

MESTRADO
REABILITAÇÃO ORAL

**COMPARAÇÃO DA RESISTÊNCIA MECÂNICA
AO STRESS EM PARAFUSOS ORIGINAIS –
ESTUDO *IN VITRO***

JOSÉ PEDRO DE JESUS BARREIROS DA FONSECA



TESE APRESENTADA NO INSTITUTO UNIVERSITÁRIO DE CIÊNCIAS DA SAÚDE PARA OBTENÇÃO DO GRAU DE MESTRE EM REABILITAÇÃO ORAL.

DECLARAÇÃO DE INTEGRIDADE

José Pedro de Jesus Barreiros da Fonseca, estudante do Mestrado de Reabilitação Oral do Instituto Universitário de ciências da Saúde, declaro ter atuado com absoluta integridade na elaboração desta Tese.

Confirmo que em todo o trabalho conducente à sua elaboração não recorri a qualquer forma de falsificação de resultados ou à prática de plágio (ato pelo qual um indivíduo, mesmo por omissão, assume a autoria do trabalho intelectual pertencente a outrem, na sua totalidade ou em partes dele).

Mais declaro que todas as frases que retirei de trabalhos anteriores pertencentes a outros autores foram referenciados ou redigidas com novas palavras, tendo neste caso colocado a citação da fonte bibliográfica.

ORIENTADOR

PROF. DOUTOR ANTÓNIO SÉRGIO SILVA

PROFESSOR AUXILIAR CONVIDADO DO INSTITUTO UNIVERSITÁRIO DE CIÊNCIAS DA
SAÚDE

À minha Mãe e à minha Avó,

À minha Madrinha Lúcia,

À minha família,

Aos meus amigos...

Ao Excelentíssimo Senhor

Professor Doutor José Manuel Mendes

Ao Excelentíssimo Senhor

Professor Doutor António Sérgio Silva

Ao Excelentíssimo Senhor

Professor Doutor Carlos Manuel Aroso Ribeiro

Aos meus Mestres

Aos docentes

de Reabilitação Oral do Instituto Universitário de Ciências da Saúde

Ao pessoal não docente

do Instituto Universitário de Ciências da Saúde

AGRADECIMENTOS

À minha Equipa e Família CESPU e ao Meu Serviço de Reabilitação Oral.

Ao Professor Doutor António Sérgio Silva pela dedicação e rigor no seu trabalho e pela ajuda no meu crescimento pessoal e profissional.

Ao Professor Doutor José Manuel Mendes pela força e garra para o Nosso Mestrado.

Aos dois por toda a ajuda e disponibilidade na realização desta investigação. Sem ela não se teria realizado este trabalho.

Ao Professor Doutor Carlos Aroso pelo companheirismo e carácter que sempre transmitiu, associado ao gosto pelo saber na Medicina Dentária e Ensino.

Ao Eduardo Santos pela hombridade e ajuda!

A todos obrigado pela Amizade!!

Aos meus companheiros de Mestrado, pelos bons momentos.

RESUMO

COMPARAÇÃO DA RESISTÊNCIA MECÂNICA AO STRESS EM PARAFUSOS ORIGINAIS –
ESTUDO *IN VITRO*

Introdução: Micromovimentos entre o implante e a peça protética podem influenciar o comportamento dos tecidos perimplantares, ou seja, a preservação óssea à volta do implante dentário, especialmente na parte cervical do mesmo. O estudo pretende avaliar e quantificar o torque máximo de fratura de um parafuso protético original, após o aperto contínuo do mesmo. **Materiais e métodos:** 4 marcas foram testadas (Megagen®, Dentium®, Biomet 3i® e Bti®). Em cada uma, 10 análogos, 10 pilares protéticos e 10 parafusos originais de cada fabricante foram sujeitos a uma força de torção até à sua fratura. O ponto de fratura foi registado e comparado com as restantes amostras. **Resultados:** A média de fratura é de 40.07 Ncm na Megagen®, 53.39 Ncm na Dentium®, 39.74 Ncm na Biomet 3i® e 68.84 Ncm na Bti®. Com base neste estudo os parafusos que mostram maior resistência à fratura são os parafusos da marca Bti. **Conclusão:** A conexão implante/pilar de acordo com o protocolo realizado demonstrou boa resistência e um ajuste preciso entre as duas interfaces., portanto em alguns casos verificamos falta de controlo de qualidade, baixa resistência à fratura e espanamento da cabeça do parafuso.

ABSTRACT

COMPARISON OF MECHANICAL STRESS RESISTANCE IN ORIGINAL SCREWS – IN VITRO STERILIZATION STUDY

Background: Micromovements in the implant-abutment connection may influence periimplant bone preservation, especially in the cervical region of the implant. The purpose of this study was to evaluate and quantify the maximum torque after a cycle of tightening the prosthetic screw using original components. **Materials and Methods:** 4 brands were tested (Megagen[®], Dentium[®], Biomet 3i[®] and Bti[®]). And 10 analogs of each brand and 10 prosthetic abutments, where 10 original screws of each manufacturer were subjected to a torsional force until their fracture. The fracture point was recorded and compared among all samples. **Results:** The average fracture between brands was 40.07 Ncm in Megagen[®], 53.39 Ncm in Dentium[®], 39.74 Ncm in Biomet 3i[®] and 68.84 Ncm in Bti[®]. Based in this study we affirm that the screws that showed more resistance to fracture were those of the Bti[®] brand.

Conclusion: The implant/abutment connection according to the protocol performed, demonstrated good resistance and a precise fit between these interfaces, therefore, in some cases the values presented show a lack of quality control and a low resistance to fracture.

ÍNDICE GERAL

ÍNDICE DE TABELAS	xii
ÍNDICE DE FIGURAS	xii
SIGLAS, SÍMBOLOS, FÓRMULAS E ABREVIATURAS	xiv
INTRODUÇÃO	1
1 – CONTEXTUALIZAÇÃO E OBJETIVOS	2
2 – CONSIDERAÇÕES SOBRE COMPLICAÇÕES TÉCNICO-MECÂNICAS	3
2.1 – Etiologia e Origem das Complicações Técnico-mecânicas	4
2.1.1 Materiais ou Interfaces	4
2.1.2 Absorção de Energia Cinética e Riscos Biomecânicos	6
2.1.3 Corpo do Implante	9
2.1.4 Interface entre o corpo do implante e o pilar	11
2.1.5 Parafuso do Pilar	11
2.1.6 Corpo do Pilar	12
2.1.7 Retenção de Supraestruturas: Cimentada e Aparafusada	13
2.1.8 Parafusos de Fecho, Pilares de Cicatrização, Conformadores Gengivais	15
2.1.9 Sistemas de Encaixe para <i>Sobredentaduras</i>	16
2.1.10 Mesoestruturas	16
3 – CONSIDERAÇÕES SOBRE OS PARAFUSOS UTILIZADOS	17
3.1 Material de fabrico	17
3.2 Mecânica	17
3.3 Quantificação do torque no parafuso	18
3.4 Forças de separação	18
3.5 Forças de relaxamento (“Settling Effect”)	18
3.6 Diâmetro	18
3.7 Superfície	19
OBJETIVOS	20
MATERIAIS E MÉTODOS	22
1 – PESQUISA BIBLIOGRÁFICA	23
2 – TIPO DE ESTUDO	26
3 – SELEÇÃO DA AMOSTRA	26
3.1 – CRITÉRIOS DE INCLUSÃO	26
3.2 – CRITÉRIOS DE EXCLUSÃO	26
4 – PROCESSAMENTO DA AMOSTRA	27
5 – ANÁLISE ESTATÍSTICA	29
RESULTADOS	31
1 – CARACTERIZAÇÃO DA AMOSTRA	32
1.1 RESISTÊNCIA À FRATURA (N.CM²)	32
1.1.1 Megagen [®]	32
1.1.2 Dentium [®]	34
1.2.3 Biomet 3i [®]	38
1.1.4 Bti [®]	41

<i>DISCUSSÃO</i>	49
<i>CONCLUSÃO</i>	53
<i>REFERÊNCIAS</i>	55

ÍNDICE DE TABELAS

TABELA 1 - RESULTADOS DA PESQUISA PRINCIPAL	24
TABELA 2 - PRINCIPAIS ARTIGOS SELECIONADOS	25
TABELA 3 - TORQUE DE FRATURA DO PARAFUSO PROTÉTICO (MEGAGEN [®])	32
TABELA 4 - TORQUE DE FRATURA DO PARAFUSO PROTÉTICO (DENTIUM [®])	35
TABELA 5 - TORQUE DE FRATURA DO PARAFUSO PROTÉTICO (BIOMET 3I [®])	38
TABELA 6 - TORQUE DE FRATURA DO PARAFUSO PROTÉTICO (BTI [®])	41
TABELA 7. COMPARAÇÃO DOS VALORES MÉDIOS DE TORQUE DE FRATURA POR MARCA RELATIVO AOS VALORES DE REFERÊNCIA	46
TABELA 8. PROPORÇÃO DE CASOS ABAIXO DOS LIMITES DE REFERÊNCIA	47
TABELA 9. COMPARAÇÃO DOS VALORES MÉDIOS DE TORQUE DE FRATURA ENTRE AS MARCAS AVALIADAS	47

ÍNDICE DE FIGURAS

FIGURA 1 - MICROSCÓPIO ÓPTICO OLYMPUS [®] SZ61	27
FIGURA 2 - EXEMPLO DE UM PARAFUSO PROTÉTICO (EXEMPLIFICATIVO). DENTIUM [®]	28
FIGURA 3 - CS-DENTAL TESTING MACHINE [®] .	28
FIGURA 4 - CÉLULA DE CARGA.	28
FIGURA 5 - - CÉLULA DE CARGA (VISTA SUPERIOR) COM PORMENOR DA ZONA DE RETENÇÃO DAS PEÇAS PROTÉTICAS.	29
FIGURA 6 - REPRESENTAÇÃO DAS AMOSTRAS DO ESTUDO.	32
FIGURA 7 - REPRESENTAÇÃO DA AMOSTRA 1 DO ESTUDO (MEGAGEN [®]).	33
FIGURA 8 - REPRESENTAÇÃO DA AMOSTRA 2 DO ESTUDO (MEGAGEN [®]).	33
FIGURA 9 - REPRESENTAÇÃO DA AMOSTRA 3 DO ESTUDO (MEGAGEN [®]).	33
FIGURA 10 - REPRESENTAÇÃO DA AMOSTRA 4 DO ESTUDO (MEGAGEN [®]).	33
FIGURA 11 - REPRESENTAÇÃO DA AMOSTRA 5 DO ESTUDO (MEGAGEN [®]).	34
FIGURA 12 - REPRESENTAÇÃO DA AMOSTRA 6 DO ESTUDO (MEGAGEN [®]).	34
FIGURA 13 - REPRESENTAÇÃO DA AMOSTRA 7 DO ESTUDO (MEGAGEN [®]).	34
FIGURA 14 - REPRESENTAÇÃO DA AMOSTRA 8 DO ESTUDO (MEGAGEN [®]).	34
FIGURA 15 - REPRESENTAÇÃO DA AMOSTRA 9 DO ESTUDO (MEGAGEN [®]).	34
FIGURA 16 - REPRESENTAÇÃO DA AMOSTRA 10 DO ESTUDO (MEGAGEN [®]).	35
FIGURA 17 - REPRESENTAÇÃO DA AMOSTRA 1 DO ESTUDO (DENTIUM [®]).	35
FIGURA 18 - REPRESENTAÇÃO DA AMOSTRA 2 DO ESTUDO (DENTIUM [®]).	35
FIGURA 19 - REPRESENTAÇÃO DA AMOSTRA 3 DO ESTUDO (DENTIUM [®]).	36
FIGURA 20 - REPRESENTAÇÃO DA AMOSTRA 4 DO ESTUDO (DENTIUM [®]).	36
FIGURA 21 - REPRESENTAÇÃO DA AMOSTRA 5 DO ESTUDO (DENTIUM [®]).	36
FIGURA 22 - REPRESENTAÇÃO DA AMOSTRA 6 DO ESTUDO (DENTIUM [®]).	36
FIGURA 23 - REPRESENTAÇÃO DA AMOSTRA 7 DO ESTUDO (DENTIUM [®]).	37
FIGURA 24 - REPRESENTAÇÃO DA AMOSTRA 8 DO ESTUDO (DENTIUM [®]).	37
FIGURA 25 - REPRESENTAÇÃO DA AMOSTRA 10 DO ESTUDO (DENTIUM [®]).	37
FIGURA 26 - REPRESENTAÇÃO DA AMOSTRA 10 DO ESTUDO (DENTIUM [®]).	37
FIGURA 27 - REPRESENTAÇÃO DA AMOSTRA 1 DO ESTUDO (BIOMET 3I [®]).	38
FIGURA 28 - REPRESENTAÇÃO DA AMOSTRA 2 DO ESTUDO (BIOMET 3I [®]).	38
FIGURA 29 - REPRESENTAÇÃO DA AMOSTRA 3 DO ESTUDO (BIOMET 3I [®]).	39
FIGURA 30 - REPRESENTAÇÃO DA AMOSTRA 4 DO ESTUDO (BIOMET 3I [®]).	39
FIGURA 31 - REPRESENTAÇÃO DA AMOSTRA 5 DO ESTUDO (BIOMET 3I [®]).	39
FIGURA 32 - REPRESENTAÇÃO DA AMOSTRA 6 DO ESTUDO (BIOMET 3I [®]).	40

FIGURA 33 - REPRESENTAÇÃO DA AMOSTRA 7 DO ESTUDO (BIOMET 31 [®]). _____	40
FIGURA 34 - REPRESENTAÇÃO DA AMOSTRA 8 DO ESTUDO (BIOMET 31 [®]). _____	40
FIGURA 35 - REPRESENTAÇÃO DA AMOSTRA 9 DO ESTUDO (BIOMET 31 [®]). _____	40
FIGURA 36 - REPRESENTAÇÃO DA AMOSTRA 10 DO ESTUDO (BIOMET 31 [®]). _____	41
FIGURA 37 - REPRESENTAÇÃO DA AMOSTRA 1 DO ESTUDO (BTI [®]). _____	41
FIGURA 38 - REPRESENTAÇÃO DA AMOSTRA 2 DO ESTUDO (BTI [®]). _____	41
FIGURA 39 - REPRESENTAÇÃO DA AMOSTRA 3 DO ESTUDO (BTI [®]). _____	42
FIGURA 40 - REPRESENTAÇÃO DA AMOSTRA 4 DO ESTUDO (BTI [®]). _____	42
FIGURA 41 - REPRESENTAÇÃO DA AMOSTRA 5 DO ESTUDO (BTI [®]). _____	42
FIGURA 42 - REPRESENTAÇÃO DA AMOSTRA 6 DO ESTUDO (BTI [®]). _____	42
FIGURA 43 - REPRESENTAÇÃO DA AMOSTRA 7 DO ESTUDO (BTI [®]). _____	43
FIGURA 44 - REPRESENTAÇÃO DA AMOSTRA 8 DO ESTUDO (BTI [®]). _____	43
FIGURA 45 - REPRESENTAÇÃO DA AMOSTRA 9 DO ESTUDO (BTI [®]). _____	43
FIGURA 46 - REPRESENTAÇÃO DA AMOSTRA 10 DO ESTUDO (BTI [®]). _____	43
FIGURA 47 - PORMENOR DO PONTO DE FRATURA DAS CHAVES PROTÉTICA BTI [®] . _____	44
FIGURA 48 - DIREÇÃO DA FORÇA DE TORÇÃO, REPRESENTATIVA DO PADRÃO DE FRATURA. _____	44
FIGURA 49 - REPRESENTAÇÃO DO LOCAL DE FRATURA DOS PARAFUSOS ESTUDADOS. _____	45
FIGURA 50 - REPRESENTAÇÃO DO DESGASTE DA ROSCA ATÉ AO PONTO DA SUA INUTILIZAÇÃO. _____	45
FIGURA 51 - DISTRIBUIÇÃO DO LIMITE MÁXIMO DE TORQUE DE FRATURA RESISTÊNCIA DE TODAS AS AMOSTRAS EM ANÁLISE _____	46

SIGLAS, SÍMBOLOS, FÓRMULAS E ABREVIATURAS

® - Marca comercial registrada

c.p. – Comercialmente puro

CAD - *Computer-aided design* (desenho assistido por computador)

CAM - *Computer-aided manufacturing* (manufatura assistida por computador)

ISO – Organização Internacional de Normalização

LASER – *Light amplification by stimulated emission of radiation* (amplificação

da luz por emissão estimulada de radiação)

MPa – Megapascal

N – Newton (unidade de medida de força)

N.cm² – Newton por centímetro quadrado (unidade de medida)

PEEK - Poli(éter-éter-cetona)

PFs – Próteses fixas

Ti64Al14V – Liga de titânio

CAPÍTULO I

INTRODUÇÃO

COMPARAÇÃO DA RESISTÊNCIA MECÂNICA AO STRESS EM PARAFUSOS ORIGINAIS –
ESTUDO *IN VITRO*.

1 – CONTEXTUALIZAÇÃO E OBJETIVOS

A perda de dentes naturais tem acompanhado o ser humano ao longo da sua existência. Na sociedade primitiva a maioria dos dentes perdidos era devido a trauma, enquanto que na atualidade esta perda é mais frequente devido a doenças da cavidade oral, sendo as mais prevalentes a cárie dentária e a doença periodontal.¹ A perda de um ou mais dentes pode ser colmatada com diversas opções reabilitadoras. Existe uma diferença entre a melhor opção de reabilitação e as restantes opções possíveis, em que critérios relacionados com o paciente, com o próprio médico dentista, devem ser avaliados e tidos em conta. O uso de implantes dentários assume uma grande relevância no restabelecimento da função mastigatória, estética e fonética do paciente edêntulo, contribuindo para a melhoria da sua saúde oral e qualidade de vida.^{1,2} O contínuo envelhecimento da população, associado ao aumento da esperança média de vida traduz-se num aumento do número de pacientes com este tipo de reabilitação oral. Deste modo torna-se importante que estudos dos materiais e suas características sejam realizados no sentido de prolongar a longevidade e sucesso deste tratamento.^{2,3}

A prótese implanto-suportada está otimizada para o êxito sempre e quando:

- Seguimento de uma planificação prostodonticamente guiada.
- Implantes osteointegrados devem estar livres de complicações biológicas.
- A conexão pilar-implante tem de ser estável e precisa, suportando uma reabilitação debaixo de uma carga funcional.

Quando a prótese ou a conexão do pilar se deteriora, os resultados dos tratamentos podem ver-se comprometidos devido a complicações técnicas e biológicas.

O sucesso que se impõe à reabilitação implanto-suportada depende da interação direta entre o osso e a superfície do implante sem interposição de tecido conjuntivo, sinais e sintomas de infeção ou inflamação. Assim como da hermeticidade e durabilidade de todos os componentes protéticos associados a esta mesma reabilitação.⁴ No entanto, este campo não é isento de complicações: um parafuso fraturado pode ocorrer quando há uma carga cíclica funcional.^{5,6} O parafuso do pilar pode estar sobrecarregado e fraturar, deixando o pilar e o fragmento do parafuso coronal dentro do pilar definitivo/coroa e o fragmento apical no próprio suporte.^{6,7}

A fratura do parafuso do pilar é um evento raro, ocorrendo em menos de 0,5%-0,8%.⁸

A carga oclusal é uma força de magnitude multidirecional e variável.^{5, 8, 9} Embora um implante integrado transmita a carga ao osso circundante, a carga é transmitida através da interface e do seu parafuso de retenção. Há uma leve oscilação da interface durante as cargas funcionais.⁹ O parafuso do pilar/interface receberá movimentos de tração e de flexão que podem induzir uma fratura por fadiga, sendo esta a principal causa apontada para a fratura de parafusos.¹⁰⁻¹⁹

A fratura do parafuso é reduzida por parafusos em liga de ouro ou por estruturas de conexão passivas, sem nenhum stress mecânico no seu encaixe.^{17, 19}

Este estudo tem como principal objetivo avaliar *in vitro* a tenacidade de 4 marcas de parafusos originais, comparando-as e avaliando-as quanto às diferenças de tenacidade entre marcas (Megagen®, Dentium®, BIOMET 3i® e BTI®).

Compreendendo os riscos inerentes à utilização de parafusos originais em sobrecarga e o seu comportamento nas diferentes marcas. Estabelecendo também o intervalo de confiança entre a informação disponibilizada pelo fabricante e o valor observado na investigação. A fratura e afrouxamento dos parafusos que ligam o componente protético ao implante são uma das principais causas de fracasso da reabilitação implanto-suportada.^{14, 15, 18}

2 – CONSIDERAÇÕES SOBRE COMPLICAÇÕES TÉCNICO-MECÂNICAS

As complicações técnico-mecânicas podem estar associadas ao implante ou aos componentes protéticos. Uma complicação técnica define-se como uma complicação que afeta os componentes confeccionados em laboratório, enquanto as complicações mecânicas são aquelas associadas aos componentes industrializados. Assim, as complicações técnico-mecânicas abrangem tanto as complicações técnicas como as mecânicas, além de outros tipos de complicações, como a descimentações ou a perda de uma reabilitação aparafusada.^{4, 10, 18}

As complicações também podem ser classificadas como menores (que podem ser corrigidas diretamente no consultório por meio de intervenções mínimas a um custo mínimo) ou maiores (que requerem numerosas consultas ou estão associadas a custos consideráveis). As complicações maiores podem resultar na perda de implantes e/ou no

fracasso da reabilitação protética. O comprometimento estético pode decorrer tanto de complicações biológicas quanto de técnico-mecânicas.

As complicações técnico-mecânicas abordadas neste incluem: fratura do implante; fratura do pilar ou parafuso; afrouxamento do pilar ou parafuso; fratura da infraestrutura protética; fratura do material de revestimento da prótese; e – no caso de próteses cimentadas – fratura do cimento de fixação (perda de retenção/descimentação). Má adaptação marginal das reabilitações, assim como as complicações decorrentes da insuficiência de espaço para os componentes restauradores em razão de um plano de tratamento inadequado. ²

Embora várias complicações possam parecer clinicamente semelhantes, o clínico deve ser capaz de realizar um diagnóstico correto e compreender a origem da complicação, a fim de implementar uma estratégia de tratamento adequada. Além disso, algumas complicações técnico-mecânicas, como as fraturas de pilares/parafusos ou o afrouxamento de parafusos protéticos, podem se manifestar clinicamente como uma complicação biológica (*p. ex.*, uma fístula). Portanto, para que o tratamento das complicações, quer técnico-mecânicas quer biológicas, seja bem-sucedido, o primeiro passo importante é realizar um diagnóstico preciso e uma avaliação cuidadosa da causa da complicação.

2.1 – Etiologia e Origem das Complicações Técnico-mecânicas

2.1.1 Materiais ou Interfaces

Existem várias opções para reter uma supraestrutura com implantes. Conseqüentemente, o número de interfaces envolvidas na transferência de cargas também apresenta diferenças. As próteses removíveis funcionam por meio de vários sistemas de encaixe, tais como encaixes esféricos, um sistema de barra ou pilares LOCATOR® (*Zest Anchors, LLC, Escondido, CA, EUA*). Uma coroa ou estrutura total aparafusada pode ser fixa com parafusos oclusais que prendem a supraestrutura aos

implantes através dos pilares. O pilar pode também ser confeccionado como parte integrante da coroa, proporcionando uma fixação direta no interior do implante, ou sobre ele, por meio de um parafuso de pilar. Coroas ou PFs cimentadas são retidas por meio de pilares conectados a implantes. Em vez de ser cimentada na cavidade oral, uma supraestrutura pode também ser colada numa base, que é então apertada no interior de um implante, ou sobre ele, na forma de uma reconstrução em peça única.^{1,2}

As propriedades físicas/mecânicas dos materiais têm de suportar forças de compressão, torção e tensão ao longo de vetores axiais e laterais, com amplitudes e picos variáveis (*p. ex.*, durante traumas).²⁰

Cada um dos materiais escolhidos para implantes, pilares, parafusos de pilares, parafusos oclusais, componentes macho/fêmea dos sistemas de encaixe, infraestruturas, revestimentos e dentes protéticos exibem propriedades físicas específicas quando submetidos a forças; essas propriedades incluem:^{20, 21}

- Dureza (resistência à compressão)
- Módulo de elasticidade (resistência à tensão)
- Força coesiva (resistência a uma única carga intensa)
- Fadiga (rachaduras microscópicas que, sob carregamentos repetidos, criam e expandem fissuras até a ocorrência de falhas catastróficas)
- Limite de escoamento ou sobrecarga (ponto a partir do qual um material começa a deformar-se permanentemente)

Por meio de testes padronizados da ISO, as propriedades do material, tais como sua resistência final à tração ou à compressão, podem ser avaliadas, comparadas e modificadas.²⁰

Os fabricantes comprometidos com a qualidade testam seus novos componentes também mediante a análise de elementos finitos, bem como por meio de carregamentos cíclicos.

Além da escolha do material propriamente dito, as dimensões dos componentes não devem exceder certos valores críticos para que possam resistir às forças.^{22, 23, 24} O parafuso oclusal, por exemplo, de um complexo formado por um implante de diâmetro reduzido e uma reconstrução precisa ser otimizado para que possa sobreviver a uma

exposição de longo prazo à função. Além de suas dimensões lineares, a forma do objeto, tal como a secção transversal de um componente, também é crucial.

Nas reconstruções, a altura, a largura e o diâmetro das secções transversais retangulares, elípticas, circulares ou cilíndricas ocas afetam enormemente sua deflexão e seu stress sob carga. Ao projetar componentes e peças em laboratórios protéticos, as leis físicas gerais têm de ser respeitadas para minimizar as complicações técnico-mecânicas.²⁵

O desenho das interfaces conjugadas (superfícies planas ou cônicas) tem implicações sobre o efeito de prensão nessas interfaces. A concentração de um pico de força em pontos específicos deve ser evitada, bem como arestas, degraus e entalhes. As características físicas das interfaces conjugadas devem ser adaptadas, por exemplo, para se obter um modo de fratura previsível para um parafuso de pilar. O desgaste decorrente das diferenças de dureza e a interposição de partículas ásperas podem enfraquecer o efeito de prensão.^{23, 24}

Outra questão é a precisão dos componentes, que devem ter qualidade uniforme e ser submetidos a um rígido controle de qualidade. A tolerância aceitável – *p. ex.*, referente à rotação entre o pilar e a interface interna do implante – é uma medida típica dos padrões de qualidade de produção.

Além das interfaces mantidas juntas pelo efeito de prensão, algumas interfaces envolvem uma conexão adesiva entre o material de revestimento e a infraestrutura. Como mencionado na revisão da literatura, o elo mais frágil na maioria das reconstruções dentárias de hoje é a fratura adesiva ou coesiva da interface entre infraestrutura e revestimento.²³

2.1.2 Absorção de Energia Cinética e Riscos Biomecânicos

Durante sua função intraoral, as reconstruções apoiadas sobre implantes são expostas a forças que podem ser agrupadas de acordo com sua intensidade, frequência, direção, composição material, área de contato, forma das massas atuantes/reagentes e presença e qualidade de estruturas intermediárias.

Intensidade. Têm-se observado que a intensidade das forças mastigatórias durante o ato de morder e mastigar na região de incisivos varia entre 108 e 174 N e 161 e 299 N. Usando a eletromiografia de superfície, observou-se que as forças mastigatórias máximas na região molar variam entre 446 e 1.220 N.^{26, 27, 28} Durante as fases ativas do bruxismo, ou durante atividades esportivas extremas, espasmos ou traumas, podem-se esperar forças ainda maiores.^{27, 28}

Os materiais das reconstruções e dos componentes, as combinações de materiais de revestimento e os parafusos que mantêm pilares ou reconstruções presas sobre os implantes (ou no interior deles) tendo de suportar esses intensos picos de stress para não causar complicações ou fraturas. Forças de tensão excessivas ou ações repetidas de vaivém podem até comprometer a osteointegração; contudo, não há evidências claras de que a sobrecarga exerça um papel na etiologia da perda de osteointegração. Momentos críticos de flexão descrevem a força necessária para causar uma deformação permanente e/ou uma rutura de um material ou de uma combinação de materiais.⁶

Frequência. Estima-se que o contato dentário diário que acontece durante a função fisiológica dure alguns minutos. Sob stress ou durante parafunções, essas fases podem ser prolongadas. O risco de danos é tanto maior quanto mais longa for a exposição. A exposição total é responsável pelo desgaste, pelo afrouxamento ou pela fratura por fadiga de diferentes peças protéticas.^{26, 28}

Direção. A ideia de que forças axiais são menos capazes de causar danos do que forças não axiais é geralmente aceita na medicina dentária. Embora o efeito da carga não axial sobre a perda óssea não tenha sido confirmada por evidência científica, as forças de cisalhamento resultantes deste tipo de movimentos podem ser associadas à lascagem da cerâmica e ao contra-torque, resultando no afrouxamento dos parafusos protéticos. Forças unidirecionais e multidimensionais podem ter consequências prejudiciais sobre os materiais.²⁴

Área de contato. Quando uma massa em movimento atinge um objeto, ou quando uma massa é pressionada sobre outro objeto com uma força, o resultado será uma deformação, dependendo do tamanho e da forma da área de contato que distribui as

forças num ponto ou numa superfície, plana ou irregular. A força (ação) desencadeará uma reação de igual magnitude. Caso o objeto (por exemplo, reconstrução apoiada sobre implantes) não puder mover-se e converter a força em energia cinética, essa força terá de ser absorvida. Esse efeito é descrito pelo coeficiente de deformação elástica do material. A elasticidade e flexibilidade denotam a capacidade do objeto absorver uma força. Se os materiais numa determinada combinação não têm a mesma deformação elástica, ocorre um aumento do stress no interior do objeto, podendo causar, por exemplo, uma lascagem da cerâmica.^{22,29} Portanto, caso o objeto não puder mover-se ou deformar-se, a força será propagada ao elemento mais fraco e causará um dano: deformação, fratura, fissuras ou abertura de interfaces. O afrouxamento de junções de parafusos são eventos agudos; já o desgaste ou as microfissuras são efeitos crônicos. As forças podem afetar o material do implante, os componentes protéticos, tais como pilares ou parafusos e também os materiais das supraestruturas. Além disso, quaisquer conexões (interfaces) entre implantes, componentes e supraestrutura podem afrouxar. As forças podem atuar diretamente sobre a área de contato; entretanto, áreas remotamente situadas também podem ser afetadas por meio da deformação dos materiais, devido à alavancagem.^{27,28,29}

As características físicas de partículas interpostas durante as fases de polimento, desgaste e corte, ou mesmo produzidas por atrição, promovem a deterioração dos materiais.

Biomecânica. Durante a mastigação, a propriocepção coordena os movimentos e as forças mastigatórias. A propriocepção com implantes é aproximadamente dez vezes menor do que a observada com dentes vitais.³⁰ Não está claro em que medida isso pode ser responsável por uma maior taxa de lascagem da cerâmica nas reconstruções metalocerâmicas sobre implantes do que naquelas sobre dentes naturais, ou pelo desaperto e afrouxamento de parafusos protéticos, no caso de coroas implanto-suportadas. Não existe um mecanismo de proteção, pelo menos com relação às PFs mistas (dento e implanto-suportadas); as fraturas e complicações mais frequentes têm sido relatadas nesse tipo de reconstrução.²²

As condições fisiológicas existentes na cavidade oral induzem ao envelhecimento dos materiais, que leva à deterioração dos mesmos. A exposição à saliva, alimentos e bebidas, com alterações de temperatura e pH, a exposição ao biofilme bacteriano, o ambiente anaeróbio e os produtos que são secretados pela mucosa oral infiltra-se nas interfaces implantares, podendo também induzir a corrosão, a atrição e a degradação dos materiais. A função exercida contra materiais duros (naturais ou artificiais) antagonistas e partículas interpostas causam desgaste.^{31, 32}

Outras formas de exposição semelhante incluem a higiene oral, os procedimentos de manutenção executados pelos profissionais de saúde oral ou uma determinada manipulação realizada por médicos dentistas que altera a integridade de superfícies e materiais.

Raspagem, polimento, instrumentação com pontas de ultrassom, desgastes, ajustes, reapertos, troca de componentes e uso de agentes químicos, são fatores que podem ter um efeito sobre as estruturas implantares.³²

2.1.3 Corpo do Implante

A maioria dos implantes documentados é fabricada de titânio de grau IV. Os implantes podem variar quanto ao desenho do corpo, roscas, desenho do pescoço, plataforma, conexão, ápice, comprimento e diâmetro. Podem ser colocados com a plataforma ao nível ósseo ou próximo ao nível da mucosa. As superfícies rugosas e as características de superfície melhoradas quimicamente proporcionam uma cicatrização mais rápida e protocolos de carga mais convenientes.²⁰

Os implantes de pequeno diâmetro podem aumentar o risco de fratura, ao passo que, por exemplo, não se tem quase nenhum caso relatado de fratura de implantes de diâmetro regular.^{33, 34}

Durante a função do implante, o corpo tem de suportar forças axiais e laterais de amplitudes significativas. Assim como parafunções e possíveis cargas excessivas ou de pico – por exemplo, ao morder inesperadamente fragmentos duros de um alimento ou em situações de trauma – podendo causar um stress excessivo. As propriedades físicas do material do implante devem garantir uma certa flexibilidade e resistência à

deformação permanente. A carga é transferida para o osso circundante ao implante osteointegrado.

Para evitar uma deformação permanente ou uma fratura do corpo do implante ou do parafuso protético, devem ser escolhidos implantes de diâmetro padrão e materiais otimizados no que diz respeito às propriedades intrínsecas do material e geometria do material. Os implantes com diâmetro reduzido podem ser importantes nos casos de rebordo estreito e espaço reduzido. Eles oferecem opções de tratamento mais simples e menos dispendiosas, assim como uma menor morbidade, em comparação aos procedimentos de ROG. Isso também se aplica aos implantes curtos em comparação aos procedimentos de elevação do seio maxilar ou de transposição do nervo alveolar.^{35, 36}

Porém, quando o espectro de indicações é ampliado, é recomendável escolher materiais com propriedades físicas adequadas.

As características do desenho da plataforma e da região do pescoço do implante influenciam a transferência de cargas do complexo coroa/pilar para a crista óssea, e a superfície do pescoço fica em contato direto com a bainha de tecidos moles adjacente. Foram feitas tentativas de aperfeiçoar os implantes e componentes (conexão cônica, *platform switching*, alterações na superfície, entre outras) visando conferir-lhes a capacidade de sustentar e transferir cargas mastigatórias, e até a característica de interferir apenas minimamente na formação de um espaço biológico e um nível de crista óssea estável.³⁷

Os procedimentos de manutenção, como a higiene oral ou a terapia de suporte profissional, não devem danificar o colo do implante (ou o pilar). Isso se aplica especialmente ao uso de instrumentos mecânicos, ácidos, substâncias abrasivas, *LASER* e pontas de instrumentos ultrassônicos. Ao realizar intervenções agressivas, como cortar uma coroa cimentada que não pode ser removida de outra forma, é preciso ter cuidado para não danificar a plataforma, por exemplo, de implantes *tissue level*.

A posição tridimensional da plataforma do implante é crucial para a confecção bem-sucedida de uma reabilitação estética e funcional. Em última análise, quem determina se é possível usar componentes pré-fabricados ou se é necessário confeccionar componentes individualizados é a posição. A posição da plataforma define se será possível usar uma retenção por parafusos protéticos ou se alguma angulação se faz necessária de compensação.

As exigências de espaço dos componentes e das supraestruturas em todas as suas dimensões devem ser respeitadas, assim como as limitações anatômicas e cirúrgicas. Posições de plataforma desfavoráveis acarretarão conexões biologicamente inaceitáveis entre a supraestrutura e os pilares/implantes em termos de higiene oral, bem como em termos de procedimentos de manutenção. E, finalmente, o resultado estético dependerá de uma posição correta da plataforma.^{38,39}

2.1.4 Interface entre o corpo do implante e o pilar

Existe uma grande variedade de desenhos de interfaces correspondentes para a conexão entre um implante e um pilar. As conexões podem ser agrupadas conforme sejam externas ou internas; tenham uma configuração em peça única ou em duas peças; e em junção de topo ou conexão tipo *cone morse*. E o número de superfícies (hexágono/octógono, trilobe, múltiplas superfícies planas paralelas) e as formas dos *entalhes* podem variar.^{39,40}

2.1.5 Parafuso do Pilar

A maioria dos pilares é apertada usando um dispositivo de torque controlado até um valor recomendado entre 30 e 35 Ncm².

Alguns pilares empregam uma adaptação por fricção, usando baixas temperaturas para o assentamento, o que resulta numa expansão do volume do pilar à temperatura corpórea.

Nas primeiras fases da implantologia, muitas das complicações e insucessos decorriam das características de conexão imperfeitas disponíveis, enquanto hoje os novos componentes exibem uma menor incidência de afrouxamento de pilares ou de fraturas.

⁴¹

De um ponto de vista biomecânico, ainda é um desafio manter a fricção entre as roscas do parafuso protético do pilar e a parede cilíndrica interna da conexão do implante. Em relação às interfaces entre a zircônia e o titânio, o efeito de desgaste sobre a conexão tem sido estudado de forma ainda limitada.⁴²

O desenho do pilar pode determinar em que ponto um parafuso protético irá fraturar em caso de força excessiva sobre o complexo supraestrutura/implante – preferivelmente numa área com acesso e visibilidade favoráveis.^{42, 43}

Nesses casos, o fragmento pode ser facilmente removido com uma sonda com movimentos giratórios. No entanto, um fragmento do parafuso do pilar também pode ficar completamente aprisionado na conexão, ou um acesso parcial ao fragmento pode limitar uma remoção controlada. A área conexão não deve ser danificada durante a remoção dos fragmentos. Um microscópio pode proporcionar uma vista direta da área, auxiliando a localização do problema, de modo que o fragmento pode ser removido com instrumentos de pequeno calibre. Qualquer desgaste ou reabertura da rosca só deve ser realizado com um guia preciso (do *kit* de reparação do fabricante).^{44, 45, 46}

Trocas inadvertidas não só dos pilares de impressão, como também dos parafusos de pilares, podem ocorrer na rotina clínica. A troca pode acontecer no laboratório ou no consultório. Por exemplo, o uso de um parafuso de pilar com uma cabeça com base cônica pode levar à fratura de um pilar cerâmico. Os passos da rosca do pilar devem corresponder aos do orifício do implante, razão por que o uso de pilares originais é recomendável.⁴⁷

O eixo da chave de parafuso deve ser posicionado longitudinalmente ao longo eixo do implante/pilar para que se encontre a posição de inserção correta. Ao parafusar uma coroa, os contatos com os dentes adjacentes ou coroas implanto-suportadas não devem ser apertados a ponto de bloquear o movimento do parafuso; ao contrário, pode ocorrer uma fratura no revestimento cerâmico ou dano no orifício/rosca. O parafuso protético não deve ser forçado para baixo. Primeiro, deve-se localizar o índice correto e manter a coroa/pilar na direção da inserção. As coroas com uma chaminé de acesso para o parafuso, a cabeça do parafuso do pilar deve ser protegida, preferencialmente com Teflon.^{47, 48}

2.1.6 Corpo do Pilar

Um catálogo de pilares deve satisfazer virtualmente todas as demandas clínicas para a cimentação ou a retenção por parafuso das coroas ou PFs, além de dispor de uma série de encaixes para *sobredentaduras*.

Encontram-se disponíveis pilares de ouro, titânio e cerâmica, com suas características mecânicas e biológicas próprias.^{20, 31, 38}

A integridade física dos pilares é crucial para a estabilidade a longo prazo da supraestrutura. Um desenho modular permite a troca de um pilar usado ou fraturado sem a necessidade de se refazer a supraestrutura. Isso pode ser alcançado por meio de características que possibilitem reposicionamentos intercambiáveis e pontos predeterminados de fratura que propiciem uma remoção descomplicada de componentes fraturados.^{38, 39}

A supraestrutura pode ser cimentada ou parafusada sobre o pilar que, por sua vez, está aparafusada sobre o implante. Uma fixação alternativa pode ser obtida por meio de uma retenção parafusada direta da supraestrutura sobre o implante.

A estabilidade das interfaces de conexão é essencial para a função da supraestrutura. Quando ocorre um afrouxamento, o reaperto do parafuso só é possível se o parafuso do pilar ou o parafuso oclusal estiver acessível. Isso pode ser facilmente conseguido por meio da remoção do encerramento do acesso ao parafuso, desde que a cabeça do parafuso tenha sido protegida com um material facilmente removível (por exemplo, Teflon).⁴⁹

Uma retenção aparafusada também pode ser conferida por pilares que possibilitem uma retenção com parafuso transversal, ou por pilares curtos angulados com características próprias para retenção parafusada.^{24, 50}

2.1.7 Retenção de Supraestruturas: Cimentada e Aparafusada

A principal vantagem das coroas aparafusadas é uma remoção mais fácil e previsível do que a das supraestruturas cimentadas. No caso de complicações técnicas ou biológicas, uma remoção controlada pode oferecer vantagens clínicas.

Reconstruções aparafusadas podem também ser fabricadas com *copings* de precisão; vários estudos *in vitro* demonstraram a maior precisão das supraestruturas aparafusadas quando comparadas às cimentadas.^{51, 52}

Supraestruturas aparafusadas podem favorecer o crescimento de bactérias potencialmente patogênicas. Isso expressa-se na libertação de um cheiro desagradável no momento da remoção de reconstruções aparafusadas.

Amostras bacterianas obtidas em tais supraestruturas revelaram a presença de bactérias anaeróbias e de uma flora similar à flora de bolsas periodontais.⁵³ O gel de clorhexidina ou substâncias desinfetantes similares têm sido administrados para minimizar o crescimento de bactérias anaeróbias que provocam mau hálito.

O parafuso oclusal é o menor componente nesse complexo. A dimensão e o desenho da cabeça e da haste, o grau de inclinação das roscas e o material do parafuso influenciam suas características mecânicas, tais como o torque que pode ser aplicado, o torque necessário para remover a supraestrutura, bem como sua resistência e elasticidade.⁵⁴ descreveram as complexas relações existentes numa supraestrutura presa por um parafuso oclusal sobre um pilar apertado com torque no interior de um implante. Ao apertar a supraestrutura firmemente com a margem da coroa sobre a base do pilar ou implante, a força de preensão pode reduzir a pressão que conecta a cabeça do pilar e a base do pilar e esse efeito pode ser a causa de um afrouxamento do parafuso do pilar. Isso pode ser evitado adotando-se uma reconstrução em peça única, com conexões anti-rotacionais ou rotacionais aparafusadas a uma conexão interna.^{39, 41}

A altura, o eixo (reto ou angulado) e a conicidade do pilar determinam se a supraestrutura poderá ser aparafusada ou não.

Em reconstruções de vários elementos, a falta de paralelismo deve ser corrigida. Quando planeada uma cimentação, recomenda-se um limite de 4 mm para a altura do pilar.

Recursos anti-rotacionais, como ranhuras ou superfícies planas são necessários para reconstruções unitárias. Superfícies paralelas e áreas retentivas não são aceitáveis em reconstruções de vários elementos.

Os cimentos foram desenvolvidos para o assentamento de reconstruções sobre dentes. Não há um consenso sobre qual cimento deve ser usado, nem sobre exatamente quando e como ele deve ser aplicado. Há uma crescente preocupação com relação a resíduos de cimento associados a graves infecções nos tecidos que circundam pilares e implantes.

Uma técnica de pincelamento durante a aplicação do cimento pode ser preferível a um preenchimento descontrolado da coroa. Forçar a coroa para baixo com excesso de cimento pode abrir o colar gengival, fazendo com que o cimento alcance regiões profundas do tecido conjuntivo.⁵⁵ Os resíduos de cimento podem reagir quimicamente e provocar uma reação de corpo estranho similar àquela induzida por um material de

moldagem injetado no tecido ao redor de dentes. Resíduos de cimento podem, a exemplo do cálculo dentário, facilitar o acúmulo de placa e o aumento do biofilme. Além disso, é difícil detetar e remover resíduos de cimento. ⁵⁵

Margens coronárias que alcancem o ombro do implante ou margens que terminem nos pilares requerem uma precisão perfeita. Não se devem aceitar reconstruções mal-adaptadas. Elas refletem erros de transferência e problemas com o ajuste oclusal. Além disso, funcionam como nichos para bactérias e causam complicações biológicas, especialmente quando combinadas com resíduos de cimento. Ademais, os procedimentos de higiene oral, tais como o uso do fio dentário, não podem ser realizados adequadamente.

2.1.8 Parafusos de Fecho, Pilares de Cicatrização, Conformadores Gengivais

Após o procedimento cirúrgico, o acesso à plataforma e à conexão do implante pode ser fechado de várias formas.

Para uma cicatrização submersa, é preferível um parafuso de cobertura pequeno e curto. Um parafuso de cobertura levemente maior pode ajudar no posicionamento e na estabilização da membrana. Os conformadores de mucosa e as tampas de cicatrização, mais largos e altos, podem então ser escolhidos para um período de cicatrização submersa ou transgengival.

As tampas de cicatrização podem ser trocadas por tampas com um desenho mais apropriado durante o segundo estágio cirúrgico ou serem substituídas por provisórios. Esses últimos são usados principalmente para o estágio final da manipulação de tecidos, seguindo o conceito da compressão dinâmica. ⁵⁶

As complicações que se originam a partir de tais componentes decorrem de um crescimento tecidual sobre estes, afetando tecidos moles e duros (i.e., partículas de enxerto), bem como de danos ou desgaste do encaixe da chave de parafuso, do uso de componentes apresentando corrosão ou de componentes não originais ou adulterados.

2.1.9 Sistemas de Encaixe para *Sobredentaduras*

A qualidade de vida dos pacientes edêntulos pode ser radicalmente melhorada com implantes dentários.⁵⁷ Existe uma abundância de componentes protéticos no mercado para melhorar a retenção de próteses. Os componentes devem ser capazes de resistir a grandes forças e, caso a força de retenção diminua, a ativação ou a substituição por componentes novos deve ser simples. Uma pequena área de retenção é responsável por garantir a função de uma reconstrução de arco completo, levando a uma concentração de stress e desgaste. Não surpreende, portanto, o fato das *sobredentaduras* exigirem uma considerável manutenção em ambos os arcos, independentemente do sistema de encaixe usado e do número de implantes sobre os quais se apoiam.⁵⁷

2.1.10 Mesoestruturas

Cada interface ou combinação de materiais adicional representa um fator de risco a mais. Parece lógico preferir uma reconstrução resistente em peça única que pode ser conectada ao implante com um parafuso de pilar. Isso confere ao complexo o menor risco possível de complicações técnico-mecânicas.

Devido a condições anatômicas desfavoráveis, eixos divergentes ou limitações de espaço, a gama regular de pilares e sistemas de encaixe para reconstruções fixas ou removíveis pode não ser suficiente para permitir uma reconstrução razoável. Nesses casos, uma mesoestrutura confeccionada manualmente ou via CAD/CAM e conectada a um pilar pode permitir as modificações necessárias para suportar a supraestrutura. Tais combinações, às vezes bastante sofisticadas, entre reconstrução e implantes são, porém, volumosas e trazem riscos técnico-mecânicos adicionais.

3 – CONSIDERAÇÕES SOBRE OS PARAFUSOS UTILIZADOS

3.1 Material de fabrico

O titânio (comercialmente puro, *c.p.*) e as ligas de titânio (grau IV) continuam a ser os materiais de eleição nos dispositivos médicos implantares. As taxas de sucesso a longo prazo reportadas na literatura suportam a evidência do uso de implantes dentários e seus parafusos à base de titânio (Ti64Al14V), devido à sua alta biocompatibilidade, características mecânicas favoráveis na resistência à mastigação e corrosão.

O Ti64Al14V é a composição mais utilizada também nos parafusos devido à sua elevada força tênsil – 940 MPa, e biocompatibilidade.

Outros materiais são utilizados: polietereétercetona (PEEK), PEEK reforçado com fibra de carbono e ouro. ^{20, 32}

3.2 Mecânica

O parafuso é apertado pela aplicação de uma força – torque. O torque aplicado desenvolve uma força no parafuso designada por pré-carga. ²⁹ À medida que o parafuso é apertado, ele alonga, produzindo tensão. A recuperação elástica do parafuso aproxima os dois componentes que estão a ser apertados, criando uma força de aperto. Contrariamente à força de aperto existe uma força de separação pelas duas peças unidas pelo parafuso. O desaperto do parafuso acontece quando a força de separação é maior que a força de aperto. Forças excessivas causam o deslizamento entre as espiras do parafuso, havendo uma perda da pré-carga. ^{29, 47}

A pré-carga é determinada por fatores como o torque aplicado, a liga metálica do parafuso, o design do parafuso e superfície do parafuso e das peças protéticas. Sendo esta proporcional ao torque aplicado. Ou seja, torque insuficiente permitirá uma separação entre a peça protética e o implante, e demasiado torque poderá moer as espiras do parafuso.

O torque ideal é valorado em 75% do torque necessário até à fratura do parafuso. ^{14, 15}

3.3 Quantificação do torque no parafuso

Uma variável é a quantidade de torque que pode ser aplicada no parafuso e como é aplicado – manualmente, com um dispositivo mecânico ou digitalmente.

Em média a força aplicada manualmente varia entre 10 a 15 Ncm². E o toque indicado pelo fabricante é em média entre 20 a 35 Ncm².

3.4 Forças de separação

Estas forças de separação intra-orais incluem forças oclusais fora do eixo, movimentos de lateralidade excursivos, pontos de contacto interproximais, movimentos protrusivos, forças para-funcionais e estruturas sem passividade de assentamento. ^{24, 48}

Assim que as forças de mastigação excedem a pré-carga, o assentamento e conexão torna-se instável, existindo vibração e micromovimentos, levando ao afrouxamento do parafuso, perdendo a sua função – falha mecânica. ^{24, 48}

3.5 Forças de relaxamento (“*Settling Effect*”)

Visto que a superfície do parafuso não é completamente lisa – micro-rugosidade, as superfícies de contacto não entram completamente em contacto. O assentamento ocorre quando os pontos irregulares se achatam sob carga, uma vez que são as únicas superfícies de contato quando o torque de aperto inicial é aplicado. Está relatado que 2% a 10% da pré-carga é perdida resultado das forças de relaxamento. Como resultado, o torque necessário para remover o parafuso é menor que o torque inicialmente usado para colocar o parafuso. ^{21, 42}

Para reduzir este fenómeno, o parafuso deverá ser reapertado 10 minutos após a aplicação inicial de torque. ^{21, 42}

3.6 Diâmetro

2.3mm na cabeça protética e 2.0mm de rosca (aproximadamente 7.3mm de comprimento).

3.7 Superfície

O titânio (comercialmente puro, *c.p.*) e as ligas de titânio (grau IV). À exceção da Bti ®, que possui um tratamento de superfície com carbureto de tungstênio. ³¹

CAPÍTULO II

OBJETIVOS

**COMPARAÇÃO DA RESISTÊNCIA MECÂNICA AO STRESS EM PARAFUSOS ORIGINAIS –
ESTUDO *IN VITRO*.**

Esta investigação tem como objetivo principal comparar a resistência mecânica ao stress em parafusos originais.

Como objetivos secundários foram estabelecidos os seguintes:

- 1) Avaliar o torque máximo de fratura (Ncm^2) de cada marca no estudo.
- 2) Avaliar se a carga máxima proposta pelo fabricante se encontra correta e calibrada.
- 3) Comparar as diferenças de propriedades entre as marcas.

CAPÍTULO III

MATERIAIS E MÉTODOS

**COMPARAÇÃO DA RESISTÊNCIA MECÂNICA AO STRESS EM PARAFUSOS ORIGINAIS –
ESTUDO *IN VITRO*.**

1 – PESQUISA BIBLIOGRÁFICA

Para a revisão bibliográfica e a contextualização teórica foi efetuada uma revisão sistematizada da literatura tendo em conta os objetivos deste estudo e a principal questão de investigação

A pesquisa foi efetuada nas bases de dados eletrónicas PubMed, Science Direct, Web of Science (ISI), Ebscohost, através da Biblioteca Virtual em Saúde e da The Cochrane Library. Foram também selecionados livros com relevância na área.

Foram incluídos artigos sem limitação quanto ao tipo de artigo e data; restritos na sua pesquisa à língua inglesa, portuguesa e espanhola. A pesquisa foi efetuada no dia 11 de novembro de 2018. E repetida no dia 14 de maio de 2019.

As palavras chave utilizadas foram: “screw”; “abutment”; “implant”; “fracture”; “implantology”.

A pesquisa encontrou 299 artigos relevantes ao trabalho de investigação. Após leitura do título, 239 artigos foram excluídos. Dos 60 artigos foram excluídos 16 após leitura do *abstract* e 7 excluído após a leitura do artigo. Um total de 9 artigos foi relevante para o desenvolvimento deste trabalho de investigação.

Pesquisa Principal	
Base de Dados	Combinação de Palavras-chave
	(screw) AND (fracture) AND (implant) AND (abutment)
	(n=299)
	Leitura do Título
	(n=60)
PubMed/MEDLINE	Leitura do Resumo
	(n=44)
	Leitura do Texto
	(n=9)
<i>n – número de artigos científicos</i>	

Tabela 1 - Resultados da Pesquisa Principal

Ao longo da investigação foram incluídos artigos pela relevância do tema e atualidade.

Foram incluídos todos os artigos científicos, desde estudos *in vitro* até a revisões científicas ou de bibliografia, focados na esterilização na Medicina Dentária, realçando a área da implantologia e seus componentes. Através da leitura dos 9 artigos principais e das suas referências bibliográficas conseguiu-se incluir os restantes artigos.

Base de Dados	Artigos Incluídos no Estudo		
	Autor	Ano	Título
PubMed/ MEDLINE	Yokoyama, K. Et al.	2014	Fracture mechanisms of retrieved titanium screw thread in dental implant.
	Neumann, E. Et al.	2014	Fracture resistance of abutment screws made of titanium, polyetheretherketone, and carbon fiber-reinforced polyetheretherketone.
	Lázaro, P. et al.	2014	Implant-abutment connections: influence of design on the microgap and their fatigue and fracture behavior of implants.
	Tsuge, T. Et al.	2009	Influence of lateral-oblique cyclic loading on abutment screw loosening of internal and external hexagon implants.
	Niinomi Mitsuo	2008	Mechanical biocompatibilities of titanium alloys for biomedical applications.
	Miranda, M. Et al.	2008	Clinical Device-Related article. Observations on an in-vivo failure of titanium dental implant/abutment screw system: a case report.
	Guda, T. Et al.	2008	Probabilistic analysis of preload in the abutment screw of a dental implant complex. The Journal of prosthetic dentistry.
	Winkler, S. Et al.	2003	Implant screw mechanics and the settling effect: an overview.
	Torsten Jemt.	1991	Failures and Complications in 391 Consecutively Inserted Fixed Protheses Supported by Branemark Implants in Edentulous Jaws: A study of treatment from the time of prosthesis placement to the first anual checkup.

Tabela 2 - Principais artigos selecionados

2 – TIPO DE ESTUDO

O presente trabalho de investigação desenvolveu-se no âmbito do Programa do Curso de Mestrado em Reabilitação Oral e Prostodontia do Instituto Universitário de Ciências da Saúde, no período decorrido entre 2017 e 2018.

O estudo será classificado com um estudo experimental descritivo e inferencial.

3 – SELEÇÃO DA AMOSTRA

Este estudo foi executado numa amostra 10 análogos de cada marca e 10 pilares protéticos, onde serão testados 10 parafusos originais de cada fabricante. Num total de 40 amostras, das seguintes marcas: Megagen®, Dentium®, BIOMET 3i® e BTI®.

3.1 – CRITÉRIOS DE INCLUSÃO

Parafusos protéticos, diretos à conexão do implante, de ligas de titânio do mesmo grau.

3.2 – CRITÉRIOS DE EXCLUSÃO

Parafusos protéticos de marcas não originais.

4 – PROCESSAMENTO DA AMOSTRA

Foi estabelecido um protocolo laboratorial padrão, executado no Instituto de Investigação e Formação Avançada em Ciências e Tecnologias da Saúde (IINFACTS-CESPU) para testar todas as amostras selecionadas:

- 1) Todas as amostras procedentes dos fabricantes, foram rotuladas com o número de série e data de controlo.
- 2) A presença de anomalias e defeitos foi avaliada a olho nu e a microscópio óptico (OLYMPUS® SZ61) (figura 1).



Figura 1 - Microscópio óptico OLYMPUS® SZ61

- 3) O pilar protético é acoplado ao análogo do implante (das marcas correspondentes) com o parafuso protético (figura 2) e respetiva chave manual. O parafuso protético é apertado manualmente, até não haver folgas entre as duas peças.

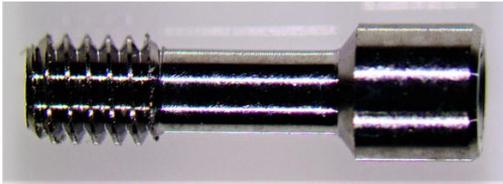


Figura 2 - Exemplo de um parafuso protético (exemplificativo). Dentium ®

4) As duas peças são colocadas numa célula de carga (figura 4), ligada à CS-Dental Testing Machine® (figura 3), e estabilizadas.



Figura 3 - CS-Dental Testing Machine®.

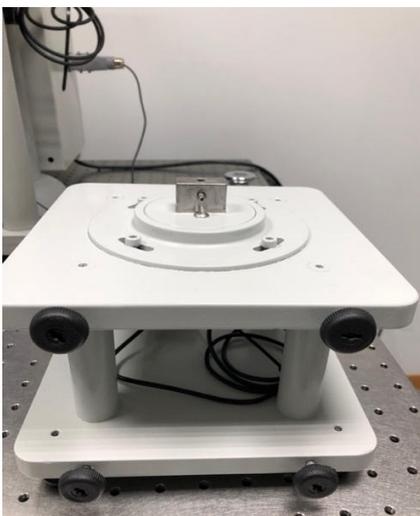


Figura 4 - Célula de Carga.

5) Os parafusos a serem testados serão sujeitos a uma força de torção até respetiva fratura, com uma chave dinamométrica.



Figura 5 - - Célula de Carga (vista superior) com pormenor da zona de retenção das peças protéticas.

6) O ponto de fratura será registado e comparado entre todas as amostras.

7) A gravação do ficheiro Excel da CS-Dental Testing Machine® será armazenado num computador para posterior análise gráfica e de valores.

8) As peças fraturadas serão analisadas em microscópio ótico para observação das características microscópicas de fratura.

5 – ANÁLISE ESTATÍSTICA

Todos os dados serão tratados e organizados em Microsoft Excel 16.19 (2019), para posteriormente serem analisados em ambiente SPSS, versão 24. Em primeiro lugar foi realizada uma análise exploratória dos dados, tendo sido detetados dois *outliers*, um na marca Dentium® e outro na marca Biomet 3i®. Uma vez que se tratavam de valores extremos, não explicados pelo processo metodológico de avaliação do torque de fratura, foi realizado um processo de imputação de valores omissos. Estes foram substituídos pela média dos restantes 9 valores das respetivas marcas, 53,39 e 39,74, respetivamente.

Na análise descritiva foram calculadas médias e desvios padrão para os torques de fratura, expressos em N/cm^2 , após confirmar a distribuição simétrica pela observação dos histogramas.

A normalidade das distribuições foi avaliada com o teste Shapiro-Wilk, utilizado para $n < 50$, confirmando-se o pressuposto necessário à utilização de testes paramétricos. Foi também avaliada a homogeneidade das distribuições pelas quatro marcas avaliadas com o teste de Levene, confirmando-se também este pressuposto.

Para comparar os valores médios dos torques de fratura obtidos na amostra com os valores de referência associados a cada amostra foi utilizado o T-test. Os valores de referência de cada marca foram 35 N.cm^2 para as marcas Bti[®] e Megagen[®], 30 N.cm^2 para a marca Dentium[®] e 20 N.cm^2 para a marca Biomet 3i[®].

O teste ANOVA foi utilizado para comparar a média do limite máximo de resistência entre as marcas. Este teste foi complementado com o teste de múltiplas comparações de Tukey.

O nível máximo de significância considerado foi 5%.

CAPÍTULO IV

RESULTADOS

COMPARAÇÃO DA RESISTÊNCIA MECÂNICA AO STRESS EM PARAFUSOS ORIGINAIS –
ESTUDO *IN VITRO*.

1 – CARACTERIZAÇÃO DA AMOSTRA

Este estudo foi executado numa amostra 10 análogos de cada marca e 10 pilares protéticos, onde serão testados 10 parafusos originais de cada fabricante. Num total de 40 amostras, das seguintes marcas: Megagen®, Dentium®, BIOMET 3i® e BTI® (figura 6).

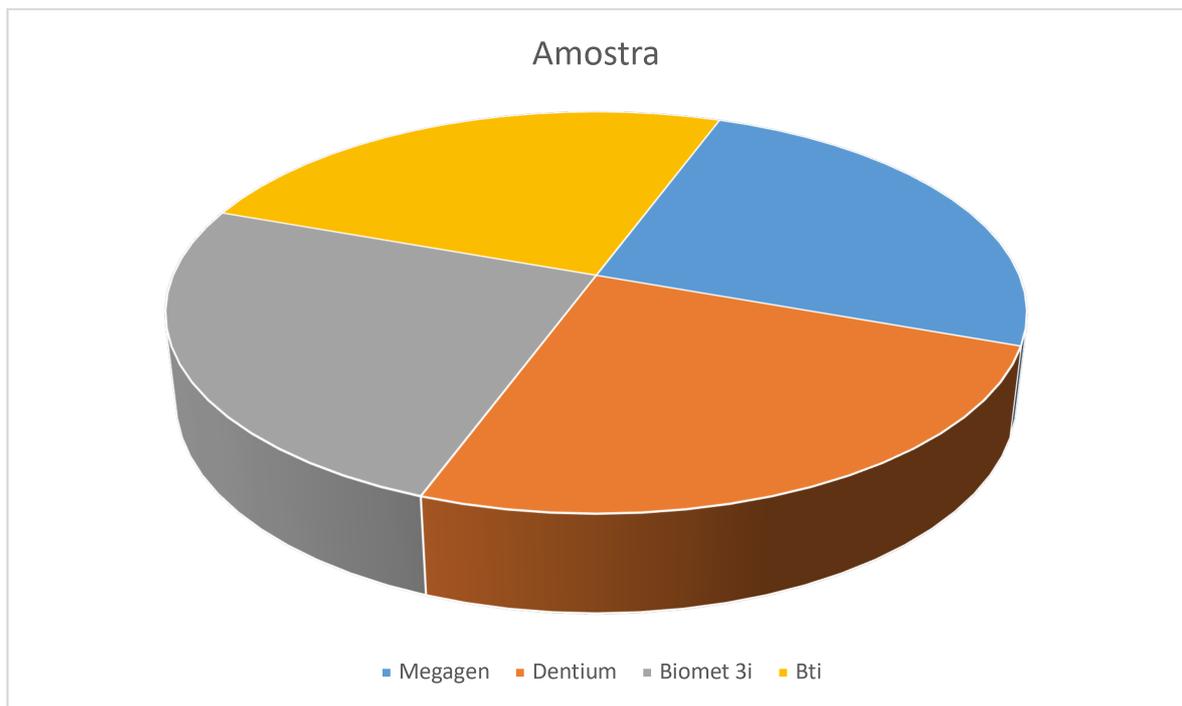


Figura 6 - Representação das amostras do estudo.

1.1 RESISTÊNCIA À FRATURA (Ncm²)

1.1.1 Megagen®

AMOSTRA	TORQUE DE FRATURA (Ncm ²)
Amostra 1	50,60
Amostra 2	50,60
Amostra 3	39,33
Amostra 4	50,60
Amostra 5	32,66
Amostra 6	40,48
Amostra 7	35,65
Amostra 8	27,36
Amostra 9	38,18
Amostra 10	35,19

Tabela 3 - Torque de fratura do parafuso protético (Megagen®)

Média de fratura: 40,07 Ncm²

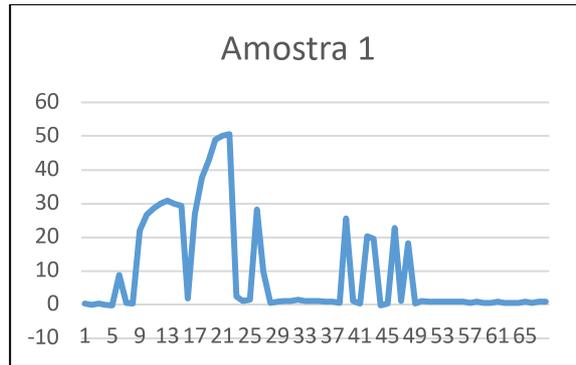


Figura 7 - Representação da Amostra 1 do estudo (Megagen ®).

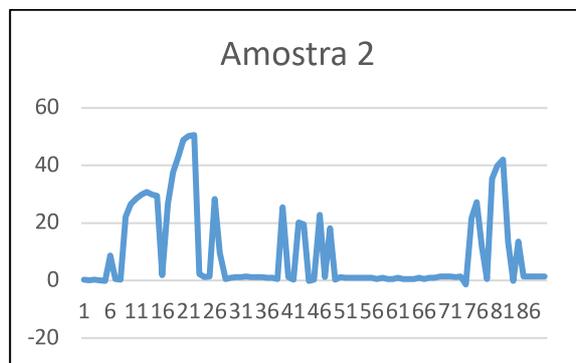


Figura 8 - Representação da Amostra 2 do estudo (Megagen ®).

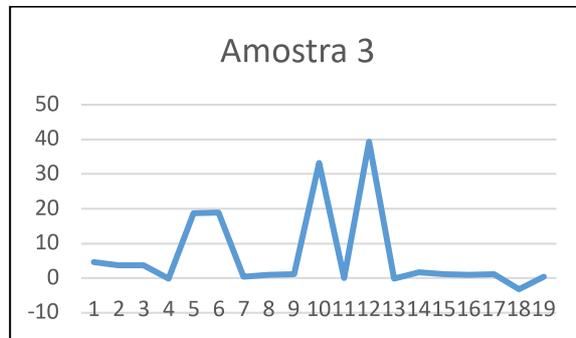


Figura 9 - Representação da Amostra 3 do estudo (Megagen ®).

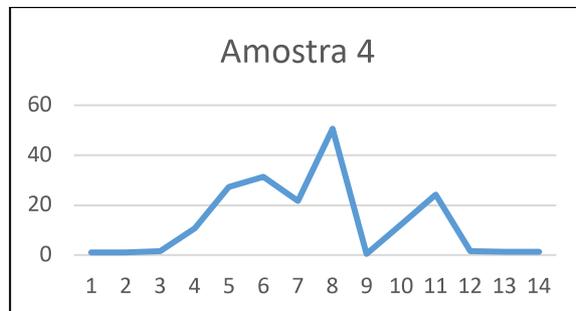


Figura 10 - Representação da Amostra 4 do estudo (Megagen ®).

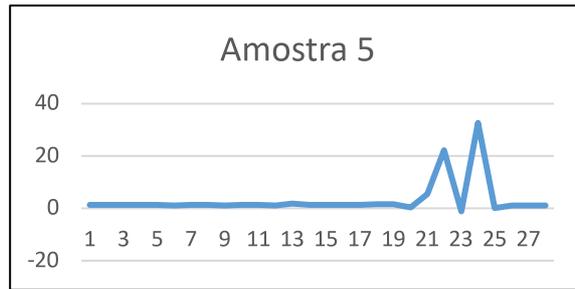


Figura 11 - Representação da Amostra 5 do estudo (Megagen ®).

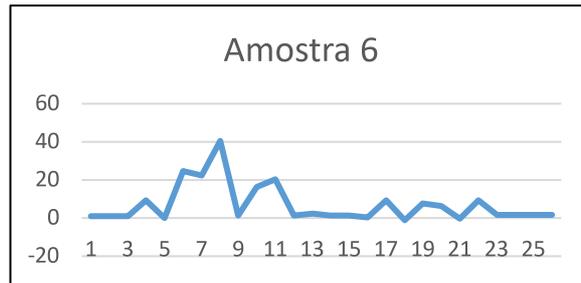


Figura 12 - Representação da Amostra 6 do estudo (Megagen ®).

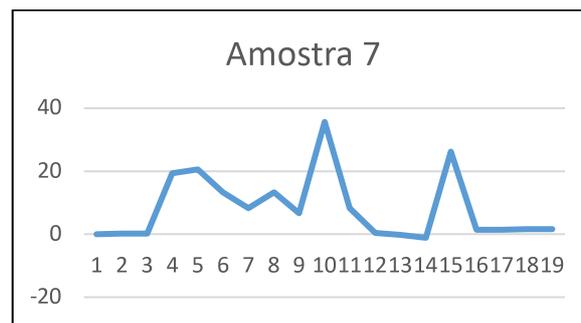


Figura 13 - Representação da Amostra 7 do estudo (Megagen ®).

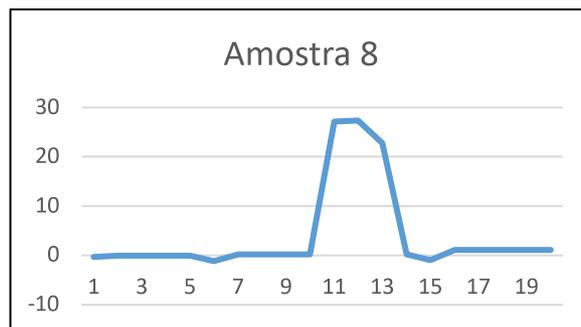


Figura 14 - Representação da Amostra 8 do estudo (Megagen ®).

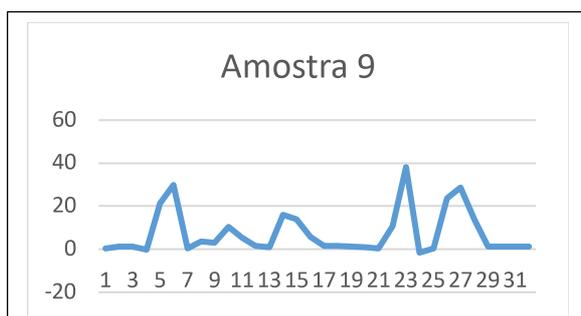


Figura 15 - Representação da Amostra 9 do estudo (Megagen ®).

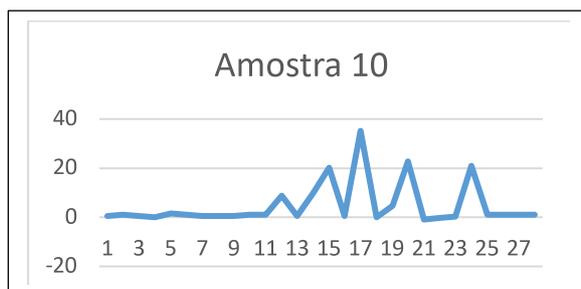


Figura 16 - Representação da Amostra 10 do estudo (Megagen ®).

1.1.2 Dentium ®

AMOSTRA	TORQUE DE FRATURA (Ncm ²)
Amostra 1	55,43
Amostra 2	58,42
Amostra 3	38,64
Amostra 4	37,72
Amostra 5	58,65
Amostra 6	46,23
Amostra 7	66,24
Amostra 8	13,18
Amostra 9	60,26
Amostra 10	58,89

Tabela 4 - Torque de fratura do parafuso protético (Dentium ®)

Média de fratura: 53,39 Ncm²

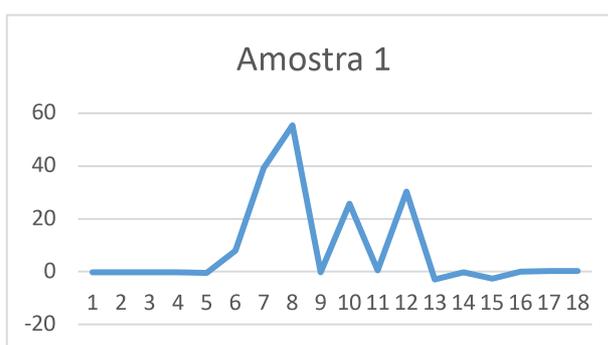


Figura 17 - Representação da Amostra 1 do estudo (Dentium ®).

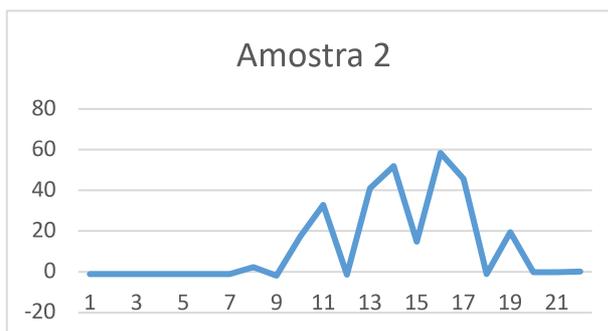


Figura 18 - Representação da Amostra 2 do estudo (Dentium ®).

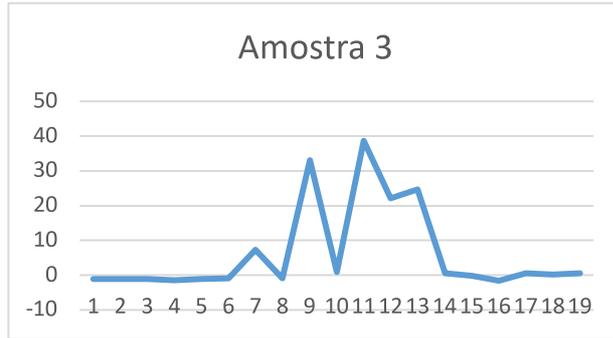


Figura 19 - Representação da Amostra 3 do estudo (Dentium ®).

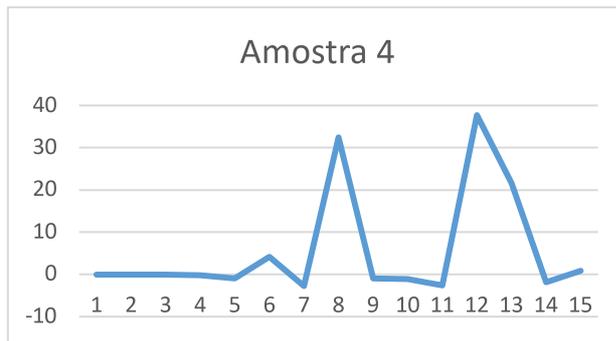


Figura 20 - Representação da Amostra 4 do estudo (Dentium ®).

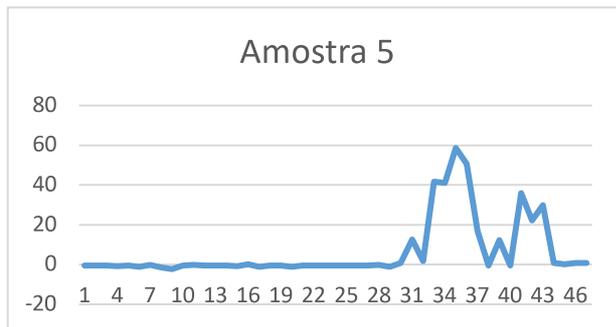


Figura 21 - Representação da Amostra 5 do estudo (Dentium ®).

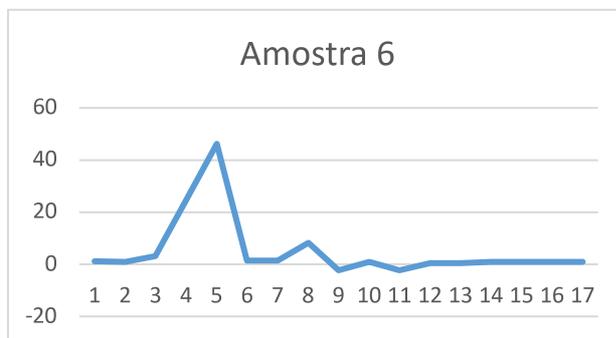


Figura 22 - Representação da Amostra 6 do estudo (Dentium ®).

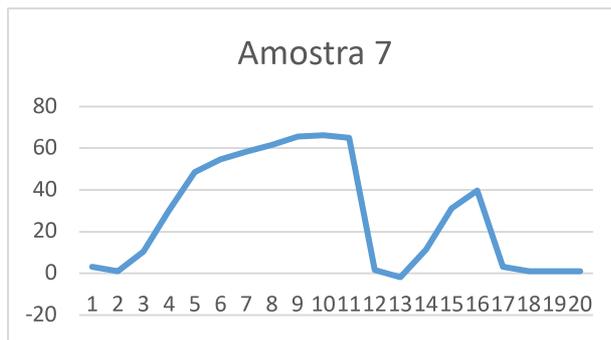


Figura 23 - Representação da Amostra 7 do estudo (Dentium®).

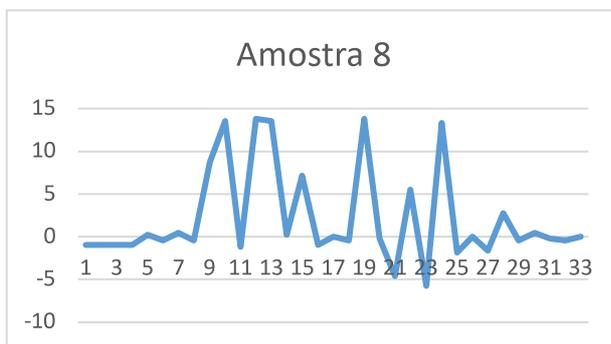


Figura 24 - Representação da Amostra 8 do estudo (Dentium®).

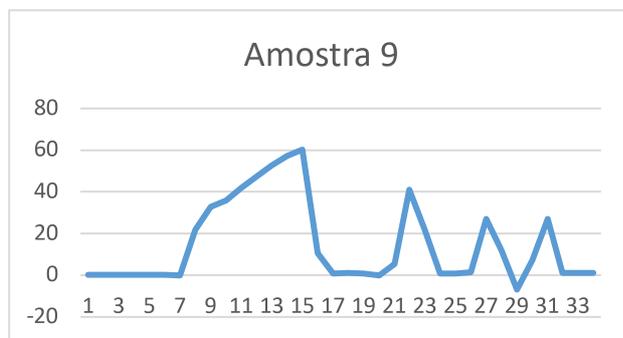


Figura 25 - Representação da Amostra 10 do estudo (Dentium®).

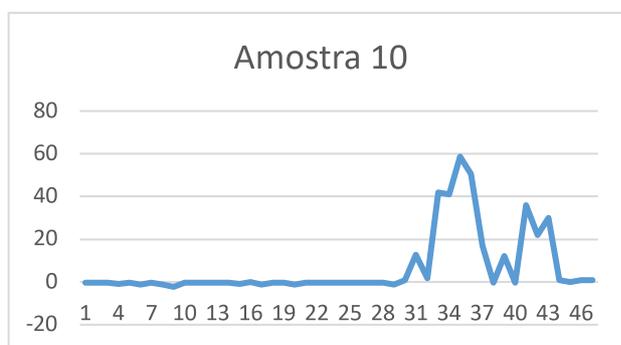


Figura 26 - Representação da Amostra 10 do estudo (Dentium®).

1.2.3 Biomet 3i[®]

AMOSTRA	TORQUE DE FRATURA (Ncm ²)
Amostra 1	45,31
Amostra 2	40,02
Amostra 3	45,08
Amostra 4	39,10
Amostra 5	42,32
Amostra 6	29,67
Amostra 7	42,57
Amostra 8	35,88
Amostra 9	22,54
Amostra 10	37,71

Tabela 5 - Torque de fratura do parafuso protético (Biomet 3i[®])

Média de fratura: 39,74 Ncm²

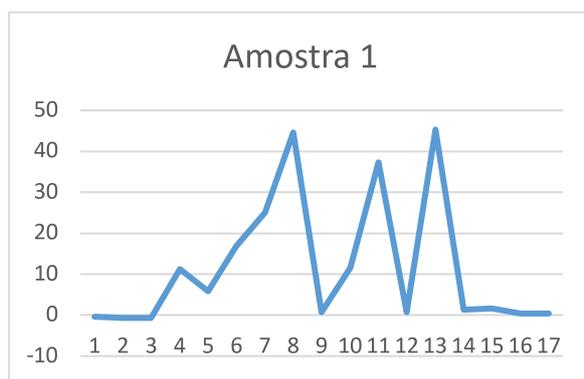


Figura 27 - Representação da Amostra 1 do estudo (Biomet 3i[®]).

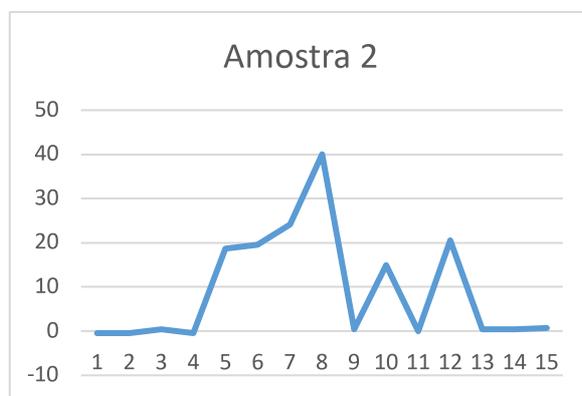


Figura 28 – Representação da Amostra 2 do estudo (Biomet 3i[®]).

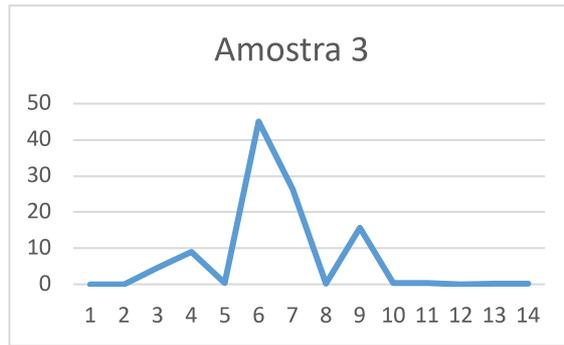


Figura 29 - Representação da Amostra 3 do estudo (Biomet 3i ®).

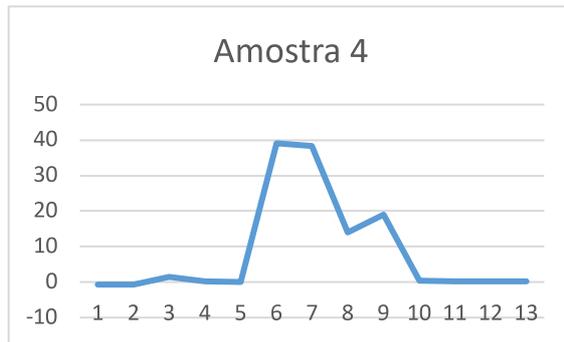


Figura 30 - Representação da Amostra 4 do estudo (Biomet 3i ®).

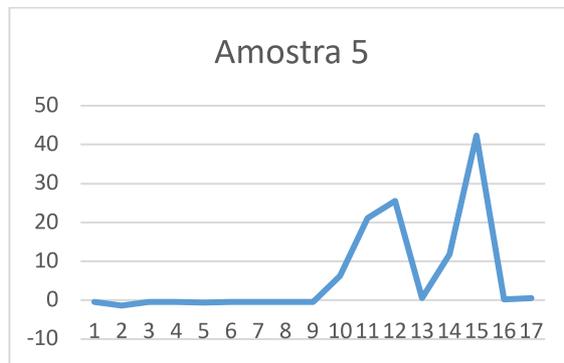


Figura 31 - Representação da Amostra 5 do estudo (Biomet 3i ®).

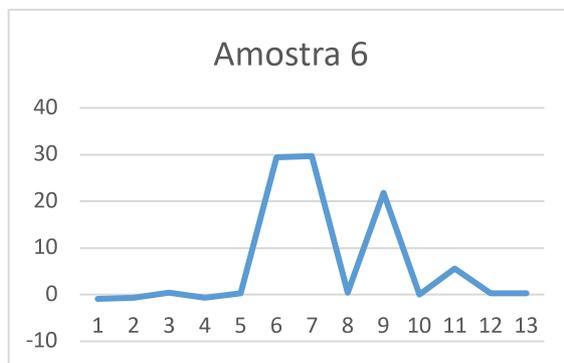


Figura 32 - Representação da Amostra 6 do estudo (Biomet 3i ®).

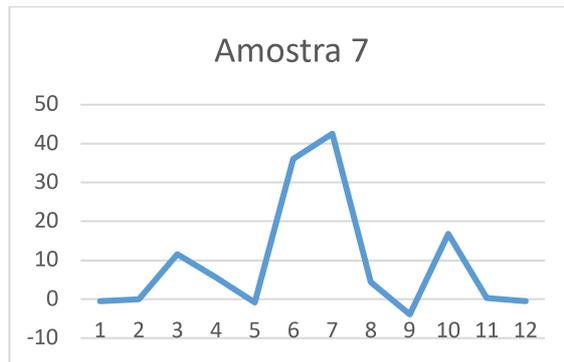


Figura 33 - Representação da Amostra 7 do estudo (Biomet 3i ®).

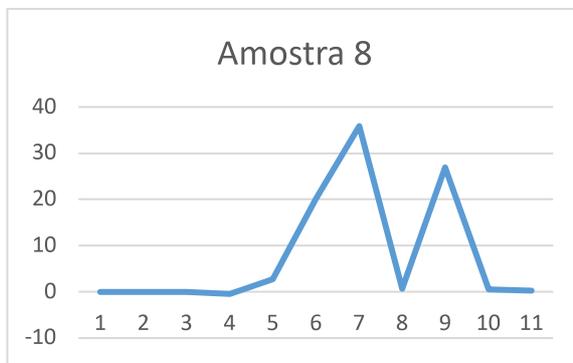


Figura 34 - Representação da Amostra 8 do estudo (Biomet 3i ®).

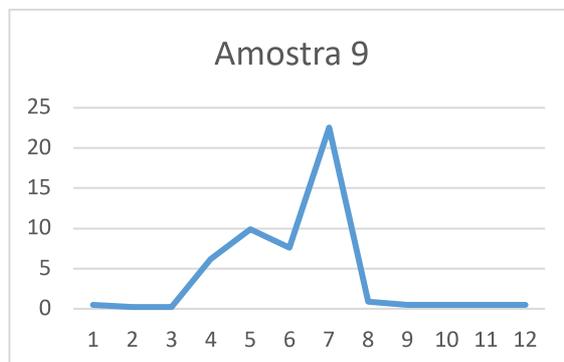


Figura 35 - Representação da Amostra 9 do estudo (Biomet 3i ®).

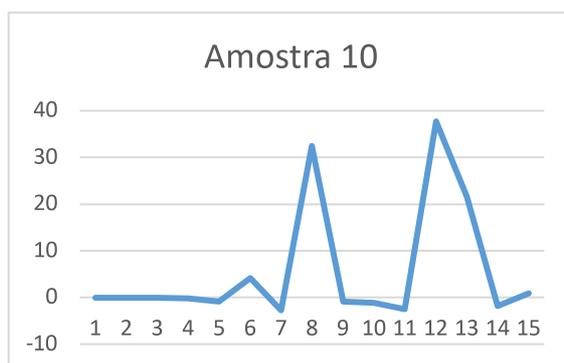


Figura 36 - Representação da Amostra 10 do estudo (Biomet 3i ®).

1.1.4 Bti ®

AMOSTRA	TORQUE DE FRATURA (Ncm ²)
Amostra 1	54,95
Amostra 2	59,54
Amostra 3	68,72
Amostra 4	77,63
Amostra 5	73,31
Amostra 6	78,30
Amostra 7	62,24
Amostra 8	66,01
Amostra 9	71,01
Amostra 10	76,68

Tabela 6 - Torque de fratura do parafuso protético (BTI ®)

Média de fratura: 68,84 Ncm²

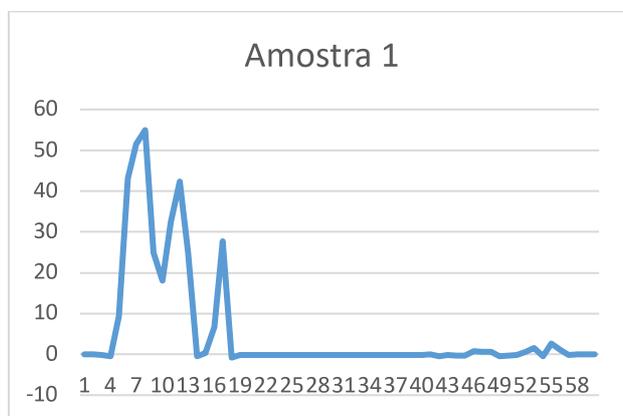


Figura 37 - Representação da Amostra 1 do estudo (BTI ®).

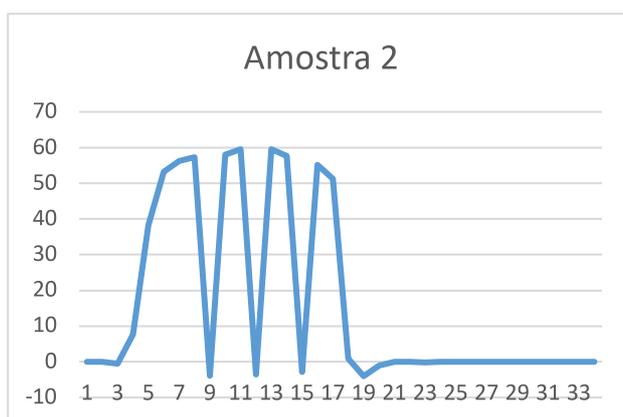


Figura 38 - Representação da Amostra 2 do estudo (BTI ®).

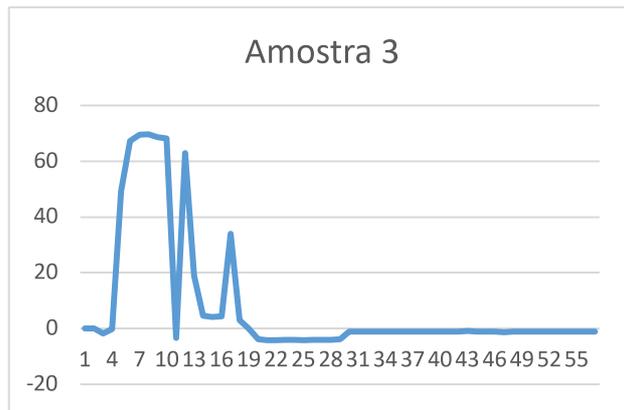


Figura 39 - Representação da Amostra 3 do estudo (BTI ®).

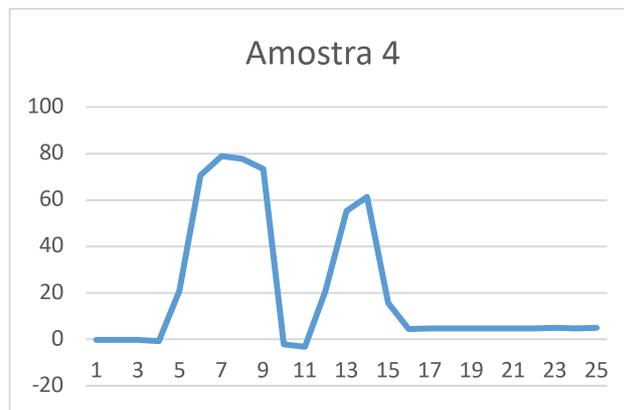


Figura 40 - Representação da Amostra 4 do estudo (BTI ®).

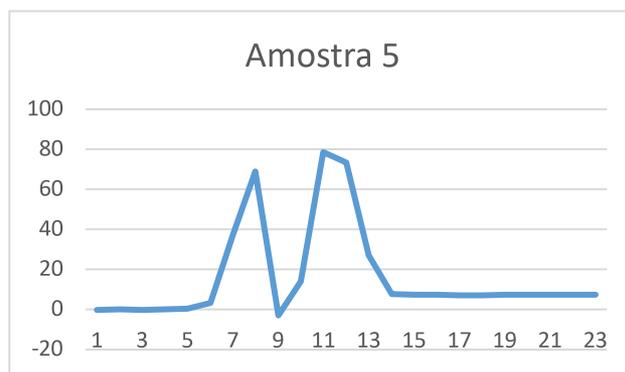


Figura 41 - Representação da Amostra 5 do estudo (BTI ®).

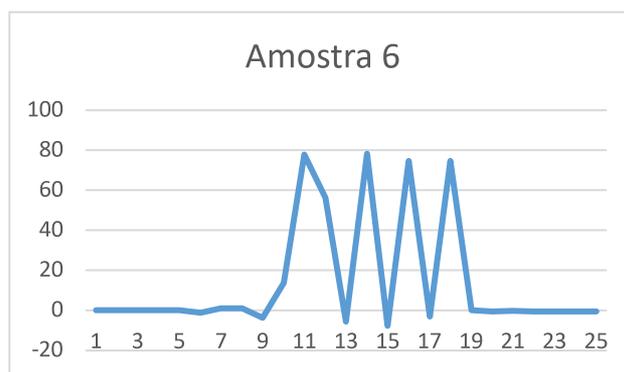


Figura 42 - Representação da Amostra 6 do estudo (BTI ®).

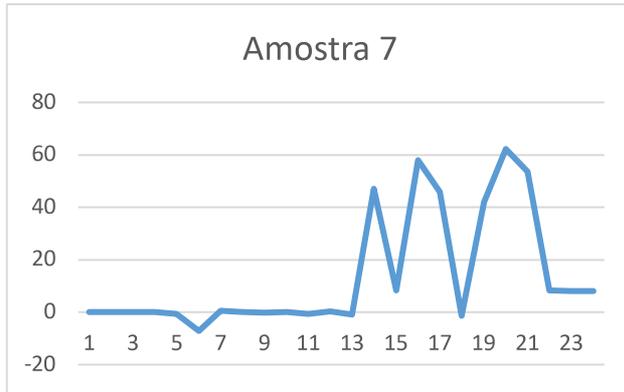


Figura 43 - Representação da Amostra 7 do estudo (BTI ®).

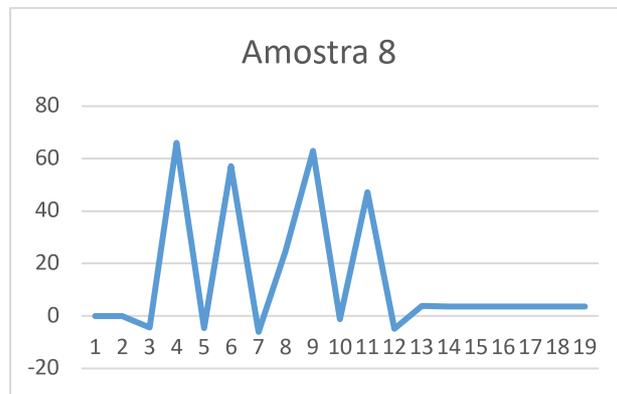


Figura 44 - Representação da Amostra 8 do estudo (BTI ®).

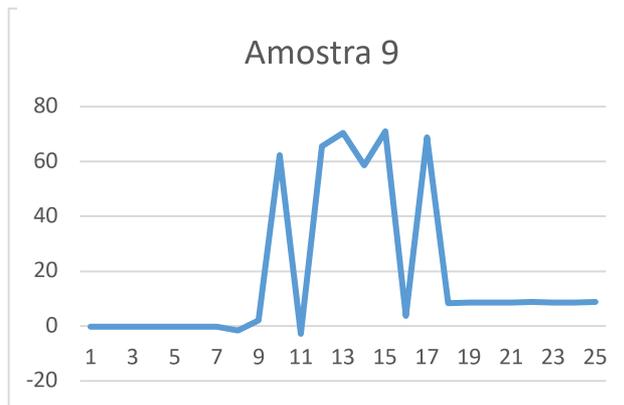


Figura 45 - Representação da Amostra 9 do estudo (BTI ®).

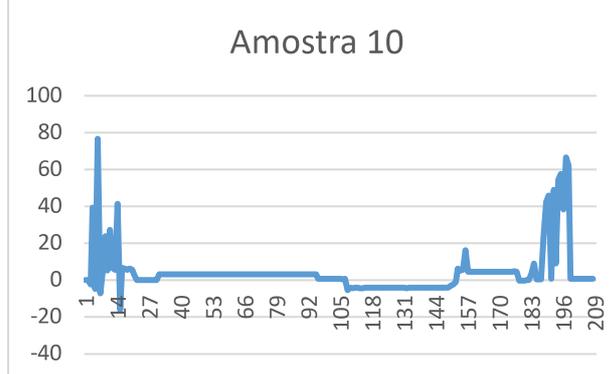


Figura 46 - Representação da Amostra 10 do estudo (BTI ®).

3 – AVALIAÇÃO QUALITATIVA DOS RESULTADOS

Na comparação da média de fratura das 4 marcas, obtemos os seguintes valores:

- Megagen – 40,07 Ncm²
- Dentium – 53,39 Ncm²
- Biomet 3i – 39,74 Ncm²
- Bti - 68,84 Ncm²

Verificaram-se 3 fraturas das chaves de aperto protético, nomeadamente na marca Bti[®]. A fratura das 3 chaves protéticas, deu-se aos 46 Ncm², 40 Ncm² e 43 Ncm² (figura 47). Aquando da observação das mesmas verificou-se o mesmo padrão de fadiga – torção até ao ponto máximo de elasticidade do material (figura 48).

Nesta mesma marca para a continuidade do trabalho foi necessária a utilização de uma chave compatível de uma liga de titânio mais resistente.

A deformação do parafuso protético deu-se na zona da cabeça do mesmo, região de transição da cabeça para a rosca do parafuso (figura 49).



Figura 47 - Pormenor do ponto de fratura das chaves protética Bti[®].

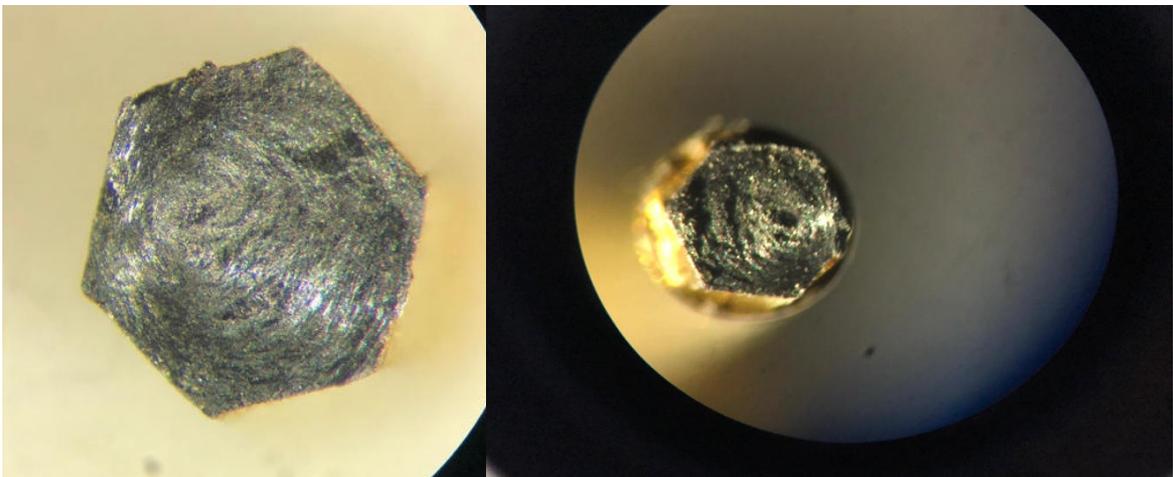


Figura 48 - Direção da força de torção, representativa do padrão de fratura.



Figura 49 - Representação do local de fratura dos parafusos estudados.

Quando analisada a variável Torque de Fratura, verificou-se que a marca de parafusos que apresentou um torque máximo, foi a Dentium[®], com um torque máximo de 66,24 Ncm². O torque mínimo, curiosamente foi de 13,18 Ncm² na mesma marca. Levando-nos a crer que posso ter sido um erro na usinagem da rosca do parafuso protético, ocorrendo ou moedura do encaixe do parafuso protético (figura 50), levando a que a chave protética não possa desempenhar a sua função.

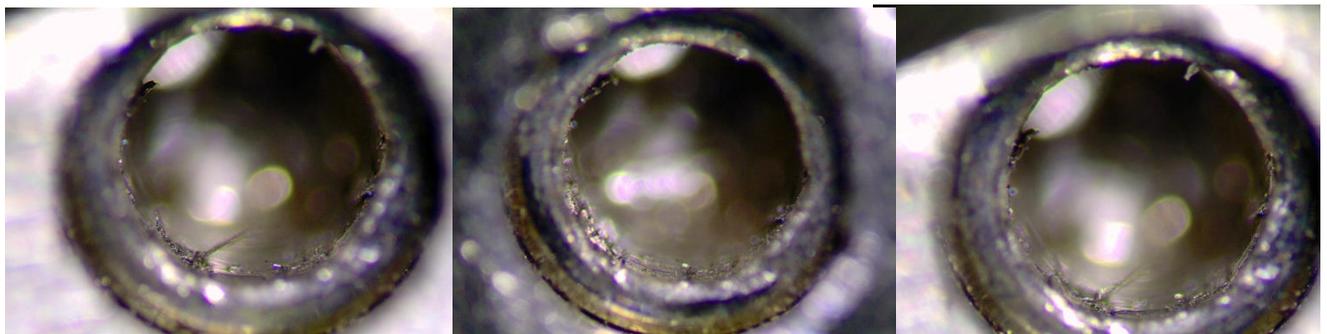


Figura 50 - Representação do desgaste da rosca até ao ponto da sua inutilização.

Na Figura 51 é apresentada a distribuição de todas as medições de torque de fratura. Todas as medições foram superiores a 20 N.cm².

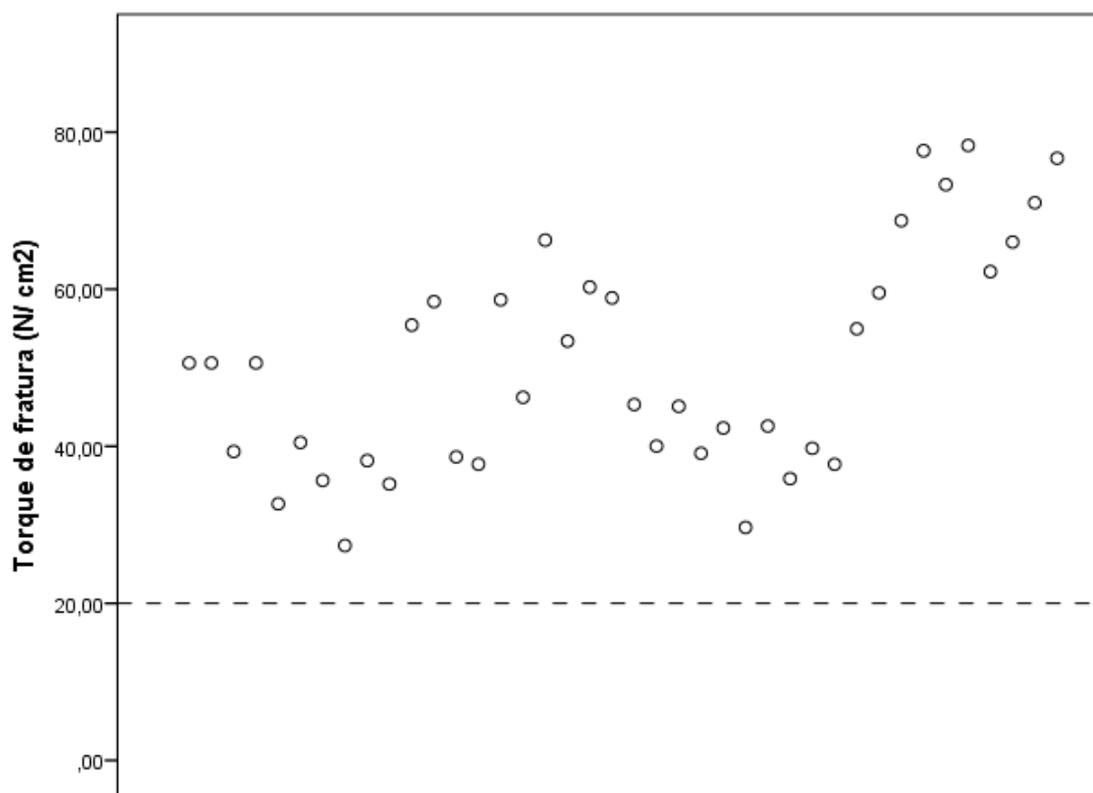


Figura 51 - Distribuição do limite máximo de torque de fratura resistência de todas as amostras em análise

Na Tabela 7 apresentam-se os resultados do T-teste para as comparações dos valores médios de torque de fratura de resistência com cada um dos valores de referência apresentados pelas marcas. Nas marcas Dentium[®], Biomet 3i[®] e Bti[®] apresentaram limites máximos de torque de fratura de resistência médios significativamente superiores ($p < .001$) aos limites máximos de resistência referenciados pelos fabricantes. A marca Megagen[®] não obteve resultados estatisticamente significativos na comparação do valor médio do torque de fratura de resistência com o valor de referência aprovado pelo fabricante (Tabela 7).

Tabela 7. Comparação dos valores médios de torque de fratura por marca relativo aos valores de referência

Marca	M	DP	Valor de referência	Teste t (p-valor)
Megagen [®] (n=10)	40,07	8,14	35 N/ cm ²	$t_{(9)}=1,97$ ($p=.081$)
Dentium [®] (n=10)	53,39	9,51	30 N/ cm ²	$t_{(9)}=7.78$ ($p<.001$)
Biomet 3i [®] (n=10)	39,74	4,66	20 N/ cm ²	$t_{(9)}=9.58$ ($p<.001$)
Bti [®] (n=10)	68,84	8,05	35 N/ cm ²	$t_{(9)}=19.17$ ($p<.001$)

Para avaliar a calibração das cargas máximas propostas pelo fabricante foram calculadas as proporções de casos que se encontravam abaixo dos limites propostos pela marca. Apenas foram encontrados valores abaixo do limite de referência na marca Megagen[®] (n=2; 20%) (Tabela 8).

Tabela 8. Proporção de casos abaixo dos limites de referência

Marca	n	%
Megagen [®] (n=10)	2	20,0%
Dentium [®] (n=10)	0	0%
Biomet 3i [®] (n=10)	0	0%
Bti [®] (n=10)	0	0%

Na comparação dos valores médios de torque de fratura entre as marcas avaliadas, foram encontradas diferenças estatisticamente significativas, $F_{(3,36)}=31,20$ ($p<,001$), evidenciadas pelo teste de múltiplas comparações de Tukey, com diferenças da marca Bti[®], que obteve os valores médios mais elevados, para todas as restantes; da marca Biomet 3i[®], que obteve os valores médios mais baixos para com as marcas Dentium[®] e Bti[®] e da marca Megagen[®] para com a marca Dentium[®], com valores médios mais elevados nesta (Tabela 9).

Tabela 9. Comparação dos valores médios de torque de fratura entre as marcas avaliadas

Marca	M	DP	ANOVA
Megagen [®] (n=10)	40,07	8,14	$F_{(3,36)}=31,20$ ($p<,001$) (a)
Dentium [®] (n=10)	53,39	9,51	
Biomet 3i [®] (n=10)	39,74	4,66	
Bti [®] (n=10)	68,84	8,05	

(a) testes Tukey com diferenças significativas entre: Megagen[®] - Dentium[®] ($p=,003$); Megagen[®] - Bti[®] ($p<,001$); Dentium[®] - Biomet 3i[®] ($p=,002$); Dentium[®] - Bti[®] ($p<,001$) e Biomet 3i[®] - Bti[®] ($p<,001$)

A média de fratura entre marcas foi de 40,07 Ncm² na Megagen[®], 53,39 Ncm² na Dentium[®], 39,74 Ncm² na Biomet 3i[®] e 68,84 Ncm² na Bti[®]. Com base neste estudo afirmamos que os parafusos que apresentaram mais resistência à fratura foram os da marca Bti[®]. De realçar o resultado bastante superior da marca Bti[®], único parafuso que apresentava uma característica extra, por parte do fabricante. Os parafusos desta marca apresentam um tratamento de superfície com carbureto de tungstênio, que aparentemente diminui o coeficiente de fricção e melhora o deslizamento, o que

confere ao parafuso propriedades semelhantes que o ouro quanto à pretensão e resistência à fadiga, ou seja, maior pré-carga para o mesmo par de aperto e redução do afrouxamento dos parafusos.

CAPÍTULO IV

DISCUSSÃO

COMPARAÇÃO DA RESISTÊNCIA MECÂNICA AO STRESS EM PARAFUSOS ORIGINAIS –
ESTUDO *IN VITRO*.

Com a utilização de implantes dentários com reabilitações protéticas aparafusadas, é fundamental um correto torque sobre o parafuso para que ocorra uma pré-carga ideal de união implante – pilar protético.

O afrouxamento ou a fratura do parafuso de protético estão relacionados com a desadaptação implante/pilar protético, e a presença de gap entre a conexão do implante e o pilar protético, podendo causar tensões desfavoráveis aos componentes da conexão, assim como ao implante e ao osso. Afrouxamentos, desapertos ou fraturas de parafusos são complicações comuns em reabilitações implanto-suportadas. O gap entre o implante e o pilar protético pode ter influência significativa nestes achados.²³ Muitos autores referem que o afrouxamento do parafuso é uma das complicações protéticas mais comuns na reabilitação com implantes, podendo estar relacionada com a técnica de aperto, ou torque insuficiente. Alguns autores referem que quanto maior o torque, maior a pré-carga, menor a probabilidade de afrouxamento do parafuso e consequente desinserção do pilar protético.^{41, 43} Mas consequentemente, se não soubermos o valor máximo de fadiga do parafuso, podemos ultrapassá-lo levando à fratura do mesmo.

O parafuso de uma conexão aparafusada só afrouxa se as forças externas que induzem a separação das partes forem maiores que a força que as mantêm unidas. Portanto, as forças de separação da conexão não devem ser eliminadas, mas sim mantidas abaixo do limite das forças de união.^{42, 43} A maioria dos autores e marcas no mercado, preconizam um torque máximo de aperto entre os 20-35N.^{44, 45, 46} Os fabricantes das marcas estudadas preconizam diferentes valores de referência – 35 Ncm² para a Bti[®] e Megagen[®], 30 Ncm² para a Dentium[®] e 20 Ncm² para a Biomet 3i[®], o que se enquadra nos estudos comparativos.

Portanto, os dois principais fatores envolvidos em manter os parafusos dos implantes apertados são: maximizar a força de travamento e minimizar as forças de separação da conexão. A força da conexão é afetada mais pela força de travamento do que pela resistência dos parafusos. A força de união é proporcional ao torque de aperto. Contudo para um aumento da força de união e consequentemente o torque de pré-carga, necessitamos de valor de resistência maiores dos parafusos protéticos. Valores de torque baixos permitem separação da conexão e resultam em fadiga do parafuso ou afrouxamento. Torques excessivos podem causar a falha do parafuso ou deformação

das roscas do parafuso, que em último recurso levam à fratura do mesmo.

i. O reaperto de parafusos 10 minutos após a aplicação do torque inicial deveria ser realizado por rotina. Contrariar o efeito memória do parafuso protético;^{21, 42}

ii. Aumentar o torque do parafuso acima de 30 Ncm² poderia ser benéfico para a estabilidade implante/pilar protético, e reduzir o afrouxamento de parafusos.²⁵

A resistência do material do parafuso tem influência significativa na pré-carga.⁵⁰ Os fabricantes de conexões aparafusadas recomendam aperto de 75% a 80% do limite de elasticidade do material, como reserva para evitar deformações permanentes. Isto é verificado neste estudo onde resistência média dos parafusos à fratura é superior ao limite estipulado pelo fabricante.

A média de fratura dos parafusos protéticos entre marcas foi de 39,74 N.cm² na Biomet 3i[®], 40,07 N.cm² na Megagen[®], 53,39 N.cm² na Dentium[®] e 68,84 N.cm² na Bti[®], por onde crescente de resistência.

Entretanto, quanto mais resistente for o parafuso, maior a pré-carga que pode ser atingida. Isto é verdade apenas parcialmente, pois após certo ponto de aperto do parafuso, a fricção entre as roscas do implante e do parafuso torna-se tão grande que o hexágono da cabeça do parafuso espana ou a chave de instalação fratura.

Apesar de um aspeto que deveria ser considerado para a redução do afrouxamento de parafusos é a aplicação de maiores valores de torque e nos desenhos dos parafusos atuais, valores de torque de 40 Ncm² podem ser aplicados sem ocorrer deformação plástica, verifica-se que existem parafusos a fraturarem abaixo dos valores descritos por estes autores^{25, 44}, portanto o uso de valores mais altos de torque apesar de aumentar a pré-carga, e fornecer um aumento na resistência à separação da conexão e maior estabilidade ao parafuso³³, pode induzir também em determinados lotes de parafusos à deformação irreversível do parafuso protético e à sua fratura.

A marca Megagen[®] não obteve resultados estatisticamente significativos na comparação do valor médio do torque de fratura de resistência com o valor de referência aprovado pelo fabricante, podendo levar-nos a ter em consideração que, por exemplo, nesta marca não deve ser ultrapassado o valor preconizado pelo fabricante. A mesma marca quando avaliada quanto à calibração do torque máximo estipulado observa-se que existiam dois valores abaixo do limite de referência, que no tamanho da amostra é significativo, pois representa 20% do total da amostra. Isto pode ser um mau

indicativo da resistência e controlo de qualidade das propriedades do material usado.

O desenho do pilar pode determinar em que ponto um parafuso protético irá fraturar em caso de força excessiva sobre o complexo supraestrutura/implante, sendo isto importante devido ao tamanho do parafuso em questão. Preferencialmente numa área com acesso e visibilidade favoráveis, como é o caso da zona da cabeça do parafuso protético, ou seja, o fragmento pode ser mais facilmente removido e agarrado ^{22, 23, 41} – verificando-se este padrão em todos os parafusos.

Alguns erros na usinagem da rosca do parafuso protético foram verificados, ocorrendo ou a moedura do encaixe do parafuso protético e/ou fraturas precoces (na pré-carga), levando a crer que existem parafusos com qualidade inferior, mesmo na mesma marca. De acordo com a literatura ^{21, 42} é aconselhado a existir um reaperto do parafuso passado algum tempo ao primeiro aperto, ao torque aconselhado pelo fabricante, o que nos leva a concordar devido aos resultados obtidos, pois ao anularmos o “settling effect” estamos também a reduzir o risco de afrouxamento e/ou fratura do parafuso, assim como evitamos um aperto excessivo que pode levar ou à moedura da cabeça do parafuso, como verificado em alguns parafusos e descrito por diversos autores ^{22, 40, 42}, ou mesmo à fratura do mesmo.

Outro fator a ter em consideração é que a marca que apresenta maior resistência foi a Bti [®], podendo este resultado dever-se ao tratamento de superfície que os parafusos apresentam, o que vai ao encontro dos estudos já existentes ^{31, 32}, que referem que os parafusos em ouro ou com tratamento de superfície com características similares ao ouro apresentam uma taxa de desaperto e fratura menor. ³²

Por fim, foi possível observar na marca Bti [®] a fratura das 3 chaves protéticas originais, este fenómeno dá-se a um torque pouco superior ao limite máximo do fabricante, podendo estabelecer-se um padrão de fadiga da chave, por uma resiliência de materiais diferentes, podendo ser algo a estudar, como proteção e conservação do parafuso protético. Apesar de não existir nenhum estudo neste sentido, abre-se uma linha de investigação neste sentido.

CAPÍTULO V

CONCLUSÃO

COMPARAÇÃO DA RESISTÊNCIA MECÂNICA AO STRESS EM PARAFUSOS ORIGINAIS –
ESTUDO *IN VITRO*.

Mediante a experiência laboratorial do presente estudo, a metodologia aplicada e resultados obtidos podemos concluir que:

- 1) A resistência maior, obtida pelo maior torque de carga antes da fratura do parafuso foi alcançada pela Bti[®].
- 2) As cargas médias máximas de fadiga estão dentro dos parâmetros definidos pelos fabricantes. Apesar de haverem parafusos protéticos a não respeitarem este valor de referência.
- 3) Parece existir uma correlação de melhores resultados nos parafusos com tratamento de superfície.

CAPÍTULO VI

REFERÊNCIAS

COMPARAÇÃO DA RESISTÊNCIA MECÂNICA AO STRESS EM PARAFUSOS ORIGINAIS –
ESTUDO *IN VITRO*.

1. Ring ME. A thousand years of dental implants: a definitive history--part 1. *Compendium of continuing education in dentistry* (Jamesburg, NJ). 1995;16(10):1060, 2, 4 passim.
2. Bornstein MM, Halbritter S, Harnisch H, Weber HP, Buser D. A retrospective analysis of patients referred for implant placement to a specialty clinic: indications, surgical procedures, and early failures. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2008;23(6):1109-16.
3. Klokkevold PR, Han TJ. How do smoking, diabetes, and periodontitis affect outcomes of implant treatment? *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2007;22 Suppl:173-202.
4. Freese H.L. VMG, Wood J.R. *Metallurgy and Technological Properties of Titanium and Titanium Alloys*. *Titanium in Medicine Engineering Materials*: Springer, Berlin, Heidelberg; 2001.
5. Patterson EA, Johns RB. Theoretical analysis of the fatigue life of fixture screws in osseointegrated dental implants. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 1992;7(1):26-33.
6. Pjetursson BE, Bragger U, Lang NP, Zwahlen M. Comparison of survival and complication rates of tooth-supported fixed dental prostheses (FDPs) and implant-supported FDPs and single crowns (SCs). *Clin Oral Implants Res*. 2007;18 Suppl 3:97-113.
7. Andersson B, Odman P, Carlsson L, Branemark PI. A new Branemark single tooth abutment: handling and early clinical experiences. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 1992;7(1):105-11.
8. Cibirka RM, Nelson SK, Lang BR, Rueggeberg FA. Examination of the implant-abutment interface after fatigue testing. *J Prosthet Dent*. 2001;85(3):268-75.
9. Gratton DG, Aquilino SA, Stanford CM. Micromotion and dynamic fatigue properties of the dental implant-abutment interface. *J Prosthet Dent*. 2001;85(1):47-52.
10. Jemt T. Modified single and short-span restorations supported by osseointegrated fixtures in the partially edentulous jaw. *J Prosthet Dent*. 1986;55(2):243-7.
11. Jorneus L, Jemt T, Carlsson L. Loads and designs of screw joints for single crowns supported by osseointegrated implants. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 1992;7(3):353-9.
12. Lang LA, Kang B, Wang RF, Lang BR. Finite element analysis to determine implant preload. *J Prosthet Dent*. 2003;90(6):539-46.
13. Binon PP. The external hexagonal interface and screw-joint stability: A primer on threaded fasteners in implant dentistry. *J Prosthet Dent*. 2000. 91-105 p.
14. Burguete RL, Johns RB, King T, Patterson EA. Tightening characteristics for screwed joints in osseointegrated dental implants. *J Prosthet Dent*. 1994;71(6):592-9.
15. Haack JE, Sakaguchi RL, Sun T, Coffey JP. Elongation and preload stress in dental implant abutment screws. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 1995;10(5):529-36.
16. Khraisat A, Abu-Hammad O, Al-Kayed AM, Dar-Odeh N. Stability of the implant/abutment joint in a single-tooth external-hexagon implant system: clinical and mechanical review. *Clin Implant Dent Relat Res*. 2004;6(4):222-9.
17. Tan KB, Nicholls JI. The effect of 3 torque delivery systems on gold screw preload at the gold cylinder-abutment screw joint. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2002;17(2):175-83.
18. Yokoyama, K. Et al. Fracture mechanisms of retrieved titanium screw thread in dental implant. *Biomaterials*. 2002; 23:2459-2465.
19. Neumann, E. Et al. Fracture resistance of abutment screws made of titanium, polyetheretherketone, and carbon fiber-reinforced polyetheretherketone. *Braz Oral Res*. 2014; 28(1): 1-5.
20. Niinomi Mitsuo. Mechanical biocompatibilities of titanium alloys for biomedical applications. *J Mech Behav Biomed Mater*. 2008; 1: 30-42.

21. Winkler, S. Et al. Implant screw mechanics and the settling effect: an overview. Special Report. Vol. XXIX/No. Five/2003.
22. Torsten Jemt. Failures and Complications in 391 Consecutively Inserted Fixed Prostheses Supported by Branemark Implants in Edentulous Jaws: A study of treatment from the time of prosthesis placement to the first anual checkup. JOMI. 1991 Mar (270-275).
23. Lázaro, P. et al. Implant-abutment connections: influence of design on the microgap and their fatigue and frature behavior of implants. J Mater Sci: Mater Med. 2014. 25: 1825-1830.
24. Tsuge, T. Et al. Influence of lateral-oblique cyclic loading on abutment screw loosening of internal and external hexagon implants.
25. Miranda, M. Et al. Clinical Device-Related article. Observations on an in-vivo failure of titanium dental implant/abutment screw system: a case report. Journal of Biomedical materials Research: Applied biomaterials. 2008.
26. Helkimo, E. Carlsson, G. E., Helkimo, M. Bite force and state of dentition. Acta Odontologica Scandinavica. 1997; 35(6): 297-303.
27. Lujan-Climent, M., Martinez-Gomis, J., Palau, S., Ayuso-Montero, R., Salsench, J., Peraire, M. Influence of static and dynamic occlusal characteristics and muscle force on masticatory performance in dentate adults. Eur J Oral Sci. 2008; 116(3):220-236.
28. Ferrario, V. F., Sforza, C., Serrao, G., Dellavia, C., Tartaglia, G. M. Single tooth bite forces in healthy young adults. J Oral Rehab. 2004; 31(1):18-22.
29. Guda, T. Et al. Probablistic analysis of preload in the abutment screw of a dental implant complex. J Prosthet Dent. 2008; 100(3): 183-194.
30. Hammerle, C. H. F., Wagner, D., Bragger, U., Lussi, A., Karayiannis, A., Joss, A., & Lang, N. P. (1995). Threshold of tactile sensitivity perceived with dental endosseous implants and natural teeth. Clinical Oral Implants Research, 6(2), 83–90.
31. Elias CN, Figueira DC, Rios PR. Influence of the coating material on the loosing of dental implant abutment screw joints. Mater Sci Eng C. 2006;26(8):1361-6.
32. Tzenakis GK, Nagy WW, Fournelle RA, Dhuru VB. The effect of repeated torque and salivary contamination on the preload of slotted gold implant prosthetic screws. J Prosthet Dent. 2002;88(2):183-91.
33. Zinsli B., Sägesser T., Mericske E., Mericske-Stern R. Clinical evaluation of small-diameter ITI implants: a prospective study. Int J Oral Maxillofac Implants. 2004; 19(1): 92-9.
34. Allum SR., Tomlinson RA., Joshi R. The impact of loads on standart diameter, small diameter and mini implants: a comparative laboratory study. Clin Oral Impl Res. 2008; 19:553-559.
35. Neldam, CA., Pinholt, EM. State of Art of Short Dental Implants: A systematic review of the literature. Cl Implant Dent and Rel Res. 2010; 14(4):622-632.
36. Srinivasan, M., Vazquez, L., Rieder, P., Moranguez, O., Bernard, JP., Belser, UC. Efficacy and predictability of short dental implants (<8mm): a critical appraisal of the recent literature. Int J Oral Maxillofac Implants. 2012; 27(6): 1429-37.
37. Barbosa GA, Bernardes SR, das Neves FD, Fernandes Neto AJ, de Mattos Mda G, Ribeiro RF. Relation between implant/abutment vertical misfit and torque loss of abutment screws. Braz Dent J. 2008;19(4):358-63.
38. Vigolo P, Fonzi F, Majzoub Z, Cordioli G. Evaluation of gold-machined UCLA-type abutments and CAD/CAM titanium abutments with hexagonal external connection and with internal connection. Int J Oral Maxillofac Implants. 2008;23(2):247-52.
39. Coelho AL, Suzuki M, Dibart S, N DAS, Coelho PG. Cross-sectional analysis of the implant-abutment interface. J Oral Rehabil. 2007;34(7):508-16.

40. Weiss EI, Kozak D, Gross MD. Effect of repeated closures on opening torque values in seven abutment-implant systems. *J Prosthet Dent.* 2000;84(2):194-9.
41. Theoharidou A, Petridis HP HP, Tzannas K, Garefis P. Abutment screw loosening in single-implant restorations: A systematic review. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2008; 23:681-90.
42. Winkler S, Ring K, Ring JD, Boberick KG. Implant screw mechanics and the settling effect: overview. *J Prosthet Dent.* 2003;29(5):242-5.
43. Siamos G, Winkler S, Boberick KG. Relationship between implant preload and screw loosening on implant-supported prostheses. *J Oral Implantol.* 2002;28(2):67-73.
44. Cho SC, Small PN, Elian N, Tarnow D. Screw loosening for standard and wide diameter implants in partially edentulous cases: 3- to 7-year longitudinal data. *Implant Dent.* 2004;13(3):245-50.
45. Standlee JP, Caputo AA, Chwu MY, Sun TT. Accuracy of mechanical torque-limiting devices for implants. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2002;17(2):220-4.
46. Khraisat A, Baqain ZH, Smadi L, Nomura S, Miyakawa O, Elnasser Z. Abutment rotational displacement of external hexagon implant system under lateral cyclic loading. *Clin Implant Dent Relat Res.* 2006;8(2):96-9.
47. Ricciardi Coppede A, de Mattos Mda G, Rodrigues RC, Ribeiro RF. Effect of repeated torque/mechanical loading cycles on two different abutment types in implants with internal tapered connections: an in vitro study. *Clin Oral Implants Res.* 2009;20(6):624-32.
48. Dailey B, Jordan L, Blind O, Tavernier B. Axial displacement of abutments into implants and implant replicas, with the tapered cone-screw internal connection, as a function of tightening torque. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2009;24(2):251-6.
49. Moráquez, O. D., Belser, U. C. The use of polytetrafluoroethylene tape for the management of screw access channels in implant-supported prostheses. *J Prost Dent.* 2010; 103(3): 189–191.
50. Piermatti J, Yousef H, Luke A, Mahevich R, Weiner S. An in vitro analysis of implant screw torque loss with external hex and internal connection implant systems. *Implant Dent.* 2006;15(4):427-35.
51. Keith SE., Miller BH., Woody RD., Higginbottom FL. Marginal discrepancy of screw-retained and cemented metal-ceramic crowns on implants abutments. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 1999; 14(3):369-78.
52. Tosches NA, Brägger U, Lang NP. Marginal fit of cemented and screw-retained crowns incorporated on the Straumann (ITI) dental implant system: an in vitro study. *Clin Oral Impl Res.* 2009; 10: 79-86.
53. Keller W., Brägger U., Mombelli A. Peri-implant microflora of implants with cemented and screw retained suprastructures. *Clin Oral Impl Res.* 1998; 9: 209-217.
54. Hill EE, Phillips SM, Breeding LC. Implant abutment screw torque generated by general dentists using a hand driver in a limited access space simulating the mouth. *J Oral Implantol.* 2007; 33:277-279.
55. Wadhvani CP., Schwedhelm ER. The role of cements in dental implant success, Part I. *Dent today.* 2013; 32(4): 74-8.
56. Wittneben, JG., Buser, D., Belser UC., Brägger, U. Peri-implant soft tissue conditioning with provisional restorations in the esthetic zone: the dynamic compression technique. *Int J Perio and Rest.* 2013; 33(4):447-455.
57. Wismeijer, MA., Van Waas, JF., Vermeeren, J., Mulder, W. Patient satisfaction with implant-supported mandibular overdentures. A comparison of three treatment strategies with ITI-dental implants. *Int J Oral Maxillofac Surg.* 1997; 26: 263-267.