
Estrutura 200 µm; 10 graus	0.637	Chi-square
Estrutura 200 µm; 15 graus	1.000	Chi-square
Estrutura 200 µm; 20 graus	0.544	Chi-square
Estrutura 330 µm; 0 graus	*	*
Estrutura 330 µm; 5 graus	0.297	Chi-square
Estrutura 330 µm; 10 graus	0.552	Chi-square
Estrutura 330 µm; 15 graus	0.333	Chi-square
Estrutura 330 µm; 20 graus	0.149	Chi-square

* Não aplicável. Resposta constante em ambos os grupos.

Tabela 3 - Análise inferencial para comparação dos resultados entre ambos os grupos

		Situação real		Total
		+	(Desajuste presente)	
Teste Radiográfico	+	419	193	612
	-	81	57	138
		500	250	750

Tabela 4 - Análise da validade do teste diagnóstico no total da amostra

DISCUSSÃO

O conceito de ajuste passivo carece de uma definição universal, aplicável a diferentes sistemas protéticos e situações clínicas. É grande o número de variáveis das várias etapas (clínicas e laboratoriais) que poderão originar o problema. O próprio diagnóstico do desajuste está sujeito a algum grau de subjectividade. A obtenção de ajuste passivo no fabrico de uma estrutura fixa implanto-suportada é considerado um requisito fundamental para o sucesso clínico a longo prazo da restauração^[1-4, 36]. O incumprimento deste objectivo pode resultar em inúmeros problemas^[37, 38].

Actualmente, parece ser impossível estabelecer um critério único de avaliação de ajuste passivo para todas as estruturas implanto-suportadas. Existe evidência que aponta para um determinado grau de tolerância do tecido ósseo ao desajuste protético de próteses implanto-suportadas^[4, 13], mas não está determinado qual o nível de desajuste que pode ser considerado como biologicamente aceitável, sob diferentes circunstâncias clínicas.

Cameron *et al.* apontam para que o factor crítico na obtenção de radiografias com valor diagnóstico seja o posicionamento perpendicular entre a ampola e o eixo do implante, colocando a película/sensor de modo menos rigoroso^[32]. Outros autores consideram que a posição intra-oral da película/sensor radiográfico será o factor mais relevante^[33].

A análise dos resultados permite-nos não rejeitar H_0 no teste das duas hipóteses em estudo. Efectivamente: 1.) a capacidade de diagnóstico de estruturas metálicas implanto-suportadas com diferentes graus de adaptação através de radiografias com angulação vertical de 0 graus segue a mesma distribuição entre o grupo de Médicos-Dentistas e o grupo de Alunos Pré-graduados; e 2.) a capacidade de diagnóstico de estruturas metálicas implanto-suportadas com diferentes graus de adaptação através de radiografias com angulação vertical diferente de 0 graus segue a mesma

distribuição entre o grupo de Médicos-Dentistas e o grupo de Alunos Pré-graduados.

Sendo a radiografia 4 a situação experimental supostamente “ideal”, sem erro de adaptação ou de angulação, seria expectável obter uma grande percentagem de respostas considerando a adaptação como correcta, mas registou-se um considerável número de falsos-positivos - 11 no grupo APG; 13 no grupo MD. Ormaechea *et al.* reportaram também no seu estudo a presença de resultados falsos-positivos^[33].

Três razões podem explicar estes resultados. A primeira prende-se com a eventualidade de os observadores se encontrarem condicionados pela natureza da pergunta colocada, o que poderá ter aumentado o seu nível de exigência e de critério mais apertado na classificação das radiografias. Poder-se-á também considerar a presença de um defeito na superfície de um dos cilindros de ouro da estrutura, passível de ser detectado nessa radiografia (Rx 4). Ormaechea *et al.* verificaram que todos os observadores detectaram falhas marginais entre pilar e implante tão diminutas como 21 μm , em radiografias padronizadas. Outro argumento a considerar é o de que a adaptação entre os implantes e a estrutura na situação de erro 0 não seria completamente isenta de erro, apesar de a estrutura ser considerada passiva de acordo com o teste de 1 parafuso^[23]. Vários estudos laboratoriais reportaram diferentes valores de desajuste entre componentes protéticos implantares manufacturados em próteses clinicamente ajustadas^[10, 12].

Uma terceira explicação poderá residir nas características intrínsecas dos exames radiográficos como teste diagnóstico em implantes. No presente ensaio, a especificidade do teste foi muito baixa (22%). Sendo este parâmetro epidemiológico entendido como a probabilidade de uma radiografia sem erro ser classificada como sem erro e deste modo representando uma estrutura correctamente adaptada, verifica-se a presença relativamente elevada de “falsos-positivos” no presente ensaio. Por outro lado, a sensibilidade elevada (83%) permite verificar que a probabilidade de uma radiografia represen-

tando uma estrutura inadaptada ser identificada como tal é também elevada, dando origem a um menor número de "falsos-negativos". Relativamente aos valores preditivos, estes cifraram-se em 68% para os positivos (significando a probabilidade de um desajuste protético ocorrer quando analisada uma radiografia de uma prótese identificada como desajustada) e 58% para os negativos (significando a probabilidade de um desajuste protético não ocorrer quando analisada uma radiografia de uma prótese identificada como correctamente ajustada). Gröndahl e Lekholm verificaram que a utilização de radiografias como teste de diagnóstico para a identificação de implantes com fracasso incipiente possuía um valor preditivo positivo de 83% para uma prevalência alta de implantes com fracasso incipiente^[39]. É possível encontrar um paralelismo entre as condições de realização desse estudo e do presente ensaio, sendo espectáveis valores preditivos positivos altos e valores preditivos negativos mais baixos devidos às prevalências altas presentes em ambos os estudos.

Nenhum médico (Grupo MD) identificou como incorrecta a radiografia da estrutura 330 a 20 graus de angulação (Rx 14) e apenas 2 alunos o fizeram. No entanto, a variação de angulação radiográfica não originou diferenças estatisticamente significativas nos resultados obtidos pelos dois grupos de observadores (Tabela 3), o que está de acordo com os resultados obtidos por outros autores^[33,35].

As radiografias intra-oraes são apenas um dos métodos de controlo disponíveis e especialmente indicado quando a junção entre implante ou pilar e prótese esteja localizada infra-gengivalmente^[15, 25]. No entanto, o clínico deve manter presente que muitas imagens radiográficas são de reduzido valor diagnóstico. Quando possível, a avaliação radiográfica deve ser complementar de outros métodos de diagnóstico.

CONCLUSÕES

De acordo com os resultados deste estudo, não se verificaram diferenças estatisticamente significativas ($p>0,005$) entre os resultados obtidos pelos dois grupos de observadores, não existindo influência da experiência do observador no correcto diagnóstico das estruturas desadaptadas.

A análise epidemiológica da validade das radiografias como teste de diagnóstico para o desajuste passivo revelou uma sensibilidade alta, uma especificidade baixa e valores preditivos mais altos comparativamente aos valores preditivos negativos, podendo este facto estar relacionado com a alta prevalência de estruturas desadaptadas na nossa amostra. Conclui-se que a utilização de radiografias como teste diagnóstico para a avaliação de estruturas protéticas implanto-suportadas desadaptadas deve sempre que possível ser efectuada complementarmente a outros métodos de diagnóstico.

BIBLIOGRAFIA

- 1 - Longoni S, Sartori M, Davide R. A simplified method to reduce prosthetic misfit for a screw-retained,implant-supported complete denture using a luting technique and laser welding. *J Prosthet Dent* 2004;91:595-598.
- 2 - Aparício C. A new method to routinely achieve passive fit of ceramometal prostheses over Bränemark osseointegrated implants: a two-year report. *Int J Periodont Rest Dent* 1994;14:405-419.
- 3 - Bränemark PI. Osseointegration and its experimental background. *J Prosthet Dent* 1983;50:399-410.
- 4 - Jemt T, Book K. Prosthetic misfit and marginal bone loss in osseointegrated implant patients. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1996;11:620-625.
- 5 - Heckmann SM, Karl M, Wichmann MG, Winter W, Graef F, Taylor TD. Cement fixation and screw retention: parameters of passive fit – an in vitro study of three-unit implant-supported fixed partial dentures. *Clin Oral Impl Res* 2004;15:466-473.
- 6 - Millington ND, Leung T. Inaccurate fit of implant superstructures. Part 1: Stresses generated on the superstructure relative to the size of fit discrepancy. *Int J Prosthodont* 1995;8: 511-516.
- 7 - The Academy of Prosthodontics. Glossary of prosthodontic terms. *J Prosthet Dent* 1987;57:517-561.
- 8 - Paterson EA. Passivity: Its meaning, significance and assessment in relation to implant prosthodontic supported prostheses. In: Naert, I. *Passive fit of implant supported superstructure. "Fiction or reality"*. Leuven: Univ. Press, 1995:18.
- 9 - Jemt T, Bäck T, Peterson A. Photogrammetry – An alternative to conventional impressions in implant dentistry? A Clinical pilot study. *Int J Prosthodont* 1999;12: 363-368.
- 10 - Hecker DM, Eckert SE, Choi Y-G. Cyclic loading of implant-supported prostheses: changes in component fit over time. *J Prosthet Dent* 2003;89:346-351.
- 11 - Guichet DL, Caputo AA, Choi H, Sorensen A. Passivity of fit and marginal opening in screw- or cement-retained implant fixed partial denture designs. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2000;15: 239-246.

12 - Ma T, Nicholls JL, Rubenstein JE. Tolerance measurement of various implant components. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1997;12: 371-375.

13 - Klineberg IJ, Murray GM. Design of superstructures for osseointegrated fixtures. *Swed Dent J* 1985;28:63-69.

14 - Kan JY, Rungcharassaeng K, Bohsali K, Goodacre CJ, Lang BR. Clinical methods for evaluating implant framework fit. *J Prosthet Dent* 1999;81:7-13.

15 - Yanase RT, Binon PP, Jemt T, Gulbransen HJ, Parel S. How do you test a cast framework fit for a full-arch fixed implant-supported prosthesis? *Current Issues Forum. Int J Oral Maxillofac Implants* 1994;9:469-474.

16 - Iglesia MA, Moreno J. A method aimed at achieving passive fit in implant prostheses: case report. *Int J Prosthodont* 2001;14:570-574.

17 - Ebrahim L, Chai J, Lautenschlager EP, Hutten MC. Changes in prosthetic screw stability because of misfit of implant-supported prostheses. *Int J Prosthodont* 2002;15:38-42.

18 - Takahashi T, Gunne J. Fit of implant frameworks: an in vitro comparison between two fabrication techniques. *J Prosthet Dent* 2003;89:256-260.

19 - Assif D, Marshak B, Schmidt A. Accuracy of implant impression techniques. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1996;11:216-222.

20 - Kallus T, Bessing C. Loose gold screws frequently occur in full-arch fixed prostheses supported by osseointegrated implants after 5 years. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1994;9:169-178.

21 - Carr AB, Gerard DA, Larsen PE. The response of bone in primates around unloaded dental implants supporting prostheses with different levels of fit. *J Prosthet Dent* 1996;76:500-509.

22 - May KB, Lang BR, Lang BE, Wang R-F. Periotest method: Implant-supported framework fit evaluation in vivo. *J Prosthet Dent* 1998;79:648-657.

23 - Jemt T. Failures and complications in 391 consecutively inserted fixed prostheses supported by Bränemark implant in the edentulous jaws: a study of treatment from the time of prostheses placement to the first annual check-up. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1991;6:270-276.

24 - Henry PJ. An alternate method for the production of accurate casts and occlusal records in the osseointegrated implant rehabilitation. *J Prosthet Dent* 1987;694-697.

25 - Morner-Svalling AC, Tronje G, Andersson LG, Welander U. Comparison of the diagnostic potential of direct digital and conventional intraoral radiography in the evaluation of peri-implant conditions. *Clin Oral Impl Res* 2003;14:714-719.

26 - Gröndahl HG. Radiographic examinations. In: Lindhe J, Karring T, Lang NP (eds). *Clinical Periodontology and Implant Dentistry*. 3rd Edition. Munksgaard Int. Pub. 1997

27 - Meijer HJA, Steen WHA, Bosman F. Standardized radiographs of the alveolar crest around implants in the mandible. *J Prosthet Dent* 1992;68:318-321.

28 - Naert I, van Steenberghe D, Worthington P. *Osseointegration in Oral Rehabilitation*. Quintessence Pub. Co., Ltd. London – 1993.

29 - Cox JF, Pharoah M. Radiographic evaluation of tissue-integrated prostheses. *J Prosthet Dent* 1986;56(3):338-342.

30 - De Smet E, Jacobs R, Gijbels F, Naert I. The accuracy and reliability of radiographic methods for the assessment of marginal bone level around oral implants. *Dentomaxillofac Radiology* 2002;31:176-181.

31 - Schulz RKW, d' Hoedt B. Mathematical analysis of projection errors in "parallelizing technique" with respect to implant geometry. *Clin Oral Impl Res* 2001;12: 364-371.

32 - Cameron SM, Joyce A, Brousseau JS, Parker MH. Radiographic verification of implant abutment seating. *J Prosthet Dent* 1998;79:298-303.

33 - Ormaechea MB, Millstein P, Hirayama H. Tube angulation effect on radiographic analysis of the implant-abutment interface. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1999;14:77-85.

34 - Sewerin IP. Errors in radiographic assessment of marginal bone height around osseointegrated implants. *Scand J Dent Res* 1990;98:428-33.

35 - Weyns W, De Boever J. Radiographic assessment of the marginal fit of cast restorations. *J Prosthet Dent* 1984;51:485-489.

36 - Renouard F, Rangert B. *Prise de décision en pratique implantaire*. Quintessence International, Paris – 2005

37 - Rangert B, Jemt T, Jörneus L. Forces and moments on Bränemark implants. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1989;4:241-247.

38 - Goodacre CJ, Kan JY, Rungcharassaeng K. Clinical complications of osseointegrated implants. *J Prosthet Dent* 1999;81:537-552.

39 - Gröndahl K, Lekholm U. The predictive value of radiographic diagnosis of implant instability. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1997;12:59-64.