

CONSIDERAÇÕES BIOMECÂNICAS E DE OCLUSÃO EM PRÓTESES SOBRE IMPLANTES

GIMÉNEZ FÁBREGA, J.*

Artigo traduzido por: Paulo Gamito**

RESUMO

Neste artigo, esclarece-se o conceito de ajuste passivo e reavalia-se os métodos de comprovação do mesmo. São fornecidas directrizes para o reconhecimento dos factores biomecânicos que intervêm na planificação de restaurações implanto-suportadas, analisando a reacção que existe entre eles oferecendo critérios para decidir o desenho da prótese e a oclusão.

Palavras-Chave: Implantes dentários, Biomecânica, Oclusão, Ajuste passivo, Diagnóstico, Plano de tratamento.

SUMMARY

In this article, the concept of passive fit and methods to check it are reviewed. Diagnostic keys are given in order to recognize the biomechanic factors involved in treatment planning of implant-supported restorations, analysing the relationship between them. Guidelines for decision making in prothesis and occlusion design are suggested.

Key-Words: Dental implants, Biomechanics, Occlusion, Passive fit, Diagnosis, Treatment planning.

Giménez Fábrega, J.. Considerações biomecânicas e de oclusão em próteses sobre implantes. Rev. Por. de Est. e Cir. Maxilofac. 1997; Vol. 38 (4): 199-214.

INTRODUÇÃO

As técnicas de reabilitação sobre implantes osteointegrados vêm denotando uma evolução contínua, desde as origens nos finais dos anos 70 até aos nossos dias. Uma revisão da literatura relacionada com esta disciplina, revela

uma alteração significativa da direcção em relação a múltiplos aspectos referidos nas várias etapas desta interessante especialidade restauradora. Assim, os estudos prospectivos ou retrospectivos a longo prazo^(1,5), centravam os seus esforços em recompilar estatísticas que reflectissem o êxito da osteointegração dos implantes e a melhoria subjectiva e objectiva que os pacientes manifestavam, do ponto de vista psicológico e funcional^(19,22). Alguns trabalhos afirmavam a existência de complicações nas próteses, encontrava-se pouca informação sobre o tipo de super-estrutura que se havia realizado, técnicas de impressão

* - Médico Estomatologista, Clínica Privada em Madrid.

** - Médico Dentista.

Artigo publicado na revista ROE 1996; 1 (1): 63-76.
Publicação autorizada pelo autor.

ou de comprovação do ajuste correcto da prótese, o desenho, e os materiais e a super-estrutura ou características da dentição antagonista e o esquema oclusal seleccionado para cada paciente. Isto provocou uma certa confusão sobre a selecção de materiais e desenhos mais adequados em cada caso, numa ciência em que não se conhecem bem as causas dos fracassos ou complicações que ocorrem na prática diária, devido à falta de informação sobre as cargas que os implantes estavam sofrendo. Mais recentemente têm sido publicados trabalhos em que era dada importância à influência do desenho dos componentes^(64,71), das super-estruturas^(23,32,44,47), da selecção e correcta utilização dos materiais^(72,85) da oclusão, sobre as cargas que os implantes recebem^(53,63) e do êxito a curto prazo das restaurações sobre implantes. Muitos destes trabalhos são de opinião, ou são pequenas peças de informação com utilização clínica indirecta. Contudo, é de grande utilidade conhecer e recolher as conclusões práticas. O objectivo deste artigo é fazer uma revisão dos factores biomecânicos que afectam as restaurações sobre implantes e oferecer recomendações práticas que ajudem a obter bons resultados a longo prazo.

PREVISÃO DAS FORÇAS

Em qualquer especialidade de engenharia, quando se trata do desenho e construção de super-estruturas que vão suportar cargas, considera-se indispensável e de forma rotineira, a valorização prévia das forças que vão actuar em intensidade, direcção e frequência. É importante comprovar que este princípio é frequentemente óbvio quando se trata de reabilitação prévia da dentição (seja sobre pilares naturais ou sobre implantes). Uma aproximação individualizada dos factores anatómicos e biomecânicos, que se dão em cada um dos nossos doentes, fornece-nos a informação necessária para tomar decisões quanto ao número e posição dos implantes e oclusão mais favorável com um conhecimento detalhado das características técnicas do sistema de implantes seleccionado, para obter boas pres-

tações dos mesmos. Poucas diferenças aparentes nos materiais e desenho dos implantes e componentes restauradores afectam o comportamento biomecânico dos mesmos, pelo que não se deve aplicar os mesmos procedimentos em diferentes materiais. Por exemplo, apertar um parafuso oclusal com um torque de 10 Ncm é recomendado no Sistema Branemark® (Nobelpharma AB, Gotemburgo, Suécia) mas é insuficiente para outros sistemas cujos parafusos são diferentes na forma, tamanho ou tipo de liga. Este tema será abordado com mais profundidade posteriormente.

As próteses aparafusadas sobre implantes vão estar submetidas a dois tipos de forças diferentes mas relacionadas entre si. Podem-se definir como carga estática e carga dinâmica:

CARGA ESTÁTICA

Em próteses aparafusadas sobre implantes, refere-se a tensão que tem o sistema pelo eixo de fixação nas distintas partes por meio de parafusos. A função do parafuso é sujeitar e unir as duas partes de uma junta, como por exemplo o parafuso oclusal que une o cilindro de ouro ao pilar.

Torque e pré-carga

Quando um parafuso é apertado, este alonga-se, pelo que se produz uma tensão no mesmo e uma compressão entre as partes da junta aparafusada⁽⁷⁴⁻⁷⁸⁾. O conjunto de forças que se produz denomina-se precarga e existe independentemente se se exercer ou não uma carga mastigatória externa.

É essencial a obtenção da máxima precarga possível já que esta actua como "protectora" do parafuso⁽⁷⁸⁾. Para isto, devem-se conhecer as características de cada parafuso. Mas, como saber qual é essa precarga ideal? A tensão ideal do parafuso é a máxima obtida, desde que seja inferior ao seu limite de elasticidade (E), tal como se descreve numa típica curva de tensão/deformação⁽⁷⁸⁾ (Fig. 1). Por baixo do ponto E, o parafuso sofre deformação elástica ao aplicar-se uma carga, ou seja, voltará à forma

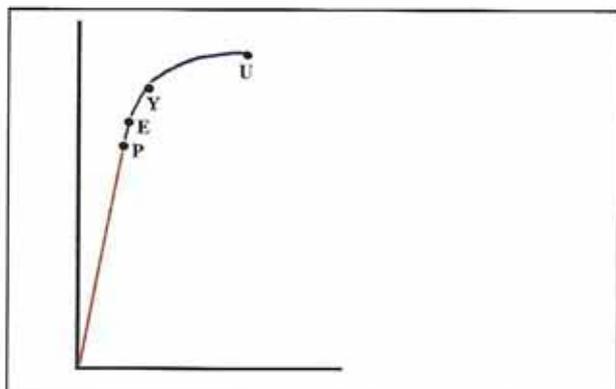


Fig. 1 - Curva tensão/deformação para um parafuso submetido a uma carga. P: limite de proporcionalidade de elasticidade. Y: ponto de deformação irreversível («yield point»). U: ponto de fractura («ultimate strength»).

original ao ser retirada a força. Ao atingir-se o ponto E, o parafuso sofreria deformação irreversível. Numa prótese sobre implantes, se o parafuso não se aperta (ou se é apertado inadequadamente) sofrerá grandes flutuações na carga cíclica tensional devido aos contactos oclusais, o que ocasionará um fracasso prematuro, devido a deformação irreversível e fractura por fadiga⁽⁷⁸⁾. Se se aplica precarga ao parafuso, o que manterá as partes da junta aparafusada em compressão, o parafuso não receberá tão directamente a carga, já que a maioria desta será absorvida pelos componentes da junta e o parafuso receberá impactos muito pequenos. Quanto maior for a precarga, mais protegido estará o parafuso e mais durará. Assim, é essencial dotar o sistema de uma tensão ou precarga igual ou menor ao limite de proporcionalidade (P) que é o ponto imediatamente anterior à deformação irreversível (E). Como princípio geral, um parafuso bem desenhado e bem precarregado ou se quebra no momento do aperto, ou nunca se quebrará⁽⁶⁹⁾.

Como podemos introduzir a precarga adequada? Existem sistemas adequados (controlo angular do parafuso) que detectam com exactidão o limite de proporcionalidade de um parafuso enquanto é apertado⁽⁷⁹⁾. Infelizmente isto não é aplicável na clínica. Na prática diária, o sistema que se utiliza para transmitir carga a um parafuso é a aplicação e controlo de torque (T). Torque é definido⁽⁶⁹⁾ como o

movimento produzido por aplicação de uma força tangencial ao parafuso e que é igual à força multiplicada pela distância do ponto de aplicação ao centro de rotação do objecto (momento de força), neste caso o raio do parafuso ($t = F \times r$) (Fig. 2), é expresso normalmente em Newtons por centímetro (Ncm).

Existem sistemas no mercado que permitem aplicar um torque controlado por meio de um mecanismo mecânico ou electrónico. Assim, a relação entre T e precarga não é linear e é afectada por vários factores, a saber⁽⁷⁸⁾: o coeficiente de fricção, a geometria e as características dos materiais das superfícies de contactos (rosca e passo de rosca).

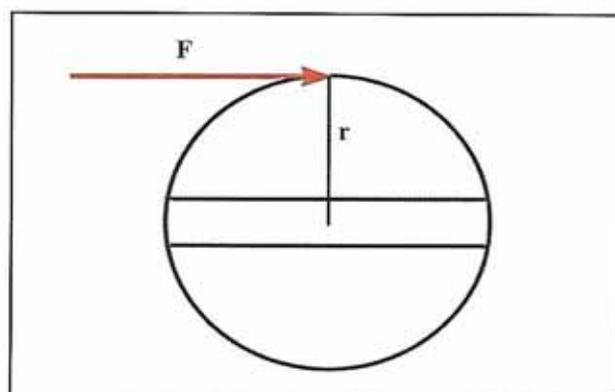


Fig. 2 - Conceito de torque (T). A força (F) aplica-se tangencialmente ao objecto (cabeça do parafuso). A distância desde o ponto de aplicação da força ao centro do objecto é o raio da cabeça do parafuso. $T = F \times r$ (Ncm).

O primeiro é o mais influente e depende da natureza das roscas, do acabamento das superfícies, do tipo de lubrificante utilizado e da velocidade de aperto. O coeficiente de fricção aumenta quanto mais rugosas e mais duras sejam as superfícies e na ausência de lubrificante. A um maior coeficiente de fricção corresponde uma menor precarga para o mesmo torque. Isto explica que parafusos compostos por materiais menos duros como as ligas de ouro, permitam obter maiores precargas que os parafusos de titânio ou de aço^(65,79,81). Parece deduzir-se também que o uso de algum lubrificante biocompatível seria desejável. A maior velocidade de apertamento e a maior precarga obtém-se para o mesmo torque teórico⁽³⁴⁾. A precarga obtida para cada parafuso, ainda que aplicando um mesmo torque teórico, não só

será diferente em cada caso (incluindo em cada apertamento do mesmo parafuso) como nos será desconhecida dada a limitação de meios de que dispomos actualmente na clínica. Seria de esperar que os fabricantes realizassem provas exaustivas para determinar o torque mais adequado para cada um dos seus produtos. É fácil de comprovar como muitos deles se limitam a recomendar valores baseados noutros produtos. Assim, as fábricas que fornecem suporte científico, realizam os seus cálculos com base nas considerações teóricas⁽³⁶⁻³⁹⁾ ou fixam o torque correcto em 75% do limite de fractura^(65,72, 73, 76,82), sem que o autor conheça trabalhos publicados que tenham comprovado, ainda que "in vitro", o valor mais adequado de muitos torques recomendados. A isto deve-se somar os sistemas de aplicação electrónica de torque que apresentam uma variabilidade importante na força empregue, chegando nalguns casos a $\pm 25\%$ do torque teórico indicado pelo aparelho⁽⁷⁸⁾. As chaves mecânicas de torque têm uma fiabilidade maior, sempre que se mantenham calibradas⁽⁸⁴⁻⁸⁵⁾. Apesar de tudo isto, o controlo de torque é o único meio que temos na clínica para calcular a precarga, pelo que se podem fazer as seguintes recomendações:

1 - Utilizar um sistema standard para o torque aplicado. O sistema deve ser calibrado periodicamente, nos prazos sugeridos pelo fabricante.

2- Aplicar o torque recomendado pelo fabricante para cada tipo de parafuso e pilar. Esta recomendação deve ser baseada em trabalhos de investigação sérios e específicos para cada tipo de parafuso. Estes trabalhos deveriam estar publicados ou pelo menos estarem disponíveis para o profissional.

3- Utilizar um lubrificante biocompatível (ainda não disponível no mercado).

4- Reapertar os parafusos após a primeira semana de uso, já que o desgaste e assentamento inicial das roscas, produz uma diminuição da precarga^(74,68).

5- Utilizar parafusos de ouro, especialmente naqueles casos em que se prevejam maiores cargas (ver carga dinâmica), já que proporcionam uma maior precarga. Se forem utiliza-

dos parafusos de titânio, será necessário um torque maior para se obter a mesma precarga.

Ajuste passivo

Todas as considerações anteriormente expostas, são baseadas na situação em que os dois componentes da junta aparafusada (neste caso o pilar e o cilindro de ouro) eram perfeitamente homogêneos e estavam em contacto íntimo em toda a sua superfície. Este conceito de ajuste perfeito denomina-se ajuste passivo, já que todas as superfícies de ajuste coincidem intimamente mesmo antes da colocação dos parafusos. Em restaurações unitárias, este requisito é facilmente obtido, especialmente se forem utilizados componentes mecanizados de alta precisão^(64,67,71). No entanto, quando a superestrutura é sobre mais de um implante, os erros produzidos nos procedimentos clínicos e laboratoriais provocam uma imperfeição no ajuste entre as partes da junta⁽⁹⁰⁾. Nesta situação, a relação entre torque e precarga varia, já que a precarga ou tensão no parafuso emprega-se para aproximar as superfícies discrepantes⁽⁷⁸⁾.

A junta aparafusada assim obtida, não oferece protecção contra a fadiga, já que não se comporta como um conjunto rígido, e qualquer impacto externo produzirá directamente um aumento da tensão no parafuso⁽⁷⁸⁾. Sabemos que o ajuste passivo perfeito não pode ser obtido com a tecnologia actual, já que discrepâncias tão pequenas como 6 micras produzem tensões indesejáveis^(86,93,95,96). No entanto, e devido a considerações já expostas, devemos ser o mais rigorosos e precisos possível na comprovação do ajuste passivo, já que quanto melhor seja o ajuste, maior será a precarga obtida com o torque aplicado, e menor será a tensão introduzida no sistema⁽⁹⁷⁾.

Neste sentido, os meios de comprovação visual não parecem muito indicados pela sua pouca precisão e inerente subjectividade^(89,94,96), a radiografia é ainda menos precisa e não é válida para comprovar o ajuste de superestruturas, já que detecta apenas grandes discrepâncias e pequenas divergências na angulação no canhão do raio X que impedem a correcta visualização dos erros de ajuste⁽⁹¹⁾.

Propõe-se um método muito preciso para comprovar o ajuste passivo: se houver um desajuste, a colocação de um parafuso num extremo da superestrutura produzirá uma separação nas superfícies de assento de um ou mais dos implantes restantes. A amplitude do desajuste, é a distância que existe entre a superfície de assento do pilar e o cilindro de ouro (Fig. 3a). Se colocarmos um parafuso na junta desajustada e começarmos a girá-la, chegará um ponto em que notamos uma leve resistência. Isto quer dizer que a cabeça do parafuso entrou em contacto com a correspondente superfície de assento no cilindro de ouro (Fig. 3b), pelo que, as superfícies da junta se mantêm separadas. A partir daí, apertamos o parafuso e as superfícies irão aproximar-se até se contactarem. Se conhecermos o passo de rosca do parafuso só temos que determinar o movimento angular do mesmo (quantos graus girou até parar), para saber a magnitude da separação inicial (Fig. 3c).

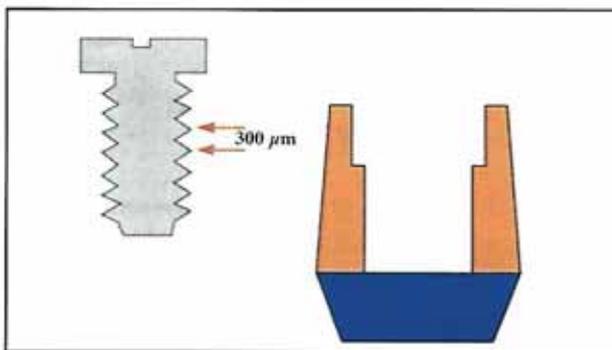


Fig. 3a - Ajuste passivo: as superfícies de assento do cilindro de ouro e do pilar, são perfeitamente congruentes antes da conexão dos parafusos. O parafuso do Sistema Brånemark® tem 30 micras de rosca (0,3mm).

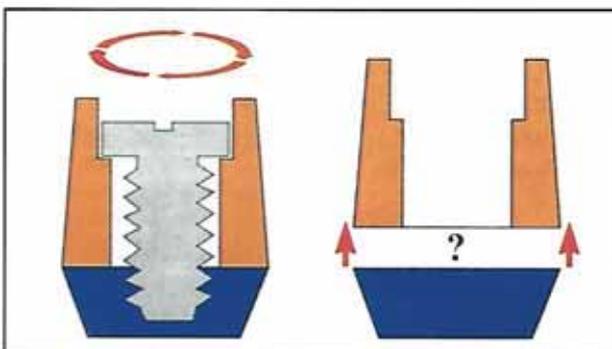


Fig. 3b - Prova do parafuso único: ao unir e apertar um parafuso num extremo da superestrutura, verifica-se um desajuste num ou mais dos restantes implantes, cuja intensidade é desconhecida.

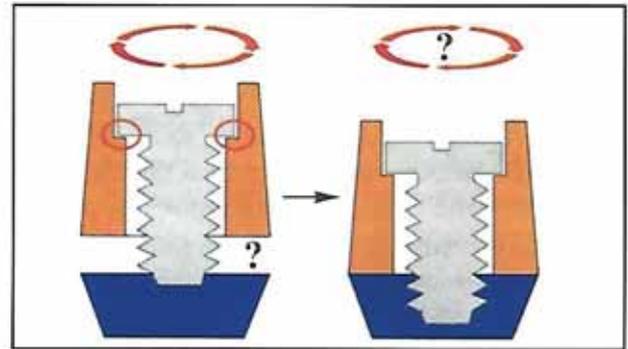


Fig. 3c - Colocamos um parafuso e giramo-lo até notar uma leve resistência (este é o ponto em que a cabeça do parafuso descansa na sua superfície de apoio no cilindro - ponto 1). A partir deste momento, se continuarmos a girar o parafuso, o espaço vai-se fechando até que ambas as superfícies fiquem posicionadas - ponto 2. Para quantificar a intensidade do desajuste, só temos que verificar o movimento angular do parafuso desde o ponto 1 até ao ponto 2, e saber o passo de rosca do parafuso.

Por exemplo, o parafuso oclusal do Sistema Brånemark®, tem um passo de rosca de 300 micras, ou seja, o parafuso avança axialmente 300 micras cada volta. Assim, se o parafuso dá 1/4 de volta até parar, a discrepância era de 75 micras. Clínicos que vêm utilizando este sistema com êxito durante mais de duas décadas, estabeleceram um limite de 150 micras ou 1/2 volta de parafuso para considerar o desajuste com o "clínicamente aceitável", não se tendo detectado diminuição da vida dos parafusos com as tensões induzidas por discrepâncias deste calibre. Se bem que este é um método empírico, é extremamente preciso e é aplicável a qualquer situação ou sistema, sempre que se conheça a métrica do parafuso. As tolerâncias podem ser fixadas por cada profissional no nível desejado, e este é um método que permite quantificar com precisão a altura do desajuste. Com a tecnologia actual (87-90,92, 96), podem-se conseguir sistematicamente erros inferiores a 25-50 micras.

Se as distorções da estrutura produzem desajustes macroscópicos, defeitos nos componentes ou nas técnicas clínicas e de laboratório, produzirão alterações nas superfícies de assentamento, e, por conseguinte um desajuste microscópico com a consequente redução da pré-carga obtida. Exemplos frequentes deste pro-

blema são as impurezas, alteração da superfície ou microdistorções (75), a utilização de componentes teóricamente compatíveis (64,67,69), a contaminação da superfície de assentamento do cilindro com partículas de cerâmica ou a alteração das superfícies por um acabamento ou polimento insuficiente(68).

Referente ao ajuste passivo, podem-se fazer as seguintes recomendações:

1 - O ajuste passivo perfeito não existe no nosso meio, mas discrepâncias menores que 25-50 micras podem e devem ser a referência na clínica diária.

2 - Propõe-se utilizar um método de comprovação objectiva e que quantifique o grau de desajuste, pelo que se considera a inspecção visual e a radiografia não satisfatórios.

3 - Devem-se conhecer o melhor possível as características técnicas dos componentes utilizados e assegurar-se de que os materiais e técnicas utilizadas no laboratório respeitam os princípios essenciais para o ajuste passivo.

4 - É preferível o uso de componentes mecanizados aos calcináveis, para melhor ajuste das superfícies de assento(68).

5 - Deve-se ter cuidado na utilização de componentes "compatíveis", e utilizar aqueles cujas características essenciais (liga metálica, acabamento, desenho) sejam iguais ou superiores ao original.

6 - No laboratório deve-se evitar a contaminação da superfície de assento do cilindro com cerâmica, sendo indispensável deixar um colarinho de metal (mínimo 0,3 mm) ao redor do mesmo, com o limite definido para a aplicação da cerâmica.

7 - No laboratório deve-se evitar danificar a superfície de assento durante o acabamento e polimento, pelo que é necessário o uso de protectores de polimento.

8 - Na clínica, devem-se usar e apertar correctamente os parafusos protectores dos pilares, para evitar o crescimento de tecidos moles sobre a superfície de assento do pilar.

Desenho dos componentes restauradores

Parece claro que as diferenças na configuração espacial dos implantes e cilindros induzirão um diferente comportamento biomecâni-

co. A literatura internacional não oferece muitas análises comparativas entre os distintos sistemas de implantes e a maioria dos estudos existentes utilizam a resistência à fractura (carga contínua) como método. A tendência actual é no sentido dos estudos de fadiga (carga cíclica) por esta ser mais sensível e de maior similitude com a situação clínica. Dentro das limitações referidas, os dados disponíveis parecem sugerir entre os diversos desenhos:

1 - Superioridade biomecânica dos sistemas com uma interface pilar/implante e cilindro/pilar mais estável. Por exemplo:

a) Implantes de maior diâmetro com uma cabeça restauradora de maior superfície, são mais estáveis e produzirão uma transmissão mais axial das forças, segundo princípios básicos de engenharia(102), especialmente se se utilizam componentes correspondentemente largos na fabricação da superestrutura(103).

b) Mecanismos de conexão entre pilar e implante que encaixam num plano inclinado ("Morse Taper" de 8° ITI Dental Implant System, Waldenburg, Suíça) produziriam a junta mais estável, já que o bom ajuste entre estes, absorve as cargas e protege estes parafusos (77).

c) Os sistemas com hexágono externo largo seriam mais estáveis que os sistemas com hexágono externo curto(70,77).

d) Os sistemas com hexágono interno demonstraram superioridade mecânica, à custa de uma menor resistência, ao ter as paredes mais finas (56,66,81).

2 - Superioridade teórica dos sistemas com pontos de aplicação da força (superfície de assento) mais apicais(77). Por exemplo, os pilares estéticos Estheticone ou Miruscone (Branemark System®) seriam superiores ao pilar standard original, por o braço de alavanca ser menor (Fig. 4).

3 - Superioridade dos parafusos de ouro pela maior pré-carga que podem desenvolver.

CARGA DINÂMICA

É aquela que resulta dos contactos oclusais,

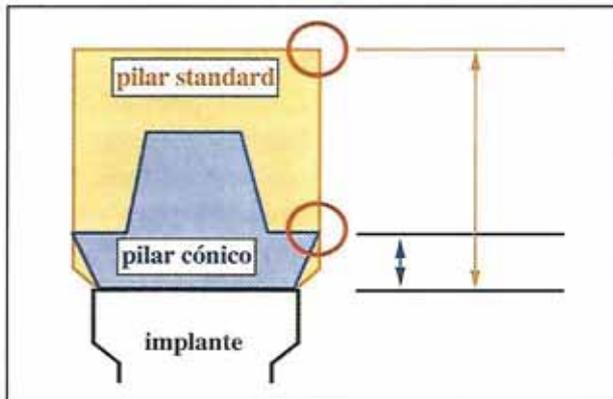


Fig. 4 - Devido à diferença no ponto de aplicação da força (círculo vermelho) os pilares estéticos (cónicos) apresentam uma configuração biomecânica mais favorável ao gerar um braço de alavanca menor.

tanto fisiológicos como parafuncionais, assim como de outras parafunções não oclusais. É importante fazer um bom diagnóstico para poder prever as cargas que a futura restauração sofrerá, e assim dotá-la das características biomecânicas adequadas para cada indivíduo (Fig. 5). Factores como a massa muscular, a relação intramaxilar e os hábitos parafuncionais do paciente vão determinar a intensidade, direcção e frequência das forças, respectivamente:

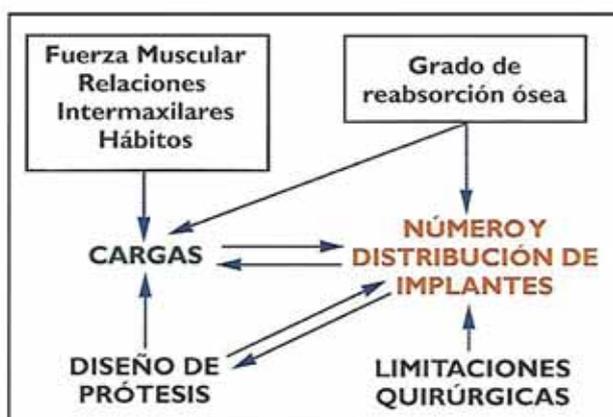


Fig. 5 - Quadro de inter-relação de factores. O número e posição dos implantes devem estar de acordo com o tipo de prótese que o paciente e o profissional tenham decidido realizar, e estarão condicionados pela previsão de cargas e limitações da disponibilidade óssea. Por sua vez, o desenho da prótese, a relação da mesma com o rebordo alveolar e a geometria dos implantes, influirão nas forças que os implantes recebem.

Intensidade

Os estudos demonstram grande variabilidade na força oclusal máxima que um indivíduo pode exercer^(10,11). Parece haver coincidência nalgumas observações: devido ao sistema de alavanca de terceiro grau que conforma o sistema mastigatório, a força exercida nos sectores posteriores é entre 3 e 5 vezes maior que em sectores anteriores^(10,11). O factor crítico e mais influente que determina a intensidade da força oclusal, é a massa muscular, além da dimensão vertical de oclusão ou a forma do ciclo mastigatório⁽¹⁰⁶⁾.

Conclusão: Deve-se observar e palpar os músculos de fecho da boca (temporal e masseter como mais acessíveis) como ajuda na previsão de forças oclusais.

Direcção

Outro factor importante na avaliação do tipo de carga que o implante sofrerá é o grau de reabsorção óssea. Tendo em conta que os dentes têm que se situar em posições mais ou menos fixas (em função da dentição antagonista e os requisitos estéticos ou fonéticos) é frequente o implante não estar axialmente alinhado com a restauração, produzindo-se um braço de alavanca desfavorável. Em sectores posteriores superiores, o "cantilever" vestibular que se produz pela reabsorção centrípeta do maxilar superior, pode ser reduzida a partir de uma oclusão cruzada posterior, o que não produz nenhum transtorno funcional para o doente (Fig. 6). Em sectores anteriores, isto não é possível devido à característica inclinação vestibular (Fig. 7).

O ângulo de aproximação das cúspides durante o ciclo mastigatório, dependerá do tipo de alimento que se esteja mastigando (não lateralização da mandíbula para alimentos mais duros) e do esquema articular (guia anterior) do indivíduo^(6,9). Em pacientes sem guia anterior, os sectores posteriores encontram-se submetidos a cargas laterais, já que articulam como função de grupo posterior uni ou bilateral. Se bem que não foi demonstrado cientificamente que as cargas laterais sejam prejudiciais para os implantes⁽⁴³⁾ (esta é uma extrapolação da literatura periodontal clássica⁽¹⁰⁷⁻¹⁰⁹⁾, pa-

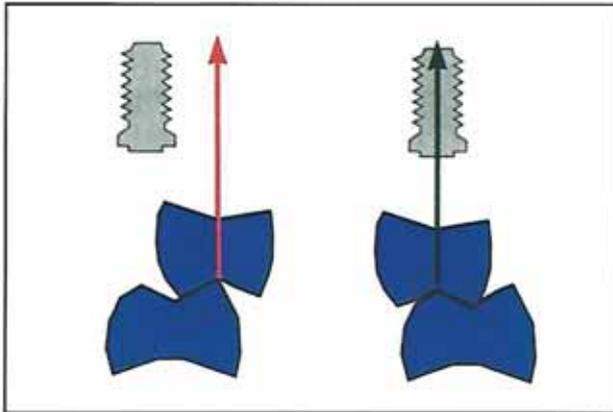


Fig. 6 - O braço de alavanca desfavorável devido à falta de alinhamento da restauração no implante, pode-se solucionar gerando uma oclusão cruzada posterior.



Fig. 7 - Aspecto vestibularizado dos incisivos superiores devido à reabsorção do rebordo alveolar.

rece que poderiam contribuir para os fracassos por fadiga dos materiais e dos parafusos desapertados, já que as cargas não axiais (cantilevers) produzem momentos de força que podem ser mal tolerados (44-47,53-55,57-60).

Conclusão: Em doentes com guia anterior, o prognóstico das restaurações posteriores sobre implantes é bom. Em doentes sem guia anterior deve-se aumentar o suporte, incluindo maior número de implantes e melhor distribuição dos mesmos. O esquema oclusal de eleição nestes doentes, será visto mais adiante.

Frequência

Os contactos fisiológicos entre os dentes são produzidos pela mastigação e deglutição de alimentos ou saliva. Os contactos são habitualmente na posição de máxima intercuspidação

e normalmente pode-se observar um certo deslizamento entre cúspides e vertentes até chegar à posição final. É neste momento que o indivíduo desenvolve verdadeiramente força, por encontrar uma posição de máxima estabilidade oclusal. Esta força fisiológica habitual, vem a ser 30% da força máxima oclusal que esse indivíduo é capaz de realizar e que é aplicada durante um período aproximado de 0,3 segundos em cada ciclo⁽¹⁰⁾. A soma de todos os contactos dentários fisiológicos que se produzem ao longo do dia não chega no total a 18 minutos. Os contactos que se produzem em bruxistas podem chegar a ser de várias horas por dia e com uma força superior à habitual devido à hipertrofia muscular.

Conclusão: o prognóstico das restaurações sobre implantes em pacientes não bruxistas é muito bom. O bruxismo não é uma contra-indicação da terapia com implantes, mas é um factor modificador do plano de tratamento, já que nestes doentes é recomendável:

- Aumentar o número e melhorar a distribuição de implantes
- Utilizar sistemas de implantes e pilares que sejam superiores biomecânicamente
- Restaurar a guia anterior (habitualmente perdida por desgaste)
- Confeccionar uma placa oclusal como protector das restaurações⁽¹²⁾.

Anatomia dentária

Foi recomendada a redução do volume das faces oclusais que se desenham nas restaurações posteriores sobre implantes, baseada na literatura clássica sobre ponticos⁽²³⁾. É provável que a carga que o implante sofre seja reduzida deste modo, e creio que se deveria analisar individualmente alguns factores antes de utilizar desnecessariamente a anatomia dentária (não esqueçamos que o desejo da maioria dos doentes é uma restauração funcional e de aspecto natural). Assim, se o indivíduo tem guia anterior, o contacto que os dentes posteriores receberão será basicamente axial, independentemente da superfície da face oclusal. Além disso, já temos comentado que a força se liberta essencialmente, quando os dentes estão em contacto, e não antes. Portanto, não está justificada a redução da anatomia oclusal em

doentes com guia anterior e função normal. Logo, na presença de bruxismo e na ausência de guia anterior, os braços de alavanca posteriores podem ser reduzidos mediante um encurtamento vestibulo-lingual da anatomia oclusal. Quanto à angulação das cúspides, é recomendado evitar os contactos em vertentes muito inclinadas, já que o vector da força resultante, é tanto mais transversal quanto mais aumenta a angulação das cúspides.

Conclusões:

- a) Individualizar cada caso para determinar as dimensões das faces oclusais.
- b) Fazer cúspides de angulação reduzida para axializar as cargas e localizar o contacto oclusal numa zona plana quando seja factível.
- c) Em dentes anteriores superiores, evitar contactos em planos muito inclinados, produzindo uma mesa horizontal para o contacto quando for possível axializar as cargas⁽²⁷⁾.

Materiais de restauração oclusal

Os materiais de utilização mais comum são o metal, a resina acrílica e a cerâmica. Do ponto de vista biomecânico, estes materiais têm propriedades diferentes e cada um apresenta vantagens e desvantagens.

Originalmente, propôs-se o uso de resinas acrílicas ou compostas, defendendo a sua qualidade como amortecedor e protector dos implantes. Estudos^(24,33-35) demonstraram uma capacidade protectora nos impactos súbitos, mas o mesmo não aconteceria numa carga contínua que é habitual nas funções e para-funções humanas. A utilização de materiais deformáveis não alterava significativamente as cargas que os implantes recebem^(33,34). A principal vantagem das resinas acrílicas é a sua capacidade "protectora" da dentição antagonista e não dos implantes. As ligas de ouro provavelmente reúnem uma combinação ideal de resistência ao resgaste e maleabilidade na recepção de cargas e são provavelmente o material restaurador de eleição. Infelizmente, a maioria dos pacientes, por motivos estéticos, não aceitam esta proposta. A porcelana é um material que demonstrou funcionar com bons resultados mecânicos e estéticos a longo prazo

e que requiere muito pouca manutenção, comparado com as resinas. Como inconveniente tem o seu efeito abrasivo sobre a dentição antagonista, especialmente em bruxistas. O material a eleger neste tipo de doentes é ainda uma incógnita, ainda que as ligas com alta concentração de ouro, sejam provavelmente a melhor alternativa.

Conclusões:

- a) Não está demonstrado que o acrílico seja melhor material que o ouro ou a cerâmica como "protector" dos implantes do ponto de vista biomecânico.
- b) As ligas de alta concentração de ouro, são, provavelmente, do ponto de vista biomecânico, o material de eleição em restaurações sobre implantes, especialmente em pacientes bruxistas.

Desenho de restauração

Se os factores anteriormente expostos iriam condicionar o nosso plano de tratamento, mediante o número e a distribuição dos implantes utilizados e o desenho da prótese, poderemos modificar a nosso favor a situação biomecânica em que os implantes vão funcionar. Assim, tanto a magnitude como a direcção das forças que cada implante venha a sofrer (a frequência só depende dos hábitos do paciente) variam em função da geometria do desenho e do número de pilares, especialmente se estes estão ferulizados^(25-32,61-63,104,105).

Como se indicou no início deste artigo, são escassas as publicações que fazem análises comparativas dos distintos desenhos de próteses sobre implantes, provavelmente devido à dificuldade que um estudo destas características teria, como consequência do grande número de variáveis envolvidas⁽⁴⁰⁻⁴²⁾. Assim, ainda que muitos dos critérios com que vamos trabalhar sejam tecnicamente empíricos (e assim se deve reconhecer), têm a sua base em princípios básicos de biomecânica e de oclusão^(36-43,105), nas experiências de quem vem aplicando estes princípios e os trabalhos científicos publicados.

Para simplificar, vamos analisar cada tipo de edentalismo:

Desdentados totais

Do ponto de vista biomecânico, só podem fazer-se dois tipos de próteses: a) Implantossuportadas, em que todas as cargas são transmitidas aos implantes e só aos implantes. b) Implantomucosuportadas, em que o suporte é em proporção variável entre os implantes e a mucosa. Não é objectivo deste artigo definir as indicações de umas e outras, nem entrar em aspectos técnicos da sua construção. Contudo, deve ficar claro que as próteses implantossuportadas o são, independentemente de serem fixas ou removíveis, e que portanto todos os critérios biomecânicos se aplicam indistintamente a umas e outras.

Próteses implantossuportadas:

Número de implantes

Mínimo 6. Recomendável 8.

Distribuição dos implantes.

Devido à intensidade das forças em sectores posteriores é conveniente colocar o maior número de implantes possível na zona pré-molar e molar. Por exemplo, para um desdentado inferior e 12 peças, estas poderiam ser colocadas em posições (6,4,3) bilateriais.

Desenho da superestrutura

O critério básico a seguir é a rigidez no desenho, pelo que se recomenda a ferulização de todos os implantes. Isto facilitará a redistribuição das forças e a redirecção dos vectores de forças num sentido mais axial^(36,40,41). A obtenção de ajuste passivo numa prótese aparafusada de arcada completa é muito complicada⁽⁹⁰⁾ e deve-se recorrer rotineiramente a soldadura ou união laser pré e pós-cerâmica^(87,88,92) devido às distorções dos materiais de clínica e laboratório. Neste sentido, quando se conta com um suficiente número de implantes e a situação é favorável (paciente não bruxista, guia anterior, mandíbula, boa qualidade óssea, implantes largos...) pode-se tratar o caso como um desdentado parcial múltiplo e decompor em várias próteses parciais fixas. No exemplo anterior, podem-se solucionar com três partes independentes; 36i-35p-34i//33i-32p-31p-41p-42p-43i//44i-45p-46i. A realização deste desenho é muito mais fácil tecnicamente e podem-se obter muito bons ajustes

com menores esforços (Fig. 8).

Em todos os casos devem-se evitar as extensões distais ("cantilevers") por aumentar em muito as cargas que os implantes sofrerão⁽⁴⁴⁻⁴⁷⁾.

Esquema oclusal

Oclusão: um contacto em cada dente, comprovado com papel de articulação fino de 8 micras de espessura (Shimstock-Metal-folie Hanel-GHM-Dental-GMBH,Nüetingen. Germany).

Disclusão: guia anterior suave com separação dos sectores posteriores nas protusões e lateralidades⁽¹³⁻¹⁷⁾. Os dentes que podem intervir na guia lateral são o canino sozinho ou junto ao primeiro e segundo pré-molares (guia canina e função de grupo unilateral respectivamente), em função das relações intermaxilares⁽¹⁷⁾.

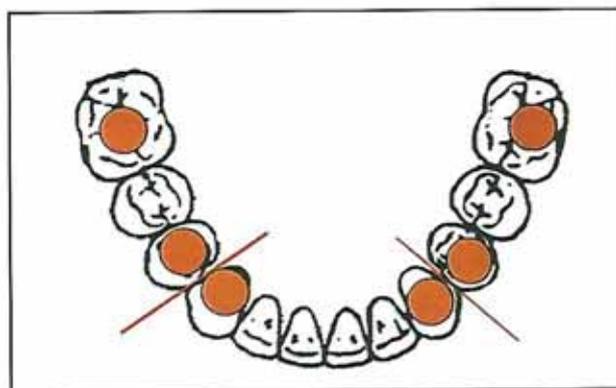


Fig. 8 - Solução em desdentado total inferior com 6 implantes e três próteses parciais fixas.

Próteses implantomucosuportadas

Número de implantes

Mínimo 2 (mandíbula) ou 4 (maxilar superior). Este tipo de prótese deve-se realizar quando o número ou a distribuição dos implantes disponíveis são inadequados para uma prótese implantossuportada.

Distribuição dos implantes

Mandíbula: dois implantes com a distribuição mais ampla possível^(15,13,23,25) para melhorar o suporte da sobredentadura.

Desenho da superestrutura

O princípio básico seria a rigidez entre os implantes (conexão por meio de barras) e a resiliência entre a dentadura e a estrutura (conexão com encaixes resilientes) para induzir a mínima tensão possível quando o paciente funcione com a zona mucosuportada^(62,93,101).

Mandíbula: a barra que une os implantes deve ser perpendicular ao eixo anteroposterior, para permitir uma rotação mais pura no plano sagital. Os conectores devem permitir a rotação da prótese em torno da barra. Ocasionalmente podem-se utilizar encaixes de bola sem ferulizar os implantes, sempre que estes sejam largos e paralelos entre si.

Maxilar superior: Actualmente pode-se dizer que não há consenso sobre o desenho^(61-63,98-101). As divergências surgem principalmente no grau de rigidez que deve haver entre a prótese e a barra. Em princípio, sempre que haja um sector mucosuportado, deveria existir certa resiliência. Caso contrário, toda a extensão distal ao implante funcionará como um "cantilever" (Fig. 9). Sendo assim, recomenda-se ferulizar todos os implantes com uma barra e colocar um conector resiliente distal ao implante mais distal. A disposição dos conectores neste tipo de estruturas tem um efeito importante no tipo de carga que os implantes recebem^(99,100).

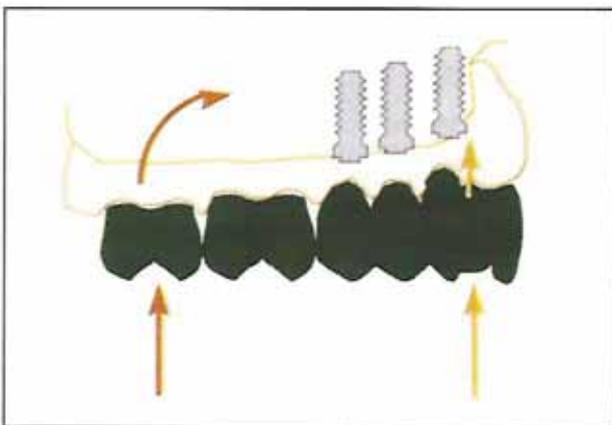


Fig. 9 - Sobredentadura implantomucosuportada: Quando as forças são aplicadas na zona anterior (seta laranja) as cargas transmitem-se predominantemente aos implantes. Se o paciente funciona em segmentos posteriores (seta vermelha) e existe uma conexão rígida entre a prótese e os implantes, e a zona aqúele distal ao implante mais distal actuará como um "cantilever".

Esquema oclusal

Oclusão: um contacto em cada dente, comprovado com papel de articulação fino de 8 micras de espessura (Shimstock - metall - folie. Hanel - GHM - Dental - GMBH, Nürtigen. Germany).

Disclusão: Foram propostos diversos tipos de disclusão para este tipo de próteses⁽¹⁸⁾, em função do tipo de próteses, dentição antagonista e relações intermaxilares. No momento actual, a literatura não elucida se guia anterior, função de grupo unilateral ou balanceada bilateral é melhor neste tipo de próteses. Um bom princípio seria realizar guia anterior sempre que a estabilidade das próteses o permita, já que é mais simples de ajustar, produz um menor desgaste dos dentes posteriores e tende a produzir um certo relaxe na musculatura⁽¹³⁻¹⁷⁾. Definitivamente, cada situação deverá ser analisada individualmente.

Desdentados parciais

Existem várias situações em que a colocação de implantes estará indicada e seria impossível analisar em detalhe cada uma delas. Será exposto uma série de critérios básicos e serão descritas algumas situações tipo.

Número de implantes

Varia em função da zona afectada, já que a percentagem de êxito será afectada pela qualidade e quantidade de osso e pelas cargas oclusais⁽⁶⁻¹²⁾. Assim, em sectores posteriores superiores, o plano deve ser ajustado no critério um implante por dente. O mesmo é aplicável para posteriores inferiores, excepto em casos muito favoráveis. Em sectores anteriores, é necessário um menor número de implantes (exemplo: para restaurar de 33 a 43: 33i - 32p - 31p - 41p - 42p - 43i). No entanto, deve-se sempre ter em conta a estabilidade oclusal posterior, imprescindível para manter as cargas anteriores dentro dos valores fisiológicos (ex: se o paciente tem uma prótese parcial removível classe II de Kennedy não está garantida a dimensão vertical nem a estabilidade oclusal a longo prazo, o que possibil-

mente nos obrigará a colocar mais implantes no sector anterior e a ferulizá-los.

Distribuição dos implantes

Devem-se colocar em espaços edentulados evitando que possam resultar "cantilevers". Os implantes devem coincidir com os dentes para facilitar a higiene e a estética. Em restaurações de três ou mais implantes, é recomendável evitar a colocação em linha recta, já que a formação de um tripoidismo reduz consideravelmente a carga que cada implante recebe^(32, 104,105) (Fig. 10).

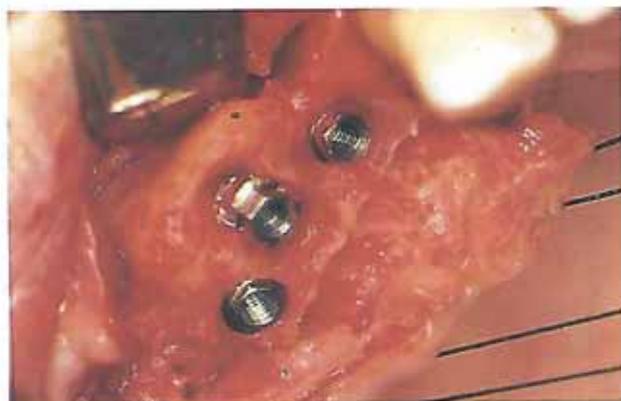


Fig. 10 - Colocação de três implantes formando um triângulo para melhorar a distribuição de forças (gentileza do Dr. Manuel Barrachina Maraix).

Esquema oclusal

Oclusão: um contacto em cada dente natural (registar e respeitar os contactos que o paciente tinha originalmente, comprovado com papel de articulação fino de 8 micras de espessura (Shimstock-metall-folie. Hanel-GHM-Dental-GMBH, Nürtingen. Germany). Nas zonas implantosuportadas, não deve haver contacto em oclusão suave (alívio 20-30 micras comprovado com papel articular de 20-30 micras) mas deve haver contacto em oclusão forçada (comprovar com papel de 8 micras). Deste modo os implantes recebem carga apenas quando os dentes naturais sofrem a intrusão fisiológica.

Disclusão: Em princípio, a guia deve recair sobre os dentes naturais, quando for possível, já que o seu mecanismo proprioceptivo é mui-

to superior⁽¹¹⁰⁾ e, mais importante, é a situação a que um doente se tinha adaptado antes da colocação dos implantes. Alguns casos:

Dentes naturais anteriores, implantes posteriores: guia anterior natural com disclusão dos segmentos posteriores. Se não houver guia anterior por ser um paciente classe II divisão I, poderia desenvolver-se uma função de grupo unilateral, utilizando o 4º e o 5º e às vezes o 6º. Neste caso, deveria colocar-se maior número de implantes, já que estes receberão carga lateral. Se a perda da guia anterior é por desgaste pode planificar-se a restauração do segmento anterior para melhorar o prognóstico dos implantes, ao axializar-se as cargas.

Dentes naturais posteriores, implantes anteriores, canino natural: guia anterior compartilhada entre implantes e canino. Disclusão posterior em lateralidade com a guia que o doente tinha, antes de colocar os implantes. Neste caso, sendo a oclusão estável, poder-se-ia considerar a colocação de quatro implantes nos quatro incisivos superiores e deixá-los independentes sem ferulizar. Dentes naturais posteriores, implantes anteriores incluindo o canino: Ferulizar os implantes. Guia anterior protrusiva nos implantes. Disclusão posterior em lateralidade compartilhada entre os premolares e o canino.

Restaurações unitárias

Oclusão: contacto em oclusão forçada (papel 8 micras) e alívio de 20 micras em oclusão suave.

Disclusão: respeitar a guia anterior e lateral que teria o doente originalmente. Nesse caso, considerar a possibilidade de restaurar a guia anterior para melhorar a situação de dentes e implantes posteriores.

CONCLUSÕES

Na planificação de próteses sobre implantes devemos ir além de "quanto osso há" ou "quantos implantes cabem". Parece claro que factores tais como a massa muscular dos músculos elevadores da mandíbula, os hábitos do paciente, as relações intermaxilares, a geome-

tria de implantes e componentes restauradores e o desenho de superestruturas vão condicionar o meio em que a nossa restauração vai trabalhar. A análise destes parâmetros para cada indivíduo, vai ter influência no plano de tratamento e desenho da prótese mais adequada para a situação específica.

BIBLIOGRAFIA

1. ADELL R., LEKHOLM U. - Brånemarck P. A 15-year study of osseointegrated implants in the treatment of the edentulous jaw. *Int. J Oral Surg.* 1981; 10: 387-416.
2. SCHROEDER A. et al - The reactions of bone, connective tissue and epithelium to endosteal implants with titanium-sprayed surfaces. *J Maxillofac surg.* 1981; 9: 15-25.
3. BRÅNEMARK P-I - Osseointegration and its experimental background. *J Prosthet Dent.* 1993; 50: 399-410.
4. KIRSCH A; ACKERMANN K. L. - Das IMZ-Implant System. *ZWR.* 1986; 11: 1134-44.
5. SCHNITMAN P., DASILVA J., WOHRLE P., WANG N., KOCH G. - Influence of site on implant survival: Seven-Year results. *J Dent Res.* 1993; 72: 311 (Abs 1664).
6. GRAFT H., ZANDER H.A. - Tooth contact patterns in mastication. *J Prosthet Dent.* 1963; 13: 1055-1066.
7. GRAF H. BRUXISM - *Dent Clin North Am.* 1969; 13: 659-65.
8. GIBBS C. H., MESSERMAN T., RESWICK J. B., DERDA H. J. - Functional movements of the mandible. *J Prosthet Dent.* 1971; 26: 204-20.
9. GIBBS C. H., STANLEY R. S. BENZ S. T. - Masticatory Movements of the Jaws Measured at Angles of Approach to the Occlusal Plane. *J Prosthet Dent.* 1973; 30: 283-8.
10. GIBBS C. H. - Lundeen H. C. H. C. - Jaw movements and forces during chewing and swallowing and their clinical significance. In Lundeen H.C. Ed., *Advances in Occlusion.* 1982; Chapter 1: 2-32.
11. HAGBERG C - Assessments of bite force: A review. *J Craniomand Dis.* 1987; 1: 162-9.
12. HOLMGREN K. - Effect of a full-arch maxillary occlusal splint on parafunctional activity during sleep in patients with nocturnal bruxism and signs and symptoms of craniomandibular disorders. *J Prosthet Dent.* 1993; 69: 293-7.
13. MACDONALD J. W. C., HANNAM A. G. - Relationship between occlusal contacts and jaw-closing muscle activity during clenching: Part I. *Prosthet Dent.* 1984; 52: 718-29.
14. MACDONALD J. W. C. , HANNAM A. G. - Relationship between occlusal contacts and jaw-closing muscle activity during tooth clenching: Part II. *J Prosthet Dent.* 1984; 52: 862-74.
15. MIRALLES R et al - Influence of balanced occlusion and canine guidance on electromyographic activity of elevator muscles denture wearers. *J Prosthet Dent.* 1989; 61: 494-8.
16. WILLIAMSON E. H. - Anterior guidance: its effect in electromyographic activity of the temporal and masseter muscles. *J Prosthet Dent.* 1983; 49: 816-23.
17. BORROMEO G.L. et al - A comparison of the effects of group function and canine guidance interocclusal device on masseter muscle electromyographic activity in normal subjects. *J Prosthet Dent.* 1995; 74: 174-80.
18. WISMEIJER E et al- Factors to consider in selecting occlusal concept for patients in the edentulous mandible. *J Prosthet Dent.* 1995; 74: 380-4.
19. JEMT T., CARLSSON G. - Aspects of mastication with bridges on osseointegrated implants. *Scand J Dent Res.* 1986; 94: 66-71.
20. HARALDSON T., CARLSSON G. E. - Bite force and oral function in patients with osseointegrated oral implants. *Scand J Dent Res.* 1977; 85: 200-8.
21. CARR A., LANEY W. - Maximum occlusal force levels in patients with osseointegrated oral implant prostheses and patients with complete dentures. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 1987; 2: 101-8.
22. SETZ J., KRAMER A., BENZING U., WEBER H. - Complete dentures fixed on dental implants: chewing patterns and implants stress. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 1989; 4: 107-11.
23. STEIN R. S. - Pontic-residual ridge relationship: A research report. *J Prosthet Dent.* 1966; 16: 251-85.
24. DAVIS D. M., RIMROTT R, ZARB G. A. - Studies on frameworks for osseointegrated prostheses: part II. The effect of adding acrylic resin or porcelain to form the occlusal superstructure. In *J Oral Maxillofac Implants.* 1988; 3: 275-80.
25. DAVIS D. M., ZARB G. A., CHAO Y-L. - Studies on frameworks for osseointegrated prostheses: Part I. The effect of varying the number of supporting abutments. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 1988; 3: 197-201.
26. HUERZELER M. B. et al - Influence of the superstructure on the periimplant tissues. *J Dent Res.* 1993;

72: 118 (Abst 115).

27. KATONA T. et al. - Force-moment systems on single maxillary anterior implants: effects of incisal guidance, fixture orientation, and loss of bone support. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 1993; 8: 512-21.
28. BENZING U. R. et al - Biomechanical aspects of two different implant-prosthetic concepts for the edentulous maxilla. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 1995; 10: 188-98.
29. STEGANOROIU R. et al - Stress distribution in bone related to implant-supported prosthesis design. *J Dent Res.* 1996; 75 (IADR abstracts): 183 (abst. 1325).
30. TASHKANDI E. et al - Prosthodontic considerations and the transfer of stress in implant therapy. *J Dent Res.* 1996; 75 (IADR abstracts): 1984 (abst. 1332).
31. Wichmann M. distribution of forces and moments on osseointegrated implants. *J Dent Res.* 1996; 75 (IADR abstracts): 368 (abst. 2802).
32. DAELLENBACH K et al - Biomechanics of in line vs offset implants supporting partial prosthesis. *J Dent Res.* 1996; 75 (IADR abstracts): 183 (abst 1327).
33. LILL W., METEJKA M., RAMBOUSEK K., WATZEK G. - The ability of currently available stress-breaking elements for osseointegrated implants to imitate natural tooth mobility. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 1988; 3: 281-6.
34. MCGLUMPHY E. A., CAMPAGNI W. V., PATERSON L. J. - A comparison of the stress transfer characteristics of a dental implant with a rigid or a resilient internal element. *J Prosthet Dent.* 1989; 62: 586-93.
35. GRACIS S. E., NICHOLLS J. L., CHALUPNIK J. D., YUODELIS R. A. - Shock-absorbing behavior of five restorative materials used on implants. *Int J Prosthodont.* 1991; 4: 282-91.
36. SKALAK R. Biomachanical considerations in osseointegrated protheses. *J Prosthet Dent.* 1983; 9: 843-8.
37. SKALAK R. - OSSEOINTEGRATION BIOMECHANICS. *J ORAL IMPLANTOL.* 1986; 12: 350-6.
38. BRUNSKI J. - Biomechanics of oral implants: Future research directions. *J. Dent Ed.* 1988; 52: 775-87.
39. RANGERT B. R., JEMT T., JORNEUS L. - Forces and moments on Bråmenark implants. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 1988; 4: 241-7.
40. BRUNSKI J. B. - Forces on dental implants and interfacial stress. In Laney W. R., Tolman D. E. *Tissue integrated in oral, orthopedic and maxillofacial reconstruction.* Quintessence book. 1992; 108-24.
41. WEINBERG L. A. - The biomechanics of force distribution in implant-supported protheses. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 1993; 8: 19-31.
42. RICHTER E. J. - Basic biomechanics of dental implants in prosthetic dentistry. *J Dent Res.* 1989; 61: 602-9.
43. Current issues forum. Is non axial loading harmful to the bone-implant interface? *Int J Oral Maxillofac Implants.* 1995; 10: 621-5.
44. LUNDGREN D., FALK H., LAURELL L. - Occlusal interferences and cantilever joint stress in implant-supported protheses occluding with complete dentures. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 1990; 5: 70-7.
45. STEWART R. B., DESJARDINS R. P., LANEY W. R., CHAO E. Y. S., - Fatigue strength of cantilevered metal frameworks for tissue-integrated protheses. *J. Prosthet Dent.* 1992; 68: 83-92.
46. LEWINSTEIN I et al - Finite element analysis of a new system (IL) for supported an implant-retained cantilever prosthesis. *Int Oral Maxillofac Implants.* 1995; 10: 355-66.
47. VAN ZYL et al - Three dimensional finite element model of a human mandible incorporating six osseointegrated implants for stress analysis of mandibular cantilever protheses. In *J Oral Maxillofac Implants.* 1995; 10: 51-7.
48. ZARB G., SCHMITT A. - The longitudinal clinical effectiveness of osseointegrated dental implants protheses. The prosthetic result. *J Prosthet Dent.* 1990; 64: 53-61.
49. ZARB G. A., SCHIMITT A. - The longitudinal clinical effectiveness of osseointegrated dental implants. The Toronto study. Part III: Problems and complications encountered. *J Prosthet Dent.* 1990; 64: 185-94.
50. CARLSON B., CARLSSON G. - Prosthodontic complications in osseointegrated dental treatment. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 1994; 8: 90-4.
51. RANGERT B. et al - Bending overload and implant fracture: a retrospective clinical analysis. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 1995; 10: 326-34.
52. WIE H. - registration of localization occlusion and occluding materials for failing screw joints in the Branemarck implant system. *Clin Oral impl Res.* 1995; 6: 40-6.
53. RANGERT B., GUNNE J., SULLIVAN D. Mechanical aspects of a Branemarck implant connect to a natural tooth. An in vitro study. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 1991; 6: 177-85.
54. CLELLAND N. L., GILAT A. - The effect of abutment angulation on stress transfer. *J Dent Res.* 1992; 71

Abst# 76: 115.

55. MCGLUMPHY E. A., JACKS S. C. - Fatigue analysis of a simulated and implant supported fixed partial denture. *J Dent Res.* 1992; 69 # 191: 132.
56. MCGLUMPHY E. A., ROBINSON D. M., MENDEL D. A. - Implant superstructures: A comparison of ultimate failure force. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 1992; 7: 35 - 9.
57. CLELLAND N. et al - A photoelastic and strain gauge analysis of angled abutments for an implant system. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 1993; 8: 541-8.
58. DIXON D. L. et al - Comparison of screw loosening, rotation and deflection among three implant designs. *J Prosthet Dent.* 1995; 74: 270-8.
59. PATTERNSON E. A. et al - Distribution of a load in an oral prosthesis system: an in vitro study. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 1995; 10: 552-60.
60. RANGERT B.R. et al - Vertical load distribution on a three -unit prosthesis supported by a natural tooth and a single Branemark implant. An in vivo study. *Clin Oral Impl Res.* 1995; 6: 40-6.
61. JEMT T., CARLSSON L., BOSS A., JORNEUS L. - In vivo load measurements on osseointegrated implants supporting fixed or removable prostheses. A pilot study. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 1991; 6: 413-7.
62. MERICSKE-STERN R., GEERING A. H. , BURGIN W. B., GRAF H. - Three-dimensional force measurements on mandibular supporting overdentures. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 1992; 7: 185-94.
63. RICHTER E. J. - In vivo vertical forces on implants. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 1995; 10: 99-108.
64. BINON P., WEIR D., WATANABE L., WALKER L. - Implant component compatibility. In: Lancy W. R., Tolman D. E.. *Tissue integration in oral, orthopedic and maxillofacial reconstruction*, Quintessence Books. 1992; 218-26.
65. MCGLUMPHY E. A., ELFERS C. L.; MENDEL D. A. - A comparison of torsional ductile fracture in implant coronal screws. *J Dent Res.* 1992; 71 Abstr # 72:114.
66. MCGLUMPHY E. A., JACKS S., SADLON S. - Comparison of standard and non-rotating abutment and cylinders. *J Dent Res.* 1992; 70 Abstr 1070: 399.
67. Current issues forum - What scientific proof does the restorative clinician have that intersystem implant hardware components are interchangeable without potential harm to long-term implant survival? *Int J Oral Maxillofac Implants.* 1993; 8: 105-9.
68. BINON P. et al - The role of screws in implant systems. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 1994; 9 Special Issue: 48-63.
69. JARDA M. J. et al - Geometric comparison of five interchangeable implant prosthetic retaining screws. *J Prosthet Dent.* 1995; 74: 373-9.
70. HOLLOWAY J. A. et al - Rotational resistance and preload of hex and spline implants. *J Dent Res.* 1996; 75 (IADR abstracts): 76 (abstr. 470).
71. KAUS T., BENZING R. - Machining accuracy of selected implant abutments. *J Dent Res.* 1996; 75 (IADR abstracts): 184 (abstr. 1333).
72. MCGLUMPHY E. A., JACKS S. C., MENDEL D. A., SADLON S. - The effect of torque on implant abutment strength. *J Dent Res.* 1992; 70 Abstr# 1069: 399.
73. MCGLUMPHY E. A., JACKS S. C., MENDEL D. A. - Ultimate torque failure of contemporary implant superstructures. *J Dent Res.* 1992; 69 Abstr # 70: 117.
74. PATTERSON E. A., JOHNS R. B. - Theoretical analysis of the fatigue life of fixture screws in osseointegrated dental implants. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 1992; 7: 26-34.
75. CARR A. B., BRUNSKI et al - Preload comparison between as received and cast to implant cylinders. *J Dent Res.* 1993; 72: 190 (Abstr 695).
76. MCGLUMPHY E. A., ELFERS C., MENDEL D. - Calculation of optimum torque values for implant abutment screws. *J Dent Res.* 1993; 72: 191 (abstr. 700).
77. SUTTER F., WEBER H. P., SORENSEN J., BELSER U. - The new restorative concept of the ITI dental implant system: design and engineering. *Int J Periodont Rest Dent.* 1993; 13: 409-31.
78. BURGUETE R. L., JOHNS R. B., KING T., PATTERSON E. A. - Tightening characteristics for screwed joints in osseointegrated dental implants. *J Prosthet Dent.* 1994; 71: 592-9.
79. KAACK J. E., SACAGUCHI R. L., SUN T., COFFEY J. P. - Determination of preload stress in implant dental screws. *J Dent Res.* 1994; 73: 202 Abstr 808.
80. MCGLUMPHY E., KERBY R. E., ELFERS C. L. - A comparison of screw preload for the single tooth implant. *J Dent Res.* 1994; 73: 203 Abstr 809.
81. MILLER R. B., MCGLUMPHY E., KERBY R.E. - Comparison of abutment screw preload in different implant designs. *J Dent Res.* 1994; 73:202 Abstr 807.
82. SAKAGUCHI R. L., BORGERSEN L., WONG K. - Non linear contacts analysis of preload in screw retained implant prosthetic components. *J Dent Res* 1994; 73: 203 Abstr 811.
83. SAKAGUCHI R. L., SUN T. - External strain dis-

- tribution of implant prosthetic components. *J Dent Res.* 1994; 73: 232 Abst 1045.
84. GOHEEN K. L., VERMILYEA S. G., VOS-SOUGHJI J., AGAR J. R. - Torque generated by hand-held screw drives and mechanical torquing devices for osseointegrated implants. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 1994; 9: 90-94.
85. TAN K. B., NICHOLLS J. I. - Implant prosthesis screw joint compressive preload with hand torque driver vs. electronic torque driver. *J Dent Res.* 1994; 73: 203 Abst 810.
86. MILLINGTON N. D., LEUG T. - Stress on an implant superstructure in relation to its accuracy of fit. *J Dent Res.* 1992; 71 Abst # 108: 529.
87. AVILA CRESPO J. - Aplicación de la union por láser en prótesis implantosoportada. *Actualidad implantológica.* 1994; 1: 127-36.
88. BERGENDAL B., PALMQVIST S. - Laser-welded titanium framework for fixed prostheses supported by osseointegrated implants: atwo-year multicenter study report. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 1995; 10: 199-206.
89. CARR A., TOTH B., PAPAZOGLU E. - Fit discrimination of full implant frameworks. *J Dent Res.* 1995; 74: 151 (Abst 1118).
90. JEMT T., LIE A. - Accuracy of implant-supported prostheses in the edentulous jaws. Analysis of precision fit between cast gold alloy frameworks and master casts by means of a three-dimensional photogrammetric technique. *Clin Oral Impl Res.* 1995; 6: 172-80.
91. ORMAECHEA B., MILLSTEIN P., HIRAYAMA H. - Tube angulation effect on radiographic analysis of fixture abutment interface. *J Dent Res.* 1995; 74: 152 (Abst 1123).
92. RUBENSTEIN J. E. - Stereo Laser-Welded titanium implant frameworks: clinical and laboratory procedures with a summary of 1-year clinical trials. *J Prosthet Dent.* 1995; 74: 284-93.
93. CARR A. B. - Bone response to various levels of prostheses fits. *J Dent Res.* 1996; 75 (IADR abstracts): 368 (abst. 2805).
94. CARR A. B. et al - Fit discrimination of implant frameworks by experienced clinicians. *J Dent Res.* 1996; 75 (IADR abstracts): 183 (abst. 1321).
95. GERARD D. A. et al - Bone kinetics around implants with misfit prostheses. *J Dent Res.* 1996; 75 (IADR abstracts): 182 (abst. 1320).
96. MCGLUMPHY E. A. et al - Comparing framework fit of three mandibular hybrid implant systems. *J Dent Res.* 1996; 75 (IADR abstracts): 76 (abst. 471).
97. SMEDBERG J. I. et al - The influence of superstructure connection on a implant preload. A methodological and clinical study. *Clin Oral Impl Res.* 1996; 7: 55-63.
98. MERICSKE-STERN R. - Forces on implants supporting overdentures: a preliminary study of morphologic and cephalometric considerations. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 1993; 8: 254-63.
99. TOMÉ J., TOMÉ A., BREUMER III J. - Sobredentaduras con barra en los maxilares edéntulos con implantes oseointegrados. *Actualidad Implantológica.* 1994; 1: 59-69.
100. BRUNSKI J. B. et al - Biomechanics of overdentures attached to frameworks by different methods. *J Dent Res.* 1996; 75 (IADR abstracts): 183 (abst. 1326).
101. MERICSKE-STERN R. et al - Influence of denture retention mechanism on 3-dimensional force measurement with ITI implants. *J Dent Res.* 1996; 75 (IADR abstracts): 368 (abst. 2803).
102. SULLIVAN D. - Wide implants for wide teeth. *Dental Economics.* 1994; March: 82-3.
103. ANITUA E. - Devemos utilizar siempre una fijación universal, o por el contrario "tiene sentido" utilizar implantes de diferentes di-metros? *Implant Report.* 1995; Noviembre.
104. HURLEY C., CHEN C., BRUNSKI J. B. - Forces in implants in straight line vs. offset. *J Dent Res.* 1994; 73: 202 Abst 803.
105. RANGERT B., SULLIVAN D. - The transition from full arch to posterior partial restorations. *Nobelpharma News.* 1995; 9:6.
106. SASAKI K et al - Relationships between the size, position and angulation of human muscles and unilateral first bite force. *J Dent Res.* 1989; 68: 499-503.
107. STERNLICHT H. - Principles and techniques for stabilization of loose teeth. *Dent Clin North Am* 1969; 3: 213-7.
108. MHLEMANN H. R. et al - Tooth mobility-its causes and significance. *J Periodontol* 1965; 36: 148-153.
109. KORNFELD M. - Therapeutic splinting. In "Prosthetic-periodontal interrelationships" 2nd ed. St. Louis Mo: C. V. Mosby Co., 1974: 213-8.
110. YOSHIDA K. - Tactile threshold for static loads in tissues surrounding osseointegrated implants. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1994; 9: 719-24.