



CATÓLICA
FACULDADE DE MEDICINA DENTÁRIA

VISEU

Mestrado Integrado em Medicina Dentária
2020-2021

**COMPORTAMENTO MECÂNICO DE SOLUÇÕES
ANGULADAS EM PRÓTESE SOBRE IMPLANTES –
ESTUDO PILOTO**

*Dissertação apresentada à Universidade Católica Portuguesa
para obtenção do grau de Mestre em Medicina Dentária*

Por: Ana Catarina Saramago de Oliveira

Viseu, 2021



CATÓLICA
FACULDADE DE MEDICINA DENTÁRIA

VISEU

Mestrado Integrado em Medicina Dentária
2020-2021

**COMPORTAMENTO MECÂNICO DE SOLUÇÕES ANGULADAS
EM PRÓTESE SOBRE IMPLANTES – ESTUDO PILOTO**

*Dissertação apresentada à Universidade Católica Portuguesa
para obtenção do grau de Mestre em Medicina Dentária*

Por: Ana Catarina Saramago de Oliveira

Orientador

Professor Doutor André Correia

Coorientador

Mestre Filipe Araújo

Viseu, 2021

“Your work is going to fill a large part of your life, and the only way to be truly satisfied is to do what you believe is great work. And the only way to do great work is to love what you do.”

Steve Jobs

Dedicatória

Aos meus pais, Letícia e José,

Por todo o esforço, amor e apoio incondicional. Por me motivarem a ser cada vez mais e melhor e por nunca me deixarem desistir dos meus objetivos. Se cheguei até aqui, é graças a vocês!

Ao meu irmão, Gonçalo,

Por todo o apoio e por me fazer sempre sorrir! Por acreditar em mim e nas minhas capacidades e por estar sempre presente, em todos os momentos.

Ao meu namorado, Bruno,

Pelo amor, paciência, ajuda e presença constante ao longo deste percurso. Por ser o meu grande exemplo a seguir e por me mostrar sempre o melhor de mim.

Agradecimentos

Ao meu orientador, **Professor Doutor André Correia**, pela disponibilidade, exigência e rigor, até mesmo com os mais pequenos detalhes. Por todos os conhecimentos transmitidos que foram fundamentais para a realização deste trabalho e para a minha progressão pessoal e profissional.

Ao meu coorientador, **Mestre Filipe Araújo**, por ter sido uma ajuda incansável, por toda a dedicação e por me incentivar constantemente a fazer mais e melhor. Por todos os conhecimentos partilhados, não só ao longo deste trabalho, mas também ao longo do meu percurso académico, que me ajudaram crescer não só a nível profissional como pessoal.

Ao **Sr. Professor Doutor Hernâni Lopes**, pela disponibilidade e pela ajuda prestada que foi indispensável para a realização desta investigação.

À **Ball Head Technology**[®], pelo material cedido que permitiu a realização deste estudo.

À **Neodent**[®], na pessoa do Sr. Mário Coutinho, pela cedência dos implantes e dos pilares standard utilizados nesta investigação.

Ao laboratório de prótese dentária **SL Dente**[®], na pessoa do **Sr. Paulo Costa**, por me ter ajudado na montagem das mesas de trabalho.

À **minha família**, por todo o amor, por me apoiarem incansavelmente e por me incentivarem constantemente a superar-me a mim própria. Devo-vos a pessoa que sou!

À minha confidente, **Rita Antunes**, pela amizade, entreaajuda e companheirismo ao longo destes 5 anos. Por todos os sorrisos partilhados, por estar sempre presente e disponível para me ouvir e por nunca me deixar desistir, desde o primeiro dia desta grande aventura. És, sem dúvida, um pilar essencial neste percurso e tenho toda a certeza que te levo para a vida!

Às minhas amigas, **Patrícia Amaral**, **Beatriz Caiado** e **Ana Albuquerque**, que me acrescentaram tanto ao longo deste percurso, e a quem agradeço todos os momentos inesquecíveis que partilhámos juntas.

A todos os que, de forma direta ou indireta, contribuíram para o meu crescimento durante este percurso!

O meu sincero obrigada!

Resumo

Introdução: A reabilitação oral protética fixa pode ser executada com recurso a retentores dentários ou, na sua ausência, utilizando implantes dentários. A existência de limitações anatómicas e morfológicas pode impedir que o implante seja colocado na sua posição protética ideal, dificultando a reabilitação. Devido a essas limitações, podem surgir diversos problemas, como por exemplo, o comprometimento estético associado ao aparecimento do canal de acesso do parafuso em áreas visíveis. Para contornar essa situação, foram desenvolvidas soluções dinâmicas com “angled screw channels” que permitem que o acesso ao canal do parafuso seja feito com recurso a uma chave de aperto multiangular.

Materiais e Métodos: Com o intuito de testar o comportamento mecânico de 3 soluções dinâmicas de aparafusamento (BHS30[®], UBH30[®] 4 estrias, UBH30[®] 6 estrias), foi realizado um estudo laboratorial, que se dividiu em dois ensaios distintos. Num primeiro ensaio, as amostras de cada sistema foram apertadas com o torque recomendado de 30 N.cm, a 0° e a 30°, e foram realizados 10 e 30 ciclos de aperto. Foi igualmente testado um sistema de parafuso não angulado da Neodent[®] como meio de comparação. No final de cada intervalo de repetições, o parafuso e a chave de aperto foram analisados com recurso a lupas de laboratório com o intuito de analisar a presença de possíveis deformações e alterações de superfície. No segundo ensaio, os mesmos sistemas foram submetidos a um torque progressivo até que ocorreu fratura e/ou deformação de um dos componentes de forma a determinar o valor de torque máximo que estes suportam. Posteriormente, os mesmos foram igualmente analisados com as lupas de laboratório de forma a caracterizar a falha.

Resultados: Comparando os valores médios de torque entre o sistema reto e as soluções dinâmicas, não se verificou a existência de diferenças significativas. Por sua vez, comparando os diferentes sistemas dinâmicos, verificou-se que o sistema UBH30[®] de 4 estrias é aquele que apresenta valores médios de torque mais elevados, sendo também o único sistema que não apresenta variações nos valores de torque entre a angulação de 0° e 30°. O sistema BHS30[®] é aquele que suporta valores de torque máximo mais elevados.

Conclusão: Dentro das limitações deste estudo experimental, verifica-se que estas soluções dinâmicas podem ser consideradas uma opção viável na implantologia, desde que se respeite o comportamento biomecânico dos materiais. No entanto, são necessários mais estudos para comprovar a sua aplicabilidade clínica e o sucesso das reabilitações protéticas executadas a longo prazo.

Palavras-chave: Implantes Dentários; Pilares Dentários; Pilares Angulados; Canais de parafuso angulado; Soluções Dinâmicas; Ball Head System[®]; Universal Ball Head[®]

Abstract

Introduction: Fixed prosthetic oral rehabilitation can be performed using dental retainers or, in their absence, using dental implants. The existence of anatomical and morphological limitations can prevent the implant from being placed in an ideal prosthetic position, making rehabilitation a challenge. Due to these limitations, several problems can arise, for example, the aesthetic compromise associated with the appearance of the screw access channel in visible areas. To overcome this situation, dynamic solutions with “angled screw channels” were developed, which allow access to the screw channel using a multiangular screwdriver.

Materials and Methods: To test the mechanical behavior of 3 dynamic solutions (BHS30[®], UBH30[®] 4 grooves, UBH30[®] 6 grooves) a laboratorial study was carried out, which was divided into two tests. In the first test, the samples of each system were tightened with the recommended torque of 30 N.cm, at 0° and 30°, and 10 and 30 tightening cycles were performed. It was also tested a Neodent[®] standard screw as a way of comparison. At the end of each interval of repetitions, the screw and the screwdriver were analyzed using laboratory loupes in order to analyze the presence of possible deformations and surface changes. In the second test, the same systems were submitted to a progressive torque until a fracture and/or deformation of one of the components occurred, in order to be able to determine the maximum torque value that they support. Later, they were also analyzed with laboratory loupes in order to characterize the failure.

Results: Comparing the mean values of torque between the standard system used and the dynamic solutions, it wasn't verified the existence of significant differences. Comparing the different dynamic systems, it was found that the UBH30[®] 4 grooves is the one with the highest average torque values, being also the only system that doesn't show variations in torque values between 0° and 30°. BHS30[®] is the system that supports higher maximum torque values.

Conclusion: Within the limitations of this experimental study, it seems that these dynamic solutions can be considered a viable option in implantology, as long as the biomechanical behavior of the materials is respected. However, further studies are needed to prove the clinical applicability and the long-term success of prosthetic rehabilitations.

Keywords: Dental Implants; Dental Abutments, Angled abutments; Angled Screw Channel; Dynamic Solutions; Ball Head System[®]; Universal Ball Head[®]

Índice

1	INTRODUÇÃO	1
1.1	Reabilitação oral protética implanto-suportada	3
1.2	Pilares protéticos	5
1.2.1	Conceito de pilares angulados e a sua evolução	7
1.2.2	Indicações para o uso de pilares angulados	8
1.2.3	Anatomia da crista alveolar e localização ideal das coroas clínicas	9
1.2.4	Vantagens e desvantagens dos pilares angulados	10
1.3	Parafusos e Chaves de Aperto	10
1.3.1	Parafusos do Pilar	11
1.4	Torque - noções mecânicas básicas	11
1.5	Soluções Dinâmicas	14
1.5.1	<i>Dynamic Abutment</i> [®]	15
1.5.2	<i>Ball Head System</i> [®]	16
1.6	Objetivos	18
1.6.1	Objetivo Geral	18
1.6.2	Objetivos Específicos	18
2	MATERIAIS E MÉTODOS	21
2.1	Caracterização do Estudo	23
2.2	Caracterização da Amostra	23
2.3	Confeção da Guia	29
2.4	Calibração do Torquímetro	30
2.5	Calibração do Operador	32
2.6	Ensaio Mecânico aos Diferentes Parafusos e Chaves de Aperto	33
2.7	Análise do Torque Máximo para cada Sistema Dinâmico	35
2.8	Análise Estatística	35
3	RESULTADOS	39
3.1	Calibração do Operador	41
3.2	Análise e Caracterização do Aperto	42
3.2.1	1º Ensaio Mecânico	42
3.2.2	2º Ensaio Mecânico	53
3.3	Análise das Imagens Obtidas	55
3.3.1	1º Ensaio Mecânico	55
3.3.2	2º Ensaio Mecânico	68
4	DISCUSSÃO	73
5	CONCLUSÃO	85
6	BIBLIOGRAFIA	89

Índice de Tabelas

Tabela 1 - Grupos de trabalho para o 1º ensaio mecânico	28
Tabela 2 - Grupos de trabalho para o 2ª ensaio mecânico	28
Tabela 3 - Valores de Torque de Aperto obtidos por 4 operadores distintos.....	41
Tabela 4 - Torque de Aperto após 10 e 30 ciclos em pilares de parafusos retos.....	42
Tabela 5 - Torque de Aperto após 10 e 30 ciclos com o sistema BHS30® a 0º	43
Tabela 6 - Torque de Aperto após 10 e 30 ciclos com o sistema BHS30® a 30º	44
Tabela 7 - Torque de Aperto após 10 e 30 ciclos com o sistema UBH30® de 4 estrias a 0º	45
Tabela 8 - Torque de Aperto após 10 e 30 ciclos com o sistema UBH30® de 4 estrias a 30º	46
Tabela 9 - Torque de Aperto após 10 e 30 ciclos com o sistema UBH30® de 6 estrias a 0º	47
Tabela 10 - Torque de Aperto após 10 e 30 ciclos com o sistema UBH30® de 6 estrias a 30º	48
Tabela 11 - Resultados obtidos pela aplicação do Teste de Kruskall-Wallis (1º Ensaio) ..	49
Tabela 12 - Comparação pelo Teste das Comparações Múltiplas Par a Par (1º Ensaio) .	50
Tabela 13 - Resultados obtidos pela aplicação do Teste de Mann-Whitney	52
Tabela 14 - Torque Máximo atingido pelos Sistemas Dinâmicos Testados	53
Tabela 15 - Resultados obtidos pela aplicação do Teste de Kruskall-Wallis (2º Ensaio) ..	54
Tabela 16 - Comparação pelo Teste das Comparações Múltiplas Par a Par (2º Ensaio) .	54
Tabela 17 - Resumo dos Resultados obtidos no 1º Ensaio Mecânico	67
Tabela 18 - Resumo dos Resultados obtidos no 2º Ensaio Mecânico	71

Índice de Figuras

Figura 1 - Aplicação de Torque em Diferentes Angulações. A. Aplicação de torque com angulação de 0° B. Aplicação de torque fora do eixo vertical, com a angulação β , com decomposição em dois eixos da força aplicada.....	13
Figura 2 - Desenho CAD com a utilização de uma Solução Dinâmica (imagem gentilmente cedida pela empresa Inovesmile®Porto, Portugal).....	14
Figura 3 - Desenho representativo do encaixe da chave de aperto no parafuso	16
Figura 4 - Desenho representativo do sistema Dynamic Abutment®	16
Figura 5 - Desenho representativo da influência do eixo do implante.....	17
Figura 6 - Desenho representativo do sistema BHS30®	17
Figura 7 - Implante do tipo Titamax HE Ex Smart Neodent®.....	23
Figura 8 – Mesas de trabalho	23
Figura 9 - Mesa de trabalho 1 (M1).....	24
Figura 10 - Componentes protéticos empregues na M1	24
Figura 11 - Componentes protéticos empregues na M2, M3 e M4, respetivamente	24
Figura 12 - Parafusos das Soluções Dinâmicas utilizadas. Nos extremos, sistema UBH30® e no centro BHS30® (A), e cabeça do parafuso e chave de aperto do sistema BHS30® (B)	25
Figura 13 – Cabeça do Parafuso do Sistema UBH30® de 4 estrias.....	26
Figura 14 – Chave de aperto do Sistema UBH30® de 4 estrias.....	26
Figura 15 - Cabeça do Parafuso do Sistema UBH30® de 6 estrias	26
Figura 16 - Chave de aperto do Sistema UBH30® de 6 estrias.....	26
Figura 17 – Sistema BHS30®	27
Figura 18 – Sistema UBH30® de 4 estrias	27
Figura 19 - Sistema UBH30® de 4 estrias	27
Figura 20 - Interface Ti-Base utilizada	27
Figura 21 - Ficheiro .stl do desenho virtual da guia	29
Figura 22 – Guia Impressa.....	29
Figura 23 - Assentamento da Guia na Mesa de Trabalho (A), Guia com chave de aperto a 0° (B) e Guia com chave de aperto a 30° (C)	30
Figura 24 -Torquímetro de mesa	30
Figura 25 - Montagem para testar a calibração do torquímetro	31
Figura 26 - Ensaio de Calibração do Operador.....	32

Figura 27 - Montagem utilizada nos ensaios mecânicos.....	33
Figura 28 - Visão global da mesa de trabalho com uma angulação a 0° e a 30° - vista seccional.....	34
Figura 29 - Adaptação da Chave de Aperto na Cabeça do Parafuso	34
Figura 30 - Chave dinamométrica (A) e Chave dinamométrica a 30 N.cm (B)	34
Figura 31 - Protocolo laboratorial.....	37
Figura 32 - Interação estatística entre sistema reto e soluções dinâmicas. A. Relativo a 0° e 10 ciclos B. Relativo a 0° e 30 ciclos	49
Figura 33 - Interação estatística entre os sistemas dinâmicos. A. Relativo a 30° e 10 ciclos B. Relativo a 30° e 30 ciclos	51
Figura 34 - Interação estatística entre os sistemas dinâmicos relativamente ao torque máximo	55
Figura 35 - Fotografia Inicial do Parafuso Reto (ampliação 4x)	56
Figura 36 - Parafuso Reto após 10 Ciclos (ampliação 4x).....	56
Figura 37 - Parafuso Reto após 30 ciclos (ampliação 4x).....	56
Figura 38 - Fissura do Parafuso Reto após 30 Ciclos (ampliação 11x)	56
Figura 39 - Fotografia Inicial da Chave de aperto do Parafuso Reto (ampliação 4x).....	57
Figura 40 - Chave de aperto após 10 Ciclos (ampliação 4x)	57
Figura 41 - Chave de aperto após 30 Ciclos (ampliação 4x)	57
Figura 42 - Fotografia Inicial da Cabeça do Parafuso (ampliação 4x)	58
Figura 43 - Fotografia Inicial da Chave de Aperto (ampliação 4x)	58
Figura 44 - Fotografia Inicial da Vista Lateral do Parafuso (ampliação 4x).....	58
Figura 45 - Parafuso após 10 Ciclos a 0° (ampliação 4x)	59
Figura 46 - Parafuso após 30 Ciclos a 0° (ampliação 4x)	59
Figura 47 - Vista Lateral do Parafuso após 10 Ciclos a 0° (ampliação 4x)	59
Figura 48 - Vista Lateral do Parafuso após 30 Ciclos a 0° (ampliação 4x)	59
Figura 49 - Chave de Aperto após 10 Ciclos a 0° (ampliação 4x).....	59
Figura 50 - Chave de Aperto após 30 Ciclos a 0° (ampliação 4x).....	59
Figura 51 - Parafuso após 10 Ciclos a 30° (ampliação 4x)	60
Figura 52 - Parafuso após 10 Ciclos a 30° (ampliação 4x)	60
Figura 53 - Vista Lateral do Parafuso após 10 Ciclos a 30° (ampliação 4x)	60
Figura 54 - Vista Lateral do Parafuso após 30 Ciclos a 30° (ampliação 4x)	60
Figura 55 - Chave de Aperto após 10 Ciclos a 30° (ampliação 4x).....	61
Figura 56 - Chave de Aperto após 10 Ciclos a 30° (ampliação 4x).....	61
Figura 57 - Fotografia Inicial da Cabeça do Parafuso (ampliação 4x)	62

Índice de Figuras

Figura 58 - Fotografia Inicial da Chave de Aperto (ampliação 4x)	62
Figura 59 - Parafuso após 10 Ciclos a 0° (ampliação 4x)	62
Figura 60 - Parafuso após 30 Ciclos a 0° (ampliação 4x)	62
Figura 61 - Chave de Aperto após 10 Ciclos a 0° (ampliação 4x).....	62
Figura 62 - Chave de Aperto após 30 Ciclos a 0° (ampliação 4x).....	62
Figura 63 – Parafuso após 17 Ciclos a 0° (ampliação 4x)	63
Figura 64 - Fissuras do parafuso após 17 Ciclos a 0° (ampliação 6x)	63
Figura 65 - Chave de Aperto após 17 Ciclos a 0° (ampliação 4x).....	63
Figura 66 - Parafuso após 10 Ciclos a 30° (ampliação 4x)	64
Figura 67 - Parafuso após 30 Ciclos a 30° (ampliação 6x)	64
Figura 68 - Chave de Aperto após 30 Ciclos a 30° (ampliação 4x).....	64
Figura 69 - Chave de Aperto após 10 Ciclos a 30° (ampliação 4x).....	64
Figura 70 - Fotografia Inicial da Cabeça do Parafuso (ampliação 4x)	65
Figura 71 - Fotografia Inicial da Chave de Aperto (ampliação 4x)	65
Figura 72 - Parafuso após 10 Ciclos a 0° (ampliação 4x)	65
Figura 73 - Parafuso após 30 Ciclos a 0° (ampliação 4x)	65
Figura 74 - Chave de Aperto após 10 Ciclos a 0° (ampliação 4x).....	65
Figura 75 - Chave de Aperto após 30 Ciclos a 0° (ampliação 4x).....	65
Figura 76 - Parafuso após 10 Ciclos a 30° (ampliação 4x)	66
Figura 77 - Parafuso após 30 Ciclos a 30° (ampliação 4x)	66
Figura 78 - Chave de Aperto após 10 Ciclos a 30° (ampliação 4x).....	66
Figura 79 - Chave de aperto após 30 Ciclos a 30° (ampliação 4x)	66
Figura 80 - Deformação na Chave de Aperto após 30 Ciclos a 30° (ampliação 11x)	66
Figura 81 - Cabeça do Parafuso após Torque Máximo (ampliação 4x)	68
Figura 82 - Vista lateral da Cabeça do Parafuso após Torque Máximo (ampliação 4x) ...	68
Figura 83 - Cabeça do Parafuso fraturada (ampliação 4x)	68
Figura 84 - Chave de Aperto após Torque Máximo (ampliação 4x).....	68
Figura 85 - Cabeça do Parafuso após Torque Máximo (ampliação 4x)	69
Figura 86 – Vista lateral da Chave de Aperto após Torque Máximo (ampliação 4x)	69
Figura 87 - Cabeça do Parafuso após Torque Máximo (ampliação 4x)	70
Figura 88 - Chave de Aperto após Torque Máximo (ampliação 4x).....	70
Figura 89 - Vista lateral da Chave de Aperto após Torque Máximo (ampliação 4x)	70

Lista de Abreviaturas

CAD	Computer-aided design
CAM	Computer-aided manufacturing
ROG	Regeneração Óssea Guiada
M_O	Magnitude do Torque
SI	Sistema Internacional de Unidades
$M_{Aplicado}$	Torque Aplicado
$M_{Efetivo}$	Torque Efetivo
$M_{Resistente}$	Torque Resistente
ASC	Angled Screw Channels
BHS30 [®]	Ball Head Screw [®]
UBH30 [®]	Universal Ball Head [®]
ISO [®]	International Organization for Standardization [®]

1 INTRODUÇÃO

1. INTRODUÇÃO

1.1 Reabilitação oral protética implanto-suportada

Apesar da evolução da Medicina Dentária Preventiva, o edentulismo continua a ser uma realidade e um problema de saúde pública em todo o mundo. É uma condição debilitante e irreversível, de perda parcial ou total dos dentes naturais, e que apresenta um conjunto de consequências deletérias quer para a saúde oral, quer para a saúde sistémica do indivíduo.(1–3) Com a evolução do Homem e da sociedade, a perda dentária passou a ser um motivo de preocupação e de motivação para a procura de tratamento, não só pela necessidade de recuperar a estética, mas também pelo restabelecimento do conforto, da fonação, da função mastigatória e da autoestima.(2–5)

De acordo com os dados mais recentes de 2010, mais de metade da população europeia apresenta ausência de um ou mais dentes (57%), sendo que 7% apresenta edentulismo total.(6) Segundo o *Barómetro de Saúde Oral* (7) de 2019, em Portugal a situação segue uma tendência ainda mais preocupante, com 68.9% dos portugueses a apresentarem ausência de um ou mais dentes e 9.4% sem nenhum dente natural na cavidade oral.

Perante a necessidade de substituir e reabilitar os dentes perdidos, na segunda metade do século XX surgiram os implantes dentários, cujo sucesso mudou drasticamente o planeamento do tratamento de pacientes com áreas parcial ou totalmente edêntulas.(3–5,8–10) O processo de reabilitação com recurso a implantes dentários tem aumentado consideravelmente nas últimas décadas e tem-se verificado que melhora significativamente a qualidade de vida dos pacientes, quando comparado com a reabilitação com próteses totais removíveis convencionais.(3–5,11)

As opções terapêuticas envolvendo os implantes são variadas e a escolha por cada um delas depende não só de fatores que devem ser considerados pelo Médico Dentista no momento do diagnóstico e planeamento, mas também pelos custos associados a cada uma das opções e que são imputadas ao paciente.(12) Assim, as reabilitações implanto-suportadas podem ser definidas como removíveis ou fixas.(12–15)

Nas soluções removíveis, o paciente tem a possibilidade de remover a prótese, o que facilita a higiene oral e permite fazer o descanso noturno, sendo que a retenção da prótese ao implante pode ser efetuada por meio de pilares unitários ou pilares ferulizados. Na primeira situação, são exemplo os pilares unitários aparafusados ao implante num sistema do tipo “macho/fêmea”, como é o caso do sistema Novaloc®Straumann e do Locator®Zest. Na segunda condição, são exemplo as barras (que podem ser do tipo Ackermann®, Dolder® ou Hader®) que são aparafusadas aos implantes e sobre as quais a prótese encaixa através de um sistema retentivo do tipo “cavaletes” ou outros. Estas últimas são consideradas como tendo uma retenção mais efetiva quando comparada com os sistemas de encaixe unitário, porém, qualquer um dos sistemas é considerado como opção quando existe dificuldade em obter estabilidade e retenção com próteses removíveis convencionais.(12,13,16)

Nas reabilitações implanto-suportadas fixas, a prótese encontra-se aparafusada ou cimentada o que impede a remoção pelo paciente.(14,15,17–20) Nas soluções protéticas aparafusadas, a prótese é fixada diretamente ao implante ou ao pilar protético através de um parafuso, tendo como vantagens uma melhor adaptação prótese-implante e a possibilidade de a prótese poder ser removida em situações de necessidade de reparação, manutenção peri-implantar ou higienização de componentes protéticos. Nestes casos, é pertinente que o implante seja colocado numa angulação ideal de forma a permitir uma reabilitação oral mecanicamente aceitável e sem interferências com a estética e com os contactos oclusais. Assim, na colocação de implantes unitários, deve-se garantir que a zona de saída do parafuso na coroa seja na região do cíngulo, no caso dos dentes anteriores, e no meio da face oclusal, no caso dos dentes posteriores, de forma a evitar a exposição do mesmo.(13–15,17–22) No caso das soluções cimentadas, é necessário a utilização de um cimento para reter a restauração no pilar, sendo estas consideradas opções mais estéticas quando comparadas com as aparafusadas. Nestes casos, a tensão entre as estruturas é menor uma vez que não se recorre à utilização de parafusos. No entanto, neste tipo de solução, a necessidade de remoção poderá ser um desafio clínico, implicando por vezes a destruição da reabilitação com custos relevantes associados. Por conseguinte, como a coroa se encontra cimentada, a sua reparação ou remoção para higienização de tecidos periodontais é quase

impossível. Um dos grandes problemas associados ainda às reabilitações implanto-suportadas cimentadas prende-se com a necessidade de remoção do cimento do sulco peri-implantar, particularmente quando a margem da restauração está muito infra-gengival, cuja permanência poderá levar a complicações biológicas graves como a peri-implantite, patologia de resolução difícil e que representa um desafio para o clínico e para a sobrevivência dos trabalhos implanto-suportados.(13–15,17,18,20,22)

1.2 Pilares protéticos

Os implantes dentários consistem num dispositivo protético feito de materiais aloplásticos que é implantado nos tecidos orais de forma a fornecer retenção e suporte a uma prótese dentária fixa ou removível. Na reabilitação unitária com implantes devemos ter em consideração três componentes básicos: o implante, o pilar protético e a prótese.(1,23,24)

O corpo do implante é o componente que fica inserido no tecido peri-implantar, funcionando como principal meio de fixação. Os implantes podem ser classificados como sendo de uma ou duas peças. No caso de serem de uma peça, o corpo do implante e o pilar funcionam como uma única unidade sólida, sendo eliminada a utilização de parafuso. Os implantes de duas peças compreendem um pilar que é fixado ao corpo do implante por meio de uma “junta” aparafusada, sendo este o tipo de implante mais comumente usado.(17,23,24)

Os pilares são os componentes do sistema de implantes que suportam e retêm a prótese ou a supraestrutura do implante e que são aparafusados diretamente ao implante, devendo ser conectados ao corpo do mesmo de forma a estabilizar e a impedir a rotação da prótese que suportam.(17,21,24) Os pilares devem ser fixados mecanicamente à superfície do implante, idealmente durante todo o período de vida do mesmo, pois caso contrário podem ocorrer complicações associadas ao parafuso, como é o caso da fratura ou desaparafusamento. Além disso, a difusão bacteriana através da interface do pilar do implante também poderá ocorrer afetando a estabilidade deste a longo prazo. Os pilares a ser usados podem ser *standard*, seguindo um padrão pré-definido de fábrica, e escolhidos de acordo com a situação clínica mais favorável

ou podem ser personalizados de acordo com um caso específico, sendo desta forma preparados por métodos manuais tais como os métodos aditivos de enceramento e fundição, ou fabricados com recurso a tecnologia digital e produzidos por *Computer-aided design-Computer-aided manufacturing* (CAD-CAM). Estes podem ser posteriormente subclassificados em retos ou angulados quanto à relação axial que apresentam entre o corpo do implante e o pilar.(13,18,21,24–26)

A conexão do implante ao pilar pode ser de dois tipos: conexão externa ou conexão interna. A conexão externa consiste numa projeção geométrica que se estende acima do corpo do implante, o que facilita o encaixe e permite um bom travamento dos componentes protéticos. Em contrapartida, este tipo de interface implante-pilar apresenta algumas desvantagens como *microgaps*¹, dissipação das forças, maior tendência ao desaperto do parafuso e fratura por fadiga. Por sua vez, na conexão interna, os componentes de acoplamento estendem-se para o interior do corpo do implante, o que confere uma boa resistência mecânica devido a um maior contacto entre os componentes protéticos e o implante. Para além disso, este tipo de conexão permite um melhor selamento da interface implante-pilar o que favorece a ocorrência de menos *microgaps* e reduz a possibilidade de ocorrência de micro-movimentos, permitindo uma melhor dissipação das forças laterais e contribuindo para menos tensões sobre o parafuso de retenção.(25,27)

O tipo de reabilitação protética a efetuar, a anatomia dos maxilares bem como a morfologia das cristas residuais e a experiência do cirurgião, são fatores determinantes na orientação e angulação que deve ser dada aos implantes no momento da sua colocação.(4,8,28) Idealmente, toda a colocação de implantes deveria ser guiada pela prótese² e deveria ter em conta não só o alinhamento vertical com as forças axiais, como também o paralelismo com outros implantes e com os dentes adjacentes. No entanto, devido à atrofia e anatomia da crista alveolar ou à presença de estruturas anatómicas importantes, isso pode não ser possível, razão pela qual é de extrema importância combinar a avaliação da

¹*Microgaps*: entende-se por *microgap* a ocorrência de uma micro-fenda entre o pilar e o implante, na sua conexão. Pelo facto de este ser um termo muito utilizado na linguagem comum dos Médicos Dentistas, este termo será sempre utilizado na língua inglesa ao longo desta dissertação.

² do conceito inglês "*prosthodontically-driven implant surgery*"

altura e da largura do osso disponível no espaço edêntulo com a prótese dentária que irá ser realizada, durante o planejamento da cirurgia.(5,8,13,29)

Para compensar as alterações na topografia da crista alveolar, o Médico Dentista pode optar por aumentar a mesma através de procedimentos de regeneração óssea guiada (ROG), alterar a localização do implante ou pode inseri-lo com uma trajetória angulada, necessitando nesses casos de um pilar angulado para permitir um correto eixo de saída do parafuso na prótese dentária.(5,8,13,29)

1.2.1 Conceito de pilares angulados e a sua evolução

A estabilidade da conexão do pilar ao implante é um pré-requisito essencial para o sucesso a longo prazo dos implantes dentários e respetiva reabilitação implanto-suportada.(13)

Em 1986, *Barry Edwards* fundou a *Intoss Dental Implants*[®] e criou a patente do primeiro pilar angulado do mundo. Esse pilar era cimentado e tinha 10° de inclinação, tendo sido criado com o intuito de corrigir a angulação por vezes dada aos implantes dentários durante a sua colocação. Posteriormente, com os avanços na área da implantologia, surgiram os pilares angulados aparafusados, tendo-se verificado também o aumento da angulação disponível.(28)

Os pilares angulados permitem a correção de problemas de angulação e de discrepância posicional com precisão milimétrica e com total liberdade de movimento. Estes pilares pré-fabricados podem ser normalmente em titânio ou cerâmica, existindo vários desenhos disponíveis, dependendo do fabricante, com angulações que variam entre os 15° e os 35°. Para além disso, em determinados casos, pode-se recorrer a pilares angulados individualizados que podem ser desenhados de forma a atingir um resultado estético aceitável. Com este sistema, é possível substituir a ausência de várias peças dentárias, permitindo a reabilitação em quase todas as situações com recurso a uma prótese aparafusada. A resistência à fratura deste tipo de pilares diminui à medida que a angulação aumenta devido ao aumento da carga angular e à

diminuição da espessura do metal lateral ao parafuso de fixação do pilar.(5,8,13,17,18,25,26)

1.2.2 Indicações para o uso de pilares angulados

A escolha do tipo de reabilitação a efetuar é influenciada pela posição do implante na arcada dentária que, por sua vez, deve ter em conta três fatores: a posição, a profundidade e a angulação.(13,24,30,31)

Em condições ideais, a direção de inserção e a da carga oclusal deveriam ser semelhantes de forma a possibilitar a confecção de uma prótese que oriente as forças através do longo eixo do corpo do implante, favorecendo a manutenção óssea e reduzindo o risco de desgaste do parafuso do pilar.(18) No entanto, existe um conjunto de situações clínicas que limitam a colocação de implantes com a angulação adequada, como por exemplo a presença de determinadas estruturas anatómicas e a própria morfoanatomia do osso alveolar.(13)

O formato dos maxilares e a relação maxilo-mandibular vão influenciar a posição de colocação bem como o desenho e fabrico da superestrutura do implante, sendo que a maioria dos problemas são encontrados geralmente na maxila, devido à reabsorção óssea centrípeta que ocorre após as perdas dentárias.(13)

Muitas das vezes, a solução para estes problemas passa pela correção cirúrgica ou aumento ósseo da crista alveolar, elevação do seio nasal e maxilar ou reposicionamento do nervo alveolar inferior. No entanto, os planos de tratamento passam cada vez mais pela colocação de implantes na área de maior osso disponível e pela correção do alinhamento do implante com o uso de pilares angulados, uma vez que a morfologia e a posição dos dentes são determinadas por considerações estéticas e funcionais.(13,24)

Desta forma, o uso de pilares angulados é sugerido, atualmente, como tratamento de eleição em casos de limitações anatómicas que impedem a colocação axial do implante. A utilização deste tipo de pilares é cada vez mais aceite na implantologia, uma vez que a necessidade de corresponder às expectativas dos pacientes obriga à produção de restaurações funcionais e estéticas.(13,28,29)

1.2.3 Anatomia da crista alveolar e localização ideal das coroas clínicas

A angulação do osso alveolar reflete o posicionamento inicial do dente em relação ao plano oclusal, sendo que, geralmente, as superfícies oclusais e incisais dos dentes devem seguir as curvas de Spee e de Wilson.(8,32)

No entanto, quando ocorre perda dentária, a crista alveolar sofre um conjunto de alterações e geralmente reabsorve 1 a 2mm, sendo essa reabsorção superior no sentido vestibulo-lingual ou vestibulo-palatino. A reabsorção da crista segue, desta forma, um padrão que resulta no estreitamento do osso crestal e na mudança da angulação da crista residual, sendo que estas alterações costumam causar geralmente problemas nas regiões anteriores da maxila e nas regiões posteriores mandibulares. A anatomia irregular da crista pode levar a problemas em alcançar a angulação ideal do implante ou a espessura óssea adequada ao longo do perfil labial do implante, assim como pode impedir um resultado estético aceitável.(8,24,32)

Na região anterior da maxila, mesmo sob condições ideais, o implante deve ser angulado para longe do osso vestibular e geralmente é necessário utilizar um pilar angulado de forma a facilitar a posterior reabilitação. Geralmente, os dentes superiores anteriores emergem com uma angulação de cerca de 12° a 15°, enquanto que os dentes posteriores são perpendiculares às curvas de Wilson e Spee. (8,32)

Normalmente, os pilares angulados facilitam a reabilitação de implantes colocados com desalinhamento vestibulo-lingual e mesio-distal. A utilização de um pilar com uma angulação de 15° pode permitir criar paralelismo entre implantes adjacentes. Para além disso, a correção da trajetória do implante com o uso de um pilar de 15° pode deslocar a restauração 1 a 1.5mm na região oclusal e um pilar de 25° pode mover 2 a 2.5mm.(8,32)

Ao utilizar pilares angulados, e de forma a conseguir obter um bom resultado protético, o profissional deve ter o cuidado de deixar espaço suficiente para garantir um perfil de emergência adequado à restauração. Esse espaço é representado pela distância vertical que se estende desde a gengiva marginal livre até à plataforma protética do implante. Nas regiões estéticas, é imperativo que a correção dos problemas de angulação seja combinada com um espaço

protético suficiente pois caso contrário o pilar pode ser exposto, o que pode ser esteticamente desagradável.(8,32)

1.2.4 Vantagens e desvantagens dos pilares angulados

A colocação de implantes angulados em conjunto com a utilização de um pilar angulado permite que um maior número de pacientes possam ser tratados, uma vez que o procedimento não é tão restritivo quanto o utilizado com pilares retos. Para além disso, o uso de pilares angulados possibilita a colocação de implantes nas zonas de maior disponibilidade óssea, evitando assim procedimentos mais invasivos e de maior morbidade como a ROG e reduzindo o tempo de tratamento.(8)

Em contrapartida, as principais preocupações associadas ao uso de pilares angulados baseiam-se na possibilidade de resultarem num aumento de tensões ao nível do osso adjacente, do implante e da prótese que suportam, com consequente perda óssea e aumento das complicações protéticas, uma vez que o efeito adverso de forças não axiais pode ter impacto na taxa de sobrevivência do implante a médio-longo prazo.(8,13,29,33,34)

A correção de problemas de angulação torna-se mais difícil quando é necessário obter o paralelismo entre múltiplos pilares, pelo que nesses casos, deve-se considerar uma eventual colocação de implantes adicionais e a segmentação da prótese para facilitar o paralelismo.(30)

1.3 Parafusos e Chaves de Aperto

No caso das reabilitações implanto-suportadas fixas aparafusadas é essencial o uso de parafusos como meio de retenção, sendo que estes são quase sempre utilizados para conectar os componentes protéticos e para fixar a prótese ao pilar ou diretamente ao corpo do implante.(21) No entanto, o desaperto dos pilares e dos parafusos é uma das complicações mais comuns neste tipo de solução protética pelo que é essencial ter conhecimento sobre a mecânica do parafuso do implante.(20,21)

1.3.1 Parafusos do Pilar

Em quase todos os sistemas de implantes, é usado um parafuso para fixar o pilar ao corpo do implante, de forma a conseguir manter os componentes protéticos juntos. Nesse sentido, o uso de parafuso é um método fácil, seguro e eficiente, uma vez que apesar das pequenas dimensões fornece retenção, sendo a sua fácil inserção e remoção vantagens quando existe necessidade de reparação.(21)

Em contrapartida, quando é aplicada uma força excessiva sobre o implante ou quando existe alguma discrepância na oclusão, pode ocorrer a fratura ou o desgaste do parafuso na região onde a força é maior ou onde o metal é menos resistente, sendo esta uma das principais desvantagens deste sistema de retenção.(21,35)

Vários fatores podem influenciar o risco de desaperto do pilar ou do parafuso protético, estando eles intimamente relacionados com a pré-carga que é fornecida, com o desenho do parafuso, o diâmetro da plataforma e a altura da conexão.(21) Para além disso, a existência de hábitos parafuncionais, a localização na arcada, a posição do implante, o assentamento não passivo e a aplicação de torque inadequado ou excessivo podem gerar forças externas que aumentam o risco de desaperto do parafuso. Por sua vez, a existência de parafusos soltos aumenta o risco de complicações biológicas e mecânicas, como é o caso da colonização bacteriana ao longo da junção implante-pilar, perda da crista óssea e fratura do parafuso, do pilar ou do corpo do implante.(20)

1.4 Torque - noções mecânicas básicas

A união entre dois componentes pode ser realizada através de uma ligação aparafusada. Para que essa união ocorra é necessário um correto aperto do parafuso, sendo este determinado pelo torque de aperto. O torque representa o efeito de rotação produzido por uma força relativamente a um ponto ou a um eixo. Matematicamente, a magnitude do torque (M_o) relativamente ao ponto O é definido como o produto da magnitude do vetor posição (r), pela magnitude da força (F) e pelo seno do ângulo formado entre os dois vetores (β), isto é $M_o =$

$r \times F \times \text{sen}\beta$, e tem como unidades o Newton-metro (N.m), segundo o Sistema Internacional de Unidades (SI). O vetor posição é definido pelo ponto de cálculo do torque, ponto O , e pelo ponto de aplicação da força. No caso particular do vetor posição e a linha de ação da força formarem entre si 90° , a magnitude do vetor posição é designada de braço de torque, passando o torque a ser definido por $M_O = r \times F$.(20,21,35–38)

Idealmente os parafusos devem ser pré-tensionados para promover o contato permanente entre os componentes a ligar. Para esse efeito, deverá ser aplicado um torque mínimo de aperto, também designado de pré-carga. As forças de compressão geradas pelo pré-tensionamento do parafuso deverão ser superiores às forças de separação, para que se verifique um contato permanente. Todavia, com o processo de mastigação, ocorre, por vezes, um relaxamento do parafuso, sendo necessário o seu reaperto para eliminar possíveis folgas. Desta forma, pretende-se maximizar a vida útil do parafuso e da reabilitação no que concerne à funcionalidade.(20,21,35,39)

A maioria dos fabricantes de implantes sugerem que os parafusos dos pilares intermédios sejam apertados com um torque que varie entre os 20 e os 35 N.cm. Porém, diversos estudos mostram que os valores ideais podem variar de 12,4 N.cm a 83,8 N.cm, dependendo do tipo de parafuso usado na ligação e do material do implante.(21)

A quantidade de torque dada a um determinado parafuso depende, também, da forma como esse torque é produzido: manualmente ou através de um dispositivo mecânico, como é o caso da chave dinamométrica.(35)

O torque máximo a aplicar ao parafuso é limitado pela resistência mecânica do material, não devendo este exceder 75% do seu valor máximo, segundo *McGlumphy et al* (38).

Quando o eixo da chave de aperto se encontra alinhada com o eixo do parafuso, isto é, formando um ângulo de 0° , o torque produzido na chave é todo convertido em movimento de rotação do parafuso (**Figura 1 A**). Porém, na situação em que o eixo da chave de aperto é distinto do eixo do parafuso, **Figura 1 B**, só uma parte do torque produzido na chave é convertido em movimento de rotação do parafuso, sendo a restante transformada numa solicitação de torção do parafuso na direção perpendicular ao seu eixo. O primeiro é designado de torque efetivo e o segundo de torque resistente. Esta decomposição pode ser

mais facilmente compreendida com o auxílio do esquema representado na **Figura 1 B** e recorrendo à análise vetorial. O vetor do torque aplicado ($M_{Aplicado}$) é decomposto nas suas componentes ortogonais, sendo a componente do torque efetivo ($M_{Efetivo}$) coincidente com o eixo do parafuso e a componente do torque resistente ($M_{Resistente}$) perpendicular ao eixo do parafuso. O torque aplicado e o torque efetivo podem ser relacionados através do ângulo β formado pelos eixos da chave e do parafuso, sendo este definido por $M_{Efetivo} = M_{Aplicado} \times \cos\beta$. De igual modo, podemos relacionar o torque aplicado com o torque resistente, $M_{Resistente} = M_{Aplicado} \times \sin\beta$. Esta análise mostra os cuidados que devem ser tomados para garantir que o torque efetivo corresponde ao valor requerido de aperto do parafuso, quando o eixo da chave de aperto é diferente do eixo do parafuso. (20,36,37) Apesar da sua relativa importância, esta diferença não é referida pelos fabricantes de implantes. (20)

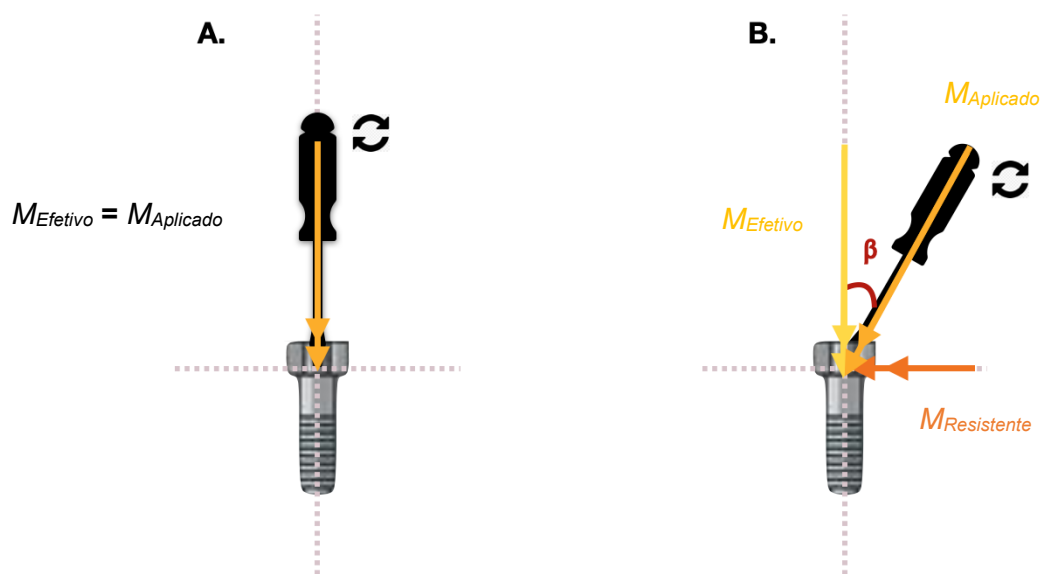


Figura 1 - Aplicação de Torque em Diferentes Angulações. **A.** Aplicação de torque com angulação de 0° **B.** Aplicação de torque fora do eixo vertical, com a angulação β , com decomposição em dois eixos da força aplicada

1.5 Soluções Dinâmicas

O meio de retenção da prótese ao implante pode variar de acordo com as preferências do clínico. Contudo, é dada primazia às soluções aparafusadas quando a direção do eixo do implante permite que o acesso do parafuso não seja visível.(20,22,34,40)

Quando o canal de acesso do parafuso se encontra numa área visível, o tratamento pode ficar esteticamente comprometido, pelo que, para contornar este inconveniente, várias empresas têm desenvolvido soluções dinâmicas de pilares com *angled screw channels*³ (ASC), permitindo o acesso ao canal do parafuso com uma chave de aperto multiangular (**Figura 2**). (5,20,22,34,40,41)

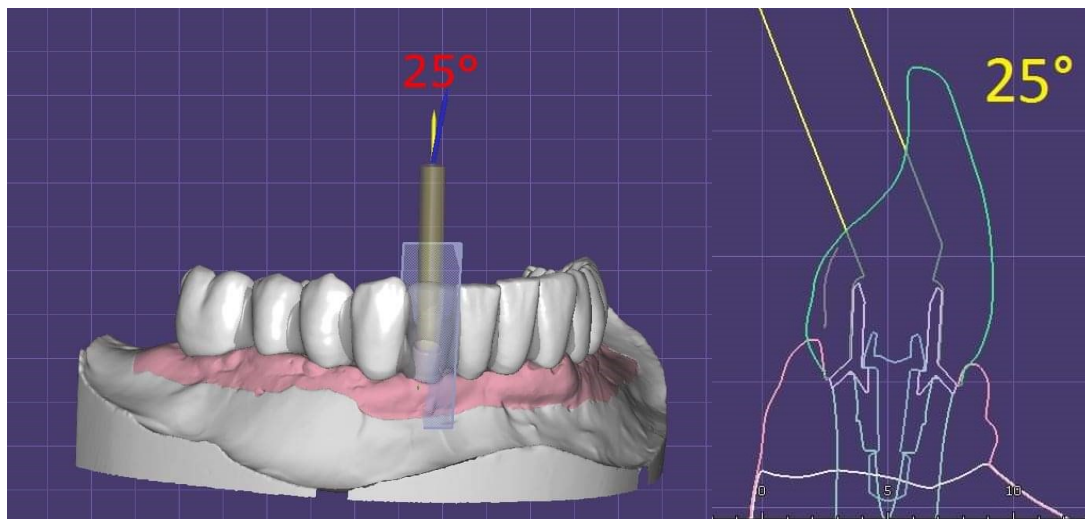


Figura 2 - Desenho CAD com a utilização de uma Solução Dinâmica (imagem gentilmente cedida pela empresa Inovesmile®Porto, Portugal)

Estes sistemas de pilares ASC foram introduzidos no mercado em 2004 pela *Talladium International Implantology* com o nome de pilar dinâmico (*dynamic abutment*). Com recurso a este sistema, a angulação do implante podia ser corrigida até 28°, de forma a ser possível retenção através de um parafuso.(34)

³ *Angled Screw Channels*: dada a existência de pouca literatura relativamente ao tema, decidiu-se manter, ao longo desta dissertação, a nomenclatura anglo-saxónica, que é comumente conhecida em português como canal de parafuso angulado.

Atualmente, outras marcas têm desenvolvido sistemas de pilares ASC como é o caso da Straumann®, Nobel Biocare®, Biomet 3i® e BioHorizons®, entre outros, que permitem ajustar a angulação do implante até 25° em relação ao eixo do implante.(22,34,40)

Para além disso, com o parafuso angulado do sistema de pilar ASC, pode não ser necessário alargar a cabeça do orifício de acesso do parafuso para o encaixe adequado da chave de aperto. Alargar a cabeça do orifício do parafuso leva à necessidade de reduzir a espessura do material da infraestrutura e, assim, enfraquecê-lo.(34)

Graças ao facto de se encontrar comercialmente disponível uma grande variedade de pilares angulados “dinâmicos”, com diversas angulações, é possível corrigir facilmente a inclinação da trajetória do implante. Assim, o profissional pode escolher e seleccionar aquele que melhor se adequa ao caso em específico de forma a conseguir obter os resultados mais estéticos e funcionais possíveis.(5)

1.5.1 *Dynamic Abutment*

O sistema *Dynamic Abutment*® (Talladium International Implantology, Lérida, Espanha), surgiu com o propósito de corrigir problemas de angulação com uma precisão milimétrica de até 30° e com uma liberdade total de movimento (**Figura 3**). (5,19,33)

Esta solução dinâmica, que é compatível com vários sistemas de implantes, consiste numa base de titânio com uma semi-esfera sobre a qual assenta a chave de aperto que se pode mover livremente permitindo um desvio do eixo (**Figura 4**). O parafuso de fixação é único e diferenciado e permite o aperto com uma chave hexagonal facetada de 1,30mm. O desenho da chave de aperto possui uma conexão de contra-ângulo, o que facilita o seu uso conjunto com um dinamómetro ou catraca manual.(5,33)

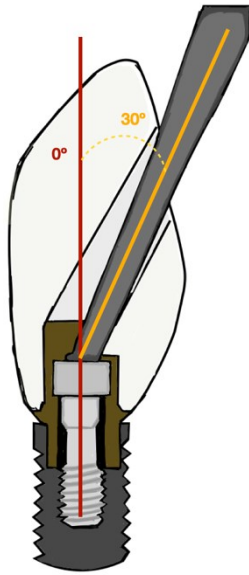


Figura 3 - Desenho representativo do encaixe da chave de aperto no parafuso

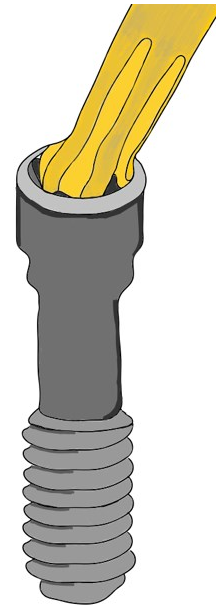


Figura 4 - Desenho representativo do sistema Dynamic Abutment®

1.5.2 *Ball Head System*®

Especialmente nas regiões anteriores superiores, a inclinação do eixo do implante e o local de emergência do canal do parafuso *standard* são uma limitação, pelo que, para solucionar este problema, surgiu o conceito de parafuso e chave de aperto hexalobular. Esta solução possibilita o aperto em diferentes ângulos permitindo restaurações com um canal de acesso do parafuso longe das áreas de interesse (**Figura 5**).⁽³⁹⁾

Neste sentido, *Farré-Berga et al.* (9) desenvolveram, em 2008, um novo sistema de parafusos e chaves de aperto hexalobulares que consideravam ser capaz de atingir o torque recomendado de 30 N.cm, mesmo na angulação máxima de 30°.^(9,19)

Este novo sistema, denominado de *Ball Head System*® (*Ball Head Technology*®, Lérida, Espanha) (BHS30®), consiste numa estrutura esférica dentada, em que a cabeça do parafuso constitui o componente macho da conexão e a chave de aperto representa o componente fêmea, tendo sido projetada de forma a combinar perfeitamente com a cabeça do parafuso numa angulação de 0° a 30°.^(9,19)

Na projeção do desenho do parafuso foi tido em consideração que o número de secções na cabeça do parafuso deve ser o suficiente de forma a garantir uma engrenagem adequada com a chave de aperto e a assegurar que as forças são bem equilibradas, mesmo em situações em que o parafuso e a chave não se encontrem alinhados. Desta forma, os autores definiram que o número ideal de secções era quatro, uma vez que com seis secções a largura entre as mesmas era muito pequena e com apenas duas secções não era possível obter uma engrenagem adequada entre o parafuso e a chave de aperto em certos ângulos de inclinação (**Figura 6**).⁽⁹⁾

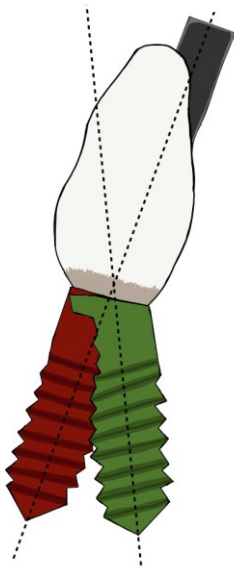


Figura 5 - Desenho representativo da influência do eixo do implante

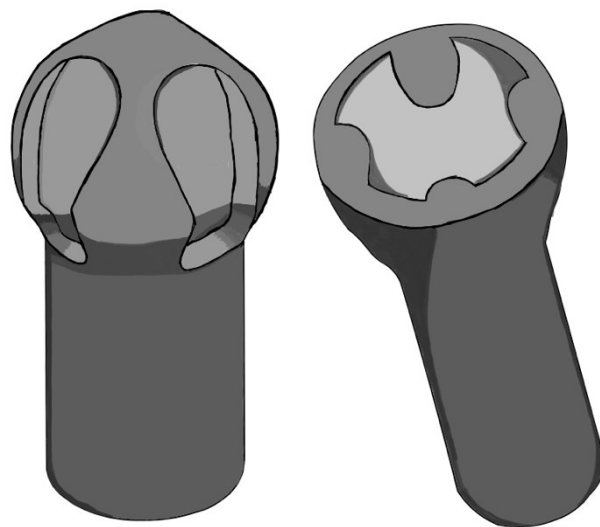


Figura 6 - Desenho representativo do sistema BHS30[®]

1.6 Objetivos

Nos últimos anos, surgiu um novo conceito de pilares angulados, designados por pilares dinâmicos, que possuem formas particulares do parafuso protético e da respetiva chave de aperto.

Apesar de existirem vários estudos relativamente aos vários tipos de pilares utilizados em implantologia, pouco se sabe relativamente ao comportamento mecânico destas soluções dinâmicas.

1.6.1 Objetivo Geral

De forma a colmatar esta lacuna, objetivou-se avaliar e validar o comportamento mecânico de parafusos e respetivas chaves de aperto de um conjunto de sistemas dinâmicos utilizados na reabilitação implanto-suportada.

1.6.2 Objetivos Específicos

Com este trabalho de investigação pretendemos:

- 1) Comparar a distribuição de torque entre um sistema reto e os sistemas dinâmicos;
- 2) Comparar a distribuição de torque entre os diferentes sistemas dinâmicos avaliados;
- 3) Avaliar se a angulação tem influência no valor de torque que é aplicado;
- 4) Avaliar se a distribuição do torque é uniforme independentemente do número de ciclos que são aplicados;
- 5) Avaliar se existem diferenças na capacidade de resistência e de deformação entre os diferentes sistemas dinâmicos;
- 6) Avaliar se existem diferenças significativas na capacidade de resistência e de deformação entre 10 e 30 ciclos de aperto;
- 7) Avaliar se existem diferenças significativas na capacidade de resistência e de deformação quando o torque é aplicado em diferentes angulações;

- 8) Comparar se o torque máximo difere entre os diferentes sistemas dinâmicos avaliados;
- 9) Avaliar a capacidade de resistência e de deformação dos diferentes sistemas testados após a aplicação de torque máximo.

Para tal, foram formuladas as seguintes hipóteses nulas:

- H0: Não há diferenças significativas na distribuição de torque para os diferentes sistemas testados, independentemente do número de ciclos aplicados e da angulação da chave.
- H0: Não há diferenças significativas no valor de torque máximo para os diferentes sistemas testados.

2 MATERIAIS E MÉTODOS

2. MATERIAIS E MÉTODOS

2.1 Caracterização do Estudo

As soluções dinâmicas são uma das mais recentes evoluções no campo da implantologia e necessitam de mais investigação e validação para que se possa melhorar cada vez mais o produto e assim maximizar a previsibilidade e sucesso a longo prazo na reabilitação implanto-suportada.

Desta forma, e com o propósito de atingir os objetivos anteriormente propostos, foi desenvolvido um estudo laboratorial, realizado em ambiente pré-clínico que foi dividido em 2 fases distintas:

Numa primeira fase, foi realizado um ensaio mecânico aos diferentes parafusos e respectivas chaves de aperto e numa segunda fase foi avaliado o torque máximo que cada sistema dinâmico é capaz de suportar.

As variáveis que foram avaliadas com este estudo foram: o torque de aperto, torque médio, torque máximo suportado, deformações do parafuso e/ou chave, localização das deformações e a inutilização da chave e/ou parafuso.

2.2 Caracterização da Amostra

Nesta investigação foram utilizados 4 implantes de 4,1mm de diâmetro por 9mm de comprimento do tipo Titamax HE Ex Smart® (*Neodent*®, Curitiba, Brasil) (**Figura 7**). De forma a criar mesas de trabalho, cada implante foi incluído em molde próprio usando gesso do tipo IV, devido às suas propriedades de elevada resistência e dureza (**Figura 8**).



Figura 7 - Implante do tipo Titamax HE Ex Smart Neodent®

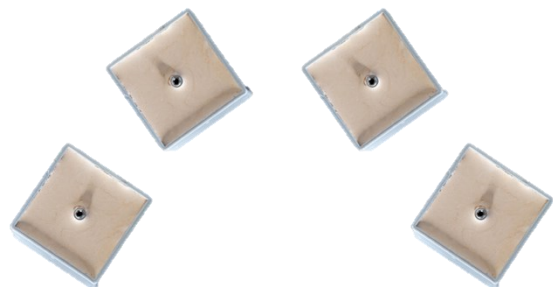


Figura 8 – Mesas de trabalho

Materiais e Métodos

Uma vez que nas simulações clínicas foi utilizado um sistema reto e diferentes sistemas de soluções dinâmicas, a cada mesa de trabalho foi associado um pilar/interface e um parafuso com respetiva chave de aperto. Desta forma, na mesa de trabalho M1 (**Figura 9**) utilizou-se um pilar reto com o respetivo parafuso e chave de aperto (**Figura 10**), na M2 associou-se a solução dinâmica BHS30[®], na M3 utilizou-se o *Universal Ball Head* (UBH30[®]) de 4 estrias e por fim na M4 empregou-se o sistema UBH30[®] de 6 estrias (**Figura 11**).

Relativamente ao sistema reto, foram empregues pilares standard anti-rotacionais da Neodent[®], em titânio e com 4 mm de altura. Quanto ao parafuso, utilizou-se um parafuso sextavado em titânio e de métrica 2 que aperta o pilar no colo hexagonal do implante.



Figura 9 - Mesa de trabalho 1 (M1)



Figura 10 - Componentes protéticos empregues na M1



Figura 11 - Componentes protéticos empregues na M2, M3 e M4, respetivamente

Quanto às soluções dinâmicas, apesar do conceito representado pelos dois sistemas ser semelhante, existem algumas diferenças significativas entre eles. Tal como referido anteriormente no capítulo 1.5.2, no sistema BHS30® a cabeça do parafuso é considerada o componente “macho” e a chave de aperto o componente “fêmea”. No caso do UBH30® as funções invertem, sendo esta a grande diferença entre os dois sistemas. Assim sendo, a cabeça do parafuso no sistema UBH30® é na sua essência o componente “fêmea”, enquanto que a chave de aperto funciona como elemento “macho” (**Figura 12**).

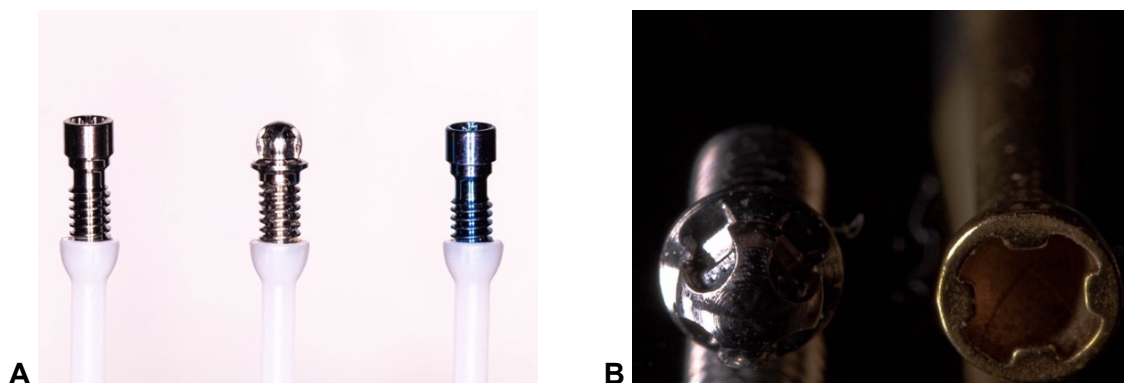


Figura 12 - Parafusos das Soluções Dinâmicas utilizadas. Nos extremos, sistema UBH30® e no centro BHS30® (A), e cabeça do parafuso e chave de aperto do sistema BHS30® (B)

De destacar que a cabeça do parafuso neste último sistema pode apresentar duas formas físicas distintas. Assim, surge o UBH30® de 4 estrias (**Figura 13 e Figura 14**), em que a cabeça do parafuso é recortada em 4 secções que garantem a resistência ao aperto, enquanto que o UBH30® de 6 estrias (**Figura 15 e Figura 16**) apresenta, tal como o nome indica, 6 secções de resistência.



Figura 13 – Cabeça do Parafuso do Sistema UBH30® de 4 estrias



Figura 14 – Chave de aperto do Sistema UBH30® de 4 estrias



Figura 15 - Cabeça do Parafuso do Sistema UBH30® de 6 estrias



Figura 16 - Chave de aperto do Sistema UBH30® de 6 estrias

No sistema BHS30® (**Figura 17**) foi escolhido como material de eleição para a confecção da chave de aperto o aço inoxidável 17-4PH com um revestimento de nitrato de titânio, que é responsável por conferir o aspeto dourado na zona de conexão com o parafuso. O aço 17-4PH, por sua vez, é uma liga que é submetida a um tratamento térmico e que contém na sua constituição 0,04% de carbono, 0,25% de silício, 0,40% de manganês, 15,20% de cromo, 4,50% de níquel, 3,25% de cobre e 0,3% de nióbio. A chave apresenta uma resistência à tração de 1090 MPa (limite elástico) e de 1210 MPa (limite de rutura). Em relação ao parafuso, este é constituído por uma liga de grau 5 de titânio Ti6Al4V, contendo 6% de alumínio e 4% de vanádio, com uma resistência à tração de 970 MPa (limite elástico) e de 1100 MPa (limite de rutura).(9)

Relativamente ao sistema UBH30® (**Figura 18** e **Figura 19**) os materiais escolhidos para a confecção do parafuso foram os mesmos utilizados no sistema

BHS30[®]. Na chave de aperto, o material de eleição foi também o aço inoxidável 17-4PH, que foi submetido a um tratamento de endurecimento e de polimento.



Figura 17 – Sistema BHS30[®]



Figura 18 – Sistema UBH30[®] de 4 estrias

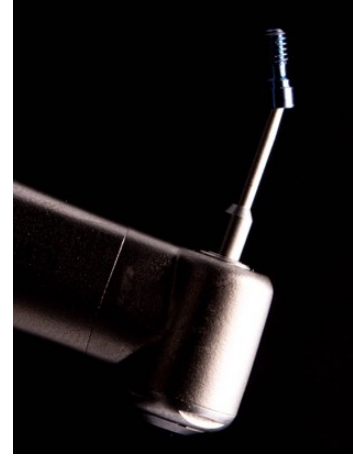


Figura 19 - Sistema UBH30[®] de 4 estrias

As interfaces utilizadas nesta investigação são as TI-base recomendadas pela marca de parafusos dinâmicos, *Ball Head Technology*[®], e possuem uma abertura lateral que permite o acesso angular da chave de aperto mantendo ao mesmo tempo uma altura ideal de cimentação na face vestibular (**Figura 20**).



Figura 20 - Interface Ti-Base utilizada

Para a primeira fase de ensaios experimentais, a amostra foi dividida em 4 grupos distintos compostos respetivamente por pilares retos, o sistema BHS30[®], UBH30[®] de 4 estrias e UBH30[®] de 6 estrias. Cada grupo foi depois sub-dividido no grupo de controlo e grupo de estudo, conforme é possível observar na **Tabela 1**.

Tabela 1 - Grupos de trabalho para o 1º ensaio mecânico

GRUPO 1 Pilares Retos	GRUPO 2 Sistema BHS30®		GRUPO 3 Sistema UBH30® 4 estrias		GRUPO 4 Sistema UBH30® 6 estrias	
	Grupo de Controlo	Grupo de Estudo	Grupo de Controlo	Grupo de Estudo	Grupo de Controlo	Grupo de Estudo
Total de 4 amostras novas (parafuso e respetiva chave de aperto)	Total de 4 amostras novas (parafuso e respetiva chave de aperto)	Total de 4 amostras novas (parafuso e respetiva chave de aperto)	Total de 4 amostras novas (parafuso e respetiva chave de aperto)	Total de 4 amostras novas (parafuso e respetiva chave de aperto)	Total de 4 amostras novas (parafuso e respetiva chave de aperto)	Total de 4 amostras novas (parafuso e respetiva chave de aperto)
	Testados numa angulação de 0°	Testados numa angulação de 30°	Testados numa angulação de 0°	Testados numa angulação de 30°	Testados numa angulação de 0°	Testados numa angulação de 30°

Para a segunda fase de ensaios, utilizaram-se 3 amostras de cada um dos sistemas dinâmicos, conforme é possível observar na **Tabela 2**.

Tabela 2 - Grupos de trabalho para o 2ª ensaio mecânico

GRUPO 1 Sistema BHS30®	GRUPO 2 Sistema UBH30® 4 estrias	GRUPO 3 Sistema UBH30® 6 estrias
Total de 3 amostras novas (parafuso e respetiva chave de aperto)	Total de 3 amostras novas (parafuso e respetiva chave de aperto)	Total de 3 amostras novas (parafuso e respetiva chave de aperto)
Testados numa angulação de 30°	Testados numa angulação de 30°	Testados numa angulação de 30°

2.3 Confeção da Guia

Dado que os sistemas dinâmicos foram testados com diferentes angulações (a 0° e a 30°), foi confeccionada uma guia de forma a garantir a colocação da chave de aperto na angulação correta no momento da aplicação do torque. A guia foi desenhada através do programa informático SolidWorks® (Dassault Systèmes® SolidWorks Corporation, Version 27.0, Waltham, EUA), um *software* dedicado ao desenho virtual de modelos (**Figura 21**).

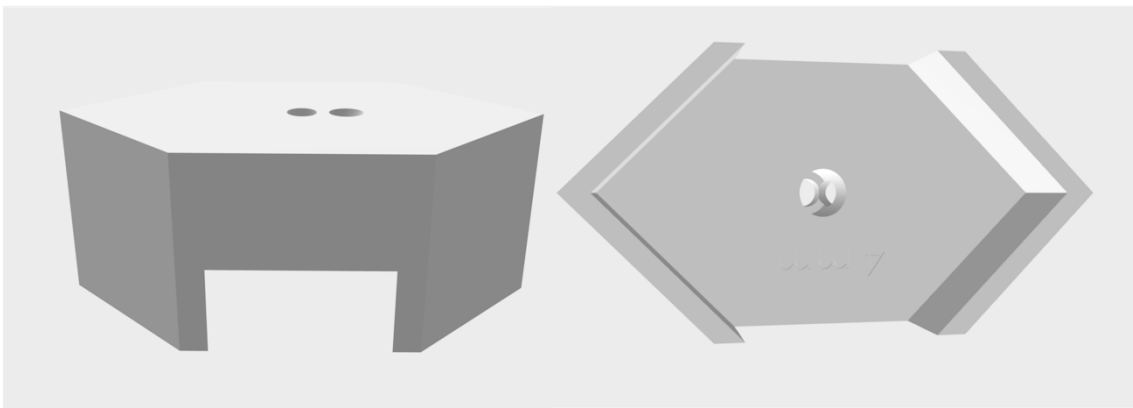


Figura 21 - Ficheiro .stl do desenho virtual da guia

Posteriormente a guia foi impressa através da impressora 3D CR 10 MAX 3D Printer da Creality® (**Figura 22** e **Figura 23**).

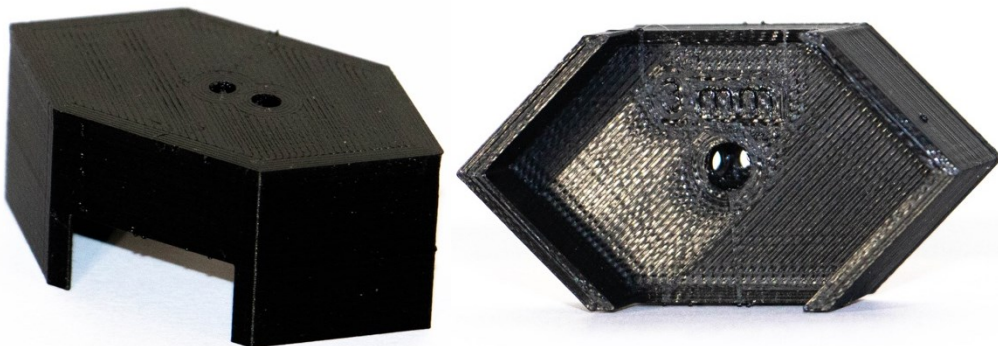


Figura 22 – Guia Impressa

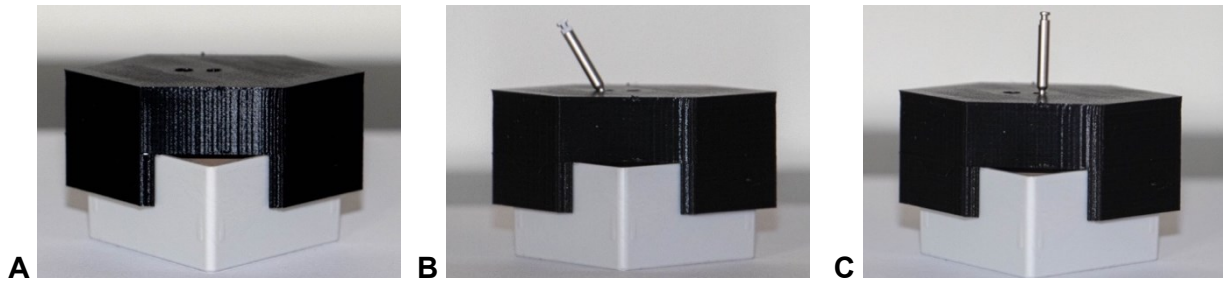


Figura 23 - Assentamento da Guia na Mesa de Trabalho (A), Guia com chave de aperto a 0° (B) e Guia com chave de aperto a 30° (C)

2.4 Calibração do Torquímetro

De forma a medir com precisão os valores de torque, foi utilizado o torquímetro de bancada da PCE Instruments™, modelo PCE-CTT 2. Este instrumento utiliza as unidades do SI (N.m) e apresenta uma precisão de 0,3% na escala máxima de 2 N.m, com uma resolução de 0,001 N.m. Na sua constituição, o torquímetro apresenta um conjunto de células de carga que lhe permitem medir com exatidão o torque efetivo que atua no parafuso, independentemente da inclinação da chave. Para tal, é necessário que o eixo do parafuso seja perpendicular à plataforma e coincidente com o seu centro (Figura 24).



Figura 24 -Torquímetro de mesa

Apesar de o torquímetro se encontrar certificado, foi verificado se o mesmo se encontrava calibrado. Para isso, foi construído um simples dispositivo mecânico constituído por um pilar reto, um corpo suspenso, uma chave dinamométrica e fio de nylon. O principal objetivo é aplicar um torque conhecido ao parafuso e verificar a leitura no torquímetro. O torque aplicado pela chave dinamométrica é definido pela distância de aplicação da força ao eixo do parafuso e pelo valor da força, sendo que este corresponde ao peso do corpo suspenso. O fio de nylon liga a extremidade da chave dinamométrica ao corpo suspenso, passando por um pilar reto. Este tem como função converter o peso do corpo numa força horizontal, garantir que a chave dinamométrica e a força estão num mesmo plano e que a força é perpendicular ao braço da chave dinamométrica, tal como é possível observar na **Figura 25**.

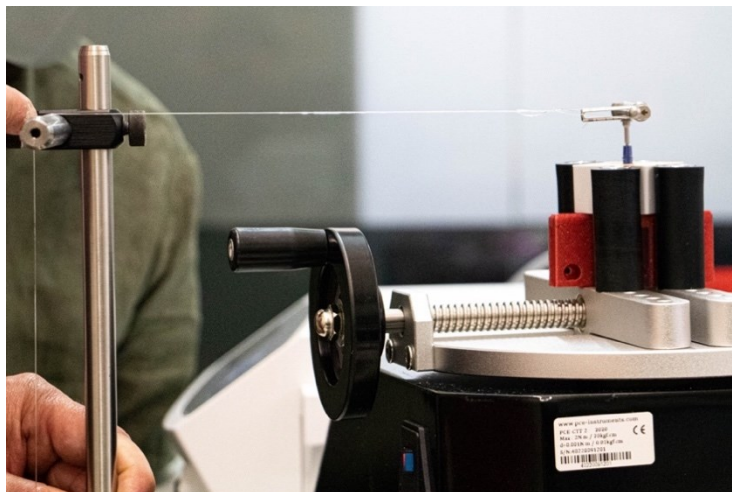


Figura 25 - Montagem para testar a calibração do torquímetro

O torque produzido pelo dispositivo mecânico é definido pela equação $M = m \times d \times g$, em que m corresponde à massa do corpo suspenso em quilogramas (kg), d é a distância do ponto de aplicação da força ao eixo do parafuso ou braço do torque, definida em metros (m), e g é a aceleração gravitacional cujo valor é de $9,81 \text{ m/s}^2$. Através do processo de pesagem numa balança de precisão foi determinada a massa do corpo suspenso, cujo valor é $0,215 \text{ kg}$, e medido o braço do torque, $0,074 \text{ m}$. Assim, o torque aplicado pelo dispositivo mecânico corresponde ao valor,

$$M = m \times d \times g = 0,215 \times 0,074 \times 9,81 = 0,156 \text{ N.m}$$

Por sua vez, o valor medido pelo torquímetro foi de 0,166 N.m. A diferença entre o valor do torque aplicado e medido pode ser justificado pelo facto do torquímetro apresentar alguma sensibilidade a forças transversais e pela incerteza na medição do braço do torque. No entanto, dada a proximidade de valores obtidos, cujo o erro relativo é de 6,4 %, pode ser assumido que o torquímetro se encontra calibrado.

2.5 Calibração do Operador

De forma a avaliar a sensibilidade do torquímetro, 4 operadores distintos (F.A., H.L., B.V. e C.O.) realizaram 10 ciclos consecutivos de aperto num parafuso de um pilar reto e os valores obtidos foram registados. Este teste permitiu perceber se o torquímetro media valores semelhantes independentemente do operador que aplicava o torque. (**Figura 26**).

Contudo, apenas um operador realizou os testes de forma a uniformizar os valores e a diminuir possíveis vieses.



Figura 26 - Ensaio de Calibração do Operador

2.6 Ensaio Mecânico aos Diferentes Parafusos e Chaves de Aperto

Numa primeira fase, foi realizado um ensaio mecânico que consistiu em sujeitar os diferentes parafusos dos sistemas dinâmicos a diferentes ciclos usando aperto manual com chave própria e com o torque de 30 N.cm recomendado pelo fabricante.

Partindo do princípio que um ciclo ou interação corresponde a um aperto, foi definido que se realizariam 10 e 30 ciclos consecutivos, sendo que ao fim de cada intervalo de repetições foi feita a observação de eventuais alterações de superfície (no parafuso e na chave de aperto) com recurso às lupas de laboratório *Olympus*[®] SZ1145TR, no Instituto Superior de Engenharia do Porto (ISEP), em colaboração com o Professor Doutor Hernâni Miguel Lopes.

Inicialmente, foram testados os parafusos de pilares retos tendo-se, posteriormente, testado as soluções dinâmicas. Cada sistema dinâmico foi testado a 0° (grupo de controlo) e a 30° (grupo de estudo), uma vez que esta é considerada, pelo fabricante, a angulação máxima suportada pelos sistemas.

Conforme é possível observar na **Figura 27**, em cada ciclo foi utilizada uma chave dinamométrica, para garantir que o parafuso era apertado a 30 N.cm, e a guia de forma a assegurar que as angulações eram corretamente cumpridas (**Figura 28** e **Figura 29**).

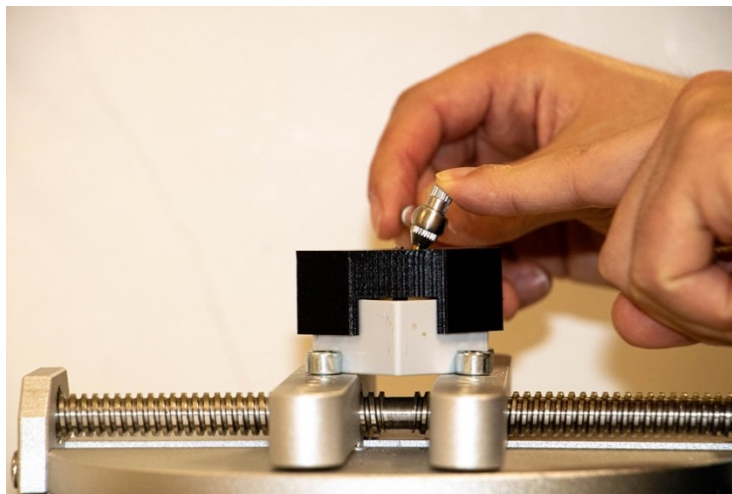


Figura 27 - Montagem utilizada nos ensaios mecânicos

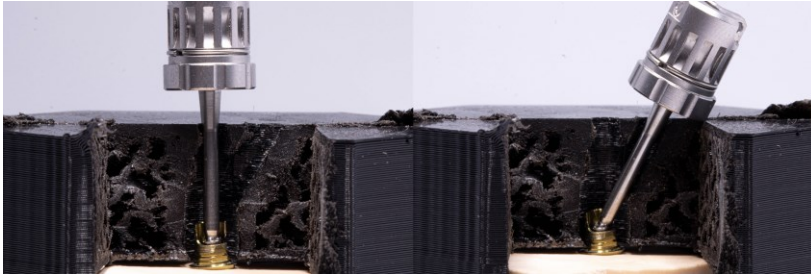


Figura 28 - Visão global da mesa de trabalho com uma angulação a 0° e a 30° - vista seccional



Figura 29 - Adaptação da Chave de Aperto na Cabeça do Parafuso

A chave dinamométrica utilizada nesta investigação foi a da Oktagon®, feita em aço cirúrgico inoxidável 1.4197 (ASTM F899, ISO 13485), que foi regulada a 30 N.cm (**Figura 30**).

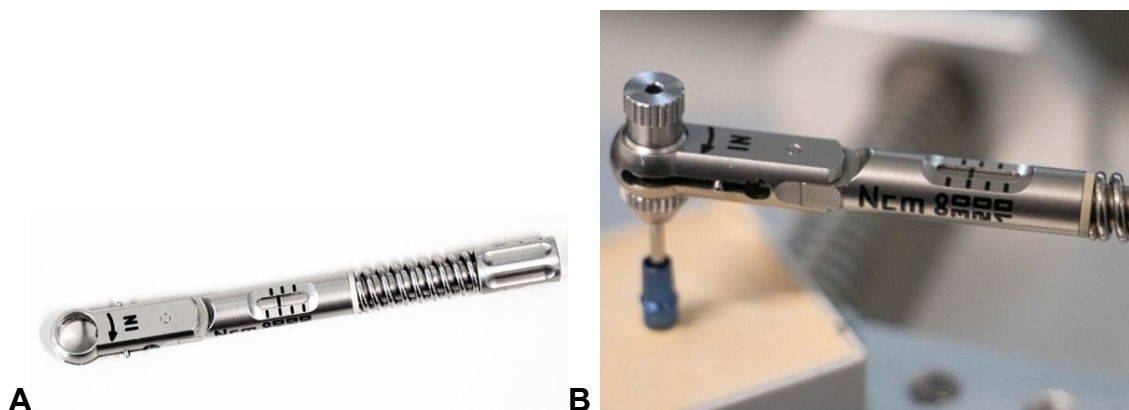


Figura 30 - Chave dinamométrica (A) e Chave dinamométrica a 30 N.cm (B)

Para cada amostra e em cada ciclo foram registados os valores de aperto medidos pelo torquímetro, sendo que entre cada ciclo o torquímetro foi colocado com o valor a zero.

Após o intervalo de repetições definido, as amostras (parafuso e chave de aperto) foram avaliadas com recurso às lupas de laboratório com uma ampliação de 4x, 6x e 11x. Uma vez que as lupas possuíam incorporado um sistema de aquisição de imagem (*Olympus*® DP70), foi possível fotografar as amostras de forma a avaliar possíveis alterações de superfície.

2.7 Análise do Torque Máximo para cada Sistema Dinâmico

Numa segunda fase, os mesmos sistemas dinâmicos descritos anteriormente foram testados de forma a serem submetidos a um torque progressivo até que ocorresse falha de um dos componentes (parafuso e/ou chave de aperto).

Para isso, 3 parafusos de cada sistema dinâmico foram apertados com a respetiva chave de aperto associada à chave dinamométrica, sendo que o torque máximo atingido foi medido pelo torquímetro. Neste ensaio a chave dinamométrica manual foi programada para um valor de torque sem limite.

Foram registados os valores de torque para os quais ocorreu a fratura ou deformação permanente da chave, do parafuso ou de ambos, e a caracterização das falhas foi igualmente feita com recurso às lupas de laboratório com a ampliação de 4x, 6x e 11x.

Dado que um ou ambos os componentes envolvidos ficaram inutilizados, este estudo foi considerado “destrutivo”.

De forma a facilitar a compreensão da metodologia aplicada, criou-se um organograma que esquematiza e permite seguir passo-a-passo o protocolo laboratorial realizado nesta investigação (**Figura 31**).

2.8 Análise Estatística

Todos os dados recolhidos foram organizados em tabelas no programa Microsoft Excel[®] (Microsoft Corp., Redmond, WA, USA) e para cada variável quantitativa foi determinado o valor médio, o desvio-padrão e o valor máximo e mínimo, de forma a permitir uma avaliação individual de cada amostra.

Posteriormente todas as variáveis foram relacionadas entre si e para isso os dados recolhidos foram transferidos e analisados no programa IBM SPSS[®] (IBM Corp., Released 2020, Version 27.0. Armonk, NY, USA). Uma vez que as amostras, em cada teste, eram muito reduzidas, foram utilizados testes não paramétricos para amostras independentes. Desta forma, recorreu-se ao teste de Mann-Whitney para comparar dois grupos independentes, e para comparar mais do que dois grupos independentes foi usado o teste de Kruskal-Wallis. Quando observadas diferenças significativas com um destes testes, recorreu-se

ao teste de comparações múltiplas par a par de forma a perceber entre que grupos existia essa significância estatística.

O nível de significância (α) estabelecido foi de 5%, pelo que se considera que existem diferenças significativas entre os grupos, quando o respetivo p -value for inferior ao nível de significância, isto é, $p < 0,05$.

Com esta análise foi possível avaliar, para o primeiro ensaio, a relação entre a distribuição do torque e o tipo de sistema dinâmico utilizado bem como a influência da angulação e do número de ciclos no valor do torque. Para o segundo ensaio, foi possível aferir, com esta análise, a relação entre o torque máximo e o sistema usado.

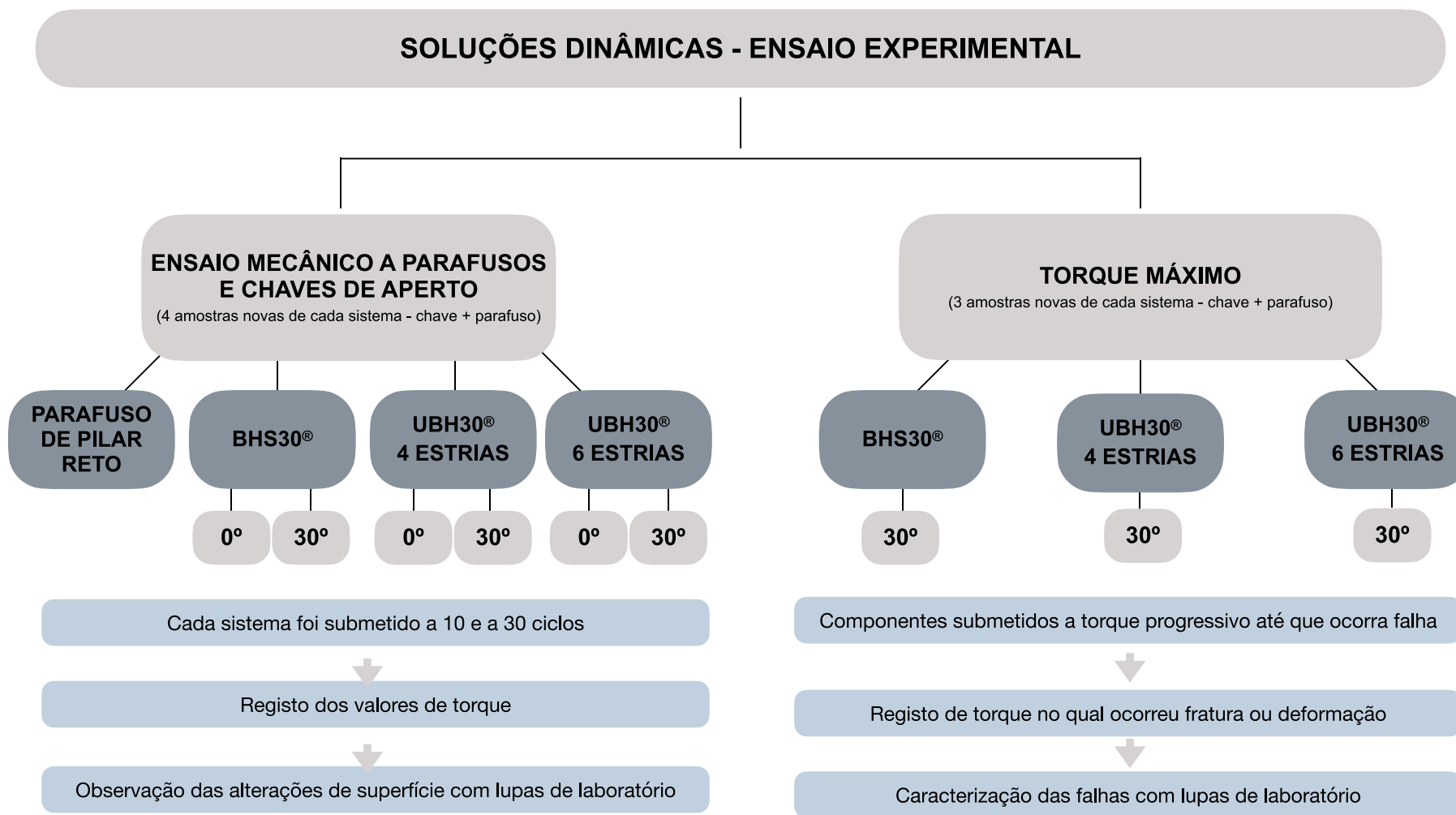


Figura 31 - Protocolo laboratorial

3 RESULTADOS

3. RESULTADOS

De forma a facilitar a compreensão dos resultados obtidos através da realização deste trabalho de investigação, procedeu-se à organização dos mesmos da seguinte forma:

- Análise da calibração inter-operador, que foi realizada com o intuito de compreender o comportamento do torquímetro de mesa utilizado;
- Análise dos valores de torque médio, torque de aperto e torque máximo obtidos nos dois ensaios experimentais realizados;
- Análise das imagens adquiridas através das lupas de laboratório, de forma a identificar possíveis deformações do parafuso e/ou chave, localização dessas deformações e possibilidade de inutilização da chave e/ou parafuso.

3.1 Calibração do Operador

Na **Tabela 3** apresentam-se os valores de torque de aperto, em N.cm, obtidos em cada ciclo por 4 operadores distintos. Para cada operador foi calculado e analisado o valor médio das 10 medições efetuadas, sendo possível constatar que os valores alcançados foram bastante semelhantes entre si, existindo uma diferença inferior a 2 N.cm.

Tabela 3 - Valores de Torque de Aperto obtidos por 4 operadores distintos

	1º	2º	3º	4º	5º	6º	7º	8º	9º	10º	MÉDIA (N.cm)
OPERADOR 1	16,6	17,7	16,8	16,7	16,8	17,5	16,0	14,9	16,5	18,7	16,8
OPERADOR 2	18,3	16,9	18,5	16,8	20,4	15,0	17,5	19,9	19,9	20,5	18,4
OPERADOR 3	15,9	14,3	16,4	16,5	17,5	17,4	16,1	17,8	17,5	17,7	16,7
OPERADOR 4	15,2	18,5	16,7	17,6	16,5	17,7	17,9	18,3	17,9	17,2	17,3

Desta forma, foi possível concluir que o torquímetro não apresenta sensibilidade inter-operador, encontrando-se calibrado.

3.2 Análise e Caracterização do Aperto

3.2.1 1º Ensaio Mecânico

Nas próximas tabelas é possível observar os resultados obtidos após a aplicação de 10 e 30 ciclos de aperto em pilares de parafusos retos e diferentes sistemas dinâmicos. Para cada amostra foram analisados o valor de torque médio, mínimo e máximo e o desvio padrão.

3.2.1.1 Pilares Retos

Tabela 4 - Torque de Aperto após 10 e 30 ciclos em pilares de parafusos retos

VALORES DE TORQUE DE APERTO								
	APÓS 10 CICLOS				APÓS 30 CICLOS			
	Média	Desvio-Padrão	Mínimo	Máximo	Média	Desvio-Padrão	Mínimo	Máximo
CONJUNTO 1	18,5	0,905	17,1	19,8	18,2	1,204	15,7	20,3
CONJUNTO 2	18,0	1,188	15,4	19,5	17,9	1,499	15,4	21,2
CONJUNTO 3	18,6	0,992	16,7	19,9	18,3	1,087	16,1	19,9
CONJUNTO 4	18,0	1,483	15,5	19,9	18,0	1,277	15,5	19,9

Como é possível observar na **Tabela 4**, apesar de os valores de torque médio serem bastante semelhantes entre os 4 conjuntos testados, o conjunto 3 foi aquele que teve o valor médio de torque mais alto ao fim de 10 e 30 ciclos.

3.2.1.2 BHS30®

Tabela 5 - Torque de Aperto após 10 e 30 ciclos com o sistema BHS30® a 0°

VALORES DE TORQUE DE APERTO A 0°								
	APÓS 10 CICLOS				APÓS 30 CICLOS			
	Média	Desvio-Padrão	Mínimo	Máximo	Média	Desvio-Padrão	Mínimo	Máximo
CONJUNTO 1	17,5	1,299	15,6	19,9	17,3	2,140	12,3	20,8
CONJUNTO 2	17,8	0,952	16,0	19,2	17,6	1,110	15,3	19,8
CONJUNTO 3	15,4*	0,713	14,4	16,1	---	---	---	---
CONJUNTO 4	17,8	2,650	14,5	21,5	17,7*	2,802	13,5	21,5

* Não conclui os ciclos todos

Relativamente aos resultados apresentados na **Tabela 5**, foi possível verificar que o conjunto 3 apresentou, ao fim de 10 ciclos, o valor de torque médio mais baixo.

Ao fim de 30 ciclos, o conjunto 4 apresentou o valor de torque médio mais elevado. De igual modo, este conjunto apresentou valores de desvio-padrão mais elevados, tanto ao fim de 10 ciclos como ao fim de 30, o que nos indica que foi o grupo em que ocorreu a maior discrepância de valores.

No conjunto 3, não foi possível recolher dados nem tirar conclusões relativas à aplicação de 30 ciclos de aperto uma vez que ao fim do 3º ciclo a chave de aperto do sistema fraturou. O mesmo aconteceu com o conjunto 4, mas neste caso foi apenas sujeito a 16 ciclos de aperto.

Tabela 6 - Torque de Aperto após 10 e 30 ciclos com o sistema BHS30® a 30°

VALORES DE TORQUE DE APERTO A 30°								
	APÓS 10 CICLOS				APÓS 30 CICLOS			
	Média	Desvio-Padrão	Mínimo	Máximo	Média	Desvio-Padrão	Mínimo	Máximo
CONJUNTO 1	13,0	1,257	10,6	14,7	13,3	1,375	10,6	15,2
CONJUNTO 2	13,4	1,260	11,5	15,0	13,2	1,342	10,6	15,2
CONJUNTO 3	13,0	2,044	10,8	15,8	13,4	1,890	10,6	15,9
CONJUNTO 4	14,8	0,665	13,6	15,7	14,0	1,179	11,2	15,7

Através da análise da **Tabela 6**, verificou-se que o conjunto 4 apresentou maiores valores de toque médio ao fim de 10 e 30 ciclos. O conjunto 3, por sua vez, apresentou maiores valores de desvio-padrão, verificando-se uma maior discrepância de valores medidos.

Comparando os valores apresentados na **Tabela 5** com os da **Tabela 6**, verificou-se que o sistema BHS30® testado a 0° apresentou valores de torque médio superiores aos testados a 30°. Assim, o valor mais alto atingido no aperto a 0° foi de 21,5 N.cm e de 15,9 N.cm a 30°.

3.2.1.3 UBH30[®] de 4 EstriasTabela 7 - Torque de Aperto após 10 e 30 ciclos com o sistema UBH30[®] de 4 estrias a 0°

VALORES DE TORQUE DE APERTO A 0°								
	APÓS 10 CICLOS				APÓS 30 CICLOS			
	Média	Desvio- Padrão	Mínimo	Máximo	Média	Desvio- Padrão	Mínimo	Máximo
CONJUNTO 1	19,2	1,505	15,8	21,7	18,3	1,847	14,9	21,7
CONJUNTO 2	18,3	2,623	14,0	21,6	17,6*	2,677	11,8	21,6
CONJUNTO 3	16,9	2,111	13,1	20,3	16,5	2,564	12,4	20,9
CONJUNTO 4	16,2	1,877	14,1	19,1	15,8*	1,875	13,9	19,1

* Não conclui os ciclos todos

Conforme é possível verificar através da **Tabela 7**, o conjunto 1 é aquele que apresentou o valor de torque médio mais elevado ao fim de 10 e 30 ciclos.

No conjunto 2 apenas foi possível efetuar 17 ciclos de aperto uma vez que a partir do 18° ciclo a chave começou a fazer movimentos de *spinning*⁴, impossibilitando o aperto do parafuso. O mesmo aconteceu ao conjunto 4, em que apenas foram executados 12 ciclos de aperto.

⁴ *Spinning*: entende-se por *spinning* a falta de encaixe e de engrenagem entre a chave de aperto e a cabeça do parafuso. Pelo facto de este ser um termo muito utilizado na linguagem comum dos Médicos Dentistas, este termo será sempre utilizado na língua inglesa ao longo desta dissertação.

Tabela 8 - Torque de Aperto após 10 e 30 ciclos com o sistema UBH30® de 4 estrias a 30°

VALORES DE TORQUE DE APERTO A 30°								
	APÓS 10 CICLOS				APÓS 30 CICLOS			
	Média	Desvio-Padrão	Mínimo	Máximo	Média	Desvio-Padrão	Mínimo	Máximo
CONJUNTO 1	19,7	1,918	17,2	23,3	18,5	2,800	12,6	23,3
CONJUNTO 2	17,6*	2,538	15,0	23,3	---	---	---	---
CONJUNTO 3	18,3	2,612	13,6	22,0	18,3	2,549	12,8	23,7
CONJUNTO 4	16,6	1,600	14,0	19,1	17,4	1,896	14,0	21,2

* Não conclui os ciclos todos

Nos valores obtidos através do aperto a 30°, constatou-se que o conjunto 1 foi aquele que apresentou valores de torque médio mais elevados (**Tabela 8**).

A recolha de dados no conjunto 2 foi também influenciada pelos movimentos de *spinning* da chave de aperto a partir do 8º ciclo, impossibilitando que o parafuso fosse sujeito a 30 ciclos de aperto.

Fazendo uma análise comparativa entre as duas tabelas (**Tabela 7** e **Tabela 8**), verificou-se que os valores médios de torque são semelhantes, tendo sido atingido um valor máximo de 21,7 N.cm a 0° e de 23,7 N.cm a 30°.

3.2.1.4 UBH30® de 6 Estrias

Tabela 9 - Torque de Aperto após 10 e 30 ciclos com o sistema UBH30® de 6 estrias a 0°

VALORES DE TORQUE DE APERTO A 0°								
	APÓS 10 CICLOS				APÓS 30 CICLOS			
	Média	Desvio- Padrão	Mínimo	Máximo	Média	Desvio- Padrão	Mínimo	Máximo
CONJUNTO 1	16,1	0,827	14,4	17,2	16,1	1,050	14,2	19,0
CONJUNTO 2	17,2	1,091	15,4	18,8	17,5	1,225	14,9	20,8
CONJUNTO 3	17,6	1,592	14,6	19,5	18,3	1,675	14,4	21,7
CONJUNTO 4	18,6	1,411	16,4	20,8	17,6	1,556	15,1	21,2

Pela análise da **Tabela 9** foi possível constatar que o conjunto 4 é aquele que apresentou um valor médio de torque mais elevado após 10 ciclos, enquanto que após 30 ciclos foi conjunto 3 que apresentou um maior valor médio de torque.

Tabela 10 - Torque de Aperto após 10 e 30 ciclos com o sistema UBH30[®] de 6 estrias a 30°

VALORES DE TORQUE DE APERTO A 30°								
	APÓS 10 CICLOS				APÓS 30 CICLOS			
	Média	Desvio- Padrão	Mínimo	Máximo	Média	Desvio- Padrão	Mínimo	Máximo
CONJUNTO 1	13,6	1,869	11,6	15,5	15,1	1,839	11,6	18,8
CONJUNTO 2	13,3	1,871	10,7	15,3	13,3	1,131	10,7	15,3
CONJUNTO 3	16,5	1,102	14,5	18,6	16,4	1,341	13,8	18,6
CONJUNTO 4	16,1	0,895	14,5	17,6	16,1	1,372	12,0	17,9

O conjunto 3 é aquele que, apertado a 30°, apresentou valores de torque médio mais altos tanto após 10 ciclos como após 30 ciclos (**Tabela 10**).

Comparando os dados das duas tabelas (**Tabela 9** e **Tabela 10**), foi possível constatar que os valores obtidos do aperto a 0° e a 30° são semelhantes, no entanto os valores máximos de torque atingidos pelo aperto a 0° são superiores aos atingidos a 30°. Assim, a 30° o maior valor de torque atingido foi de 18,8 N.cm enquanto que a 0° foi de 21,7 N.cm. O mesmo se verificou relativamente aos valores mínimos de torque atingidos, sendo que a 0° o menor valor alcançado foi de 14,2 N.cm e a 30° foi de 10,7 N.cm.

3.2.1.5 Relação entre variáveis

Relação entre os Sistemas Dinâmicos Testados

De forma a verificar se a distribuição do torque difere entre os diferentes grupos de sistemas dinâmicos, consoante a angulação ou o número de ciclos efetuados, utilizou-se o teste de Kruskal-Wallis. Este teste não paramétrico permite averiguar se existem diferenças significativas entre dois ou mais grupos independentes.

Resultados

Considera-se como hipótese nula (H_0) deste teste não existirem diferenças significativas na distribuição de torque para os diferentes sistemas testados. Desta forma, a hipótese nula foi rejeitada quando existiram diferenças significativas, isto é, quando o p -value foi inferior a 0,05.

Quando existiram diferenças significativas com o teste Kruskal-Wallis, foi realizado um teste de comparações múltiplas par a par, de forma a perceber entre que sistemas dinâmicos é que essas diferenças eram relevantes.

Tabela 11 - Resultados obtidos pela aplicação do Teste de Kruskal-Wallis (1º Ensaio)

TESTE DE KRUSKALL-WALLIS		
	p -value	Decisão
0° + 10 CICLOS	0,286	Reter H_0
0° + 30 CICLOS	0,267	Reter H_0
30° + 10 CICLOS	0,015	Rejeitar H_0
30° + 30 CICLOS	0,025	Rejeitar H_0

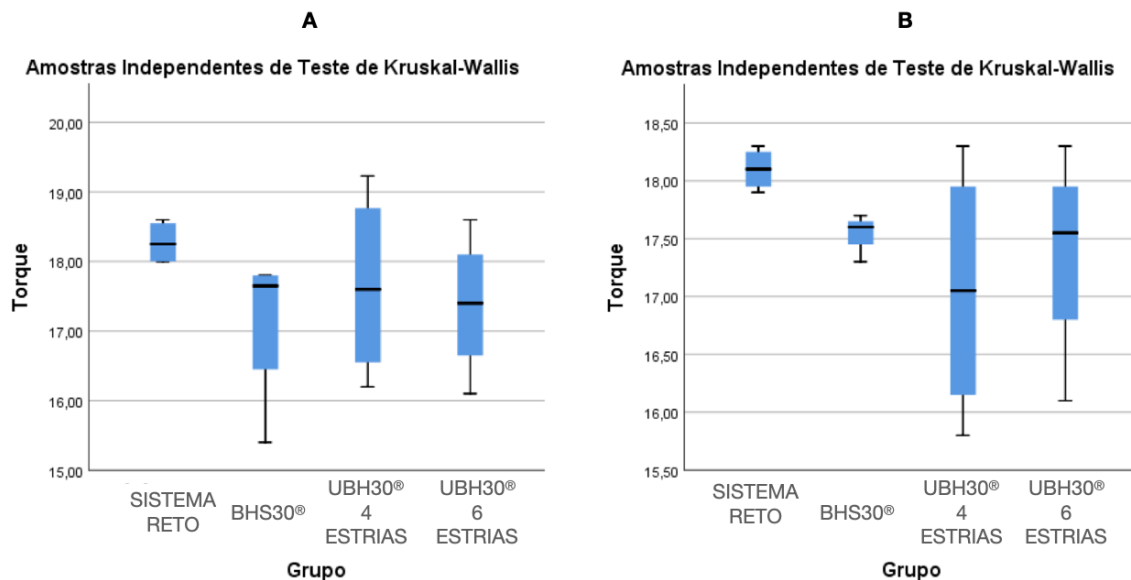


Figura 32 - Interação estatística entre sistema reto e soluções dinâmicas. **A.** Relativo a 0° e 10 ciclos **B.** Relativo a 0° e 30 ciclos

Pela análise da **Tabela 11** verificou-se que a 0° e 10 ciclos e a 0° e 30 ciclos não existiam diferenças significativas pois o valor de p -value foi superior a 5% (**Figura 32**). Verificou-se apenas que existiam diferenças significativas a 30° e 10 ciclos e a 30° e 30 ciclos. Dessa forma, submetem-se essas amostras ao teste de comparações múltiplas par a par.

Tabela 12 - Comparação pelo Teste das Comparações Múltiplas Par a Par (1° Ensaio)

COMPARAÇÕES POR MÉTODO PAIRWISE DE GRUPO				
	30° e 10 ciclos		30° e 30 ciclos	
	p -value	p -value ajustado	p -value	p -value ajustado
BHS30® - UBH30® 6 ESTRIAS	0,326	0,979	0,240	0,720
BHS30® - UBH30® 4 ESTRIAS	0,004	0,013	0,007	0,020
UBH30® 4 ESTRIAS - UBH30® 6 ESTRIAS	0,062	0,186	0,103	0,308

Considerando 30° e 10 ciclos, verificou-se que existiam diferenças significativas pois o valor de p foi de 0,015. Uma vez que o p -value foi inferior ao nível de significância estabelecido ($\alpha = 5\%$) rejeitou-se a H_0 . Pelo teste das comparações múltiplas par a par (**Tabela 12**), observou-se que existiam diferenças significativas entre o sistema BHS30® e o sistema UBH30® de 4 estrias sendo que, em média, o sistema UBH30® de 4 estrias apresenta um torque significativamente superior ao BHS30® (**Figura 33 A**).

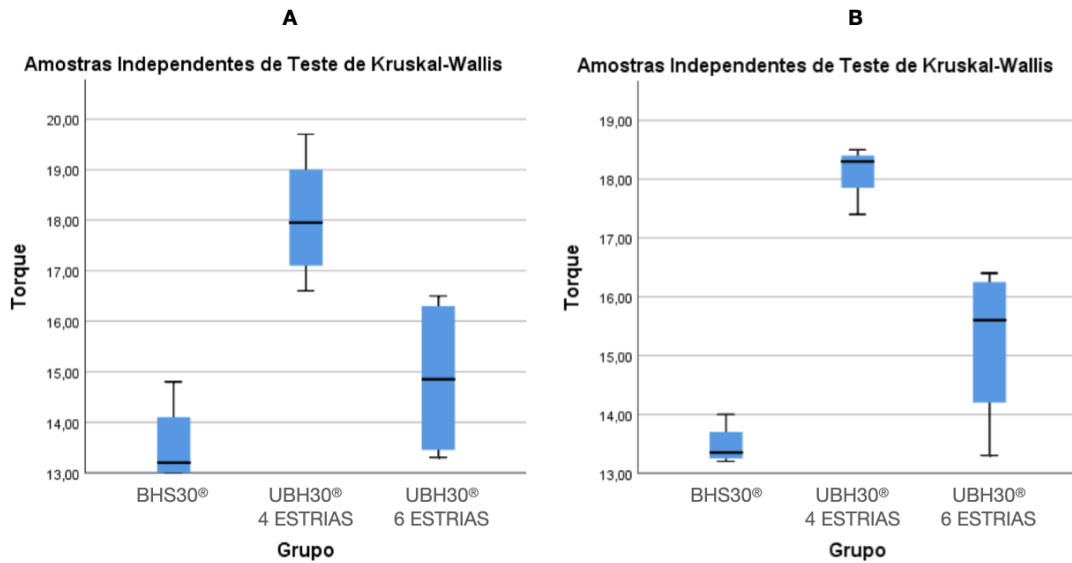


Figura 33 - Interação estatística entre os sistemas dinâmicos. **A.** Relativo a 30° e 10 ciclos **B.** Relativo a 30° e 30 ciclos

Considerando 30° e 30 ciclos, verificou-se que existiam diferenças significativas pois o valor de p foi de 0,025. Uma vez que o p -value foi inferior ao nível de significância estabelecido ($\alpha = 5\%$) rejeitou-se a H_0 . Pelo teste das comparações múltiplas par a par (**Tabela 12**), verificou-se que existiam diferenças significativas entre o sistema BHS30® e o sistema UBH30® de 4 estrias, sendo que em média, o sistema UBH30® de 4 estrias apresenta um torque significativamente superior ao BHS30® (**Figura 33 B**).

Relação entre os ciclos ou as angulações com os Diferentes Sistemas Testados

Posteriormente, para cada grupo, foram comparados os ciclos e as inclinações, sendo que para isso se utilizou o teste de Mann-Whitney. Este teste não paramétrico permite avaliar se existem diferenças significativas entre duas amostras independentes.

Tabela 13 - Resultados obtidos pela aplicação do Teste de Mann-Whitney

TESTE DE MANN-WHITNEY								
	0°		30°		10 ciclos		30 ciclos	
	U de Mann-Whitney	p-value	U de Mann-Whitney	p-value	U de Mann-Whitney	p-value	U de Mann-Whitney	p-value
SISTEMA RETO	5,000	0,375	----	----	----	----	----	----
BHS30®	5,000	0,721	6,500	0,661	0,000	0,019	10,000	0,034
UBH30® 4 ESTRIAS	5,500	0,468	5,500	0,858	6,500	0,663	2,500	0,212
UBH30® 6 ESTRIAS	8,000	1,000	8,000	1,000	1,500	0,059	1,500	0,059

Através da análise da **Tabela 13**, foi possível constatar que apenas se verificaram diferenças significativas entre as angulações do sistema dinâmico BHS30®, para cada um dos conjuntos de ciclos aplicados. Para o sistema BHS30® e tendo em conta 10 ciclos, verificou-se a existência de diferenças significativas no valor de torque, entre as diferentes inclinações ($p = 0,019 < 0,05$), sendo que, em média, o torque a 0° é significativamente superior ao torque a 30°. Para o mesmo grupo e tendo em conta 30 ciclos, existiram também diferenças significativas no valor de torque, entre as diferentes inclinações ($p = 0,034 < 0,05$), sendo que, em média, o torque a 0° também é significativamente superior ao torque a 30°. Para além disso, e uma vez que os restantes p -values apresentaram valores superiores a 5%, concluiu-se que não existiam diferenças significativas e, portanto, não se verificou relação entre as variáveis analisadas.

3.2.2 2º Ensaio Mecânico

Na **Tabela 14** é possível observar os resultados obtidos após a aplicação de um torque progressivo a diferentes sistemas dinâmicos. Para cada amostra foi registado o valor máximo de torque, em N.cm, no qual ocorreu fratura e ou deformação dos componentes testados (parafuso e/ou chave de aperto).

Tabela 14 - Torque Máximo atingido pelos Sistemas Dinâmicos Testados

VALORES MÁXIMOS TORQUE APLICADOS A 30º						
	BHS30®		UBH30® de 4 Estrias		UBH30® de 6 estrias	
	Torque Máximo	Estado Final dos Componentes	Torque Máximo	Estado Final dos Componentes	Torque Máximo	Estado Final dos Componentes
CONJUNTO 1	57,1	A	35,4	B	48,9	B + D
CONJUNTO 2	54,7	C	34,7	A	44,6	B
CONJUNTO 3	65,2	C	37,3	B	42,6	B
VALOR MÉDIO	59,0		35,8		45,4	
DESVIO-PADRÃO	4,49		1,09		2,63	

Legenda: A – Parafuso moído, mas dá para desapertar com chave nova; B – Parafuso moído, não dá para desapertar; C – Cabeça do parafuso partiu; D – Chave de aperto partiu

De acordo com a **Tabela 14**, o sistema BHS30® foi aquele que apresentou um valor médio de torque máximo mais elevado, seguido do sistema UBH30® de 6 estrias. O sistema UBH30® de 4 estrias foi aquele que apresentou o valor médio de torque máximo mais baixo. De uma forma geral, e independentemente do sistema testado, observou-se que na maior parte das amostras, após a aplicação do torque máximo, a cabeça do parafuso ficou moída. Em algumas amostras, foi necessário recorrer a uma chave nova de forma a ser possível o desaperto do parafuso, enquanto que nas restantes não foi de todo possível desapertar o parafuso devido ao estado de degradação do conjunto. Alguns conjuntos do sistema BHS30® e do UBH30® de 6 estrias demonstraram um comportamento diferente, uma vez que a cabeça do parafuso partiu e a chave de aperto fraturou.

Posteriormente, utilizou-se o teste de Kruskall-Wallis, para verificar se o valor de torque máximo apresentava diferenças significativas entre as diferentes soluções dinâmicas testadas.

Neste caso, considerou-se hipótese nula (H_0) não existirem diferenças significativas no valor do torque máximo para os diferentes sistemas testados. Desta forma, a hipótese nula foi rejeitada quando existiram diferenças significativas, isto é, quando o p -value foi inferior a 0,05.

Quando existiram diferenças significativas, com o teste de Kruskall-Wallis, foi feito um teste de comparações múltiplas par a par, de forma a perceber entre que sistemas é que essas diferenças eram relevantes.

Tabela 15 - Resultados obtidos pela aplicação do Teste de Kruskall-Wallis (2º Ensaio)

TESTE DE KRUSKALL-WALLIS		
	p -value	Decisão
SISTEMAS DINÂMICOS	0,027	Rejeitar H_0

Pela análise da **Tabela 15** verificou-se que existiam diferenças significativas no valor do torque máximo entre as diferentes soluções dinâmicas, pelo que a H_0 foi rejeitada. Desta forma, foi realizado o teste de comparações múltiplas par a par.

Tabela 16 - Comparação pelo Teste das Comparações Múltiplas Par a Par (2º Ensaio)

COMPARAÇÕES POR MÉTODO PAIRWISE DE GRUPO		
	p -value	p -value ajustado
BHS30® - UBH30® 6 ESTRIAS	0,180	0,539
BHS30® - UBH30® 4 ESTRIAS	0,007	0,022
UBH30® 4 ESTRIAS - UBH30® 6 ESTRIAS	0,180	0,539

Pelo teste das comparações múltiplas par a par (**Tabela 16**) verificou-se que existiam diferenças significativas entre o sistema BHS30® e o UBH30® de 4 estrias, sendo que este último apresenta valores de torque máximo significativamente inferiores (**Figura 34**).

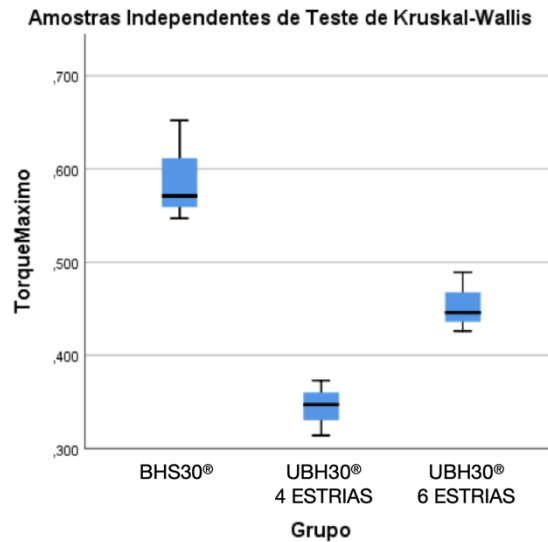


Figura 34 - Interação estatística entre os sistemas dinâmicos relativamente ao torque máximo

3.3 Análise das Imagens Obtidas

3.3.1 1º Ensaio Mecânico

Os sistemas testados foram analisados com recurso a lupas de laboratório de forma a caracterizar e identificar possíveis alterações na superfície dos materiais. Para isso, foi obtida uma imagem inicial do parafuso e respetiva chave de aperto, antes de terem sido utilizados e, posteriormente, foram obtidas imagens dos mesmos materiais após a aplicação de 10 ciclos e 30 ciclos.

3.3.1.1 Pilares Retos

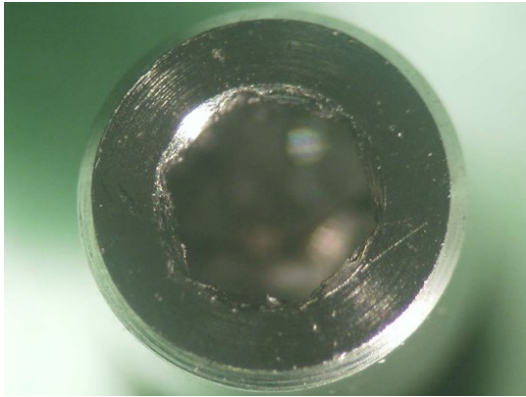


Figura 35 - Fotografia Inicial do Parafuso Reto (ampliação 4x)

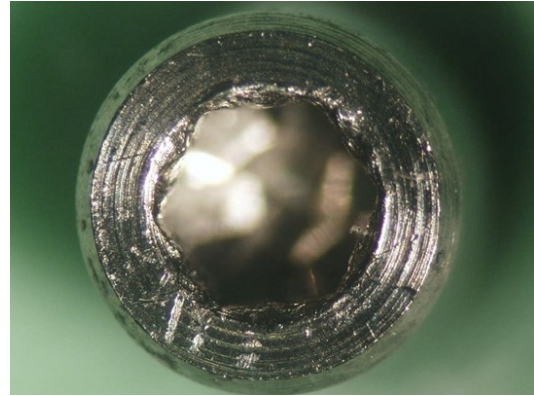


Figura 36 - Parafuso Reto após 10 Ciclos (ampliação 4x)

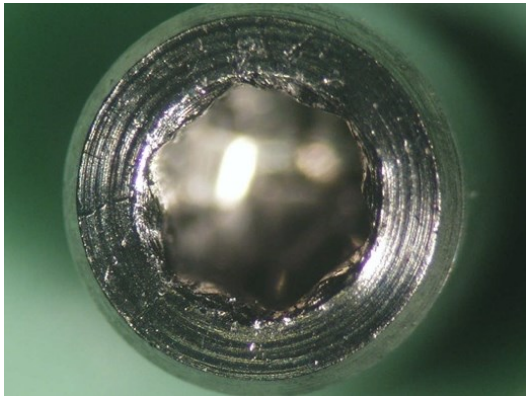


Figura 37 - Parafuso Reto após 30 ciclos (ampliação 4x)

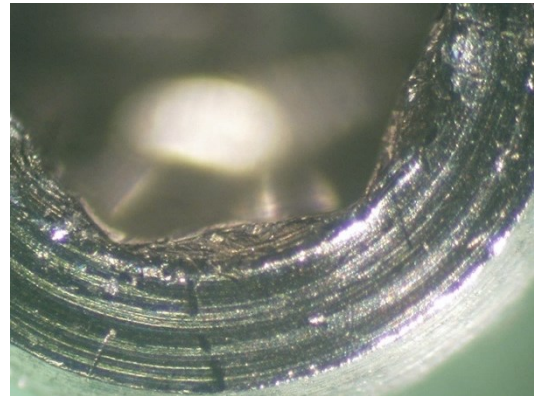


Figura 38 - Fissura do Parafuso Reto após 30 Ciclos (ampliação 11x)

Analisando as imagens obtidas dos parafusos de pilares retos (**Figura 35**, **Figura 36** e **Figura 37**) foi possível observar que apesar de o parafuso não ter tido qualquer uso, na fotografia inicial observou-se a existência de algumas irregularidades que se foram tornando cada vez mais evidentes após a aplicação de ciclos de aperto. Deste modo, na **Figura 37** constatou-se que, ao fim de 30 ciclos, a forma hexagonal do parafuso se foi tornando ligeiramente arredondada/circular, sendo que a superfície do parafuso começou a apresentar algumas linhas de fissura, como se torna evidente na **Figura 38**.

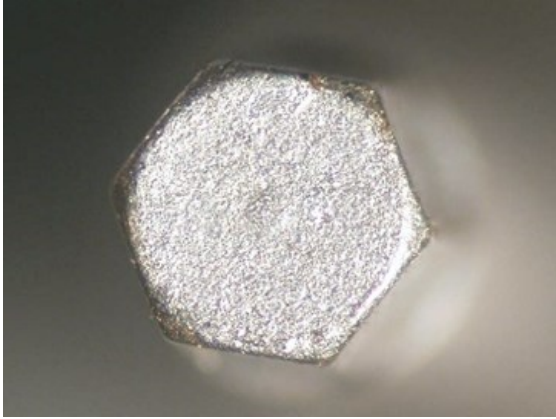


Figura 39 - Fotografia Inicial da Chave de aperto do Parafuso Reto (ampliação 4x)

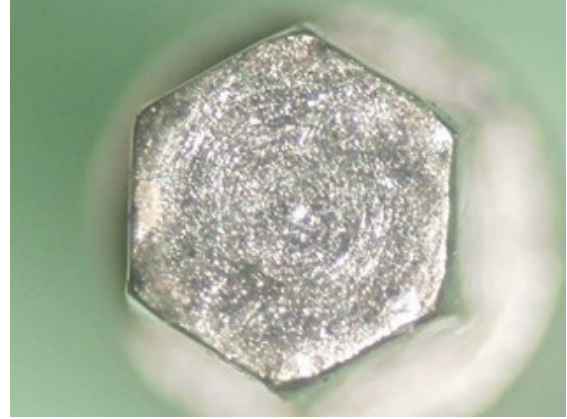


Figura 40 - Chave de aperto após 10 Ciclos (ampliação 4x)

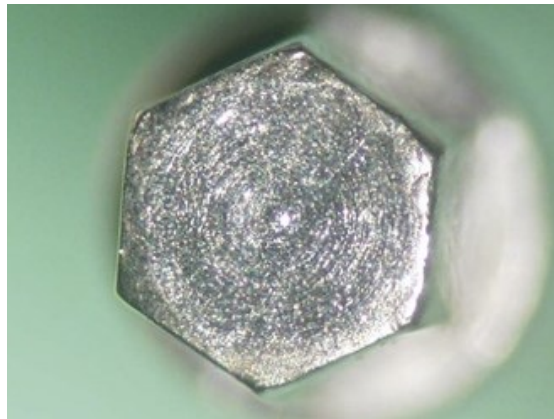


Figura 41 - Chave de aperto após 30 Ciclos (ampliação 4x)

Analisando as figuras relativas à chave de aperto (**Figura 39**, **Figura 40** e **Figura 41**) foi possível observar que esta não apresentou grandes alterações ao longo da aplicação dos ciclos de aperto.

3.3.1.2 BHS30®

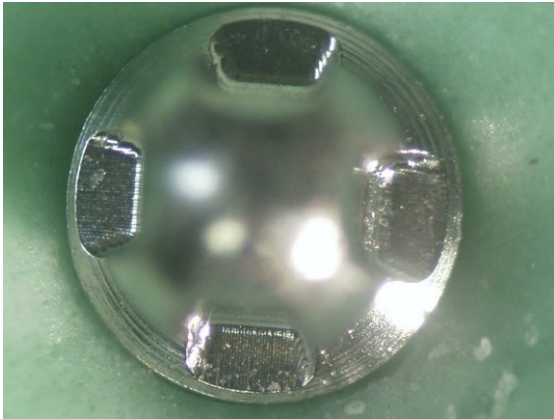


Figura 42 - Fotografia Inicial da Cabeça do Parafuso (ampliação 4x)



Figura 43 - Fotografia Inicial da Chave de Aperto (ampliação 4x)



Figura 44 - Fotografia Inicial da Vista Lateral do Parafuso (ampliação 4x)

Resultados

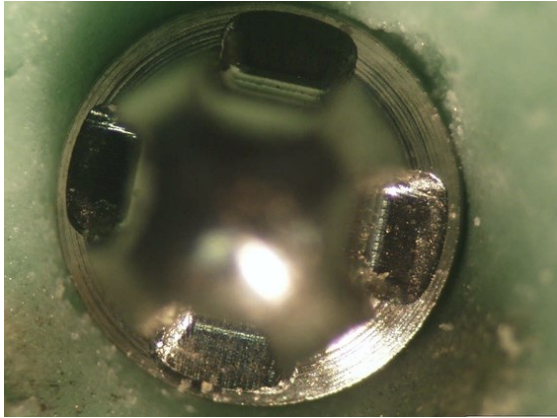


Figura 45 - Parafuso após 10 Ciclos a 0° (ampliação 4x)

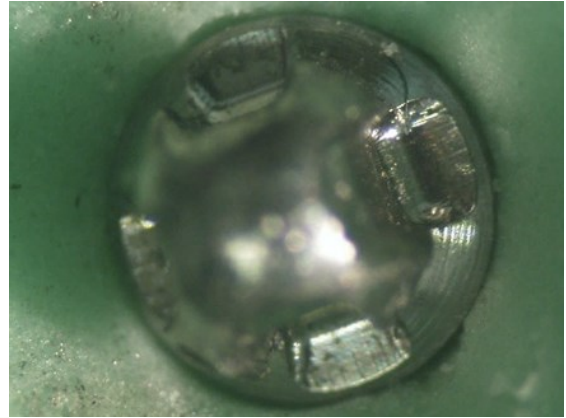


Figura 46 - Parafuso após 30 Ciclos a 0° (ampliação 4x)



Figura 47 - Vista Lateral do Parafuso após 10 Ciclos a 0° (ampliação 4x)



Figura 48 - Vista Lateral do Parafuso após 30 Ciclos a 0° (ampliação 4x)

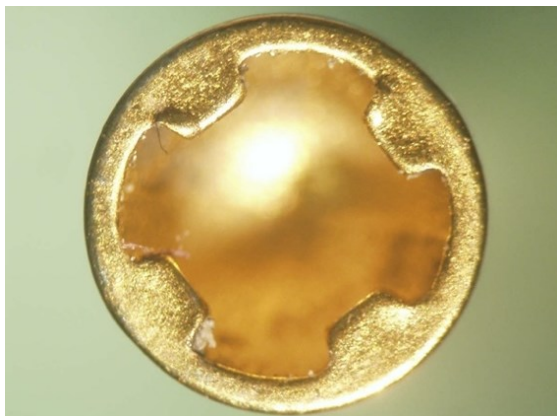


Figura 49 - Chave de Aperto após 10 Ciclos a 0° (ampliação 4x)

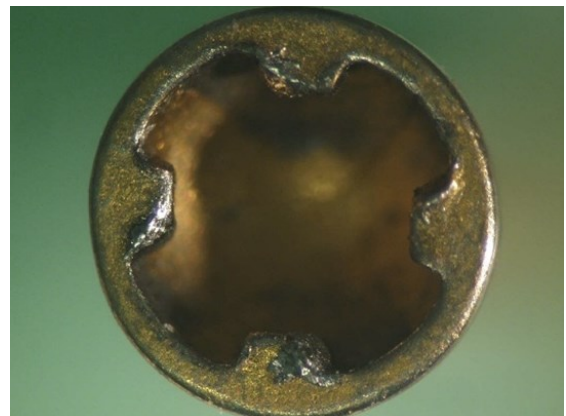


Figura 50 - Chave de Aperto após 30 Ciclos a 0° (ampliação 4x)

Resultados

Fazendo a análise das imagens apresentadas anteriormente, foi possível observar que na vista frontal da cabeça do parafuso apertada a 0° , poucas alterações foram visíveis independentemente do número de ciclos aplicados (**Figura 42**, **Figura 45** e **Figura 46**).

Em contrapartida, numa vista lateral (**Figura 44**, **Figura 47** e **Figura 48**) verificou-se a existência de desgastes nas secções da cabeça do parafuso onde encaixa a chave de aperto, sendo esses desgastes cada vez mais evidentes quanto maior o número de ciclos que foram aplicados.

Relativamente à chave de aperto (**Figura 43**), constatou-se que ao fim de 10 ciclos (**Figura 49**) poucas alterações eram evidentes, existindo apenas um ligeiro desgaste. Em contrapartida, após 30 ciclos foi visível uma deformação generalizada da chave (**Figura 50**).

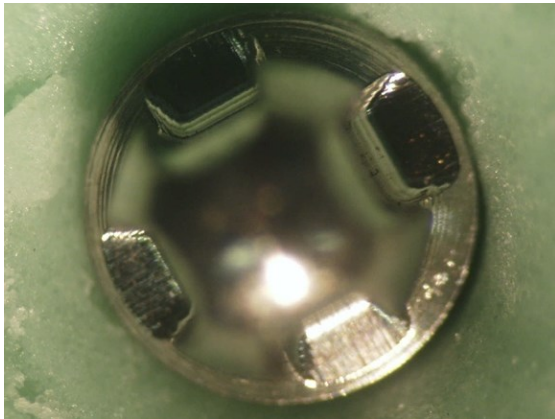


Figura 51 - Parafuso após 10 Ciclos a 30° (ampliação 4x)



Figura 52 - Parafuso após 10 Ciclos a 30° (ampliação 4x)

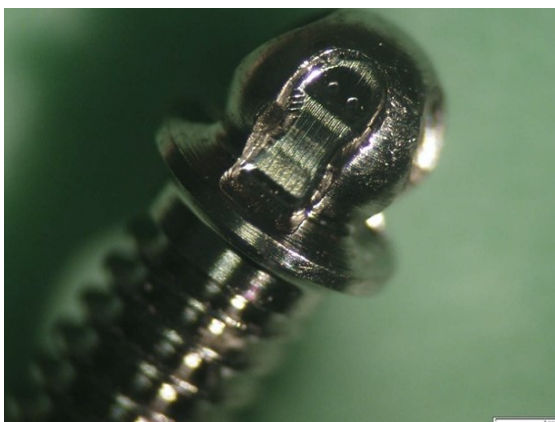


Figura 53 - Vista Lateral do Parafuso após 10 Ciclos a 30° (ampliação 4x)

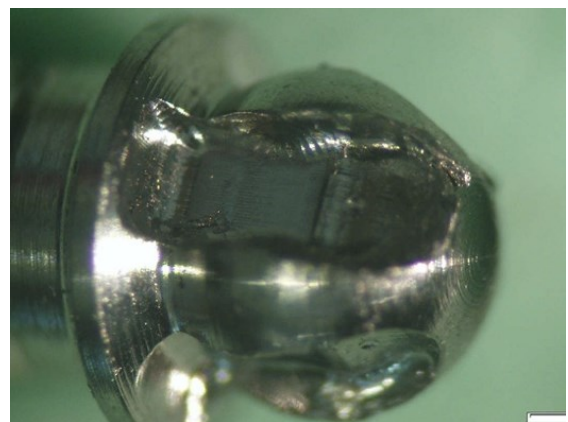


Figura 54 - Vista Lateral do Parafuso após 30 Ciclos a 30° (ampliação 4x)

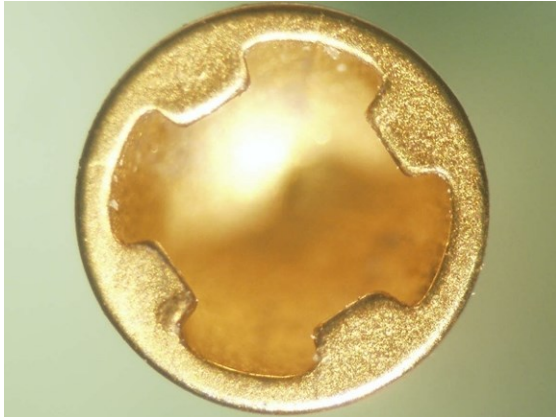


Figura 55 - Chave de Aperto após 10 Ciclos a 30° (ampliação 4x)

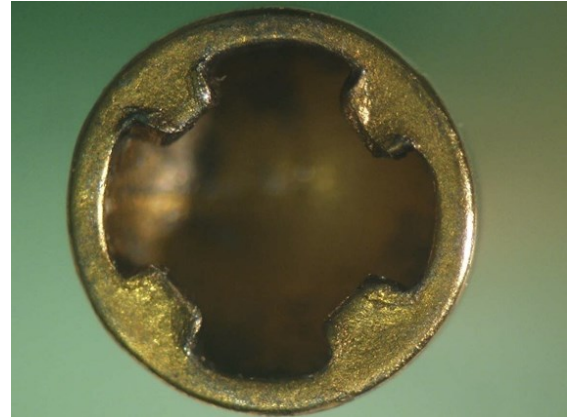


Figura 56 - Chave de Aperto após 10 Ciclos a 30° (ampliação 4x)

Fazendo a análise das imagens apresentadas anteriormente foi possível observar que na vista frontal da cabeça do parafuso apertada a 30°, poucas alterações foram visíveis independentemente do número de ciclos aplicados (**Figura 42**, **Figura 51** e **Figura 52**).

Em contrapartida, numa vista lateral verificaram-se alterações na superfície das secções que estiveram em maior contacto com a chave, sendo as alterações mais evidentes consoante a quantidade de ciclos aplicados (**Figura 53** e **Figura 54**).

Relativamente à chave de aperto, constatou-se que ao fim de 10 ciclos poucas alterações eram evidentes, existindo apenas um ligeiro desgaste. Em contrapartida, após 30 ciclos foi visível uma deformação na secção que esteve em maior contacto com o parafuso (**Figura 43**, **Figura 55** e **Figura 56**).

3.3.1.3 UBH30[®] de 4 Estrias

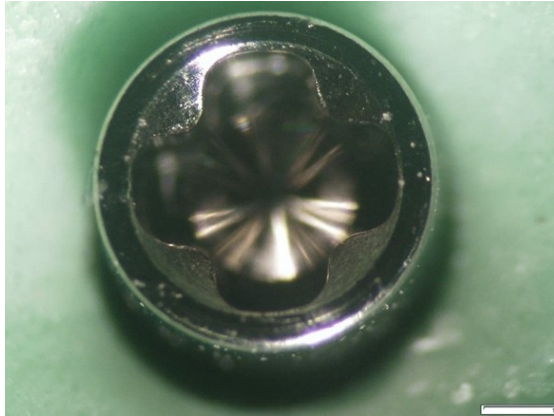


Figura 57 - Fotografia Inicial da Cabeça do Parafuso (ampliação 4x)



Figura 58 - Fotografia Inicial da Chave de Aperto (ampliação 4x)

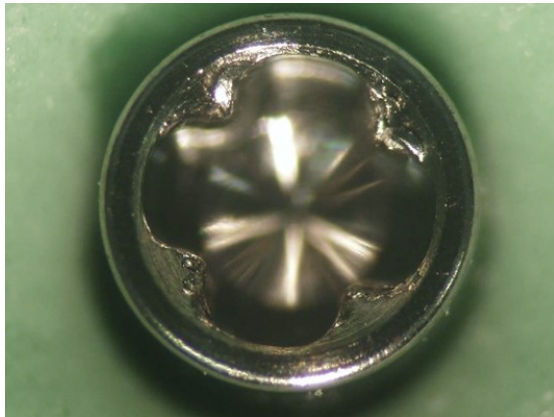


Figura 59 - Parafuso após 10 Ciclos a 0° (ampliação 4x)

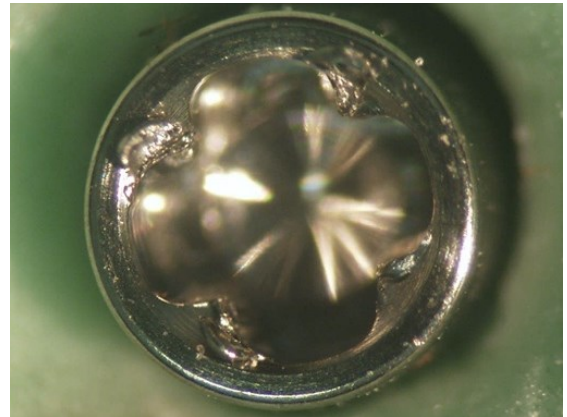


Figura 60 - Parafuso após 30 Ciclos a 0° (ampliação 4x)



Figura 61 - Chave de Aperto após 10 Ciclos a 0° (ampliação 4x)



Figura 62 - Chave de Aperto após 30 Ciclos a 0° (ampliação 4x)

Resultados

Analisando as figuras relativas à cabeça do parafuso (**Figura 57**, **Figura 59** e **Figura 60**), verificou-se que, realizando o aperto a 0° , à medida que o número de ciclos foi aumentando tornaram-se cada vez mais evidentes os desgastes das 4 secções que o sistema apresenta.

Relativamente à chave de aperto, foi possível constatar que ao fim de 10 e 30 ciclos esta se manteve praticamente inalterada (**Figura 58**, **Figura 61** e **Figura 62**).



Figura 63 – Parafuso após 17 Ciclos a 0° (ampliação 4x)

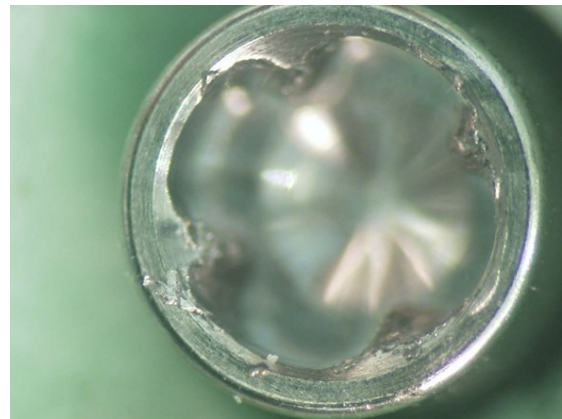


Figura 64 - Fissuras do parafuso após 17 Ciclos a 0° (ampliação 6x)



Figura 65 - Chave de Aperto após 17 Ciclos a 0° (ampliação 4x)

Analisando as figuras relativas ao caso específico do conjunto que foi submetido a apenas 17 ciclos (**Figura 63**, **Figura 64** e **Figura 65**) foi possível verificar que a chave de aperto se manteve inalterada. No entanto, a cabeça do parafuso apresentou grandes desgastes, sendo que a superfície do parafuso

começou a apresentar algumas linhas de fissura, como se torna evidente na **Figura 64**.

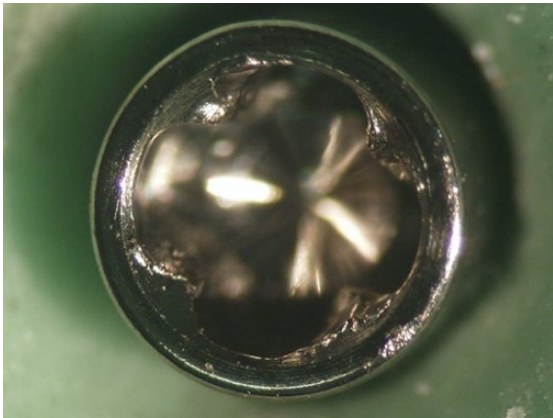


Figura 66 - Parafuso após 10 Ciclos a 30° (ampliação 4x)



Figura 67- Parafuso após 30 Ciclos a 30° (ampliação 6x)



Figura 68 - Chave de Aperto após 30 Ciclos a 30° (ampliação 4x)

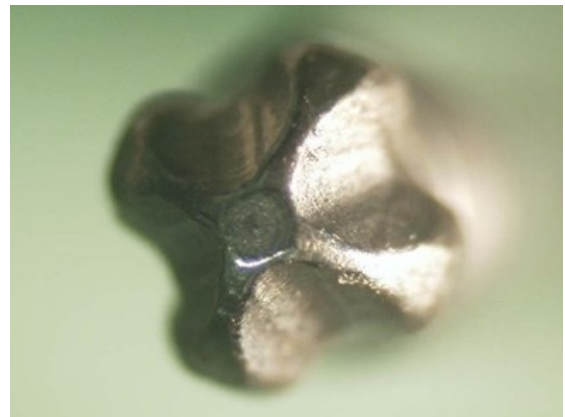


Figura 69 - Chave de Aperto após 10 Ciclos a 30° (ampliação 4x)

Fazendo a análise das figuras relativas à cabeça do parafuso (**Figura 57**, **Figura 66** e **Figura 67**) observou-se que, realizando o aperto a 30°, à medida que o número de ciclos foi aumentando tornaram-se cada vez mais evidentes os desgastes das 4 secções que o sistema apresenta.

Relativamente à chave de aperto, foi possível constatar que ao fim de 10 e 30 ciclos esta se manteve praticamente inalterada (**Figura 58**, **Figura 68** e **Figura 69**).

3.3.1.4 UBH30® de 6 Estrias

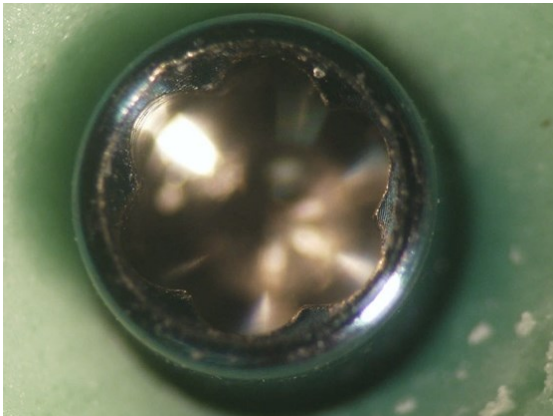


Figura 70 - Fotografia Inicial da Cabeça do Parafuso (ampliação 4x)



Figura 71 - Fotografia Inicial da Chave de Aperto (ampliação 4x)



Figura 72 - Parafuso após 10 Ciclos a 0° (ampliação 4x)

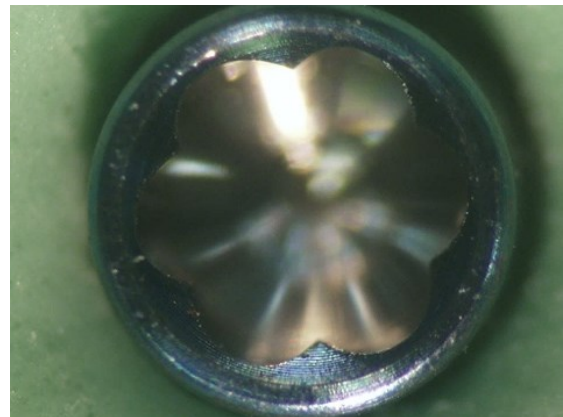


Figura 73 - Parafuso após 30 Ciclos a 0° (ampliação 4x)



Figura 74 - Chave de Aperto após 10 Ciclos a 0° (ampliação 4x)

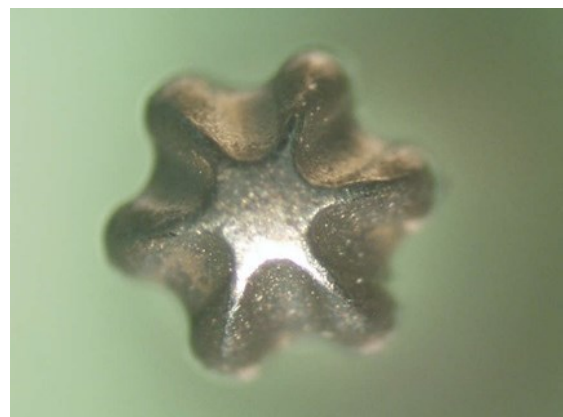


Figura 75 - Chave de Aperto após 30 Ciclos a 0° (ampliação 4x)

Resultados

Fazendo a análise das imagens apresentadas anteriormente, foi possível observar que ao fim de 10 e 30 ciclos a 0°, a superfície da cabeça do parafuso (**Figura 70**, **Figura 72** e **Figura 73**) e da chave de aperto (**Figura 71**, **Figura 74** e **Figura 75**) se mantiveram praticamente inalteradas.

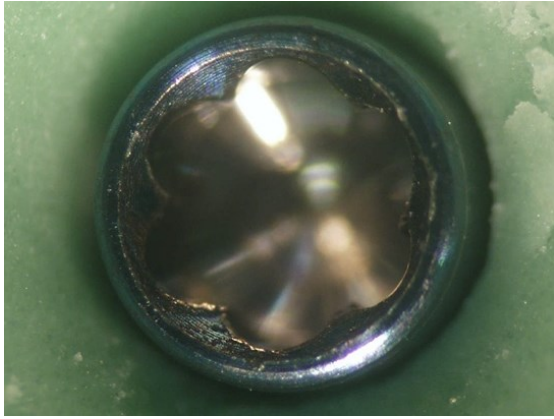


Figura 76 - Parafuso após 10 Ciclos a 30° (ampliação 4x)

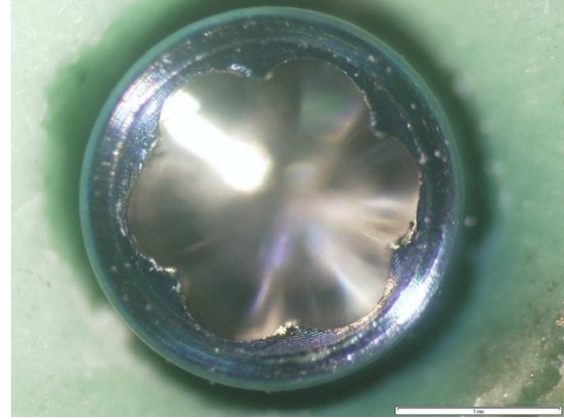


Figura 77 - Parafuso após 30 Ciclos a 30° (ampliação 4x)

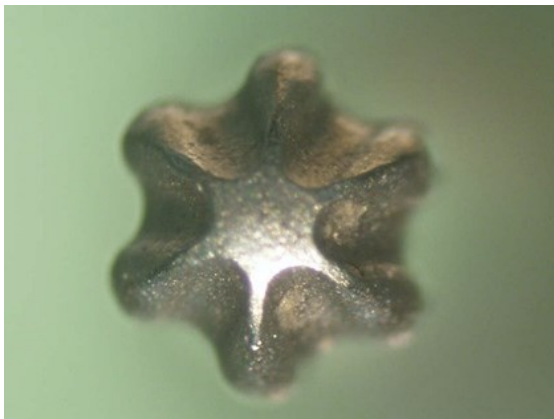


Figura 78 - Chave de Aperto após 10 Ciclos a 30° (ampliação 4x)

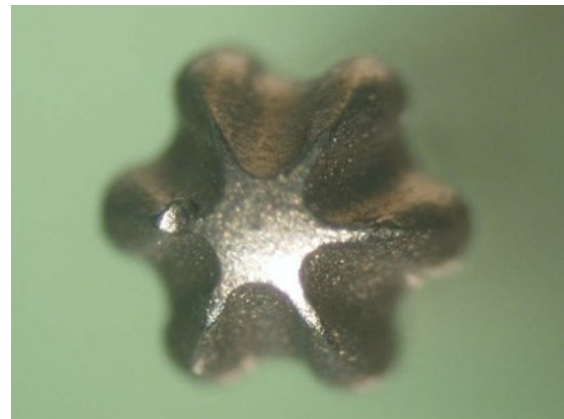


Figura 79 - Chave de aperto após 30 Ciclos a 30° (ampliação 4x)



Figura 80 - Deformação na Chave de Aperto após 30 Ciclos a 30° (ampliação 11x)

Fazendo a análise das figuras relativas à cabeça do parafuso (**Figura 70**, **Figura 76** e **Figura 77**) foi possível observar que, realizando o aperto a 30°, à medida que o número de ciclos foi aumentando, tornaram-se cada vez mais evidentes os desgastes das 6 secções que o sistema apresenta.

Relativamente à chave de aperto, constatou-se que ao fim de 10 ciclos esta se manteve praticamente inalterada (**Figura 78**) e ao fim de 30 ciclos foi possível detetar a existência de uma ligeira deformação (**Figura 79** e **Figura 80**).

De forma a facilitar a compreensão dos resultados, foi elaborada a **Tabela 17** que permite de forma simplificada identificar em que sistemas, com que angulação e ao fim de quantos ciclos é que se verificaram a existência de alterações de superfície na cabeça do parafuso e/ou na chave de aperto.

Tabela 17 - Resumo dos Resultados obtidos no 1º Ensaio Mecânico

1º ENSAIO MECÂNICO					
		10 CICLOS		30 CICLOS	
		Cabeça do Parafuso	Chave de Aperto	Cabeça do Parafuso	Chave de Aperto
CONJUNTO RETO	0°	Ligeira deformação	Sem alterações	Grande deformação; Linhas de fissuras	Sem alterações
BHS30®	0°	Vista lateral com ligeira deformação	Ligeira deformação	Vista lateral com grande deformação	Deformação generalizada
	30°	Vista lateral com ligeira deformação, limitada à secção de maior contacto	Ligeira deformação	Vista lateral com grande deformação, limitada à secção de maior contacto	Desgaste limitado a algumas secções
UBH30® 4 ESTRIAS	0°	Ligeira deformação	Sem alterações	Grande deformação	Sem alterações
	30°	Ligeira deformação	Sem alterações	Grande deformação	Sem alterações
UBH30® 6 ESTRIAS	0°	Sem alterações	Sem alterações	Sem alterações	Sem alterações
	30°	Ligeira deformação	Sem alterações	Ligeira deformação	Ligeira deformação

3.3.2 2º Ensaio Mecânico

De igual forma, os sistemas testados foram analisados com recurso a lupas de laboratório de forma a caracterizar e identificar possíveis alterações, deformações ou fraturas que ocorreram aos componentes testados, após a aplicação de um torque máximo.

3.3.2.1 BHS30®

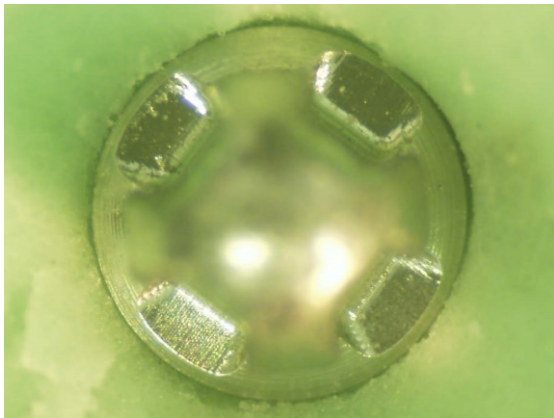


Figura 81 - Cabeça do Parafuso após Torque Máximo (ampliação 4x)

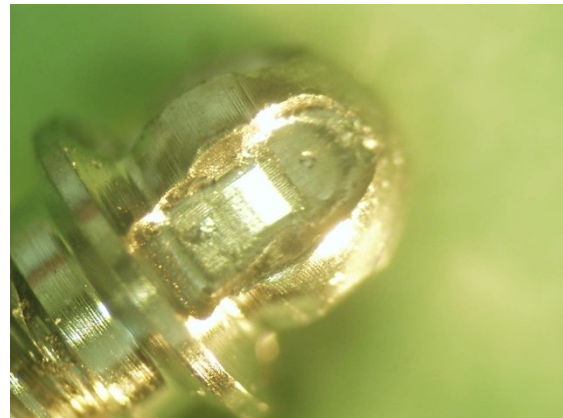


Figura 82 - Vista lateral da Cabeça do Parafuso após Torque Máximo (ampliação 4x)

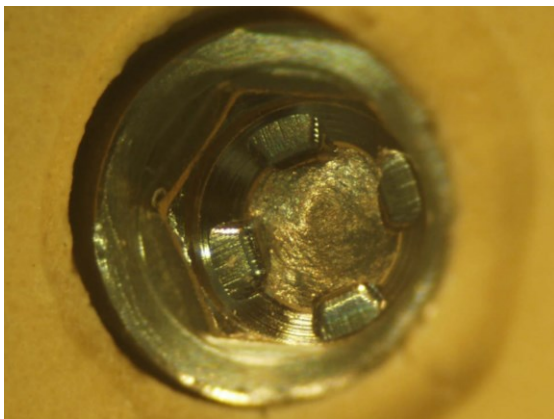


Figura 83 - Cabeça do Parafuso fraturada (ampliação 4x)

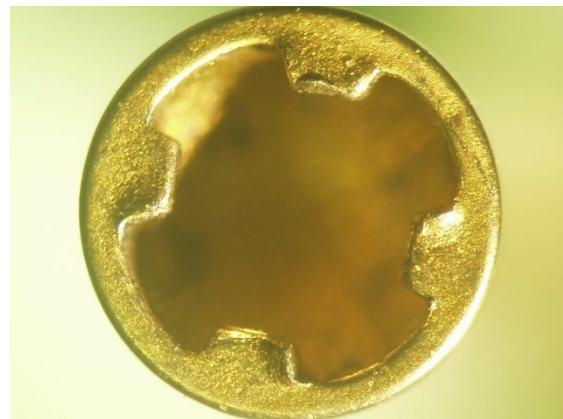


Figura 84 - Chave de Aperto após Torque Máximo (ampliação 4x)

Relativamente às imagens obtidas após a aplicação do torque máximo, foi possível constatar que relativamente ao conjunto cuja cabeça do parafuso não fraturou, apenas numa vista lateral se detetaram deformações, nomeadamente na secção que esteve em maior contacto com a chave de aperto

(**Figura 81** e **Figura 82**). No entanto, essas deformações não limitaram a utilização do sistema uma vez que, neste caso, o desaperto do parafuso continuou viável.

Relativamente aos conjuntos cuja cabeça do parafuso fraturou, foi possível observar na **Figura 83**, que ocorreu uma fratura dúctil, uma vez que a superfície se apresentava rugosa.

Observaram-se deformações em todas as chaves de aperto, especialmente nas secções que estiveram em maior contacto com o parafuso, uma vez que foram as áreas sujeitas a maiores tensões (**Figura 84**).

3.3.2.2 UBH30[®] de 4 Estrias

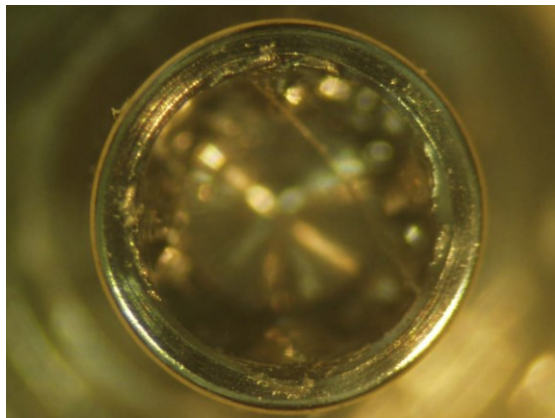


Figura 85 - Cabeça do Parafuso após Torque Máximo (ampliação 4x)



Figura 86 – Vista lateral da Chave de Aperto após Torque Máximo (ampliação 4x)

Neste sistema, após a aplicação de torque progressivo, foi possível verificar que a cabeça do parafuso apresentava grandes deformações, tendo perdido por completo o seu formato inicial (**Figura 85**). A chave de aperto, por sua vez, manteve-se sem alterações visíveis (**Figura 86**).

3.3.2.3 UBH30® de 6 Estrias

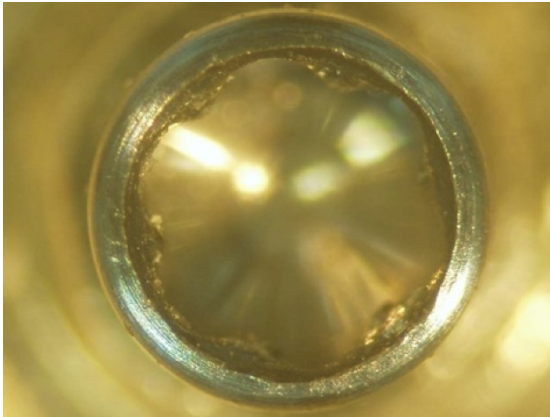


Figura 87 - Cabeça do Parafuso após Torque Máximo (ampliação 4x)

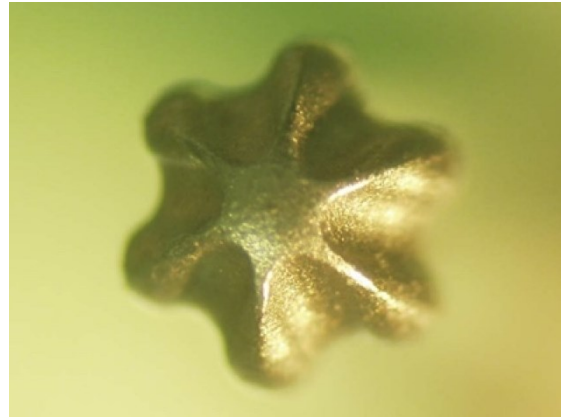


Figura 88 - Chave de Aperto após Torque Máximo (ampliação 4x)



Figura 89 - Vista lateral da Chave de Aperto após Torque Máximo (ampliação 4x)

Analisando as figuras relativas à cabeça do parafuso (**Figura 87**), verificou-se que esta apresentou uma ligeira deformação mais evidente na secção onde existiu maior contacto com a chave de aperto durante a aplicação do torque máximo a 30°. A chave de aperto, por sua vez, manteve-se praticamente inalterada, não apresentando grandes alterações tanto numa vista frontal como numa vista lateral (**Figura 88** e **Figura 89**).

De igual forma, para facilitar a compreensão dos resultados foi feita a **Tabela 18** que permite de forma simplificada identificar as alterações que se observaram na superfície da cabeça do parafuso e/ou na chave de aperto de cada sistema dinâmico.

Tabela 18 - Resumo dos Resultados obtidos no 2º Ensaio Mecânico

2º ENSAIO MECÂNICO		
	Cabeça do Parafuso	Chave de Aperto
BHS30®	Vista lateral com grande deformação, limitada à secção de maior contacto; Cabeça do parafuso fratura	Algumas deformações
UBH30® 4 ESTRIAS	Deformação generalizada, com perda do formato original da cabeça do parafuso	Sem alterações
UBH30® 6 ESTRIAS	Ligeira deformação, nomeadamente na secção com maior área de contacto com a chave	Sem alterações

4 DISCUSSÃO

4. DISCUSSÃO

A reabilitação de implantes colocados numa posição proteticamente inadequada pode ser atualmente resolvida recorrendo a próteses implanto-suportadas cimentadas ou através da utilização de pilares angulados. Uma vez que as soluções protéticas aparafusadas são mais facilmente removidas permitindo a manutenção peri-implantar e o tratamento de complicações, o desenvolvimento de um sistema de parafuso e chave de aperto para próteses implanto-suportadas com ASC veio facilitar o plano de tratamento deste tipo de situações clínicas.(19) Partindo deste princípio, procurámos, com esta investigação, alargar os conhecimentos acerca das soluções dinâmicas de forma a compreender melhor a aplicabilidade clínica e o sucesso a longo prazo deste tipo de componentes protéticos.

De forma a testar os componentes (parafuso e chave de aperto) em diferentes situações clínicas, a metodologia descrita por *Farré-Berga et al* (19) foi adaptada. Assim, foram testados 3 tipos de sistemas dinâmicos (BHS30[®], UBH30[®] de 4 estrias e UBH30[®] de 6 estrias) e foram executados 2 ensaios mecânicos distintos.

Para o primeiro ensaio mecânico, submeteram-se os parafusos a 10 ciclos de aperto, algo bastante comum na prática clínica, e a 30 ciclos de aperto, o que, apesar de pouco frequente, pode ser necessário em casos extremos. O desaperto de um parafuso é a complicação mais comum na prática clínica e, devido às cargas mastigatórias sofridas, é usualmente necessário voltar a apertar o mesmo mais do que uma vez.(42–44) *Guzaitis et al* (45) demonstraram que, a partir dos 10 ciclos de aperto, o torque necessário para o aperto e desaperto começa a ser inferior, recomendando a troca de parafuso depois de 10 ciclos e a mudança de parafuso da fase laboratorial para a fase clínica. Um parafuso com menos de 10 ciclos tem uma maior resistência ao desaperto durante a função, aumentando a previsibilidade da carga aplicada e diminuindo a perda óssea peri-implantar.(45) Nesse sentido, e de acordo com os resultados apresentados na **Tabela 13**, os parafusos dos sistemas UBH30[®] de 4 e de 6 estrias não apresentaram diferenças significativas nos valores de torque quando testados a 10 e 30 ciclos e a 0° e 30°, indicando que o desenho destes sistemas permite uma maior resistência ao desaperto devido a cargas axiais e não-axiais.

No segundo ensaio mecânico, foi testada a resistência máxima à torção de forma a compreender quais os limites mecânicos dos componentes, evitando o comprometimento de uma reabilitação oral.

Os sistemas selecionados foram testados a 30°, por ser a angulação máxima por eles suportada, e a 0°, de forma a perceber se existiriam diferenças clínicas significativas na sua utilização. Para as medições foi desenhada uma guia em software CAD, que permitiu que tanto os 0° como os 30° fossem cumpridos. Embora num estudo pré-clínico faça sentido a utilização deste tipo de dispositivos de forma a testar os materiais ao máximo das suas capacidades, a realidade clínica é bem diferente. Num contexto de aparafusamento na cavidade oral, a angulação dada pelo operador nunca é a mesma, podendo diferir tanto quanto o canal de acesso ao parafuso o permita. Nesse sentido, a durabilidade do parafuso e da chave também depende da usabilidade do operador e da capacidade do próprio em perceber se está a ultrapassar os 30° máximos recomendados pelo fabricante.

O tipo de conexão pilar-implante representa uma variável com grande impacto no valor de torque. Apesar do desaparafusamento poder ocorrer por vários fatores, é sabido que valores de torque baixos podem gerar mais facilmente desaparafusamento. Vários autores referem que, quando a conexão é externa, existe maior propensão para que ocorra o desaparafusamento, uma vez que durante a carga funcional ocorrem vibrações e micromovimentos, que promovem uma maior concentração das forças no pilar.(46–49) Na conexão interna, o desaparafusamento é menor devido à forma oblíqua da conexão, dando maior estabilidade mecânica.(48–51) No entanto, não há estudos recentes que comparem o torque em vários tipos de conexões, impedindo, mais uma vez, uma correta comparação com os resultados obtidos nesta investigação.

Existem ainda outras variáveis que podem influenciar o torque dado a um parafuso, nomeadamente a localização do dente na arcada e o comprimento da chave. *Alikhasi et al* (52) referem que os valores de torque gerados na zona anterior são superiores aos encontrados na zona posterior e que quanto maior a chave manual de aperto, maior o torque gerado. Estas variáveis, embora não sejam dependentes uma da outra, estão intimamente relacionadas, uma vez que

em zonas posteriores é usual a utilização de chaves mais pequenas devido à limitação de abertura bucal de alguns pacientes.(52)

Uma vez que os componentes de cada sistema são compostos pelos mesmos materiais, é possível constatar que as diferenças de comportamento se devem ao desenho específico que cada sistema adota. *Spencer et al* (53) avaliaram a resistência à torção de diferentes desenhos da cabeça do parafuso (em cruz, quadrado, estrela e em fenda) consoante a angulação que era aplicada à chave de aperto e concluíram que os desenhos em fenda e em cruz apresentavam um melhor desempenho do que os desenhos em forma de quadrado e de estrela. Os autores referem também que apesar de estes resultados não poderem ser totalmente extrapolados para a prática clínica, o desenho em fenda ou em cruz parece ser preferível, uma vez que tendem a preservar a forma original e são mais fáceis de remover, oferecendo vantagem em regiões de difícil acesso, onde a angulação da chave de aperto pode ser aumentada.(53) No entanto, *Farré-Berga et al* (19) registaram com o sistema BHS30® valores de torque superiores aos obtidos por *Spencer et al* (53) nos desenhos em cruz e em fenda. Dessa forma, conclui-se que o desenho do sistema BHS30® garante uma otimização do desempenho no torque gerado.

Para a medição dos valores de torque foi utilizado um torquímetro de mesa cuja calibração foi testada. Assim, foi possível perceber através da fórmula $F = m \times d \times g$, que o torquímetro se encontra calibrado e apresenta uma sensibilidade transversal muito reduzida, que pode ser desprezada nos resultados deste estudo. No entanto, através dos resultados obtidos no primeiro ensaio mecânico, foi possível verificar que o valor de torque medido pelo torquímetro não corresponde ao valor dado pela chave dinamométrica. Esta diferença de torque apresentada pelos dois objetos pode ser explicada apenas pela possibilidade de os fabricantes das chaves dinamométricas quererem evitar que o torque recomendado de aperto seja ultrapassado, tendo uma margem de segurança para tal. Desta forma, a chave dinamométrica não apresenta uma calibração que seja coincidente com o valor de torque apresentado na mesma. Esta conclusão é também corroborada no segundo ensaio mecânico, uma vez que a chave dinamométrica foi programada para um valor de torque sem limite, deixando de ser uma variável que pudesse influenciar o resultado. Deste modo, e como se obtiveram valores de torque máximo para o sistema BHS30®

semelhantes aos apresentados por outros estudos, conclui-se que o torquímetro está calibrado e que a calibração da chave dinamométrica é uma variável importante na aplicação do torque. A *International Organization for Standardization* (ISO®) recomenda através da ISO 6789-2:2017 que a chave dinamométrica deve ser calibrada anualmente ou mais regularmente, quando sujeita a grandes diferenças de temperatura, como acontece na esterilização.(54) Vários estudos têm referido ao longo dos anos que nenhum dispositivo de aperto consegue atingir o valor de torque de referência, tendo na maioria dos casos perdas de torque até 10%, independentemente de ser um dispositivo manual ou eletrónico.(55–57) *L’Homme-Langlois et al* (58) compararam vários dispositivos mecânicos e descobriram que não existem diferenças estatisticamente significativas entre os dispositivos por fricção e os que têm uma mola que ativa a resistência que desenvolve o torque. Em contrapartida, *Albayrak et al* (56) referenciaram mais recentemente uma melhor eficácia nos dispositivos de fricção, tal como aquele que foi utilizado neste estudo. No entanto, a chave dinamométrica utilizada neste estudo não foi utilizada em nenhum dos estudos encontrados sobre este tema.

Embora *Anitua et al* (59) concluam que não existem grandes complicações mecânicas relacionadas com ASC comparativamente a pilares retos, não existem estudos que relacionem os valores de torque obtidos em pilares retos comparativamente a pilares dinâmicos. Esta comparação torna-se importante para perceber se os pilares dinâmicos têm valores de torque inferiores, visto que essa incapacidade de obter um valor de torque suficientemente elevado resulta num aumento da probabilidade de desaperto, uma vez que as cargas oclusais serão superiores ao valor de pré-carga.(41,60) Desta forma, comparando os dados apresentados nas **Tabela 4**, **Tabela 5**, **Tabela 7** e **Tabela 9**, é possível constatar que os valores médios de aperto a 0° são semelhantes entre o sistema reto e os sistemas dinâmicos testados.

Para todos os sistemas testados, independentemente da angulação aplicada, não existem grandes variações no valor de torque médio ao fim de 10 e 30 ciclos, o que permite concluir que o número de ciclos que são aplicados ao parafuso não interfere com o valor de torque que este recebe.

No entanto, quando se compara as duas angulações testadas, o mesmo já não acontece. Para o sistema BHS30® é possível constatar que o valor de

torque médio é superior a 0°, rondando valores de 21,5 N.cm, enquanto que a 30° os valores são bastante inferiores, rondando os 14,8 N.cm (**Tabela 5** e **Tabela 6**). Assim, neste sistema verifica-se que a angulação interfere com o valor de torque que é aplicado ao parafuso. Para o sistema UBH30® de 6 estrias, observou-se um comportamento semelhante, apesar de a diferença de valores não ser tão marcada, sendo que a 0° o valor médio de torque ronda os 18,6 N.cm e a 30° ronda os 16,5 N.cm. Por sua vez, no sistema UBH30® de 4 estrias, os valores de torque médio obtidos foram semelhantes, independentemente da angulação empregue. Com esta análise constata-se que, tal como era esperado, os sistemas BHS30® e UBH30® de 6 estrias vão de encontro com as noções mecânicas enunciadas no capítulo 1.4, em que se considera que, quando o ângulo de inserção da chave de aperto é variável, seria de esperar uma menor eficácia na transferência de torque, uma vez que a força aplicada sofre uma decomposição em dois eixos.(20,36,37). Deste modo, conclui-se que o valor de torque recomendado para o aperto de soluções dinâmicas deveria ser superior, uma vez que se deve ter em consideração que, quando o eixo da chave não coincide com o eixo do parafuso, uma parte do torque aplicado é transformado em movimento útil de rotação do parafuso e outra parte é transformada em movimento não útil, pelo que quando são aplicados 30 N.cm parte desse torque é dissipado, não sendo mesmo esse valor que se reflete no aperto do parafuso, mas sim um valor inferior.

Comparando ainda os 3 sistemas dinâmicos testados, foi possível verificar que aquele que apresenta maior valor médio de torque, independentemente da angulação, foi o sistema UBH30® de 4 estrias, seguido pelo UBH30® de 6 estrias e por fim o BHS30®.

Através da análise estatística verificou-se que a 0° não existem diferenças significativas na distribuição de torque entre os diferentes sistemas, pelo que a hipótese nula foi retida. No entanto, a 30° o mesmo não acontece, e a hipótese nula foi rejeitada uma vez que existem diferenças significativas nomeadamente entre o sistema BHS30® e UBH30® de 4 estrias, o que comprova que o sistema UBH30® apresenta valores de torque superiores ao sistema BHS30®.

Hu et al (20) referiram, em 2019, que estudos comparativos que avaliem o valor de torque de aperto de soluções dinâmicas em diferentes angulações são limitados, colocando em causa a possibilidade de comparação de resultados

entre estudos. À data da realização desta investigação, passados dois anos do estudo anteriormente referido, continuam a ser limitados os estudos sobre esta temática.

Fazendo uma análise das imagens obtidas com as lupas de laboratório, verifica-se que, relativamente ao sistema BHS30[®], numa vista frontal, tanto a 0° quanto a 30°, não se observam grandes alterações na superfície. Por sua vez, tal como esperado, as deformações são mais evidentes na chave de aperto. Ao fim de 10 ciclos, esta apresenta um ligeiro desgaste tanto a 0° como a 30°, sendo as alterações da superfície mais evidentes a 0°. O mesmo acontece ao fim de 30 ciclos, em que a 0° encontramos uma destruição generalizada da chave enquanto que a 30°, apesar de existir também um desgaste significativo, este se localiza mais de um lado. Quando o torque é aplicado a 0°, toda a superfície da chave se encontra em contacto com a cabeça do parafuso, explicando a destruição homogénea da cabeça da chave. Em contrapartida, quando a angulação dada à chave é de 30°, apenas uma superfície da chave é responsável pelo torque aplicado, sendo por sua vez essa superfície que vai apresentar maior destruição. *Hu et al (20)* referem que a assimetria da cabeça da chave permite uma transferência de torque superior numa inclinação a 10° e inferior a 20°, uma vez que, quanto maior a inclinação, menor a superfície de contacto chave-parafuso e menor o torque transferido ao parafuso.

Nos dias de hoje, a Medicina Dentária cada vez se encontra mais associada a um *workflow* digital, na medida em que o estudo de modelos virtuais por meio do método de elementos finitos ajuda os fabricantes e o Médico Dentista a decidir em que situações determinado componente protético pode ser adequado.(19) Deste modo, *Farré-Berga et al (9)* realizaram uma análise de elementos finitos para verificar se o desenho da chave de aperto e da cabeça do parafuso do sistema BHS30[®] era viável para um aperto a 0°, 15° e 30°. Os autores verificaram que a distribuição das tensões variava consoante a inclinação que era dada à chave. Porém, verificou-se que em todas as angulações os pontos de tensão máxima se encontravam nos pontos de contacto da chave e do parafuso, assim como na sua base, o que é corroborado nesta investigação.(9) Sem prejuízo da verdade apresentada acima, quando o operador aperta o parafuso a 30° na cavidade oral, não tem em conta qual das faces da chave será sujeita à zona de maior tensão, o que, só por si, significa que a durabilidade da chave e do

parafuso também depende de que face da chave é sujeita a maior desgaste e se, ao longo de vários ciclos, essa face é sempre a mesma ou não.

Farré-Berga et al (19) referem que tanto a 10 ciclos como a 30 ciclos a deformação é mais evidente nas áreas correspondentes ao sentido de torque. Os autores referem também que a 30 ciclos a deformação é mais evidente do que ao fim de 10 ciclos, e que a deformação é mínima na área onde o desaperto é exercido, o que vai de encontro com esta investigação.(19) A observação com recurso às lupas de laboratório demonstra que as ranhuras que se encontram do lado onde a chave gera o torque sofrem desgaste, enquanto que as ranhuras do lado contrário só sofrem deformação quando o parafuso é desapertado.

O comportamento dos sistemas reto, UBH30[®] de 4 estrias e UBH30[®] de 6 estrias foi ligeiramente diferente. Nestes sistemas, ao contrário do que se observou com o sistema BHS30[®], as maiores deformações e alterações ocorreram na cabeça do parafuso e não na chave de aperto. O que foi possível constatar é que nestes sistemas a chave de aperto permaneceu sem alterações visíveis, independentemente do número de ciclos aplicados e da angulação dada, com exceção de que se observou uma ligeira deformação na chave do sistema UBH30[®] de 6 estrias ao fim de 30 ciclos a 30°. Em contrapartida, na cabeça do parafuso, é possível observar que, com o aumento do número de ciclos, existe um aumento da destruição, sendo que, ao fim dos 30 ciclos, se observam linhas de fratura e perda do formato inicial apresentado pelo parafuso. No sistema UBH30[®] de 4 estrias verifica-se que a destruição da cabeça do parafuso é superior a 0° do que a 30°. No caso do sistema UBH30[®] de 6 estrias a cabeça do parafuso permanece praticamente inalterada, verificando-se apenas uma ligeira deformação, menos evidente quando comparada com os outros sistemas, quando o torque foi aplicado a 30°.

O desenho da cabeça do parafuso poderá ser uma possível explicação, uma vez que, no caso do sistema BHS30[®], o parafuso apresenta um desenho externo, enquanto que, nos restantes sistemas o parafuso apresenta um desenho interno. É possível concluir, desde modo, que com o desenho externo, a maioria das deformações e alterações dão-se na chave de aperto, enquanto que, com o desenho interno, a chave se mantém praticamente inalterada, observando-se a maioria das deformações na cabeça do parafuso.

Por outro lado, o único sistema em que todas as amostras conseguiram atingir os 30 ciclos foi o UBH30[®] de 6 estrias, tanto a 0° como a 30°. O sistema que mais falhas apresentou foi o UBH30[®] de 4 estrias, uma vez que a 0° graus duas das amostras começaram a fazer movimentos de *spinning* a partir de 12 e 17 ciclos, respetivamente, e a 30° a partir de 8 ciclos. Neste sistema, a continuidade da aplicação de ciclos de aperto ficou comprometida, uma vez que a chave rodava em falso. O facto de a cabeça do parafuso ter sofrido uma deformação levou à perda das secções iniciais do desenho do parafuso e ao aparecimento de linhas de fratura que impediram a continuação do aperto, tornando-se este inviável. Em contrapartida, nestes casos, o desaperto do parafuso foi possível, uma vez que a zona das secções do parafuso que é “forçada” para o desaperto difere da zona afetada com o aperto. Relativamente ao BHS30[®] a 30°, todas as amostras atingiram os 30 ciclos, enquanto que a 0° duas amostras falharam devido à fratura da chave de aperto. Uma vez que nessas duas amostras o aperto continuava a ser possível com outra chave nova e/ou usada, pode-se considerar que a falha da chave se deve a uma má utilização ou incorreta adaptação com o mango utilizado.

Desta forma, constata-se que o sistema UBH30[®] de 6 estrias é aquele que apresenta melhores resultados a nível de resistência à deformação.

Relativamente ao segundo ensaio mecânico foi possível verificar que o sistema BHS30[®] é aquele que suporta valores de torque máximo mais elevados, apresentando valores que rondam os 59,0 N.cm, o que vai de encontro com o valores encontrados por *Farré-Berga et al* (19). Os autores avaliaram a resistência à torção do sistema BHS30[®] em diferentes angulações (0°, 20° e 30°) e verificaram que a 30° o valor médio de torque máximo foi de 54 N.cm, valor semelhante ao apresentado por esta investigação. *Farré-Berga et al* (19) verificaram ainda com o seu estudo que quanto menor a angulação dada à chave de aperto, melhor é a resposta à resistência à torção por parte deste sistema, uma vez que a 0° o valor médio de torque máximo rondou os 86 N.cm.

Estatisticamente, verificaram-se diferenças significativas entre o sistema BHS30[®] e o UBH30[®] de 4 estrias, pelo que nestes casos a hipótese nula foi rejeitada.

Após a aplicação do torque máximo na maioria das amostras testadas, verificou-se que a cabeça do parafuso se trata do elemento mais fraco do conjunto, acabando, na maioria das vezes, moída e incapaz de ser desapertada.

Através da análise das imagens obtidas com as lupas de laboratório, constata-se que, no sistema BHS30[®], para além de ter ocorrido a fratura da cabeça do parafuso em duas das amostras testadas, a maior parte das deformações ocorreu na cabeça do parafuso, nomeadamente nas secções que estiveram em maior contacto com a chave de aperto. *Farré-Berga et al* (19) verificaram que a maior parte dos conjuntos BHS30[®] testados apresentavam falha nas ranhuras do parafuso, sendo essas deformações cada vez mais evidentes com o aumento da angulação. Os autores observaram um comportamento semelhante da chave de aperto. Contudo, as deformações, eram mais acentuadas nas paredes internas, o que vai de encontro com observado nesta investigação.(19)

As chaves de aperto dos sistemas UBH30[®] de 4 e de 6 estrias tiveram um comportamento semelhante, não apresentando deformações. No entanto, o comportamento da cabeça do parafuso diferenciou os sistemas, uma vez que no parafuso do sistema UBH30[®] de 4 estrias ocorreu deformação e perda do desenho da cabeça do parafuso. Este contraste só pode ser explicado pelo maior número de secções, tanto na chave como no parafuso do sistema UBH30[®] de 6 estrias, que permite que sejam distribuídas a cada secção um menor número de tensões.

Apesar do sistema BHS30[®] resistir a maiores valores de torque, o sistema UBH30[®] de 6 estrias demonstra ser aquele que apresenta melhores resultados quando sujeito a valores de torque elevados. Apesar de não existir evidência científica que corrobore esta investigação, é possível concluir que o desenho deste sistema, assim como o facto de ser decomposto em seis secções, lhe permite resistir à fratura e à deformação quando sujeito a situações extremas. Considera-se preferível ocorrer fratura nas chaves de aperto, como aconteceu com uma das amostras do sistema UBH30[®] de 6 estrias, do que fratura do parafuso, como aconteceu com o sistema BHS30[®] e UBH30[®] de 4 estrias, uma vez que o parafuso é o elemento do sistema que permanece na cavidade oral e é mais prático trocar uma chave de aperto do que um parafuso e, em certos casos, também a reabilitação associada.

A presente investigação apresenta certas limitações, nomeadamente o tamanho da amostra, uma vez que apenas foi testado um pequeno número de amostras em cada ensaio.

Para além disso, apesar de ter sido utilizada uma guia de forma a garantir que era dada a angulação correta, a repetibilidade do controlo tátil entre as diferentes amostras foi limitada e difícil de determinar.

O facto de a chave dinamométrica não ter sido calibrada para este estudo representa outra limitação, uma vez que altera os valores de torque obtidos.

Por fim, o reduzido número de publicações sobre o tema e o facto de estas serem referentes apenas a estudos laboratoriais representa outra limitação deste estudo, impossibilitando a comparação de resultados.

Em estudos futuros sugere-se o aumento da amostra, a comparação dos sistemas testados nesta investigação com outros sistemas dinâmicos disponíveis no mercado e o teste das soluções dinâmicas sob carga cíclica e em ambientes húmidos, de forma a simular o que acontece na cavidade oral.(19,20,39)

5 CONCLUSÃO

5. CONCLUSÃO

A reabilitação oral é uma área da medicina dentária que tem sofrido constantes alterações e evoluções ao longo dos anos. Perante a grande variedade de opções comerciais que existem ao nível dos componentes protéticos, torna-se de extrema importância que a escolha dos mesmos garanta bons resultados biológicos e mecânicos. Para que tal seja possível, é necessário que o médico dentista seja capaz de selecionar corretamente os componentes protéticos para cada caso. De igual forma, o estudo de novos componentes protéticos, como as soluções dinâmicas, tornam-se imprescindíveis para garantir que são funcionais e assegurar que não comprometem os trabalhos reabilitadores realizados com os mesmos. Desse modo, os testes pré-clínicos contribuem para aumentar taxas de sucesso, diminuir falhas mecânicas e ajudar os engenheiros e empresas a melhorar até chegar a um produto final.

Deste modo, dentro das limitações do estudo e considerando os objetivos estabelecidos, com esta investigação foi possível obter as seguintes conclusões:

- A distribuição do torque entre os sistemas retos convencionais e as soluções dinâmicas testadas 0° foi semelhante, o que indica que as soluções dinâmicas podem apresentar um bom comportamento clínico quando utilizadas a 0°;
- Dos sistemas dinâmicos testados, aquele que apresenta maiores valores médios de torque é o UBH30® de 4 estrias;
- A angulação influencia o valor de torque que é aplicado, nomeadamente no sistema BHS30® e UBH30® de 6 estrias, uma vez que se verifica uma diminuição do valor médio de torque quando o valor da angulação é maior. Porém, no sistema UBH30® de 4 estrias os valores são semelhantes tanto a 0° como a 30°;
- Em todos os sistemas testados verificou-se uma distribuição uniforme do torque independentemente do número de ciclos aplicado;
- O sistema UBH30® de 6 estrias mostrou ser o sistema dinâmico testado com maior resistência à deformação uma vez que, independentemente do número de ciclos e da angulação, apresenta apenas ligeiras

deformações na cabeça do parafuso, ficando a superfície da chave de aperto praticamente inalterada.

- Ao fim de 10 e 30 ciclos, verificam-se diferenças na capacidade de resistência e de deformação, pelo que na generalidade se conclui que há um aumento da destruição com o aumento do número de ciclos. Em muitos casos, ao fim de 30 ciclos os componentes apresentam linhas de fratura e desgaste com perda do formato original.
- A angulação é também outro fator que influencia a resposta dos componentes, uma vez que, quando testados a 0° se observa um desgaste e uma destruição generalizada das superfícies dos componentes testados e a 30° apenas as áreas de maior contacto é que apresentam um maior desgaste;
- O sistema BHS30® suporta valores de torque até 59 N.cm, sendo considerado o sistema dinâmico que suporta os maiores valores de torque máximo;
- O sistema UBH30® de 6 estrias mostrou ser o sistema dinâmico testado com maior resistência à deformação após a aplicação do torque máximo, uma vez que apresenta apenas ligeiras deformações na cabeça do parafuso, ficando a superfície da chave de aperto praticamente inalterada.

6 BIBLIOGRAFIA

6. BIBLIOGRAFIA

1. The Glossary of Prosthodontic Terms: Ninth Edition. *J Prosthet Dent.* 2017;117(5).
2. Emami E, Souza RF de, Kabawat M, Feine JS. The Impact of Edentulism on Oral and General Health. *International Journal of Dentistry. Int J Dent.* 2013;2013:7.
3. Mericske-Stern RD, Taylor TD, Belser U. Management of the edentulous patient. *Clin Oral Implants Res.* 2000;11 Suppl 1:108–25.
4. Nordeste I. Análise da distribuição de tensões em implantes angulados: um estudo in vitro. Faculdade de Medicina Dentária da Universidade do Porto;
5. Ravalika K, Yasmeen R, Sekhar N., Soujanya K, Rajendran V. Overview of Various Angled Abutments Commercially Available : A Review. *Acta Sci Dent Sci.* 2020;4(11):60–4.
6. Commission E. Eurobarometer 330 Oral Health [Internet]. 2010 [cited 2020 Oct 10]. Available from: https://ec.europa.eu/comfrontoffice/publicopinion/archives/ebs/ebs_330_en.pdf
7. Ordem dos MD. Barómetro da Saúde Oral. 2019.
8. Cavallaro J, Greenstein G. Angled implant abutments: A practical application of available knowledge. *J Am Dent Assoc.* 2011;142(2):150–8.
9. Farré-Berga O, Cercadillo-Ibarguren I, Sánchez-Torres A, Domènech-Mestres C, Javier Gil F, Escuin T, et al. Novel ball head screw and screwdriver design for implant-supported prostheses with angled channels: A finite element analysis. *J Oral Implantol.* 2018;44:416–22.
10. Pereira BM de F, Del Pino DF, Silva MDMS e, Consani RLX, Henriques GEP, Mesquita MF, et al. Solução protética para implantes mal posicionados: relato de caso clínico. *J Heal Sci Inst.* 2011;29(4):257–60.
11. Misch CE. Rationale for Dental Implants. In: *Dental Implant Prosthetics.* 2 ed. Elsevier Mosby; 2015. p. 1–25.
12. Misch CE. Prosthetic Options in Implant Dentistry. In: *Dental Implant Prosthetics.* 2 ed. Elsevier Mosby; 2015. p. 193–205.
13. Sadaqah N, Al-Wahadni A, Alhija EA. Implant abutment types: a literature review-Part 1. *J Implant Adv Clin Dent.* 2010;2(3):93–9.
14. Chee W, Jivraj S. Screw versus cemented implant supported restorations. *Br Dent J.* 2006;201(8):501–7.
15. Chee W. Cemented versus screw-retained implant prostheses: which is better? *Int J Oral Maxillofac Implant.* 1999;14(1):501–7.
16. Bergendal T, Engquist B. Implant-supported overdentures: a longitudinal prospective study. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 1998;13(2):253–62.
17. Warreth A, McAleese E, McDonnell P, Slami R, Guray SM. Dental implants and single implant-supported restorations. *J Ir Dent Assoc.* 2013;59(1):32–43.
18. Misch CE. Principles of Fixed Implant Prosthodontics: Cement-Retained Restorations. In:

- Dental Implant Prosthetics. 2 ed. Elsevier Mosby; 2015. p. 650–99.
19. Farre-Berga O, Cercadillo-Ibarguren I, Sanchez-Torres A, Javier Gil F, Escuin T, Berastegui E. Torsion resistance of the Ball Head System Screw and Screwdriver for Angled Screw Channels on Implant Prosthetics. *J Oral Implantol*. 2020;46(4):365–71.
 20. Hu E, Petrich A, Imamura G, Hamlin C. Effect of Screw Channel Angulation on Reverse Torque Values of Dental Implant Abutment Screws. *J Prosthodont*. 2019;28(9):969–72.
 21. Misch CE. Principles for Abutment and Prosthetic Screws and Screw-Retained Components and Prostheses. In: *Dental Implant Prosthetics*. 2 ed. Elsevier Mosby; 2015. p. 724–52.
 22. Gjølvoold B, Sohrabi M, Chrcanovic B. Angled Screw Channel: An Alternative to Cemented Single-Implant Restorations—Three Clinical Examples. *Int J Prosthodont*. 2016;29(1):74–6.
 23. Misch CE. Generic Root Form Component Terminology. In: *Dental Implant Prosthetics*. 2 ed. Elsevier Mosby; 2015. p. 26–45.
 24. Rosenstiel S, Land M, Fujimoto J. *Contemporary fixed prosthodontics*. 5th ed. Elsevier; 2016.
 25. Shah RM, Aras MA, Chitre V. Implant-abutment Selection: A Literature Review. *Int J Oral Implantol Clin Res*. 2014;5(2):43–9.
 26. Misch CE. Single-Tooth Implant Restoration: Maxillary Anterior and Posterior Regions. In: *Dental Implant Prosthetics*. 2 ed. Elsevier Mosby; 2015. p. 499–552.
 27. Monteiro D. Influência da Conexão Pilar-Implante Endósseo na Estabilidade Óssea Marginal: Uma Revisão da Literatura. Universidade de Lisboa; 2011.
 28. Sethi A, Kaus T, Sochor P, Axmann-Krcmar D, Chanavaz M. Evolution of the Concept of Angulated Abutments in Implant Dentistry: 14-year Clinical Data. *Implant Dent*. 2002;11(1):41–51.
 29. Balshi T, Ekfeldt A, Stenberg T, Vrielinck L. Three-year Evaluation of Branemark Implants Connected to Angulated Abutments. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 1997;12(1):52–8.
 30. Cavallaro J, Greenstein G. Prosthodontic complications related to non-optimal dental implant placement. In: Froum SJ, ed *Dental Implant Complications: Etiology, Prevention, and Treatment*. 1 ed. 2010. p. 156–71.
 31. Misch CE. Diagnostic Casts, Surgical Templates, and Provisionalization. In: *Dental Implant Prosthetics*. 2 ed. Elsevier Mosby; 2015. p. 420–60.
 32. Misch CE. Occlusal Considerations for Implant-Supported Prostheses: Implant-Protective Occlusion. In: *Dental Implant Prosthetics*. 2 ed. Elsevier Mosby; 2015. p. 874–912.
 33. Berroeta E, Zabalegui I, Donovan T, Chee W. Dynamic Abutment: A method of redirecting screw access for implant-supported restorations: Technical details and a clinical report. *J Prosthet Dent*. 2015;113(6):516–9.
 34. Gürpınar B, Yağın Ülker GM, Takc Ö. The Use of Angulated Screw Channel Abutment System for Anterior Single-Implant Restorations: A Clinical Report. *Eur J Res Dent*. 2020;1(4):40–4.

35. Winkler S, Ring K, Ring JD, Boberick KG. Implant Screw Mechanics and the Settling effect: an overview. *J Oral Implantol*. 2003;XXIX(5):242–5.
36. Myers R, Myers R. Rotational Motion. In: *The Basis of Physics*. Westport, CT: Greenwood Publishing Group; 2006.
37. Hibbeler R, Yap K. Force Systems. In: *Mechanics For Engineers: Statics*. 13th ed. Pearson; 2013.
38. McGlumphy E, Mendel D, Holloway J. Implant Screw Mechanics. *Dent Clin North Am*. 1998;42(1):71–89.
39. Opler R, Wadhvani C, Chung KH. The effect of screwdriver angle variation on the off-axis implant abutment system and hexalobular screw. *J Prosthet Dent*. 2019;123(3):524–8.
40. Sakamoto S, Ro M, Al-Ardah A, Goodacre C. Esthetic abutment design for angulated screw channels: A technical report. *J Prosthet Dent*. 2018;119(6):912–5.
41. Greer A, Hoyle P, Vere J, Wragg P. Mechanical Complications Associated with Angled Screw Channel Restorations. *Int J Prosthodont*. 2017;30(3):258–9.
42. Swamidass RS, Kan JYK, Kattadiyil MT, Goodacre CJ, Lozada J. Abutment screw torque changes with straight and angled screw-access channels. *J Prosthet Dent*. 2021;125(4):675–81.
43. Kim ES, Shin SY. Influence of the implant abutment types and the dynamic loading on initial screw loosening. *J Adv Prosthodont*. 2013;5(1):21–8.
44. Alsubaiy E. Abutment Screw Loosening in Implants: a literature review. *J Fam Med Prim Care*. 2020;9(11):5490–4.
45. Guzaitis KL, Knoernschild KL, Viana MAG. Effect of repeated screw joint closing and opening cycles on implant prosthetic screw reverse torque and implant and screw thread morphology. *J Prosthet Dent*. 2011;106(3):159–69.
46. Binon PP. Evaluation of machining accuracy and consistency of selected implants, standard abutments, and laboratory analogs. *Int J Prosthodont*. 1995;8:162–78.
47. Merz B, Hunenbart S, Belser U. Mechanics of the implant-abutment connection: an 8-degree taper compared to butt joint connection. *Int J Oral Maxillofac Implant*. 2000;15:519–26.
48. Gracis S, Michalakis K, Vigolo P, S. Internal vs. External connections for abutments/reconstructions: a systematic review. *Clin Oral Implants Res*. 2012;6:202–16.
49. Huang Y, Wang J. Mechanism of and factors associates with the loosening of the implant abutment screw: A review. *J Esthet Restor Dent*. 2019;31(4):338–45.
50. Norton MR. An in vitro evaluation of the strength of an internal conical interface compared to a butt joint interface in implant design. *Clin Oral Implants Res*. 1997;8(4):290–8.
51. 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.
52. Alikhasi M, Kazemi M, Jalali H, Hashemzadeh S, Dodangeh H, Yilmaz B. Clinician-generated torque on abutment screws using different hand screwdrivers. *J Prosthet Dent*. 2017;118(4):488–92.

53. Spencer KR, Ferguson JW, Smith AC, Palamara JEA. Screw Head Design: An Experimental Study to Assess the Influence of Design on Performance. *J Oral Maxillofac Surg.* 2004;62(4):473–8.
54. International Organization for S. ISO 6789-2:2017 Assembly tools for screws and nuts - Hand torque tools - Part 2: Requirements for calibration and determination of measurement uncertainty [Internet]. 2017 [cited 2021 Jun 6]. p. 41. Available from: <https://www.iso.org/standard/62550.html>
55. Mitrani R, Nicholls JI, Phillips KM, Ma T. Accuracy of electronic implant torque controllers following time in clinical service. *Int J Oral Maxillofac Implant.* 2001;16(3):394–9.
56. Albayrak H, Gumus HO, Tursun F, Kocaagaoglu HH, Kilinc HI. Accuracy of torque-limiting devices: A comparative evaluation. *J Prosthet Dent.* 2017;117(1):81–6.
57. Standlee JP, Caputo AA, Chwu MJ, Sun TT. Accuracy of Mechanical Torque - Limiting Devices for Implants. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2002;17(2):220–4.
58. L'Homme-Langlois E, Yilmaz B, Chien HH, McGlumphy E. Accuracy of mechanical torque-limiting devices for dental implants. *J Prosthet Dent.* 2015;114(4):524–8.
59. Anitua E, Flores C, Piñas L, Alkhraisat MH. Frequency of technical complications in fixed implant prosthesis: The effect of prosthesis screw emergence correction by computer-aided design/computer-aided manufacturing. *J Oral Implantol.* 2018;44:427–31.
60. Al-Otaibi H, Almutairi A, Alfarraj J, Algesadi W. The Effect of Torque Application Technique on Screw Preload of Implant-Supported Protheses. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2017;32(2):259–63.