

Controle de torque no Sistema Damon

Resumo / O torque é definido como o momento de força gerado pela torção do fio retangular na ranhura do braquete e é expresso quando a ranhura é preenchida e quando se aumenta gradativamente o calibre do fio durante o tratamento. A expressão do torque depende de diversos fatores, relacionados ao ortodontista, ao paciente e à interação fio-braquete, e desta forma a expressão do torque nos braquetes autoligáveis apresenta características que diferem da mesma em braquetes convencionais não autoligáveis. A qualidade do braquete autoligável e a fidedignidade da dimensão das ranhuras são muito importantes na expressão do torque, e além do conhecimento do tipo de fio que está sendo utilizado, a importância da individualização também se faz presente nos tratamentos ortodônticos. / **Palavras-chave** / Ortodontia corretiva. Torque. Desenho de aparelho ortodôntico.

Darwin Vaz de **Lima**

Mestre e Doutor em Ortodontia, FOB-USP. Coordenador dos cursos de Aperfeiçoamento e Especialização em Ortodontia, Instituto Darwin de Odontologia.

Karina Maria Salvatore de **Freitas**

Pós-doutora em Ortodontia, Universidade de Toronto. Professora, curso de Especialização em Ortodontia, Instituto Darwin de Odontologia e do curso de Mestrado em Ortodontia, UNINGÁ.

Weber **Ursi**

Mestre e Doutor em Ortodontia, FOB-USP. Professor Livre-docente, UNESP/SJC.

Como citar este artigo: Lima DV, Freitas KMS, Ursi W. Controle de torque no Sistema Damon. Rev Clin Ortod Dental Press. 2014 xxx-xxx;13(x):xx-xx.

Enviado em: xx/xx/2014 - **Revisado e aceito:** xx/xx/2014

Endereço de correspondência: Karina Maria Salvatore de Freitas
Rua Jamil Gebara 1-25 apto 111 - CEP 17017-150, Bauru-SP

Os autores declaram não ter interesses associativos, comerciais, de propriedade ou financeiros que representem conflito de interesse nos produtos e companhias descritos nesse artigo.

O(s) paciente(s) que aparece(m) no presente artigo autorizou(aram) previamente a publicação de suas fotografias faciais e intrabucais, e/ou radiografias.

INTRODUÇÃO

O tratamento ortodôntico envolve o controle tridimensional da coroa. Entre os movimentos realizados, as inclinações vestibulolinguais do longo eixo do dente, que também podem ser chamadas de torque, são de fundamental importância para o estabelecimento das relações oclusais funcionalmente estáveis¹. O torque é definido como o momento de força gerado pela torção do fio retangular na ranhura do braquete².

O torque é expresso quando a ranhura é preenchida e quando se aumenta gradativamente o calibre do fio durante o tratamento. Além disso, uma porcentagem do torque é perdida devido à folga existente entre a ranhura e o fio (Fig. 1)³.

A expressão do torque nos dentes depende de diversos fatores, entre eles, fatores relacionados ao ortodontista, ao paciente e à interação fio-braquete⁴. Os fatores relacionados ao ortodontista e ao paciente independem do tipo de braquete utilizado. Os fatores mais importantes relacionados à expressão do torque são as propriedades e dimensões do arco, dimensão da ranhura do braquete, desenho do braquete e graus de torção do arco em relação à ranhura do braquete⁵⁻¹¹.

A introdução dos braquetes autoligáveis representou um desafio à Ortodontia, por causa do diferente tipo de ligação (Fig. 2, 3) e das alterações potenciais na expressão das forças durante a mecanoterapia¹².

Franco¹³ realizou um trabalho avaliando a expressão de torque em braquetes metálicos autoligáveis e observou que o braquete Damon 3MX (Fig. 4) foi o que mais expressou torque nas angulações de 12, 24, 36 e 48°. O sistema de ligação entre fio/braquete (autoligável ativo, passivo ou convencional com ligadura elástica) não interferiu na expressão final do torque, sendo essa dependente da dimensão da ranhura.

Martelli¹⁴ avaliou a expressão do torque entre braquetes estéticos autoligáveis ou não, e encontrou que a maior expressão do torque se deu no braquete autoligável Damon Clear. Ambos os trabalhos mencionados citam a dimensão da ranhura como um dos fatores mais responsáveis pela maior expressão do torque desses braquetes autoligáveis^{13,14}.

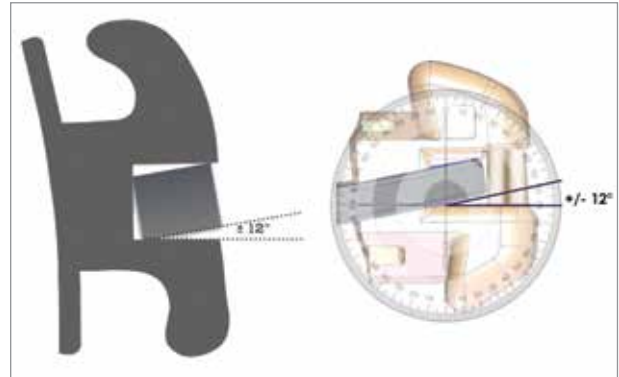


Figura 1: Ilustração demonstrando a folga existente entre a ranhura do braquete e o fio.



Figura 2: Tipos de ligação entre braquetes autoligáveis passivos e ativos.

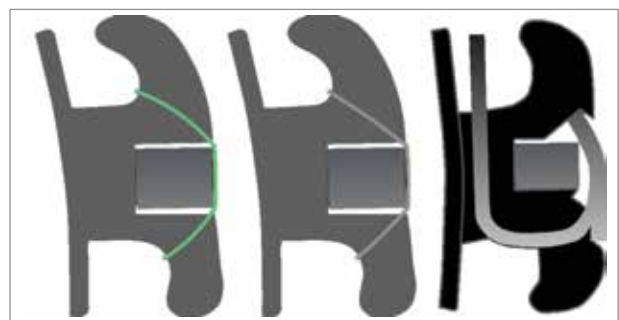


Figura 3: Braquetes ativos convencionais e autoligáveis com clips.

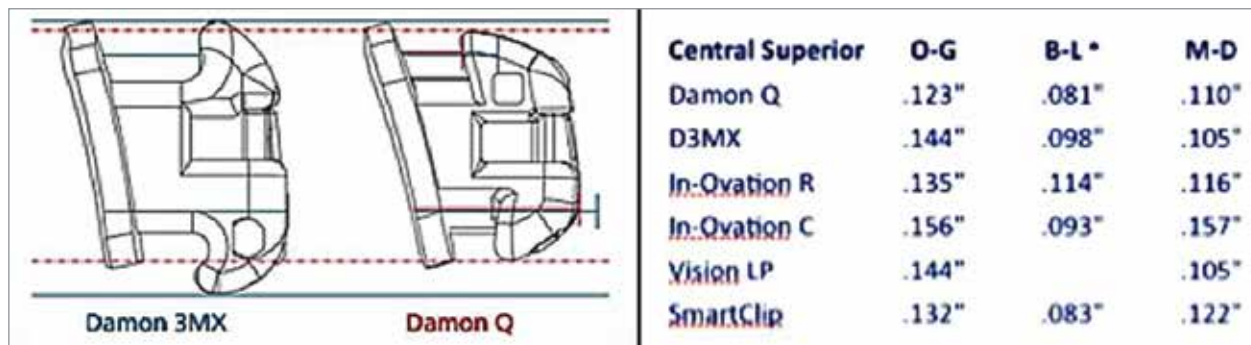


Figura 4: Braquetes autoligáveis passivos Damon.

Aguiar¹⁵ comparou a expressão do torque de três tipos de ligas metálicas — aço inoxidável, beta-titânio (TMA) e níquel-titânio (NiTi) — em sistemas de braquetes autoligáveis e convencionais. Encontrou que o fio de aço inoxidável possui uma maior expressão do torque quando comparado aos fios de TMA e NiTi. A autora também observou que, no fio de TMA, o momento de torque gerado é maior no sistema autoligável, o que pode ser explicado pelo menor tamanho do *slot* do Damon MX em comparação ao braquete convencional¹⁵.

Além da qualidade do braquete autoligável e da fidelidade da dimensão das ranhuras ser importante na expressão do torque, bem como do conhecimento do tipo de fio que está sendo utilizado, a importância da individualização também se faz presente nos tratamentos ortodônticos.

Sendo assim, o presente trabalho visa discorrer sobre o torque e as variáveis que influenciam sua expressão nos dentes, bem como sobre outros fatores relacionados aos braquetes autoligáveis e aos fios utilizados, e a importância da individualização do torque em cada caso a ser tratado ortodônticamente.

FATORES AFETANDO O CONTROLE DO TORQUE

Inúmeros fatores influenciam a expressão do torque nos dentes. A falha em se conseguir um torque ideal pode ser devida a diversos fatores: o ortodontista, o paciente e a interação braquete-fio.

Tudo isso afeta a expressão do torque nos dentes, mas, talvez, a mais crucial e fundamental seja o corte da

ranhura do braquete. Será que o tamanho da ranhura é exatamente o especificado?

Outros fatores ainda têm impacto nos momentos de terceira ordem, incluindo erro no posicionamento dos braquetes¹⁶⁻²⁰ e irregularidades na morfologia dos dentes^{18,21}.

A colagem do braquete influencia no torque se colarmos mais para incisal ou mais para cervical (Fig. 5)¹⁹. Quando colamos mais para incisal, o torque expressado é mais vestibular, e esse movimento desloca o dente acima do plano incisal. Quando colamos mais para cervical, a expressão de torque é mais lingual, e esse movimento desloca o dente abaixo do plano incisal. Isso se dá devido à conformação anatômica da face vestibular do dente ser convexa.

Devido às variações na expressão do torque, calcular exatamente os momentos de terceira ordem é impossível³. A grande gama de fatores que alteram os momentos do torque fazem com que a escolha clínica da melhor técnica para aplicação do torque seja uma tarefa difícil na prática profissional¹¹.

MATERIAL DO FIO E PROCESSO DE FABRICAÇÃO

A respeito das propriedades do fio, seu material exerce um papel importante na expressão de torque¹⁵. O fio de aço inoxidável possui uma maior expressão de torque quando comparado às ligas de beta-titânio (TMA) e Nitinol (NiTi), por isso representa a melhor alternativa para o controle das inclinações dentárias na prática ortodôntica¹⁵. Utilizar arcos de aço inoxidável aumenta

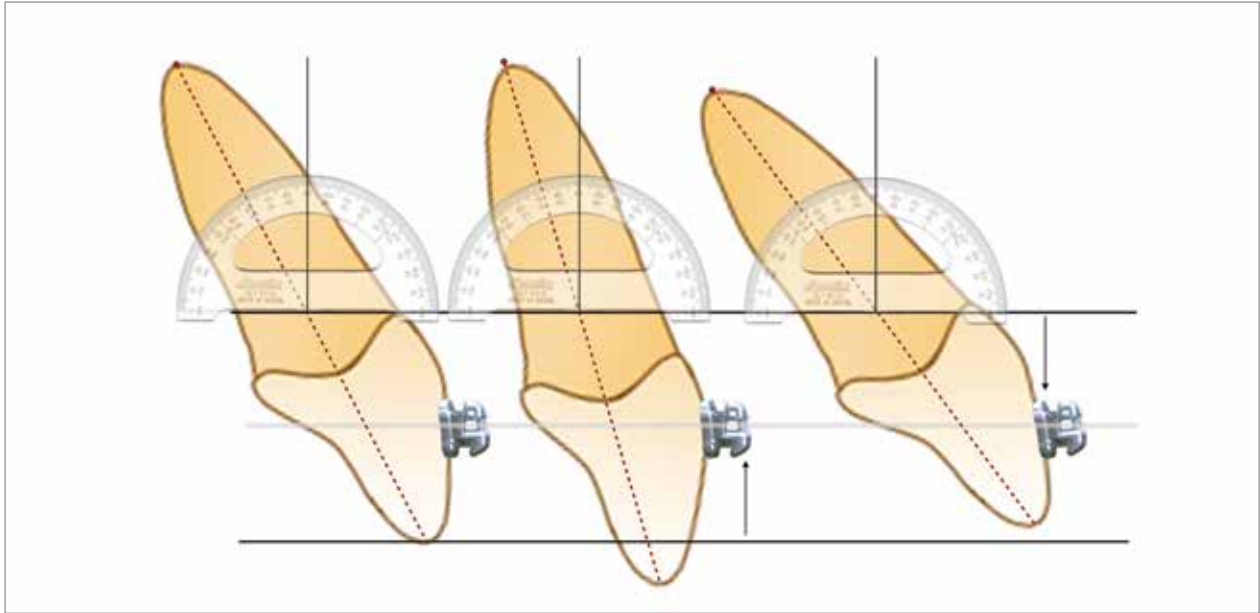


Figura 5: Figura ilustrando as diferenças na altura da colagem dos braquetes e expressão do torque nos incisivos superiores.

a magnitude do momento de torque em duas vezes, quando comparado com o TMA, e três vezes quando comparado ao NiTi^{22,23}.

Nos braquetes autoligáveis Damon, os fios retangulares mais utilizados e recomendados são os de beta-titânio TMA. Aguiar¹⁵, apesar de observar que o fio de aço inoxidável possui uma maior expressão de torque quando comparado aos fios de TMA e NiTi, encontrou que, para os fios de aço e NiTi o sistema de braquete, seja convencional ou autoligável, é irrelevante, pois a expressão do torque é semelhante, não havendo significância estatística nos resultados encontrados, porém, no fio de TMA, o momento de torque gerado é maior no sistema autoligável, o que pode ser explicado pelo menor tamanho do *slot* do braquete Damon¹⁵.

TOLERÂNCIA DE FABRICAÇÃO

Teoricamente, os momentos de terceira ordem podem ser calculados pelas dimensões dos arcos e braquetes expressas pelos fabricantes. Porém, estudos têm mostrado que existe uma diferença considerável entre a folga descrita e a medida entre os arcos e braquetes^{24,25}.

Essas diferenças podem ser atribuídas à variação no diâmetro da secção transversal do fio^{5,8,9}, dimensão da

ranhura dos braquetes^{5,8,9}, chanfradura das arestas do fio^{5,7} e deformações no braquete²⁶.

As tolerâncias de fabricação e folga entre a ranhura e o braquete também influenciam na expressão do torque^{4,16}. “Folga” é a quantidade de espaço não preenchido entre o arco e a ranhura do braquete, permitindo o movimento de torque do arco sem expressão de torque no braquete (Fig. 7)⁴. A folga real aumenta quando as tolerâncias de fabricação de arcos e ranhuras de braquetes são maiores do que o especificado. É comum encontrar arcos que estejam subdimensionados⁹.

Já foi previamente descrito que as ranhuras do braquete ortodôntico são, em geral, maiores do que o indicado pelos fabricantes²⁷. Dessa forma, os ortodontistas devem estar cientes de que pode haver uma perda tridimensional do posicionamento dentário, como resultado do uso inadvertido de braquetes ortodônticos com ranhuras de grandes dimensões, influenciando muito na expressão do torque.

Algumas fábricas fornecem fios retangulares com cantos arredondados (arestas chanfradas), resultados do processo de fabricação do arco. Nesse caso, o fio cru arredondado passa através de dois conjuntos de rolos

posicionados a 90° um do outro, rolando o fio até a dimensão desejada. Clinicamente, as arestas biseladas facilitam a inserção e aumentam a área de contato entre

o arco e as paredes da ranhura⁴. Tanto as arestas chanfradas^{4,16} quanto os fios menores do que o especificado contribuem para o aumento da folga do torque (Fig. 8)^{4,5}.



Figura 6: Fotografias mostrando a utilização de fios de (A) aço, (B) TMA e (C) CuNiTi.

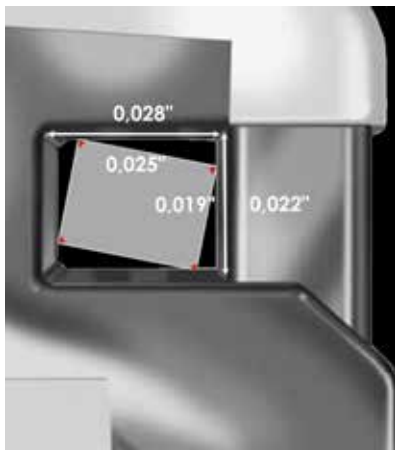


Figura 7: Folga no espaço da ranhura do braquete Damon (Ormco). Contato nas quatro paredes.



Figura 8: Aumento da folga do torque devido aos cantos arredondados e fios de calibres menores.

Cash et al.²⁷ encontraram que a ranhura de todos os braquetes estavam no limite superior de tamanho especificado pela norma. O braquete Speed foi o mais próximo à dimensão nominal, entretanto, também apresentou a maior variação. Os braquetes Damon tiveram uma variação pequena e estiveram todos no limite superior²⁸, indicando uma excelente padronização na fabricação.

Avaliando a tolerância de fabricação e as diferenças dimensionais entre vários braquetes autoligáveis, Major et al.²⁹ compararam três tipos de braquetes de incisivo central superior direito: Damon Q, In-Ovation R e Speed, com ranhura de 0,022". Mediram a altura da ranhura no fundo e na superfície, bem como o ângulo

formado pela união das paredes do braquete. Como resultado, o braquete Speed obteve uma redução de 2% em sua altura em relação à norma, e suas paredes se apresentaram convergentes; o braquete In-Ovation R apresentou paredes divergentes e foi o que apresentou ranhura com altura mais próxima da norma e com a menor tolerância de fabricação. O braquete Damon Q apresentou as paredes da ranhura mais retangulares, com aproximadamente 90° entre as paredes do braquete e sua base; além disso, a altura da ranhura apresentou um aumento de 3% em relação à norma. Destaca-se, aqui, a importância do ângulo de 90° das paredes da ranhura, haja vista que o fio retangular, dessa forma, se adequa melhor, expressando melhor o torque dado.

Franco¹³ encontrou que o braquete Damon 3MX foi o que obteve a menor altura da ranhura e o que, primeiramente, manifestou um torque clinicamente efetivo, bem como apresentou a menor folga. Martelli¹⁴ encontrou que o braquete Damon Clear foi o que obteve a menor altura da ranhura e o que apresentou maior expressão de torque em todos os ângulos de torção avaliados.

Parece óbvio e consenso que braquetes com menor altura de ranhura gerarão uma maior expressão de torque. Franco¹³ e Martelli¹⁴, avaliando a expressão do torque em diversos braquetes autoligáveis e não autoligáveis, metálicos e estéticos, respectivamente,

encontraram que os braquetes com menor altura de ranhura apresentaram as maiores expressão de torque. Franco¹³ encontrou que o braquete Damon 3MX foi o que obteve a menor altura da ranhura e o que primeiramente manifestou um torque clinicamente efetivo, bem como apresentou a menor folga. Martelli¹⁴ encontrou que o braquete Damon Clear foi o que obteve a menor altura da ranhura e o que apresentou maior expressão de torque em todos os ângulos de torção avaliados, quando comparado com Ceramic Roth, Inspire Ice, InVu Ceramic e Clarity, que são estéticos convencionais, também quando comparado aos braquetes autoligáveis QuicKlear, Click-it e In-Ovation C.

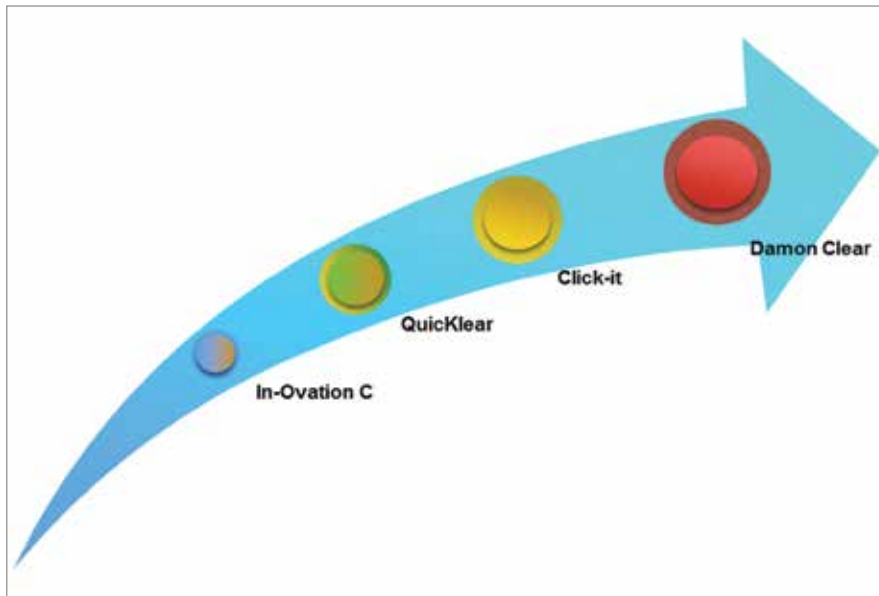


Figura 9: Braquetes autoligáveis de ranhura cerâmica, do menor para o maior, de acordo com a expressão do torque¹⁴.

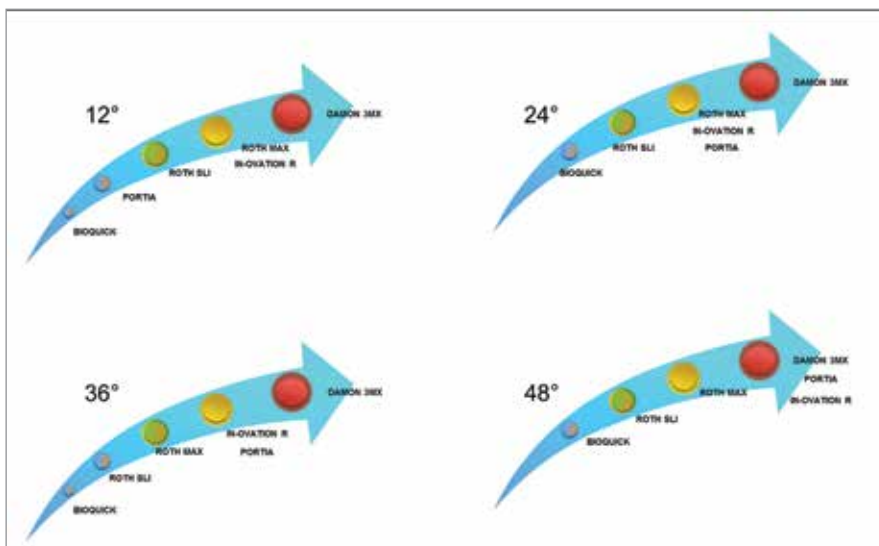


Figura 10: Avaliação da expressão de torques em autoligáveis de ranhura metálica, do menor para o maior, de acordo com a expressão do torque¹³.

DESENHO DO BRAQUETE

O desenho do braquete e a qualidade do material também desempenham um importante papel na expressão do torque.

Em relação ao desenho, alguns fatores podem interferir na integridade do braquete, como ponto de aplicação da força, tamanho e tipo de aleta, tamanho e desenho da ranhura, reforço de metal na ranhura de braquetes estéticos, ranhura vertical e junção corpo-base¹⁶.

O desenho do braquete tem de neutralizar e distribuir as forças de trabalho que atuam na ranhura, adiando o início da deformação plástica, que provoca uma abertura divergente da ranhura. Um *layout* no qual as paredes da ranhura não são paralelas permitirá mais torção do arco antes de um firme contato ser estabelecido. Quando o projeto não leva isso em consideração, a deformação da ranhura e a maior folga ocorrerão mais precocemente, e, assim, o braquete será incapaz de produzir o torque esperado⁴. O desenho deve proporcionar a maior área de contato possível entre o arco/ranhura, absorvendo a distribuição de carga no interior da ranhura, de modo que a transmissão de força é guiada ao dente, em vez de ser perdida por uma deformação permanente da ranhura do braquete⁴.

MATERIAL, DEFORMAÇÃO E PROCESSO DE FABRICAÇÃO DO BRAQUETE

O material de fabricação dos braquetes deve ter a capacidade de resistir à deformação quando o fio é girado dentro da ranhura, uma vez que a deformação das paredes da ranhura anula a força aplicada e, dessa forma, o movimento esperado do dente.

A deformação da ranhura ocorre de duas formas diferentes⁴. O primeiro tipo é a deformação plástica dos cantos no fundo da ranhura, quando o fio sofre torção dentro da ranhura. Dessa forma, as paredes da ranhura tendem a abrir, de forma divergente. Esse problema pode ser reduzido pelo reforço das paredes da ranhura ou aumentando a resistência do material, ou com uma combinação de ambos⁴. O segundo tipo de deformação ocorre quando o fio cria edentações permanentes nas paredes da ranhura, aumentando, assim, a folga⁴.

O material mais resistente utilizado atualmente é a cerâmica, mas a grande desvantagem é sua propensão à fratura em altos ângulos de torque¹¹. O aço inoxidável aceita altos momentos de torção, com alguma deformação elástica antes de se tornar plástico e permanente. Essa deformação elástica das paredes da ranhura permite que algum momento da força seja absorvido sem uma abertura permanente das paredes da ranhura. Braquetes de plástico reforçados com metal podem ser usados, por razões estéticas, e são capazes de transferir momentos de torque ao dente, mas menos do que braquetes de cerâmica ou de aço inoxidável⁴. A qualidade e tipo de ligas utilizados para a fundição de braquetes possuem propriedades mecânicas diferentes, sendo que esses itens influenciarão na estabilidade em longo prazo do braquete em uso. A liga de aço inoxidável parece ser a melhor escolha em relação à expressão clínica de torque⁴.

MÉTODO DE LIGAÇÃO

A expressão do torque também sofre influência pelo método de ligação dos braquetes³. Os três tipos mais utilizados de ligação são: elastomérica, de aço e autoligáveis, sendo que esses podem ser passivos ou ativos. O modo de ligação afetará a forma e a força com que o fio é encaixado na ranhura.

Com relação aos braquetes autoligáveis, na forma de ligação passiva, o arco está livre para se movimentar dentro da ranhura enquanto as arestas do arco retangular entram em contato com os lados da ranhura do braquete. À medida que o fio é girado e preenche a folga da ranhura, um componente de força é gerado. Na forma de ligação ativa, o fio é pressionado contra a base da ranhura. A interação do método de ligação ativo (fio, ligadura ou porta ativa do braquete) cria um segundo componente de força. No caso dos braquetes autoligáveis em que um clipe gera pressão contra o arco, a força pode agir na aresta do arco e alterar a posição zero. À medida que o fio gira, a interação do clipe contra o fio deve contribuir para a expressão do torque¹.

A principal desvantagem dos estudos *in vitro* é que a força de uma ligadura elastomérica diminui dentro de horas, o que torna praticamente impossível comparar esse modo de ligação a qualquer outro.

Ligaduras elastoméricas e suas propriedades são fortemente afetadas pelo ambiente na boca. Elas absorvem fluídos e incham, e sua intensidade é reduzida depois de alguns dias³⁰.

Ainda precisa ser melhor investigado se braquetes convencionais com ligaduras de aço e braquetes autoligáveis são semelhantes em sua expressão de torque. Há especulações de que braquetes de aço inoxidável com ligaduras de aço seriam capazes de transmitir maiores momentos de torque para o dente do que os braquetes autoligáveis³¹. Em um estudo clínico prospectivo avaliando torques com braquetes convencionais e autoligáveis, não foi encontrada diferença entre os dois sistemas ao finalizar os casos em fio de aço inoxidável 0,019 x 0,025³². Os braquetes autoligáveis são mais vulneráveis do que os convencionais, pois seu mecanismo de fechamento pode ser deformado durante a abertura ou fechamento, e algumas vezes esses podem se abrir espontaneamente⁴. Arcos pesados podem prejudicar o mecanismo de fechamento, impossibilitando, assim, um completo encaixe braquete/fio.

FOLGA ENTRE FIO E BRAQUETE

O torque e o controle de inclinação dos dentes podem ser comprometidos devido à maior folga entre o arco e a ranhura de braquetes autoligáveis^{33,34}.

No sistema Damon, a ranhura de 0,022" é preenchida com fios de acabamento de 0,019 x 0,025" de aço inoxidável ou TMA. Se um ortodontista usa um arco 0,019 x 0,025" de aço inoxidável no acabamento em uma

ranhura de 0,022 x 0,028", será necessário incorporar vários torques, além da prescrição do braquete¹⁸. Shivapuja e Berger³⁵ concluíram que a folga real em cada braquete testado foi de 1,5 a 3x maior do que a folga teórica calculada. Isso porque, em geral, as tolerâncias de fabricação são grandes: as ranhuras dos braquetes são superdimensionadas e arcos subdimensionados. Além disso, as paredes da ranhura nem sempre são paralelas.

Diversos artigos relataram as dificuldades na finalização com braquetes autoligáveis, especialmente em relação às rotações e ao torque^{36,37}. A razão para esses problemas poderiam ser as menores larguras dos braquetes autoligáveis, em combinação com uma ranhura de grandes dimensões, permitindo mais folga, em especial nos braquetes autoligáveis passivos^{34,38}.

Revisando estudos que avaliaram o efeito quantitativo na expressão do torque ao variar a dimensão de arcos de aço e o tamanho da ranhura de braquetes de aço convencionais e autoligáveis, *in vitro*, Archambault et al.²² encontraram dificuldade na comparação direta de diferentes estudos, pelas diferenças nos aparelhos de medição utilizados e os parâmetros medidos, ou seja pelas diferenças nos métodos. Em um braquete metálico de ranhura de 0,018", o ângulo de encaixe mudou de 31°, com um fio de 0,016 x 0,016" de aço inoxidável, para 4,6°, com fio de aço inoxidável de 0,018 x 0,025". Em uma ranhura de 0,022", o ângulo de encaixe muda de 18°, com um fio de aço inoxidável 0,018 x 0,025", para 6°, com um fio de aço inoxidável de 0,021 x 0,025". Braquetes autoligáveis ativos de aço demonstram um



Figura 11: Braquetes Damon Mx com fio de 0,021 x 0,025" TMA, inserido na ranhura para melhor controle de torque.

ângulo de encaixe de, aproximadamente, 7,5°, enquanto os autoligáveis metálicos passivos mostram um ângulo de encaixe de, aproximadamente, 14°, com fio de aço inoxidável de 0,019 x 0,025" em uma ranhura de 0,022". Assim, o ângulo de encaixe depende da dimensão e forma do arco, bem como da dimensão da ranhura do braquete, e é variável e maior do que os valores teóricos publicados. O torque clinicamente efetivo pode ser alcançado em uma ranhura de 0,022", com uma torção do fio de 15 a 31° para autoligáveis ativos, e de 23 a 35° para passivos, com um fio de aço inoxidável de 0,019 x 0,025".

Com relação à expressão do torque em diferentes ligas (de aço, de TMA e de CuNiti) em braquetes autoligáveis metálicos, utilizando fio de 0,019 x 0,025" em ranhuras de 0,022" com os sistemas Damon 3MX, In-Ovation-R e Speed, Archambault et al.²² mostraram que, para pequenas angulações (menores que 12°), não há diferença significativa entre os arcos quanto à expressão do torque. Para angulações maiores que 24°, a expressão do torque é maior para o arco de aço, seguido pelo TMA e, por fim, o CuNiti. Em angulações muito grandes (maiores que 40°), fios rígidos não expressam devidamente o torque.

Buscando avaliar a influência dos cliques ativos na quantidade de torque expressa por vários braquetes autoligáveis, Brauchli et al.³⁹ utilizaram uma amostra com nove braquetes diferentes, sendo sete autoligáveis (Damon 3, In-Ovation R, Oyster, Quick, SmartClip, Speed, Time), um braquete estético cerâmico de baixa fricção (Mystique) e um convencional (Mini-Mono), ligado com ligaduras elásticas. Foi utilizado fio de aço de 0,019 x 0,025", e todos os braquetes ativos foram medidos em configuração aberta e fechada para avaliar a influência do clipe. A quantidade de torque atribuída ao clipe do braquete autoligável ativo foi de, aproximadamente, 1N/mm²; a maioria dos braquetes expressou 10N/mm² de torque com angulação de 20 a 25° entre o fio e a ranhura. A dimensão da ranhura entre os braquetes variou de 0,0222" (0,563mm) até 0,0241" (0,613mm). A diferença entre a ação de grampos autoligáveis ativos e passivos não foi significativa.

Eriksen e Actual⁴ avaliaram nove braquetes autoligáveis (Damon 3MX [Ormco], Damon Q [Ormco], Discovery

[Dentaurum], Empower [American Ortho.], In-Ovation R. [GAC], Speed System [Strite Ind.], BioQuick [Forestadent] e Smart-clip SL3. [3M Unitek], e três braquetes convencionais (Mini Diamond [Ormco], LP [American Ortho] e Victory MBT [3M Unitek]). Descobriram que braquetes autoligáveis não proporcionaram melhor controle de torque do que o melhor braquete convencional testado. Todavia, o melhor braquete autoligável apresenta menos folga do que o pior braquete convencional.

Devemos melhorar a adaptação dos movimentos de torque para as reações biomecânicas do periodonto, selecionando adequadamente tanto a dimensão quanto o tipo de liga a serem utilizados quando o torque necessitar ser expresso⁴⁰. Deve-se avaliar a importância de se escolher uma prescrição, uma vez que a folga encontrada quando se usa o arco de 0,019 x 0,025" em diferentes prescrições de braquetes prevalece à diferença entre as várias prescrições⁴.

Franco¹³ testou cinco marcas de braquetes autoligáveis e uma marca de braquete convencional: Damon 3MX (Ormco) e Portia (Abzil 3M), considerados passivos, e In-Ovation R (GAC), Bioquick (Forestadent) e Roth SLI (Morelli), considerados ativos; o convencional testado foi o Roth Max (Morelli). Foram utilizados fios de aço inoxidável de 0,019 x 0,025", e os momentos de torque foram medidos aos 12°, 24°, 36° e 48°. As alturas das ranhuras também foram medidas. Houve diferenças significativas na expressividade de torque entre todas as marcas de braquetes testadas. O Bioquick foi o que apresentou a menor expressividade de torque em todas as torções testadas; em contrapartida, o braquete Damon 3MX foi o que mais expressou torque até a torção de 36°; aos 48°, os braquetes In-Ovation R, Portia e Damon 3MX tiveram momentos de torque semelhantes entre si. Quando observada a faixa de torque considerada clinicamente efetiva, verificou-se que essa começava em ângulos de torções correspondentes menores para os braquetes que possuíam a menor altura da ranhura, bem como nos que apresentavam a menor folga entre o fio e a ranhura; entre eles, o braquete Damon 3MX foi o que obteve a menor altura da ranhura e o que primeiramente manifestou um torque clinicamente efetivo, bem como o que apresentou a menor folga; em contrapartida, o Bioquick foi o que obteve a maior altura da ranhura e a maior folga, bem como foi o que

manifestou mais tardiamente um torque clinicamente efetivo. O sistema de ligação entre fio/braquete (autoligável ativo, passivo ou convencional com ligadura elástica) não interferiu na expressão final do torque, ficando dependente da dimensão da ranhura, bem como da interação entre o fio e o braquete escolhido para ser utilizado na mecânica ortodôntica.

Martelli¹⁴ investigou a expressão de torque em diferentes tipos de braquetes estéticos, convencionais e autoligáveis, utilizando fio retangular de aço de 0,019 x 0,025". Foram selecionados dez tipos de braquetes de seis diferentes marcas comerciais, sendo quatro braquetes autoligáveis de cerâmica (In-Ovation C [GAC], Damon Clear [Ormco], QuickClear [Forestadent], Click-It [TP Orthodontics]), um autoligável de cerâmica com ranhura de metal (Clarity SL [3M Unitek]) três convencionais de cerâmica (Inspire Ice [Ormco], InVu Ceramic [TP Orthodontics], Roth Ceramic [Morelli]) e um convencional de cerâmica com ranhura de metal (Clarity Metal-Reinforced Ceramic Bracket [3M Unitek]). Como controle, foi usado o braquete autoligável metálico Damon Mx [Ormco]. Em todas as angulações testadas (12°, 24° e 36°), o braquete que apresentou o maior momento de força foi o Damon Clear. Quando observada a faixa de torque considerada clinicamente efetiva, verificou-se que essa começava em ângulos de torções correspondentes menores para os braquetes que possuíam a menor altura da ranhura, e que, conseqüentemente, apresentavam a menor folga entre o fio e a ranhura. Entre eles, o braquete Damon Clear foi o que primeiramente manifestou um torque clinicamente efetivo, bem como apresentou a menor folga da ranhura.

INDIVIDUALIZAÇÃO DOS TORQUES

Já foi comentado nos tópicos anteriores que a fabricação de braquetes permite uma variação aceitável em seu tamanho e características, incluindo precisão dimensional e consistência do torque. Portanto, alguma variabilidade pode ser observada entre os materiais nominalmente idênticos e entre os valores relatados e reais de torque. Tem sido demonstrado que o torque prescrito é diferente do real, em 5 a 10%, o que representa cerca de 1 a 1,5°, e que o torque líquido efetivo pode ser menor do que o esperado. Além das variações de torque anterior, a inconsistência dimensional da base do braquete e a ranhura podem alterar

a posição vestibulolingual da coroa; ranhuras mais profundas tendem a orientar a coroa mais para vestibular, enquanto a ranhuras mais rasas provavelmente se aplicam uma orientação mais para lingual. Outra característica que causa variabilidade é a morfologia da coroa dos dentes. Esse fator pode tornar o uso de uma receita fixa para todos os pacientes questionável^{8,41}.

Outro fator extremamente importante é a correta colagem dos braquetes ortodônticos. O torque é prescrito considerando essa colagem na posição correta, dessa forma, sua expressão será mais efetiva. A correta inclinação dos dentes anteriores e posteriores é essencial para obtenção de uma intercuspidação adequada⁴². O torque incorporado aos fios ou embutidos nos braquetes é, provavelmente, uma das etapas mais importantes da mecânica ortodôntica. A utilização do fio retangular, bem como o torque incorporado a esse, são de primordial importância na finalização dos tratamentos ortodônticos, uma vez que as inclinações vestibulares e linguais dos dentes anteriores e posteriores devem ser individualizadas para cada paciente, obtendo uma intercuspidação adequada, obedecendo, assim, a critérios estéticos e funcionais⁴².

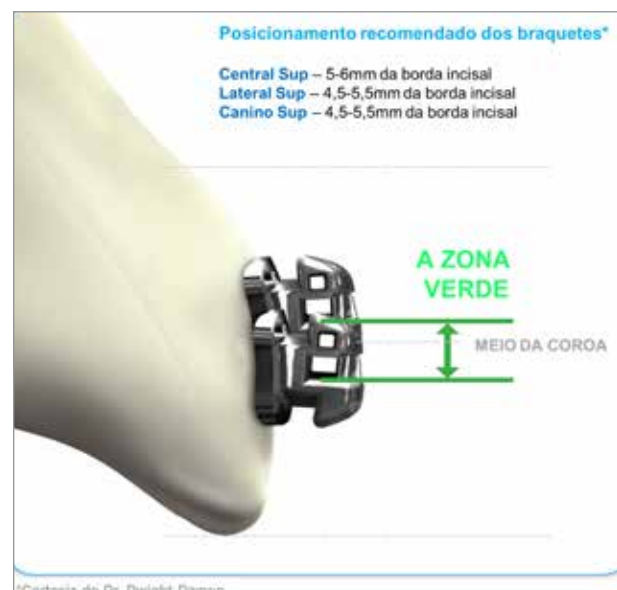


Figura 12: Colagem em posição correta dos braquetes.

Com base na compreensão da variabilidade interindividual na morfologia dos dentes e as alterações de primeira e terceira ordem no controle do deslocamento do braquete, a lógica do aparelho totalmente pré-ajustado deve ser aceita com cautela. Considerando a variação interdentária, ainda faz sentido usar braquetes individuais para dentes diferentes. Por outro lado, pequenas diferenças relacionadas a diferentes prescrições não têm um impacto significativo. Não é razoável afirmar que qualquer aparelho pré-ajustado, sem ajustes individuais, possa ser suficiente para conduzir a um ótimo alinhamento do dente ao final do tratamento.

Independentemente do sistema escolhido, é importante levar em consideração a morfologia individual do dente antes da colocação do braquete²¹.

Os braquetes autoligáveis do sistema Damon possuem três prescrições diferentes de torque, que podem ser utilizadas de forma individualizada para cada paciente, o que o torna um sistema de braquetes autoligáveis altamente flexível e passível de individualização. Esses braquetes estão disponíveis como “alto torque” e “baixo torque”, além dos braquetes com “torque padrão” (Fig. 13).

MAXILA			MANDÍBULA		
		Torque			Torque
	INCISIVOS CENTRAIS SUPERIORES	Baixo +2 Alto +22 Padrão +15		INCISIVOS CENTRAIS INFERIORES	Baixo -11 Padrão -3
	INCISIVOS LATERAIS SUPERIORES	Baixo -5 Alto +13 Padrão +6		INCISIVOS LATERAIS INFERIORES	Baixo -11 Padrão -3
	CANINOS SUPERIORES	Baixo -9 Alto +11 Padrão +7		CANINOS INFERIORES	Baixo 0 Alto +13 Padrão +7

Figura 13: Prescrição padrão *standard* dos braquetes Damon.

Essa conformação pode ser assim distribuída quando definirmos a colagem de braquetes em más oclusões:



Figura 14: Torque padrão dos braquetes Damon.

Abaixo estão as fotografias de um caso clínico tratado com torque “padrão” nas arcadas superior e inferior (Fig. 15). A utilização de braquetes “torque padrão” controla os torques a serem expressados de acordo com a prescrição Damon.

Os braquetes com “baixo torque” apresentam os torques diminuídos em relação ao padrão, para os incisivos centrais, incisivos laterais e caninos, tanto superiores quanto inferiores (Fig. 16).



Figura 15: Caso clínico tratado com torque padrão do Sistema Damon.



Figura 16: Braquetes Damon com baixo torque.

Abaixo estão as fotografias de um caso clínico tratado com braquetes do sistema Damon baixo torque na arcada superior, e torque padrão na arcada inferior (Fig. 17).



Figura 17: Caso clínico tratado com braquetes do Sistema Damon de baixo torque na arcada superior e torque padrão na arcada inferior.

A utilização de braquetes de baixo torque na arcada superior controla os torques a serem expressados nesse arco, inibindo o excesso de protrusão. Os braquetes de torque padrão, utilizados na arcada inferior, controlam o torque dos incisivos inferiores de acordo com a prescrição Damon. A prescrição de braquetes feita dessa forma se dá devido ao uso de elásticos intermaxilares de Classe III.

O alto torque, como o próprio nome diz, tem os torques aumentados para os incisivos centrais e laterais superiores e caninos superiores e inferiores (Fig. 18).

Ocorre uma exceção quanto à inclinação somente nos pré-molares inferiores (-5°), para compensar a inclinação dos caninos inferiores (-13°).

A utilização de braquetes de alto torque na arcada superior controla os torques a serem expressados nesse arco, promovendo protrusão suficiente na arcada superior de Classe II, divisão 2 (Fig. 19). Os braquetes de baixo torque, utilizados na arcada inferior, controlam o torque dos incisivos inferiores, inibindo a protrusão desses devido ao uso de elásticos intermaxilares de Classe II.



Figura 18: Braquetes Damon com baixo torque.



Figura 19: Caso clínico tratado com braquetes do Sistema Damon de alto torque na arcada superior e baixo torque na inferior.

CONCLUSÃO

Como discutido nos tópicos anteriores, a qualidade do braquete autoligável e a fidedignidade da dimensão das ranhuras são os fatores mais importantes na expressão do torque, além do conhecimento do tipo de fio utilizado. A individualização dos torques também deve ser bem administrada nos tratamentos ortodônticos. Sendo assim, conclui-se, pela revisão dos resultados das últimas pesquisas sobre o assunto, que os braquetes autoligáveis Damon, tanto metálicos quanto estéticos, se mostraram de alta qualidade de fabricação e com maior expressão de torque, quando comparados aos demais braquetes autoligáveis presentes no mercado. Além disso, possui as prescrições de alto e baixo torque, facilitando, assim, a individualização necessária para cada caso.

ABSTRACT

Torque is defined as the moment of force generated by the torsion of the rectangular wire in the slot of the bracket and is expressed when the slot is filled, and when the wire thickness is gradually increased during treatment. The torque expression depends on several factors related to the orthodontist, the patient and the wire-bracket interaction, and thus the torque expression in self-ligating brackets has characteristics that differ from the conventional not self-ligating brackets. The quality of the self-ligating bracket and the reliability of the size of the slots are very important in the torque expression, and besides the knowledge of the type of wire used, the importance of the individualization is also present in orthodontic treatments / **Keywords** / Orthodontics, corrective. Torque. Orthodontic appliance design.

Referências:

- Major TW, Carey JP, Nobes DS, Heo G, Major PW. Mechanical effects of third-order movement in self-ligated brackets by the measurement of torque expression. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 2011;139(1):e31-44.
- Rauch ED. Torque and its application to orthodontics. *Am J Orthod.* 1959;45(11):817-30.
- Badawi HM, Toogood RW, Carey JP, Heo G, Major PW. Torque expression of self-ligating brackets. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 2008;133(5):721-8.
- Eriksen H. Actual vs. theoretical play of 3 conventional and 9 self-ligating bracket systems. Aarhus: Aarhus University; 2011.
- Sebanc J, Brantley W, Pincosak JJ, JP. C. Variability of effective root torque as a function of edge bevel on orthodontic and wires. *Am J Orthod.* 1984;86(1):43-51.
- Odegaard J, Meling T, Meling E. An evaluation of torsional moments developed in orthodontics applications. *Am J Orthod.* 1994;105(4):392-400.
- Meling TR, Odegaard J, Meling E. On mechanical properties of square and rectangular stainless steel wires tested in torsion. *Am J Orthod.* 1997;111(3):310-20.
- Meling TR, Odegaard J, Seqner D. On bracket slot height: a methodologic study. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 1998;113(4):387-93.
- Siatkowski RE. Loss of anterior torque control due to variations in bracket slot and archwire dimensions. *J Clin Orthod.* 1999;33(9):508-10.
- Fischer-Brandies H, Orthuber W, Es-Souni M, Meyer S. Torque transmission between square wire and bracket as a function of measurement, form and hardness parameters. *J Orofac Orthop.* 2000;61(4):258-65.
- Morina E, Keilig L, Jager A, Bourauel C. [Biomechanical analysis of orthodontic brackets with different closing mechanisms]. *Biomed Tech (Berl).* 2009;54(2):89-97.
- Closs LQ, Mundstock KS, Gandini Junior LG, Raveli DB. Os diferentes sistemas de braquetes self-ligating: revisão da literatura. *R Clin Ortodon Dental Press.* 2005;4(2):60-6.
- Franco EMF. Estudo comparativo da expressão do torque entre os braquetes autoligáveis. Maringá-PR: Faculdade Ingá; 2013.
- Martelli K. Comparação da expressão do torque entre braquetes estéticos. Maringá-PR: Faculdade Ingá; 2014.
- Aguiar LD. Comparação da expressão do torque entre as diferentes ligas metálicas: NiTi,TMA e aço inoxidável, em braquetes autoligáveis e convencionais. Maringá-PR: Faculdade Ingá; 2013.
- Kapur-Wadhwa R. Physical and mechanical properties affecting torque control. *J Clin Orthod.* 2004;38(6):335-40.
- Balut N, Klapper L, Sandrik J, Bown D. Variations in bracket placement in the preadjusted orthodontics appliance. *Am J Orthod.* 1992;102(1):62-7.
- Creekmore TD, Kunik RL. Straight Wire: The next generation. *Am J Orthod.* 1993;104(1):8-20.
- Van Loenen M, Degrieck J, Pauw G, Dermaut L. Anterior tooth morphology and its effect on torque. *Eur J Orthod.* 2005;27(3):258-62.
- Vianna V, Mucha J. O posicionamento vertical dos acessórios na montagem do aparelho ortodôntico fixo. *R Dental Press Ortodon Ortop Facial.* 2006;11(4):66-75.
- Miethke RR, Melsen B. Effect of variation in tooth morphology and bracket position on first and third order correction with preadjusted appliances. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 1999;116(3):329-35.
- Archambault A, Lacoursiere R, Badawi H, Major PW, Carey J, Flores-Mir C. Torque expression in stainless steel orthodontic brackets. A systematic review. *Angle Orthod.* 2010;80(1):201-10.
- Archambault A, Major TV, Carey JP, Heo G, Badawi H, Major PW. A comparison of torque expression between stainless steel, titanium molybdenum alloy, and copper nickel titanium wires in metallic self-ligating brackets. *Angle Orthod.* 2010;80(5):884-9.
- Creekmore T. How important a factor in torque is bracket position on the tooth. *J Clin Orthod.* 1979;13:305-10.
- Andrews LF. The straight-wire appliance, origin, controversy, commentary. *J Clin Orthod.* 1976;10(2):99-114.
- Kapur-Wadhwa R, Sinha PK, Nanda RS. Comparison of Load Transmission and Bracket Deformation Between Titanium and Stainless Steel Brackets. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 1999;116(3):275-8.
- Cash AC, Good SA, Curtis RV, McDonald F. An evaluation of slot size in orthodontic brackets—are standards as expected? *Angle Orthod.* 2004;74(4):450-3.
- Joch A, Pichelmayer M, Weiland F. Bracket slot and archwire dimensions: manufacturing precision and third order clearance. *J Orthod.* 2010;37(4):241-9.
- Major TW, Carey JP, Nobes DS, Major PW. Orthodontic Bracket Manufacturing Tolerances and Dimensional Differences between Select Self-Ligating Brackets. *J Dent Biomech.* 2010;2010:781321.
- Taloumis LJ, Smith TM, Hondrum SO, Lorton L. Force decay and deformation of orthodontic elastomeric ligatures. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 1997;111(1):1-11.
- Morina E, Eliades T, Pandis N, Jager A, Bourauel C. Torque expression of self-ligating brackets compared with conventional metallic, ceramic, and plastic brackets. *Eur J Orthod.* 2008;30(3):233-8.
- Pandis N, Strigou S, Eliades T. Maxillary incisor torque with conventional and self-ligating brackets: a prospective clinical trial. *Orthod Craniofac Res.* 2006;9(4):193-8.
- Kusy RP. Influence on binding of third-order torque to second-order angulation. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 2004;125:726-32.
- Thorstenson GA, Kusy RP. Comparison of resistance to sliding between different self-ligating brackets with second-order angulation in the dry and saliva states. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 2002;121(5):472-82.
- Shivapuja PK, Berger J. A comparative study of conventional ligation and self-ligation bracket systems. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 1994;106(5):472-80.
- Harradine NW, Birnie DJ. The clinical use of Activa self-ligating brackets. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 1996;109(3):319-28.
- Rinchuse D, Milles P. Self-ligating brackets: present and future. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 2007;132(2):216-22.
- Fleming PS, DiBiase AT, Lee RT. Randomized clinical trial of orthodontic treatment efficiency with self-ligating and conventional fixed orthodontic appliances. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 2010;137(6):738-42.
- Brauchli LM, Steineck M, Wichelhaus A. Active and passive self-ligation: a myth? Part 1: torque control. *Angle Orthod.* 2012;82(4):663-9.
- Huang Y, Keilig L, Rahimi A, Reimann S, Eliades T, Jager A, et al. Numeric modeling of torque capabilities of self-ligating and conventional brackets. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 2009;136(5):638-43.
- Meling TR, Odegaard J. The effect of second-order couple on the application of torque. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 1998;113(3):256-62.
- Thiesen G, Rego MVNN, Menezes LM, Rizzato SMD. A importância da incorporação do controle de torque no tratamento ortodôntico. *R Clin Dental Press.* 2003;2(4):65-79.