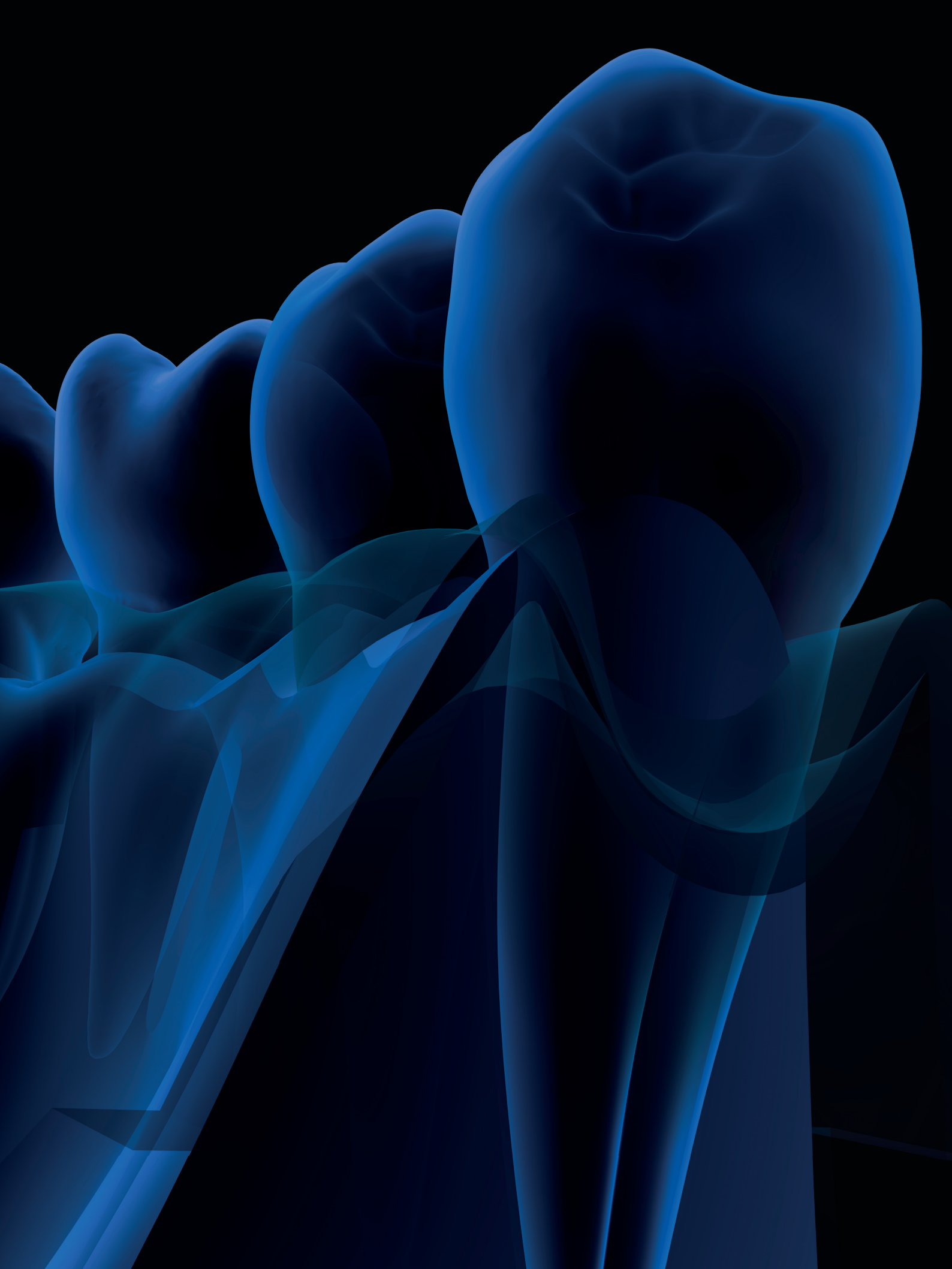




CAPÍTULO 33

PLATAFORMA PROTÉTICA E SISTEMA CAD/CAM: Retorno às origens

Rogério Gonçalves Velasco
Pedro Velasco Dias

A EVOLUÇÃO DA PLATAFORMA PROTÉTICA

É difícil estimar a quantidade de sistemas de implantes que estão disponíveis no mundo. Da mesma forma, é praticamente impossível achar um fator comum a todos eles além da utilização de ligas com alta concentração de titânio, ou mesmo de sua versão comercialmente pura como matéria-prima para implantes e pilares (isso se desconsiderarmos poucas dezenas de sistemas que adotam o óxido de zircônia no lugar do titânio).

Um profissional mais atento observará que há tratamentos de superfícies comum a muitos deles. Mas, ainda assim, encontramos uma variedade muito grande nesse ponto, com desenvolvimento de superfícies bioativas, de métodos de abrasão ou deposição patenteados, ou ainda, formas de criação de micro-retenções por processos eletroquímicos.

¹ Doutorando em Implantodontia, Mestre em Medicina - Cirurgia de Cabeça e Pescoço; Especialista em Prótese Bucomaxilofacial, Prótese Dentária e Cirurgia e Traumatologia Bucomaxilofacial. | ² Mestre em Prótese Dentária pela Universidade Camilo Castelo Branco; Especialista em Cirurgia e Traumatologia Bucomaxilofacial e Prótese Dentária.

Se buscássemos um padrão na Implantodontia osseointegrada, encontraríamos isso no antirrotacional, e esse seria, sem sombra de dúvida, o hexágono externo de plataforma 4,1 mm. Carinhosamente, os especialistas da área o nomearam “HE Padrão Brånemark”, já que suas especificações (plataforma de 4,1 mm com largura do hexágono de 2,7 mm, altura de 0,7 mm e parafuso de rosca 2 mm) foram publicadas a partir do final da década de 1960, chegou ao mercado em 1977, e hoje é replicado em centenas de sistemas de implantes mundo afora.

Junto com a Implantodontia, por essa mesma época surgiu também um postulado que afirma que é esperada uma reabsorção em nível cervical dos implantes nos primeiros anos de sua função, derivada de fatores mecânicos envolvidos na reabilitação protética. Tal perda óssea, rasa e com formato que lembra um pires, é chamada de saucerização, e por motivos pouco discutidos na época, se estabilizaria permitindo reabilitações longevas (BRÅNEMARK, HANSSON, ADELL & BREINE, 1977).

Aos poucos, com a compreensão dos fatores biológicos e sua relação com a mecânica protética, foi possível identificar que a plataforma de adaptação dos pilares cria um gap (fissura, brecha, espaço), permitindo sua colonização por microrganismos, e que é a presença desses microrganismos, mais que o efeito mecânico, a é responsável pela saucerização (MYSHIN & WIENS, 2005).

Curiosamente, esse efeito bacteriano acontece independente do tipo do antirrotacional. Implantes com plataforma tipo hexágono interno ou externo, cone-morse ou qualquer variação ou associação entre sistemas sempre terão espaços que provocarão uma área inflamatória em nível cervical em maior ou menor grau. Está também rela-

cionado o tamanho desse espaço com o torque com o qual cada componente é fixado sobre o implante. As fixações com baixo torque tendem a ter maiores espaços (GROSS, ABRAMOVICH & WEISS, 1999; BINON & MCHUGH, 1996; STEINBRUNNER et al., 2005).

A estabilização do conjunto ocorrerá quando o gap estiver de tal forma distante da crista óssea que permita ao organismo controlar a proliferação de bactérias presentes na fissura por meio da formação de um colar de tecido inflamatório protetor (BINON & MCHUGH, 1996).

Então, a solução estaria em afastar essa união implante-pilar o máximo possível do osso. Desde então, encontramos desenvolvimentos de implantes com pescoço polido que devem ser posicionados a poucos milímetros da crista óssea (implantes de estágio único, no qual a plataforma protética fica em nível gengival, sem gap próximo da crista), até modelos que adotaram outros sistemas antirrotacionais e plataformas protéticas que poderiam minimizar essa perda. Mas o fato é que pouco importa o tipo do antirrotacional, mas sim a relação da plataforma protética com a crista óssea.

E, para minimizar os efeitos dessa falha de adaptação (inerente à união de duas estruturas, como se faz na Implantodontia), começaram a aparecer implantes com um “estrangulamento” na região cervical, que levaram o nome de platform switch (em uma tradução livre, seria algo como “plataforma trocada”, pois as imagens radiográficas dos elementos protéticos sugerem que o pilar não é compatível com o diâmetro do implante) (CANULLO & RASPERINI, 2007). Esse estrangulamento faz que a fissura se posicione mais distante da crista óssea, protegendo-a.

O PROCESSO CAD/CAM

A grande revolução na criação de próteses está acontecendo hoje, com processos digitais sendo amplamente divulgados, mas ainda pouco adotados no dia-a-dia do consultório. A técnica envolvida sugere sempre um processo muito caro, ainda restrito a poucos laboratórios (somente aqueles com capacidade de aquisição de equipamentos específicos) e que reflete em um valor muito alto por unidade de produção, mostrando profissionais que se sentem ainda receosos de contemplar esse método de trabalho.

O processo não é novidade alguma, já que foi desenvolvido na década de 1960, e surgiu na Odontologia no final da década de 1990. É composto de quatro fases distintas:

- Captação da informação (na prótese, seria o escaneamento do modelo, da moldagem ou do elemento dentário/implante dental).
- Desenho do trabalho por meio de softwares CAD (computer-aided design ou desenho auxiliado por computadores).
- Desenvolvimentos de estratégias de processamento CAM (computer-aided manufacturing ou manufatura auxiliada por computadores).
- Processamento da estrutura (por usinagem, estereolitografia, sinterização a laser etc.).

Por se basear em recursos de processamento digital, há menor contato do técnico de prótese dentária com a estrutura, e isso faz que haja maior uniformidade no resultado final. Isso faz que a prótese deixe de ser artesanal e passe por um processo produtivo padronizado, e, à maneira do que acontece na indústria, o custo de produção por unidade diminui, e não aumenta, como se supõe (ÖRTORP, JEMT, BÄCK & JÄLEVIK, 2003).

Além da redução de custos, a qualidade tende a ser melhor quando comparado com os métodos convencionais. No caso de estruturas metálicas, em vez de utilizar técnicas de fundição da cera perdida, as peças são fresadas diretamente de um bloco maciço de liga metálica (Fig. 10), ou soldados com um pó da liga metálica em um ambiente rico em argônio, que não oxida as partículas. Sem risco de queima da liga, sem necessidade de jateamento da estrutura e com um grau de precisão muito grande.

Na Odontologia estética, o metal pode ser substituído por estruturas de óxido de zircônia, estético e resistente até para elementos posteriores. Além da enorme vantagem da possibilidade de caracterização do material por meio de escalas de cores variadas.

Há uma semelhança muito grande entre o processo de torneamento CNC (Computer Numeric Control ou controle numérico computadorizado), aplicado na indústria, que busca a produção em escalas de peças microprecisas idênticas, com os sistemas de usinagem utilizados na Odontologia para produção de peças individualizadas. Então, pode-se reproduzir a qualidade de adaptação de pilares protéticos padronizados para pilares personalizados, sejam eles de metal ou óxido de zircônia.

Em uma comparação entre plataformas de pilares padronizados com pilares personalizados de zircônia e liga de cobalto-cromo, encontramos a formação de uma fresta entre implante e pilar no intervalo de 40 a 100 μm (micrômetros, ou 0,04-0,1 milímetro), como apresentado nas figuras 1 a 4, por meio de uma análise de microscopia ótica, com aproximação de 200x. Esses resultados, compatíveis com achados na literatura, não apresentam diferenças significativas entre

o pilar padrão e o individualizado gerado por sistema CAD/CAM, nem mesmo entre os diversos materiais avaliados (KANO, BINON & CURTIS, 2007; KEITH, MILLER, WOODY & HIGGINBOTTOM, 1999).

Já se compararmos esses pilares processados digitalmente com pilares desenvolvidos ainda de forma artesanal, com utilização de bases calcináveis e processos de fundição convencionais, os benefícios do CAD/CAM tornam-se ainda mais visíveis (KANO, BINON, BONFANTE & CURTIS, 2006).

É possível, por meio de sistemas de eletroerosão, tornar os pilares produzidos manualmente mais bem adaptados, mas é um processo ainda demorado, e que pode encarecer o custo laboratorial, além de necessitar de prazos produtivos maiores. Mas não deixa de ser interessante, já que pode ser realizado mesmo depois da aplicação de cerâmicas, podendo, portanto, ser um coadjuvante até a processos CAD/CAM(EISENMANN, MOKABBERI, WALTER & FREESMEYER, 2004).

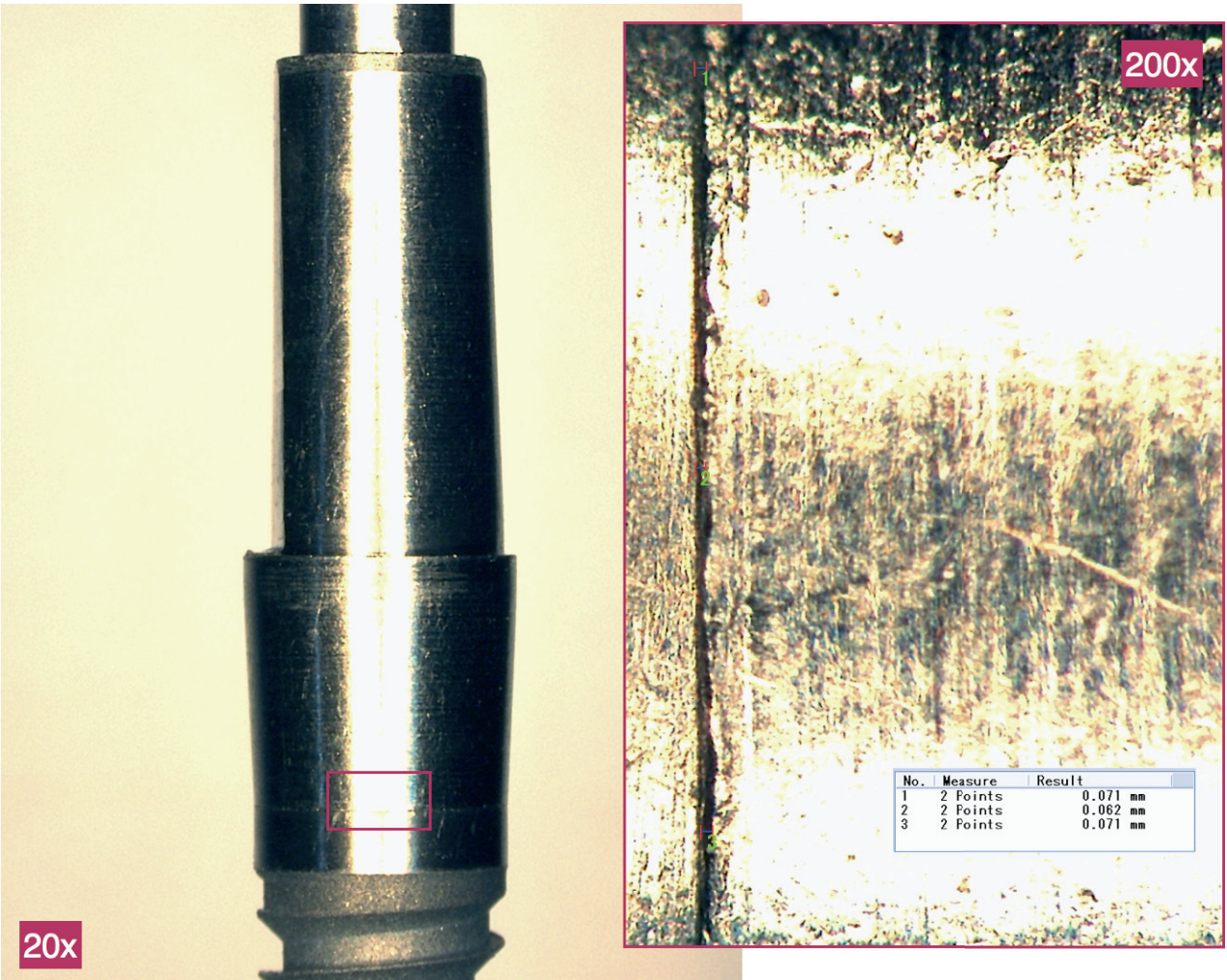


FIG. 33.1 – Em uma plataforma hexágono externo 4,1, com pilar standard pré-fabricado, a medida média do gap ficou em 90 µm (Linha Conus, Sistema INP, São Paulo, SP).

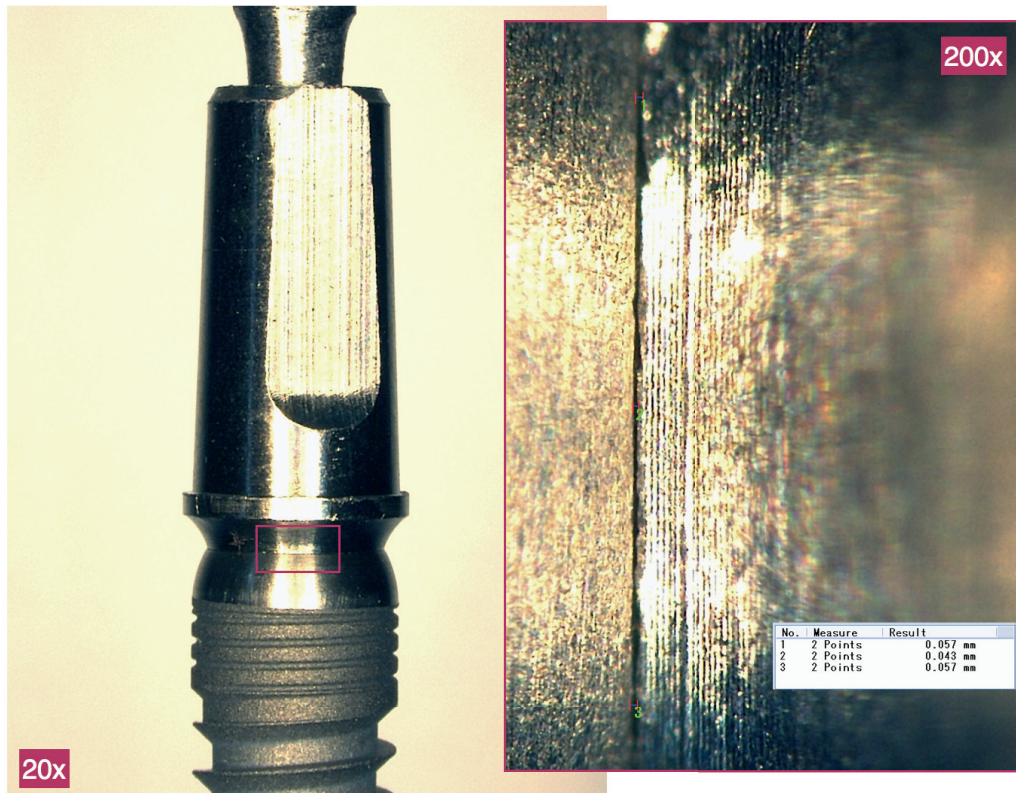


FIG. 33.2 – No implante com plataforma de 3,5 mm em hexágono interno e estrangulamento cervical, com pilar standard pré-fabricado, a medida média da fissura ficou em 50 μm (Linha Summalis, Sistema INP, São Paulo, SP).

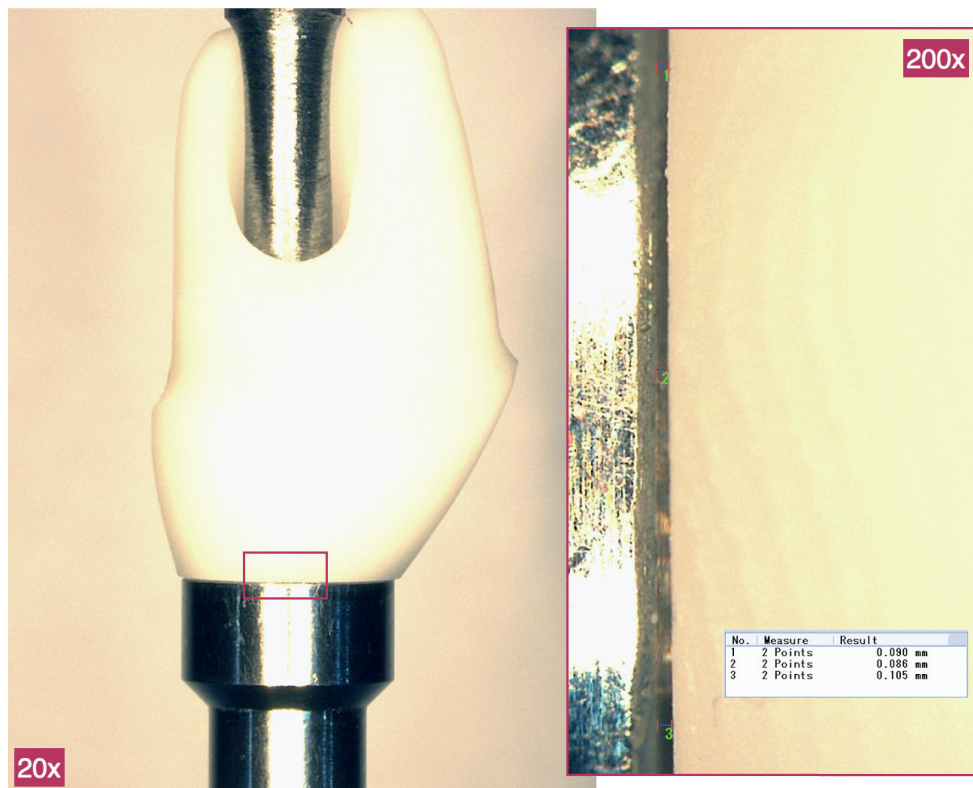


FIG. 33.3 – Sobre uma réplica de plataforma 4,3 em tricanaleta interna, um pilar de óxido de zircônia apresentou espaço de 95 μm em média (Análogo Nobel Biocare, plataforma 4,3 Replace, pilar desenvolvido pelo CUBO, São Paulo, SP).

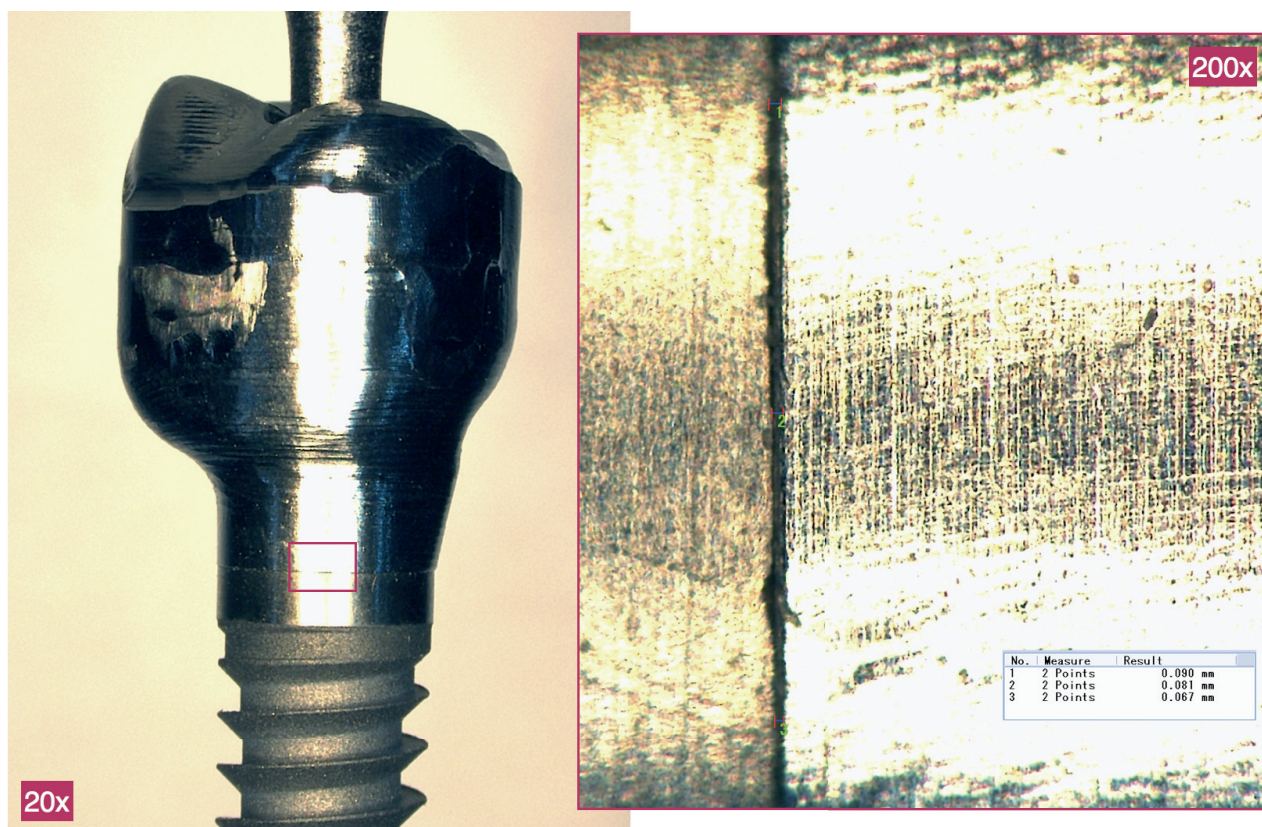


FIG. 33.4 – Em uma plataforma hexágono externo 4,1, a avaliação do gap formado entre um coping individualizado de liga de cobalto-cromo gerado por sistema CAD/CAM mostrou um espaçamento médio de 85 μ m (Implante Linha Conus, Sistema INP, São Paulo, SP, coping desenvolvido pelo CUBO, São Paulo, SP).

ANTIRROTACIONAIS X CAD/CAM

Com a evolução dos diversos formatos de sistemas antirrotacionais, uma usinagem mais precisa passou a ser essencial. Vimos que o gap está diretamente relacionado com a qualidade de adaptação entre pilar e implante. Deste modo, foram desenvolvidos antirrotacionais cada vez mais complexos para otimizar essa relação. Mas a usinagem individual de pilares enfrenta problemas relacionados com o custo de fabricação, que deve se manter próximo dos valores de produção dos pilares padronizados para que sua aceitação e aplicabilidade sejam mais eficientes. Com uma grande complexidade de interface, a produção encarece.

Além disso, ficamos restritos ao material com que será processado o componente protético. Quando se utilizam metais, espessuras de até 0,3 mm são possíveis de obter e oferecem resistência adequada a forças mastigatórias transferidas diretamente aos pilares. Em se tratando de óxido de zircônia, menos de 0,5 mm representa um risco muito grande de fraturas, daí a limitação de se confeccionar pilares para implantes de antirrotacionais internos somente com esse material. Para diminuir esse risco, foram

desenvolvidos sistemas de interfaces que deixam as áreas mais delicadas de metal e as zonas mais espessas de zircônia, ainda assim conferindo características estéticas aos pilares (Fig. 33.5).

Ao contrário do que podemos pensar, a utilização de uma interface entre pilar e implante não aumenta o risco de reabsorções ósseas, já que o gap presente será somente entre implante e pilar. A interface fica completamente escondida na porção interna do conjunto. Nesse caso, o parafuso irá exercer seu torque de fixação sobre o componente de zircônia, pressionando a interface contra o implante até que a área de contato do pilar toque a plataforma do implante, criando uma espécie de sanduíche (Fig. 33.6).

Ainda que seja um sistema bem estabelecido, por meio do Sistema Procera já há mais de dez anos no mercado, sendo pioneiro em processos CAD/CAM em Implantodontia, ainda há limitações nesse tipo de união, pois os parafusos são mais longos, podendo sofrer maiores tensões. Há um micromovimento de até 1 grau previsto nessas peças, e ainda aumenta o risco de fraturas, além da necessidade de uma área de trabalho maior, capaz de abrigar parafusos nessas dimensões (GARINE, FUNKENBUSCH, ER-COLI, WODENSHECK & MURPHY, 2007).

Por esses motivos, não hesitamos em afirmar que o sistema antirrotacional mais amigável para se trabalhar com CAD/CAM é o Hexágono Externo plataforma 4,1mm, padrão Branemark, já que este não exige uma interface, tem dimensões adequadas nas pareces dos pilares tanto para pilares personalizados de metal como de óxido de zircônia e é de fácil usinagem. Pode parecer, à primeira vista, uma regressão, uma involução da Implantodontia (pelo motivos colocados no início deste texto), mas não devemos encarar desse modo.

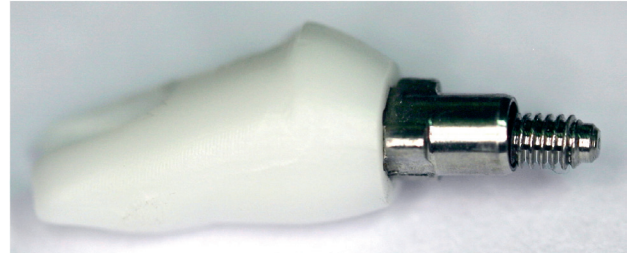


FIG. 33.5 – Pilar protético desenvolvido por meio de CAD/CAM, de zircônia, com interface de adaptação encaixada em sua base. Esse encaixe é possível por meio de uma fresagem com efeito de pinça, como pode ser visto na figura 7 (pilar e interface desenvolvidos pelo CUBO, São Paulo, SP).

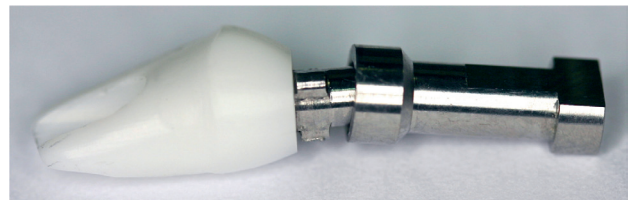


FIG. 33.6 – Pilar individualizado de zircônia sendo adaptado sobre análogo de antirrotacional interno, sendo necessário uma interface para conferir resistência à estrutura. Apesar da presença da interface, só existe um gap no sistema implante-pilar (Análogo Nobel Biocare, plataforma 4,3 Replace, pilar e interface desenvolvidos pelo CUBO, São Paulo, SP).

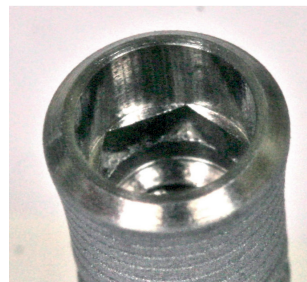


FIG. 33.7 – Implantes de antirrotacional interno (cone Morse e hexágono interno indexado) sendo convertidos para hexágono externo por meio de interface para pilares individualizados. A linha de adaptação do pilar fica exposta, para permitir um único gap (Implante linha Capsa, Sistema INP, São Paulo, SP, com com interface hexagonal CUBO, São Paulo, SP).

Ao adotar um padrão de plataformas, o processo de fabricação fica dinâmico, mais rápido e com custos menores, fazendo que a própria tecnologia seja facilmente absorvida. Ao eliminar a necessidade de um intermediário (interface), os pilares personalizados se aproximam, em custo, dos pilares padronizados. E é inquestionável a vantagem de utilizá-los. Ainda temos limitações que são inerentes ao sistema de fresagem, que acontece com brocas cilíndricas e que não permite cantos vivos (Fig. 33.8), mas mecanicamente os pilares personalizados apresentam poucas diferenças quando comparados com pilares pré-fabricados (GARINE, FUNKENBUSCH, ERCOLI, WODENSHECK & MURPHY, 2007).



FIG. 33.8 – Há uma limitação no desenho dos antirrotacionais internos aos pilares personalizados, pois o sistema de usinagem utiliza brocas cilíndricas com pontas arredondadas, daí o motivo dos antirrotacionais terem um alívio circular em seus vértices. Nos sistemas de usinagem por tornos CNC, são utilizadas ferramentas em bisel, não brocas, para manter os vértices com canto vivo

A redução de valores finais vai acontecer pela possibilidade de se confeccionar pilares ou estruturas com ligas metálicas prontas para receber materiais cerâmicos, eliminando, portanto, a neces-

sidade de copings. Com a grande vantagem de se obter um componente cuja adaptação é tão boa ou superior aos pilares padronizados, como vimos anteriormente.

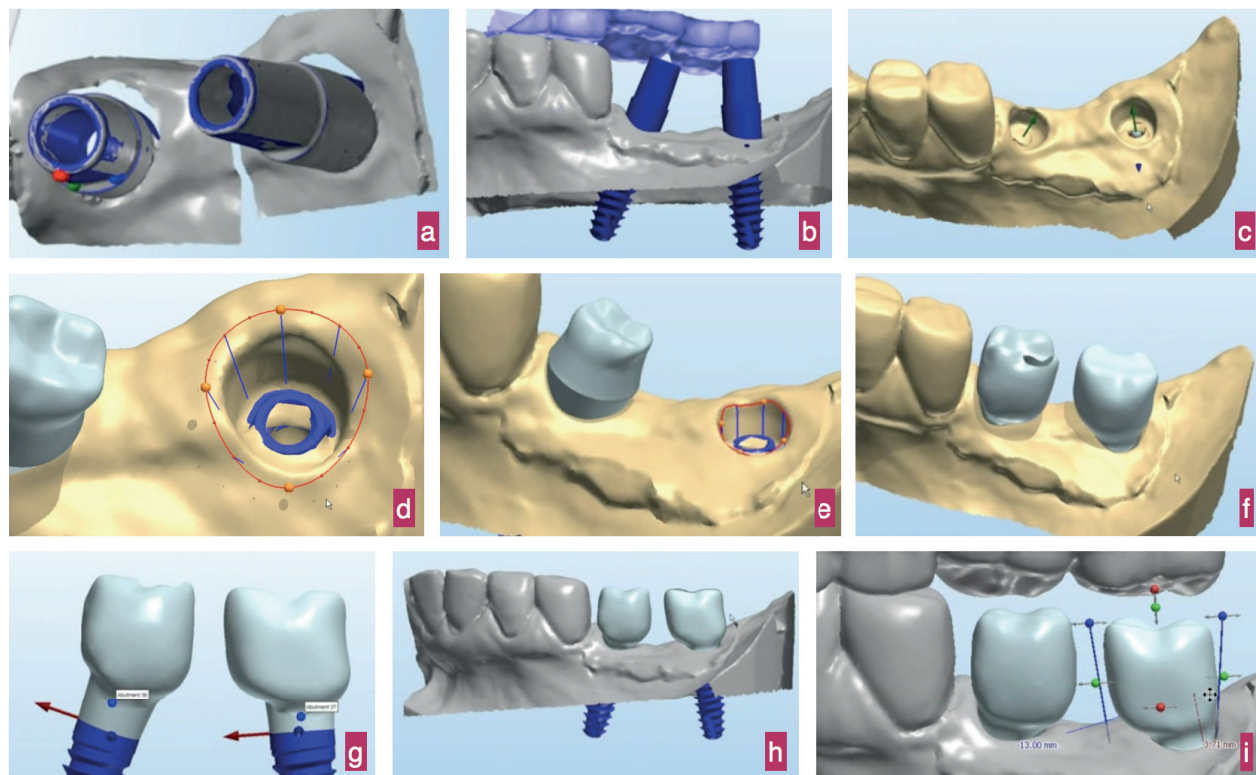


FIG. 33.9 – Estrutura desenvolvida por meio de software CAD específico para criação de próteses sobre implantes: (a) modelo escaneado com colocação dos pilares virtuais no local dos pilares de escaneamento, (b) posição dos implantes em relação às estruturas adjacentes, (c) determinação do eixo de inserção de cada um dos copings que serão desenvolvidos, (d) determinação do perfil de emergência do coping personalizado, (e) pré-escultura do coping, (f) correção da anatomia (g) copings personalizados finalizados, indicando eixo da plataforma protética, (h) pilares e implantes em posição e (i) relação dos copings com antagonista.

Fica claro que a tecnologia CAD/CAM vai provocar uma mudança de paradigmas na prótese dentária e sobre implantes, e essa mudança só trará benefícios ao nosso paciente. É um assunto ainda pouco

abordado e que está ainda em fase inicial de desenvolvimento na Odontologia, mas já é suficiente para não nos perguntarmos se, mas quando vamos utilizar essa tecnologia como parte de nossa rotina.



FIG. 33.11 – Uma vez removidos do bloco de metal, os copings são recortados, uniformizados e tratados para aplicação de cerâmica. Aqui encontram-se sobre os análogos laboratoriais.



FIG. 33.10 – Bloco em liga de cobalto-cromo com coping usinado fixado. Não há, em nenhum momento, o risco de comprometer as propriedades da liga metálica como acontece em fundições, preservando todas as propriedades dos materiais.



FIG. 33.12 – Prova dos copings em boca, para conferir seu posicionamento e relação com as estruturas bucais adjacentes e antagonistas.

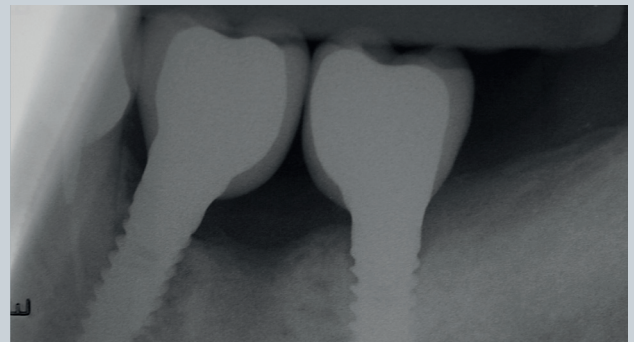


FIG. 33.13 – Radiografia periapical, aferindo a adaptação clínica dos copings sobre os implantes.



FIG. 33.14 – Elementos metalocerâmicos finalizados sobre os implantes, com restauração do nicho do parafuso de fixação com resina composta opaca.

REFERÊNCIAS

1. Brånemark PI, Hansson BO, Adell R, Breine U, Lindström J, Hallén O, et al. Osseointegrated implants in the treatment of the edentulous jaw. Experience from a 10-year period. *Scand J Plast Reconstr Surg Suppl* 1977;16:1-132.
2. Myshin HL, Wiens JP. Factors affecting soft tissue around dental implants: A review of the literature. *J Prosthet Dent* 2005;94:440-4
3. Gross M, Abramovich I, Weiss EI. Microleakage at the Abutment-Implant Interface of Osseointegrated Implants: A Comparative Study. *INT J ORAL MAXILLOFAC IMPLANTS* 1999;14:94-100
4. Binon PP, McHugh MJ. The effect of eliminating implant/abutment rotational misfit on screw joint stability. *Int J Prosthodont* 1996; 9:511-519.
5. Steinbrunner L et al. In Vitro Evaluation of Bacterial Leakage along the Implant-abutment interface of different Implant Systems. *INT J ORAL MAXILLOFAC IMPLANTS* 2005;20:875-881
6. Canullo L, Rasperini G. Preservation of Peri-implant Soft and Hard Tissues Using Platform Switching of Implants Placed in Immediate Extraction Sockets: A Proof-of-Concept Study with 12- to 36-month Follow-up. *INT J ORAL MAXILLOFAC IMPLANTS* 2007;22:995-1000
7. Örtorp A, Jemt T, Bäck T, Jälevik T. Comparisons of Precision of Fit Between Cast and CNC-Milled Titanium Implant Frameworks for the Edentulous Mandible. *Int J Prosthodont* 2003;16:194-200.
8. Kano SC, Binon PP, Curtis DA. A Classification System to Measure the Implant-Abutment Microgap. *INT J ORAL MAXILLOFAC IMPLANTS* 2007;22:879-885
9. Keith SE, Miller BH, Woody RD, Higginbottom FL. Marginal Discrepancy of Screw-Retained and Cemented Metal-Ceramic Crowns on Implant Abutments. *INT J ORAL MAXILLOFAC IMPLANTS* 1999;14:369-378
10. Kano SC, Binon PP, Bonfante G, Curtis DA. Effect of casting procedures on screw loosening in UCLA-type abutments. *J Prosthodont* 2006;15:77-81.
11. Eisenmann E, Mokabberi A, Walter MH, Freesmeyer WB. Improving the Fit of Implant Supported Superstructures Using the Spark Erosion Technique. *INT J ORAL MAXILLOFAC IMPLANTS* 2004; 19:810-818
12. Garine WN, Funkenbusch PD, Ercoli C, Wodenscheck J, Murphy WC. Measurement of the Rotational Misfit and Implant-Abutment Gap of All-Ceramic Abutments. *INT J ORAL MAXILLOFAC IMPLANTS* 2007;22:928-938

