

Inovações tecnológicas em reabilitação oral protética

Technological innovations in prosthetic oral rehabilitation

Katia Emiko HATTORI¹

Juliana MAROTTI²

Carlos GIL²

Tomie Toyota de CAMPOS²

Matsuyoshi MORI²

RESUMO

Na reabilitação oral protética, as técnicas e materiais são adaptações que vieram da engenharia, física e química e se adequaram muito bem na Odontologia, tornando os trabalhos protéticos cada vez mais estéticos, funcionais e resistentes. Essa interação entre as áreas é essencial para o aperfeiçoamento técnico e científico, em busca de alternativas mais precisas e eficientes. As áreas mais promissoras, atualmente, abordadas neste trabalho, são as porcelanas, a prototipagem, o laser e a bioengenharia. As pesquisas e interações com outras áreas estão muito avançadas e sugerem que os estudos continuarão até o desenvolvimento da terceira dentição permanente, contando com o desenvolvimento da bioengenharia. O objetivo deste trabalho é fazer uma revisão a respeito das novas tecnologias aplicadas em prótese dentária a fim de que o cirurgião-dentista tenha acesso às novidades e, baseado em pesquisas, possa oferecer ou indicar o melhor, mais moderno e o tratamento mais adequado ao seu paciente.

Termos de indexação: Bioengenharia. Implante dentário. Lasers. Projeto auxiliado por computador. Prótese dentária. Reabilitação bucal.

ABSTRACT

In oral prosthetic rehabilitation, the majority of techniques and materials are adaptations from engineering, physics and chemistry. They have adjusted very well in Dentistry, making the prosthetic work more aesthetic, functional and strong. This interaction between the areas is essential for the technical and scientific improvement and for the search for more accurate and effective alternatives. Currently, the most promising areas, which will be reviewed in this work, are the porcelains, prototyping, laser and bioengineering. Research and interactions with other areas are very advanced and suggest that the studies will continue until the development of the third permanent dentition, counting on the development of bioengineering. The aim of this work is to undertake a literature review on the new technologies applied in prosthodontics so that the dentist is given access to new features and, based in research, can offer or the best, more modern and more appropriate treatment to the patient.

Indexing terms: Bioengineering. Dental implantation. Lasers. Computer-aided design. Dental prosthesis. Mouth rehabilitation.

INTRODUÇÃO

Com a facilidade de acesso às informações, bem como às novidades em Odontologia, os anseios dos pacientes são automaticamente transferidos para o consultório odontológico. Os pacientes exigem tratamentos eficientes, porém rápidos, com comodidade. Cabe ao protesista reestabelecer a função oral dos pacientes, melhorando a saúde, o conforto e a estética¹, mas para cumprir tais exigências, só é possível com o amparo tecnológico de outros ramos da ciência que não somente a Odontologia.

Essa interação entre as áreas é essencial para o aperfeiçoamento técnico e científico, em busca de alternativas mais precisas e eficientes. Neste trabalho serão abordados: as cerâmicas, apresentando novos materiais, mais resistentes e estéticos; a prototipagem, que por meio de diversos equipamentos fornece o biomodelo; o laser, com finalidades cirúrgicas e terapêuticas, tecnologia relativamente nova, que está cada dia mais difundido nos laboratórios de prótese e nas clínicas dos cirurgiões-dentista nas diversas especialidades. Finalmente, a bioengenharia, desenvolvendo pesquisas com células-tronco, e nanotecnologia (também conhecida como nanotecnologia molecular ou engenharia molecular) cujo futuro parece ser muito promissor.

¹ Universidade de São Paulo, Faculdade de Odontologia. São Paulo, SP, Brasil.

² Universidade de São Paulo, Faculdade de Odontologia, Departamento de Prótese Dentária. Av. Professor Lineu Prestes, 2227, Cidade Universitária, 05508-000, São Paulo, SP, Brasil. Correspondência para / Correspondence to: J MAROTTI. E-mail: <marotti@usp.br>.

Porcelana

O recente desenvolvimento de materiais cerâmicos refinados e mais resistentes conduziu ao uso mais amplo do sistema totalmente cerâmico reforçado por óxido de alumínio e zircônia. Atualmente, materiais totalmente cerâmicos são utilizados somente em restaurações individuais, embora possam ser usados em pequenos espaços com pântico suspenso ou próteses parciais fixas de três elementos². A indicação do dentista é essencial, porém a decisão final é sempre do paciente, consciente sobre as vantagens e desvantagens de cada material.

A tecnologia Computer Aided Design / Computer Aided Manufacture (CAD-CAM), em Odontologia, é utilizada principalmente na produção de restaurações de próteses fixas. Várias empresas têm desenvolvido sistemas CAD-CAM de alta tecnologia como Procera e CEREC®, que se baseiam em três componentes fundamentais: sistema de leitura da preparação dentária (scanning), software de desenho da restauração protética (CAD) e sistema de fresagem da estrutura protética (CAM ou milling)³.

O sistema CEREC® efetua uma leitura óptica sem contato com o preparo protético. A imagem tridimensional gerada é então transferida para um computador, no qual o programa CAD do sistema permite realizar o desenho da estrutura. A linha de acabamento é detectada automaticamente, podendo ser modificada também de forma manual, e é posteriormente executada na máquina de fresagem do mesmo sistema (CAM). Esta unidade apresenta duas brocas diamantadas que cortam a estrutura em quatro eixos de trabalho e com uma reprodutibilidade de corte de aproximadamente 30µm⁴.

O sistema CEREC® permite a produção de coifas, incrustações, coroas parciais, facetas e coroas totais, para regiões anteriores e posteriores, em uma única sessão. Na realidade, esse é o único sistema que apresenta uma versão para utilização na clínica (CEREC Chairside®), o que o torna muito prático e menos dependente do trabalho no laboratório. O CEREC 3D®, o CEREC Chairside® e os blocos de cerâmica Triluxe® (substituto dos blocos monocromáticos), são equipamentos atuais que visam compensar defeitos apresentados pelos modelos anteriores e permitir a construção de restaurações mais estéticas em cerâmica⁴. Todavia, esta tecnologia do sistema CEREC® ainda não possui uma precisão suficiente que permita a sua aprovação para construir próteses fixas de vários elementos³.

Já no sistema Procera/AllCeram® a imagem digitalizada (3D CAD) é enviada para uma central de processamento Procera® (Suécia, Karlskoga e Estocolmo;

EUA - Nova Jérsei). Nestas centrais, são efetuadas réplicas do modelo de gesso maiores, de modo a compensar a contração da cerâmica quando da sua sinterização. Apesar da elevada dificuldade técnica deste último procedimento, o sistema Procera® apresenta desajuste marginal com espaçamento entre 54 e 64µm, está dentro dos parâmetros clinicamente aceitáveis. As coifas serão produzidas em alumina de alta pureza (0,4mm de espessura nos casos que exijam uma estética apurada e 0,6mm no restante) ou em zircônia (0,7mm quando necessária uma maior resistência do material). Em 48 horas, a coifa estará de volta ao laboratório para se proceder à colocação da cerâmica⁴. Existem ainda produtos como o OvaScan SML que possuem articulador virtual permitindo a análise oclusal do paciente no próprio programa, o que agiliza o processo. Além de o produto final poder ser processado em vários materiais, como em cera, pelo WaxMilling ou em zircônia pelo Perfactory™⁵.

Recentemente, foi produzida no Brasil a porcelana de ossos, conhecida pelo alto grau de alvura, leveza, translucidez e resistência mecânica. A porcelana de ossos é fabricada desde o início do século XIX na Inglaterra, Estados Unidos e China. O diferencial é que a porcelana brasileira é feita com matérias-primas nacionais, abundantes e renováveis: cinzas de ossos bovinos, caulim (tipo de argila) e feldspato (rocha dotada de propriedade de fusão). Por conta de suas características, a porcelana de ossos possui grande apelo estético e potencial para aplicações em bioimplantes odontológicos e ósseos, já que a principal matéria prima tem como fase cristalina a hidroxiapatita, que possui excelente compatibilidade com o organismo humano. Na porcelana de ossos, os cristais são muito pequenos quando comparados à porcelana dura (tradicional). Essa característica ajuda a explicar o fato de a porcelana de ossos serem bem mais resistente que a dura, com uma resistência ao lascamento chegando a ser quatro vezes superior, e com os módulos de resistência à ruptura e ao impacto chegando a ser duas vezes maior que os da porcelana dura⁶. Mas ainda há necessidade de testes para ser aplicado na Odontologia.

A nanotecnologia, por sua vez, traz novas perspectivas nas aplicações de biomateriais como a biocerâmica, que é geralmente usada para reabilitação ou substituição de tecidos ósseos. Esse uso depende de como a estabilidade da interface com o tecido adjacente pode ser obtida e como o acompanhamento mecânico pode satisfatoriamente devolver o tecido perdido⁷. Essa tecnologia pode ser usada também em restaurações

diretas, combinando as vantagens estéticas das resinas microparticuladas⁸, tais como o excelente polimento e brilho, e as propriedades mecânicas das resinas micro-híbridas⁹; ampliando assim o leque de aplicações dessa resina, que pode ser utilizada tanto em dentes posteriores como anteriores.

Os materiais bioativos provocam uma resposta biológica específica na interface, cujo resultado é a formação de um adesivo biológico entre o material e o tecido adjacente. São exemplos de materiais bioativos: Calcium Phosphate Ceramics (CPC), vidros bioativos (bioactive glasses), cerâmica-vítrea bioativa (bioactive glass-ceramics) e Agregado Trióxido Mineral (MTA). O principal material da família do CPC é a hidroxiapatita. A hidroxiapatita é o mineral constituinte do osso e quando queimado como a cerâmica é chamada hidroxiapatita (HA). A reação inicial para seu uso como um material para implante é que ele forma união direta com o osso sadio. Além disso, o HA causa uma melhora substancial no estágio inicial da adesão interfacial no desenvolvimento do implante⁷.

Biomateriais nanofásicos são materiais promissores para várias bioaplicações, porque os tecidos humanos são compostos de tecidos nanométricos (ex. proteínas, substâncias inorgânicas). O osso natural é composto de HA nanoestruturada e fibras colágenas que continuamente fornecem uma superfície na matriz extracelular para osteoblastos com um alto grau de aspereza nanométrica. Crescimento, proliferação, adesão, diferenciação e viabilidade de osteoblastos são pré-requisitos cruciais para a satisfatória qualidade óssea¹⁰.

Huang et al.¹¹, *in-vitro*, formulou nanopartículas de hidroxiapatita e as incorporou em uma matriz PHEMA/PCL (Poli-2-Hidroxietilmetacrilato/polycaprolactone), imitando o osso natural, para produzir nanocompósitos densos e porosos. Esse estudo mostrou que o nanocompósito é bioativo e suporta o crescimento e proliferação de camada de osteoblastos. Os osteoblastos desenvolveram uma proteína citoesquelética bem organizada na superfície do nanocompósito. Os resultados demonstram potencial aplicação para aplicações em reparos ósseos.

Prototipagem

A prototipagem é um processo de obtenção de modelos por meio da integração de diversas tecnologias, como obtenção de imagens diagnósticas, sistemas de tratamento de imagens, sistemas CAD e a prototipagem rápida¹².

Com o uso das modernas tecnologias de prototipagem rápida, podem-se construir protótipos a partir de um modelo gerado no computador em um programa CAD. Os biomodelos de RP são protótipos biomédicos obtidos a partir de imagens de tomografia computadorizada, ressonância magnética e ultrassonografia, podendo ser utilizados com objetivos didáticos, na fabricação de implantes protéticos personalizados, no diagnóstico precoce e tratamento de deformidades faciais facilitando, também, a comunicação profissional/paciente¹³.

Na área de saúde, a capacidade de duplicar a morfologia das estruturas anatômicas tem demonstrado uma série de aplicações, principalmente na cirurgia buco-maxilo-facial, onde o planejamento e execução são extremamente complexos devido à variabilidade anatômica. Os protótipos podem ser usados para visualização tridimensional, planejamento cirúrgico, simulação cirúrgica, implantodontia, confecção de próteses da articulação têmporo-mandibular, cirurgia ortognática, comunicação com o paciente, redução do tempo cirúrgico e, conseqüentemente, diminuição dos riscos e custos associados à intervenção¹⁴.

Sarment et al.¹⁵ compararam a colocação de implantes com guias cirúrgicos convencionais e com guias cirúrgicos produzidas a partir de esteriolitografia. No lado direito (lado controle), utilizou-se o guia cirúrgico convencional e no esquerdo uma guia prototipada (lado teste). A instalação do implante foi melhorada usando uma guia cirúrgica feita a partir da esteriolitografia.

O crescente interesse por cirurgia sem retalho em conjunto com carga imediata de pacientes edêntulos tem levado ao desenvolvimento de softwares que permitam planejamento do tratamento, fabricação de uma fêrula cirúrgica e a produção de próteses que possam ser instaladas imediatamente após a colocação dos implantes. O NobelGuide™ (Procera, Nobel Biocare, Göteborg, Suécia)¹⁶ e o sistema Neopronto (Neodent, Curitiba, Brasil)¹⁷ que utilizam uma guia cirúrgica pré-fabricada que serve para orientar a colocação dos implantes, possibilitando a imediata instalação (com assentamento passivo) de uma barra, também pré-fabricada, que suportará uma prótese total fixa sobre esses implantes. A técnica é precisa, simples e de baixo custo se comparada com as demais técnicas disponíveis, porém deve-se ter cuidado na indicação por ser uma técnica que usa barras padronizadas, evitando assim complicações nos casos em que a anatomia do rebordo não seja favorável¹⁷.

As técnicas mais utilizadas para a obtenção de biomodelos (protótipos biomédicos) são:

- Esteriolitografia (SLA, Stereolithography): constrói modelos tridimensionais a partir de polímeros líquidos sensíveis à luz, que se solidificam quando expostos à radiação ultravioleta¹⁸. É a tecnologia de prototipagem rápida mais utilizada, de maior exatidão e com maior acabamento superficial¹⁹. As vantagens da esteriolitografia são a representação de estruturas anatômicas complexas, precisão e exatidão elevada, e a possibilidade de esterilizar os modelos para o uso intra-operatório. Um planejamento mais exato que usa este método melhora resultados pós-operatórios, diminui riscos e encurta o tempo do tratamento²⁰.
- Sinterização seletiva a laser - SLS (Selective Laser Sintering) é a tecnologia da sinterização localizada de um pó pela ação de laser de CO₂. O sistema funciona com o laser percorrendo a superfície da camada de pó depositada e regularizada pelo subsistema de alimentação, aquecendo as partículas e aglutinando-as de forma seletiva, até formar uma camada sólida. Quanto menores as camadas e o tamanho das partículas de poliamida mais precisa será a reprodução do objeto. A confecção de modelos metálicos pelo sistema 3D Systems apresenta algumas desvantagens: quando o pó é submetido à ação do laser, somente o material termoplástico se funde, grudando as partículas. Assim, depois de pronto, o modelo necessita de mais duas etapas para sua conclusão²¹: a) aquecimento em um forno, para queima e expulsão do polímero que deixa lojas múltiplas (cavidades) entre os núcleos metálicos; b) novo aquecimento para preenchimento dos espaços vazios com bronze, por efeito capilar.

Obviamente, isso contribui para aumento do custo²¹. As vantagens desta técnica são a variedade de materiais termoplásticos que podem ser utilizados, aliada a uma boa precisão e robustez do modelo que se tornam opacos após a sinterização²².

- Modelação por deposição de material fundido (FDM- Fused Deposition Modeling): neste processo, filamentos de resina termoplástica aquecida são extrudados a partir de uma matriz que se move num plano. As resinas termoplásticas adequadas a esse processo incluem poliéster, polipropileno, ABS, elastômeros e cera usada no processo de fundição por cera perdida²³. Os modelos de FDM podem ser esterilizados e possuem uma boa precisão geométrica²⁴.

Impressão Tridimensional (3D Printer): é um processo de prototipagem rápida que se assemelha ao sistema de impressão de jato de tinta de impressoras. Ao invés de tinta, estes cabeçotes liberam um aglutinante de metacrilato. A máquina possui um reservatório com gesso ou amido para ser unido ao aglutinante e formar o objeto²¹. Esse sistema apresenta uma velocidade de confecção muito boa, mas deixa a desejar em relação à precisão da reprodução do modelo, em relação ao original¹⁹.

Laser

Os lasers em Odontologia foram introduzidos no Brasil na década de 1980. Desde então, sua popularização é crescente, tanto nos meios acadêmicos, com o desenvolvimento das pesquisas, como no âmbito clínico do cirurgião-dentista. Em parceria com a Física, os equipamentos de laser para a Odontologia são aperfeiçoados paulatinamente, tornando-se mais práticos e eficientes, atendendo às necessidades do clínico. Os lasers podem ser divididos em lasers de alta e baixa potência.

Os lasers de alta potência, também chamados lasers cirúrgicos, são mais utilizados para procedimentos como gengivoplastia, preparo cavitário, condicionamento dental, hiperplasia gengival, apicectomia, despigmentação melânica gengival e redução bacteriana (intracanal e de bolsas periodontais, principalmente). Devido ao aumento de temperatura, esses lasers, têm a capacidade de corte, vaporização, coagulação e descontaminação dos tecidos por ele irradiados. Entretanto, é possível ao operador controlar a extensão do dano térmico, por meio da seleção do comprimento de onda e da dose mais adequada à ação desejada. O laser de CO₂, por exemplo, age mais em superfície (grande afinidade pela água), enquanto o de Nd:YAG, por sua afinidade a pigmentos e maior difusão

nos tecidos, age mais em profundidade. Além da correta seleção do laser, deve-se controlar seus parâmetros, em que variáveis como potência, tempo de exposição e modo de emissão são determinantes da extensão do dano térmico da irradiação laser²⁵. Os lasers de alta potência podem ser também empregados na plastia de tecidos moles, seja no recontorno gengival, seja na remoção de tecido mole para acessar dentes impactados, na resolução de atraso de erupção dentária devido à fibrose gengival, na remoção de hiperplasias gengivais²⁶.

Na reabilitação oral protética os lasers de alta potência são bem empregados para remoção de hiperplasia gengival, provocada pela má adaptação de próteses totais ou devido ao uso de medicações via sistêmica, como anti-convulsivantes. O laser pode ser utilizado também para o afastamento gengival para moldagem de preparos dentais, com material elástico. A cirurgia à laser é geralmente mais rápida que a convencional, não necessita de sutura, o procedimento cirúrgico é mais limpo e fácil de ser visualizado devido à hemostasia²⁷ que o laser promove, não necessita de cimento cirúrgico e a reparação tecidual também é mais rápida e menos dolorosa²⁷ que a convencional. Os lasers de alta potência são empregados também para abertura do implante no segundo estágio cirúrgico, descontaminação de bolsas periimplantares, bem como da superfície do implante dental²⁸.

Já os lasers de baixa potência, são empregados principalmente devido à biomodulação tecidual, analgesia e ação anti-inflamatória²⁹ (laserterapia ou fototerapia). São eficientes para o tratamento de mucosite, parestesias e paralisias faciais, atua na diminuição da dor e do edema (aftas e traumas cirúrgicos), modulação do processo inflamatório e acelera o processo de reparação tecidual (feridas, herpes labial, gengivite e periodontite). A irradiação com o laser de baixa potência, ao acelerar a resposta do organismo frente ao processo inflamatório, diminuindo a dor e o edema, promove maior conforto ao paciente, reduzindo o tempo da necessidade de medicação via sistêmica, como analgésicos, evitando, assim, efeitos colaterais e, conseqüentemente, menor custo ao paciente. Para lesões superficiais, o comprimento de onda na região do vermelho é o mais indicado.

As principais indicações dos lasers de baixa potência em reabilitação oral protética incluem: dor, edema, reparação tecidual, modulação do processo inflamatório, parestesia, alveolite, trismo, fraturas e extrações dentárias. A laserterapia é também empregada para acelerar a regeneração óssea, caso da Implantodontia,

distração osteogênica e enxertos ósseos. Nesses casos, o comprimento de onda mais indicado é na região do infravermelho, por sua maior penetração no tecido.

Os lasers de baixa potência não provocam aumento de temperatura e, quando associados a corantes, geralmente exógenos, podem produzir morte microbiana. Esse processo é conhecido como terapia fotodinâmica ou PDT (Photodynamic Therapy), e consiste na associação de um agente fotossensibilizante, normalmente exógeno, e uma fonte de luz, com o objetivo de morte celular (utilizada em tratamento de tumores). O mecanismo de ação se dá quando o agente fotossensibilizante absorve os fótons da fonte de luz e seus elétrons passam a um estado excitado. Na presença de um substrato, como por exemplo, o oxigênio, o agente fotossensibilizante ao retornar ao seu estado natural transfere a energia ao seu substrato, formando espécies de vida curta e altamente reativas, como oxigênio singlete, que podem provocar sérios danos a micro-organismos via oxidação irreversível de componentes celulares³⁰.

As aplicações de PDT na Odontologia crescem rapidamente, podendo ser usada em: tratamento de terapias orais do câncer, infecção bacteriana (periodontite, periimplantite e infecções intra-canal, principalmente), fúngica (candidíase, por exemplo) e viral (herpes labial). A ausência de efeitos tóxicos e mutagênicos da PDT é um fator importante para a segurança a longo prazo durante o tratamento³¹.

Deve-se ressaltar que o laser não substitui os tratamentos convencionais, mas pode e deve ser associado às terapias convencionais, promovendo uma melhor resolução clínica. Devido às suas inúmeras aplicações, os lasers podem ser utilizados em praticamente todas as especialidades. É fundamental, entretanto, que o cirurgião-dentista tenha conhecimento e domínio da técnica para alcançar resultados clínicos favoráveis e evitar injúrias aos pacientes.

Bioengenharia

O plasma sanguíneo autógeno com alta concentração de plaquetas obtido por centrifugação (plasma rico em plaquetas - PRP) tem sido utilizado na prática clínica para estimular a reparação óssea numa variedade de situações, sob alegação de que ele carrega uma elevada concentração de fatores de crescimento derivados da plaqueta e beta-transformadores, os quais sabidamente estimulam o crescimento e regeneração de diferentes tecidos³².

Yamada et al.³³ investigaram a correlação entre osteointegração em implantes dentais com defeito ósseo vestibular e um tecido elaborado de osso injetável em cachorro, usando células-tronco mesenquimais de cachorro (dMSCs) e PRP, apenas PRP, e partículas de osso esponjoso e medula autógenas (PCBM); e constatou que o grupo que recebeu dMSCs/PRP apresentou formação de osso maduro e neovascularização maior comparada aos grupos controle, PRP e PCBM. Observou-se um nível ósseo marginal mais alto ao redor dos implantes com PRP, PCBM, e dMSCs/PRP comparados com o controle.

Células-tronco existem em vários tecidos humanos, sendo encontradas em grande número no cordão umbilical, nas placentas e nos embriões (fase de blastócito). Existem inúmeros motivos para acreditar que a regeneração de dente é viável; o tecido da polpa dentária humana tem o potencial de regenerar dentina em resposta a um estímulo, como a doença cárie. Apesar dos benefícios que se esperam das pesquisas com células-tronco, não existe consenso na sua utilização devido à questão ética. Recentes estudos demonstraram a possibilidade de se utilizar células-tronco de outras origens, como da medula óssea, pele e dos dentes decíduos³⁴.

A terapia com células-tronco adultas geralmente é precedida pela compreensão de todas as suas propriedades, o controle de sua proliferação e os fatores que determinam sua diferenciação. A regeneração de um órgão dentário não é simples, pois seu desenvolvimento é determinado por interações complexas e inúmeros fatores de crescimento e a diferenciação celular estão ligados a mudanças morfológicas no decorrer da formação do germe dentário³⁵.

Duailibi et al.³⁶ utilizaram células dentárias no estágio de botão, obtidas de ratos recém-nascidos para desenvolver um dente semelhante ao natural. As células de um animal doador foram implantadas em um indivíduo imunocomprometido, resultando em baixo risco de rejeição. Os pesquisadores retiraram células-tronco de germes dentais que foram cultivadas em laboratório e depois agregadas a moldes feitos de polímero biodegradável. Estes moldes foram então implantados no abdômen dos ratos. Doze semanas depois o molde havia sido absorvido pelo organismo e havia se formado dente semelhante ao formado naturalmente. Porém tal possibilidade esbarra-se em discussões sobre a ética na experimentação com embriões em desenvolvimento.

Em outro estudo³⁷, também em ratos, recombina-se células mesenquimais cultivadas *in vitro* (células tronco de diferentes fontes) e epitélio embriogênico oral, que estimulou uma resposta odontogênica no mesênquima; esse tecido foi implantado em cápsula renal adulta (suprimento sanguíneo adequado) e resultou no desenvolvimento de estruturas dentais com osso e tecido mole associado. Essa recombinação também foi transplantada para uma região desdentada da maxila em ratos adultos e verificou-se que após 26 dias da transplantação houve formação de um dente ectópico, histologicamente normal, com presença de dentina, esmalte e um tecido similar ao ligamento periodontal.

Recentemente, descobriram-se as células-tronco em tecido pulpar³⁶, e há estudos promissores sobre a terceira dentição natural. Contudo não se sabe quando os benefícios dessas pesquisas serão de fato utilizados clinicamente e suas implicações.

CONSIDERAÇÕES FINAIS

Os cirurgiões-dentistas, frente às exigências de seus pacientes, devem estar atentos e serem críticos em relação ao desenvolvimento das novas tecnologias na reabilitação oral protética a fim de satisfazer os pacientes, aliando estética, função e durabilidade, garantido a excelência no tratamento.

Agradecimentos

Ao Programa Institucional de Bolsas de Iniciação Científica da Pró-Reitoria de Pesquisa da Universidade de São Paulo, por ter financiado essa pesquisa (Bolsa PIBIC 2007/2008 processo n. 07.1499.23.2).

Colaboradores

M MORI e C GIL participaram na orientação do trabalho. TT CAMPOS participou na pesquisa bibliográfica. J MAROTTI e KE HATTORI participaram na pesquisa bibliográfica e execução do trabalho.

REFERÊNCIAS

1. Malament KA, Pietrobon N, Neeser S. The interdisciplinary relationship between prosthodontics and dental technology. *Int J Prosthodont*. 1996;9(4):341-54.
2. Castellani D, Baccetti T, Giovannoui A, Bernardini UD. Resistance to fracture of metal ceramic and all-ceramic crowns. *Int J Prosthodont*. 1994; 7:149-54.
3. Tinschert J, Natt G, Hassenpflug S, Spiekermann H. Status of current CAD/CAM technology in dental medicine. *Int J Comput Dent*. 2004;7(1):25-45.
4. May KB, Russell MM, Razzoog ME, Lang BR. Precision of fit: the Procera AllCeram crown. *J Prosthet Dent*. 1998; 80(47):394-404.
5. Cynovad. Cybernetic innovations for dentistry [online] [citado 20 Mar 2008]. Disponível em: <<http://www.cynovad.com/Cynovad/index.htm>>.
6. Miyahara R. Desenvolvimento de porcelana de ossos a partir de matérias-primas brasileiras [tese]. São Paulo: Escola Politécnica da USP; 2006.
7. Adamopoulos O, Papadopoulos AET. Nanostructured bioceramics for maxillofacial applications. *J Mater Sci Mater Med*. 2007;18(8):1587-97.
8. Yap AUJ, Yap SH, Teo CK, Ng JJ. Comparison of surface finish of new aesthetic restorative materials. *Oper Dent*. 2004;29(1):100-4.
9. Mitra SB, Wu D, Holmes BN. An application of nanotechnology in advanced dental materials. *J Am Dent Assoc*. 2003;134(10):1382-90.
10. Webster TJ, Ergun C, Doremus RH, Lanford WA. Increased osteoblast adhesion on titanium-coated hydroxylapatite that forms CaTiO₃. *J Biomed Mater Res A*. 2003;67(3):975-80.
11. Huang J, Lin YW, Fu XW, Best SM, Brooks RA, Rushton N, et al. Development of nano-sized hydroxyapatite reinforced composites for tissue engineering scaffolds. *J Mater Sci Mater Med*. 2007;18(11):2151-7.
12. Mazzone R, Moreira RWF, Moraes M, Albergaria-Barbosa JR, Passeri LA, Spagnoli DB. Uso de modelos estereolitográficos em cirurgia buco-maxilo-facial. *Rev Assoc Paul Cir Dent*. 2002; 56(2):115-8.
13. James WJ, Slabbekoorn MA, Edgin WA, Hardin CK. Correction of congenital malar hypoplasia using for presurgical planning. *J Oral Maxillofac Surg*. 1998;56(4):512-7.
14. Saddy MS, Chilvarquer I, Hayek JE. Recursos modernos en imaginología. In: Menendez-Castillero ME, Murabak EF. *Odontología integral actualizada*. São Paulo: Artes Médicas; 2006. p.37-48.
15. Sarment DP, Sukovic P, Clinthorne N. Accuracy of implant placement with a stereolithographic surgical guide. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2003;18(4):571-7.
16. Bedrossian E. Laboratory and prosthetic considerations in computer-guided surgery and immediate loading. *J Oral Maxillofac Surg*. 2007;65(7):47-52.
17. Saliba FMP, Teixeira AC, Telles D, Lourenço EV, Calvano MCF. Guia tomográfica para o planejamento protético-cirúrgico do sistema Neoprontori. *Implant News*. 2005;2(4):361-6.
18. Abreu MER, Pinto PRO, Viegas VN, Lima EMS, Pagnoncelli RM. Laseres na ortodontia. *Orto Gaúcha*. 2005;9(2):135-41.
19. Chilvarquer I, Chilvarquer LW, Hayek JE, Saddy MS. A prototipagem na odontologia do novo milênio. In: Querido MRM. *Implantes osseointegrados: inovando soluções*. São Paulo: Artes Médicas; 2004. p.317-28.
20. Bill JS, Reuther JF, Dittmann W, Kübler N, Meier JL, Pistner H, Wittenberg G. Stereolithography in oral and maxillofacial operation planning. *Int J Oral Maxillofac Surg*. 1995;24(1 Pt 2):98-103.
21. CenPra. Prototipagem rápida em medicina [online] [citado 16 Ago 2007]. Disponível em: <<http://www.cenpra.gov.br/promed>>.
22. D'Urso PS, Atkinson RL, Lanigan MW, Earwaker WJ, Bruce IJ, Holmes A, et al. Stereolithographic (SL) biomodelling in craniofacial surgery. *Br J Plast Surg*. 1998;51(7):522-30.
23. Gorni AA. Prototipagem rápida: o que é e quem faz. *Rev Plast Industrial*. 2001;3(31):230-9.
24. Petzold R, Zeilhofer HF, Kalender WA. Rapid prototyping in medicine: basics and applications. *Comput Med Imaging Graph*. 1999;23(5):277-84.
25. Abreu MER, Mezzomo LA, Viegas VN, Pagnoncelli RM. Laser e sua utilização em frenectomia labial inferior: relato de caso. *Rev Odonto Ciênc*. 2002;17(37):250-3.
26. Sarver MD, Yanosky M. Principles of cosmetic dentistry in orthodontics: part 2. Soft tissue laser technology and cosmetic gingival countouring. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*. 2005;127(1):85-90.
27. Strauss RA, Fallon S. Lasers in contemporary oral and maxillofacial surgery. *Dent Clin North Am*. 2004;48(4):861-88.
28. Martin E. Lasers in dental implantology. *Dent Clin North Am*. 2004;48:999-1015.
29. Brugnera Junior A, Pinheiro ALB. *Lasers na odontologia moderna*. São Paulo: Pancast; 1998.
30. Yamada AM, Hayek RRA, Ribeiro MS. O emprego da terapia fotodinâmica na redução bacteriana em periodontia e imlantodontia. *RGO - Rev Gaúcha Odontol*. 2004;52(3):207-10.
31. Konopka K, Goslinski T. Photodynamic therapy in dentistry. *J Dent Res*. 2007;86(8):694-707.

32. Wilson EMK, Barbieri CH, Mazzer N. Estimulação da cicatrização óssea pelo plasma autógeno rico em plaquetas: estudo experimental em coelhos. *Acta Ortop Bras.* 2006;14(4):208-12.
33. Yamada Y, Ueda M, Naiki T, Nagasaka T. Tissue-engineered injectable bone regeneration for osseointegrated dental implants. *Clin Oral Implants Res.* 2004;15(5):589-96.
34. Martins VR, Miasato JM. O uso das células-tronco na odontologia. *Rev Bras Odontol.* 2006;63(1/2):49-52.
35. Soares AP, Knop LAH, Jesus AA, Araújo TM. Células-tronco em odontologia. *Rev Dent Press Ortodon Ortop Facial.* 2007;12(1):33-40.
36. Duailibi MT, Duailibi SE, Young CS, Bartlett JD, Vacanti JP, Yelick PC. Bioengineered teeth from cultured rat tooth bud cells. *J Dent Res.* 2004;83(7):523-8.
37. Ohazama A, Modino SA, Miletich I, Sharpe PT. Stem-cell-based tissue engineering of murine teeth. *J Dent Res.* 2004;83(7):518-22.

Recebido em: 9/6/2008

Versão final reapresentada em: 1/10/2008

Aprovado em: 26/11/2008