

Taícia Maria Semenova Queta

Proposta de classificação de fraturas em implantes – Revisão sistemática

Universidade Fernando Pessoa

Faculdade de Ciências da Saúde

Porto, 2021

Taícia Maria Semenova Queta

Proposta de classificação de fraturas em implantes – Revisão sistemática

Universidade Fernando Pessoa

Faculdade de Ciências da Saúde

Porto, 2021

Taícia Maria Semenova Queta

Proposta de classificação de fraturas em implantes – Revisão sistemática

Trabalho apresentado à Universidade Fernando Pessoa
como parte dos requisitos para obtenção do grau de
Mestre em medicina Dentária, sob orientação do
Professor Doutor Jorge Pereira

(Taícia Maria Semenova Queta)

RESUMO

Esta revisão sistemática com o tema “Proposta de classificação de fraturas em implantes – Revisão sistemática” visa a nomear, ilustrar e classificar o tipo de fraturas inerentes de determinadas fissuras, que foram observadas em implantes confeccionados em titânio grau IV, titânio grau V, Ti-Zr e zirconia.

A pesquisa bibliográfica foi realizada através do motor de busca *Pub-Med*, a partir de artigos escritos em línguas Portuguesa e Inglesa. Foram excluídos os duplicados e estudos ou revisões que não incluíam fratura de implantes. Foram seguidas as recomendações do PRISMA para a escrita da seguinte revisão sistemática.

Os implantes dentários têm sido uma forma eficaz de proporcionar função e estética aos espaços edêntulos dos pacientes. Entre vários fatores, o tipo de material utilizado para a confecção dos implantes poderá levar a várias complicações tanto biológicas como mecânicas, podendo evoluir para fissuras, terminando na fratura dos implantes.

Palavras-chave: *“bite force”, “equipment failure analysis”, “finite element analysis”, “dental implants”, “dental prosthesis, implant-supported”, “dental restoration failure”, “dental stress analysis”, “mouth”, “stress, mechanical”, “titanium”, “zirconia”.*

ABSTRACT

The following systematic review titled “Classification proposal of dental implant fractures – Systematic review” aims to nominate, illustrate and classify the type of fractures inherited from specific fissures, that were observed in dental implants made of titanium grade IV, titanium grade V, Ti-Zr and zirconia.

The bibliographic research was conducted in *Pub-Med*. The sources included articles written in Portuguese and in English language. The duplicates and studies or revisions that did not include fracture of implants were excluded. The PRISMA recommendations provided the basis of the following systematic review.

Dental implants have been an efficient way of providing function and esthetics in patients’ edentulous spaces. Between several factors, the type of material used for the confection of implants could lead to several biological and mechanical complications, eventually leading to the appearance of fissures, and eventually fractures of the implants.

Key-words: “*bite force*”, “*equipment failure analysis*”, “*finite element analysis*”, “*dental implants*”, “*dental prosthesis, implant-supported*”, “*dental restoration failure*”, “*dental stress analysis*”, “*mouth*”, “*stress, mechanical*”, “*titanium*”, “*zirconia*”.

DEDICATÓRIAS

À minha maravilhosa família que sempre acreditou em mim.

AGRADECIMENTOS

Aos meus queridos pais, Lassana e Olga, que desde a minha nascença me ofereceram as melhores condições, um imenso apoio e um amor único e incondicional. Graças à sua incansável ajuda e determinação, eu hoje sou uma pessoa feliz e realizada - estou lhes grata do fundo do coração. São os meus heróis, e um exemplo que eu sigo e que seguirei tanto profissionalmente como ao nível moral.

Aos meus avós, Evgeny e Natália, por todo o cuidado e carinho proporcionado, que mesmo longe fizeram de tudo para estar perto. Ofereceram-me os princípios que levo hoje e os quais levarei comigo internamente.

À minha maravilhosa irmã Isabel, que me presenteou com o seu nascimento, e que mesmo estando longe alegre o meu dia-a-dia. É a minha motivação para ser uma excelente profissional e pessoa.

À restante família pelo depósito de confiança e fé em mim.

Ao meu orientador, Professor Doutor Jorge Pereira, pela sua contribuição, determinação e sabedoria proporcionados durante o meu percurso académico e na realização deste trabalho.

Aos restantes docentes, equipa de assistentes e funcionários que contribuíram para o meu ensino, conforto nesta instituição e alegria transmitida com um simples sorriso.

ÍNDICE GERAL

RESUMO	v
ABSTRACT	vi
ÍNDICE DE TABELAS	xi
ÍNDICE DE FIGURAS	xii
ÍNDICE DE ABREVIATURAS	xiii
I. INTRODUÇÃO	1
i. Background	1
ii. Implantes dentários de titânio	1
iii. Implantes dentários cerâmicos	1
iv. Complicações dos implantes dentários	2
v. Fadiga	2
II. METODOLOGIA DA REVISÃO	3
III. RESULTADOS	4
i. Seleção de estudos	4
ii. Descrição geral dos estudos incluídos	4
iii. Material e sobrevivência dos implantes	4
iv. Resultados principais dos estudos incluídos	5
v. Nível de evidência científica por tipo de estudo	5
IV. DISCUSSÃO	12

V. CONCLUSÃO	15
VI. BIBLIOGRAFIA	16

ÍNDICE DE TABELAS

Tabela 1. Características dos estudos incluídos.....	6
Tabela 2. Características dos estudos incluídos.....	8

ÍNDICE DE FIGURAS

Figura 1. PRISMA flow diagram.....	3
Figura 2. Classificação das fraturas e fissuras observadas em implantes dentários.....	15

ÍNDICE DE ABREVIATURAS

Ti - *Titânio*

Zr- *Zirconia*

Ti-Zr - *Titânio-zirconia*

I. INTRODUÇÃO

i. Background:

A reabilitação oral de dentes perdidos através do uso de implantes dentários tem como objetivo proporcionar uma aparência final natural e saudável, sendo esse funcional e estético a longo prazo (Cao et al., 2019). No entanto, o sucesso clínico não depende apenas da osseointegração do implante, mas também do comportamento dos materiais e componentes que compõem o implante, como a sua natureza, a sua localização, a sua altura, o seu diâmetro, a sua resistência ao desgaste e à fadiga (Goiato et al., 2019; Manda, Psyllaki, Tsipas and Koidis, 2009; Mühlemann et al., 2014).

ii. Implantes dentários de titânio:

Os implantes dentários de titânio puro são considerados como material *gold standard* devido às suas propriedades mecânicas e resistência à corrosão, apresentando 93% a 95% de sobrevivência após 10 anos como suporte de restaurações fixas (Bethke et al., 2020; Manda, Psyllaki, Tsipas and Koidis, 2009; Pieralli et al., 2016). Apesar das vantagens do titânio, este material também conduz a uma possível hipersensibilidade, oferece um potencial de descoloração de tecido mole peri-implantar, e potencialmente o desenvolvimento de peri-implantite (Pieralli et al., 2016). Devido a um aumento de exigências estéticas e à presença de complicações causadas pelo titânio, a cerâmica, primeiramente o alumínio e depois a zircônia, foram introduzidos para proporcionar soluções mais previsíveis (Bethke et al., 2020; Goiato et al., 2019; Mühlemann et al., 2014; Roehling, Schlegel, Woelfler and Gahlert, 2018).

iii. Implantes dentários cerâmicos:

O alumínio entrou em desuso devido às suas pobres propriedades biomecânicas e ao alto risco de fratura quando os implantes dentários eram carregados para-axialmente. No início dos 1990s a zircônia (zirconium dioxide [ZrO₂]) entrou no mercado. Em comparação com os implantes de titânio, os implantes confeccionados com zircônia têm como vantagem a sua cor oferecendo uma melhor estética e reduzem significativamente o número de células inflamatórias nos tecidos moles peri-implantares (Roehling, Schlegel, Woelfler and Gahlert, 2018). A zircônia consegue suportar forças oclusais pois oferece alta resistência à flexão, dureza, boas propriedades físicas, um excelente grau de osseointegração e biocompatibilidade com tecidos moles e duros como demonstrado por vários estudos *in vitro* (ArRejaie et al., 2018; Pieralli et

al., 2016). Apesar da zircônia ainda estar em estudo, apresenta uma alternativa válida como substituto de titânio (Pieralli et al., 2016).

iv. Complicações dos implantes dentários:

Aquando do tratamento, os profissionais deverão manter em mente os riscos e as limitações dos implantes dentários, pois estes poderão vir a desenvolver complicações mecânicas, se bem que essas são raras, ou biológicas. As complicações mecânicas poderão incluir o afrouxamento do parafuso de fixação do pilar ou do parafuso protético, ou a sua possível fratura, e também a fratura do próprio implante (Goiato et al., 2019).

v. Fadiga:

Em mais recentes estudos experimentais foi concluído que a maior causa para o fracasso de implantes dentários confeccionados com titânio puro ocorre devido à sinergia de fatores mecânicos e a mecanismos de ambiente, como ambientes anódicos e catódicos, que como são quimicamente agressivos degeneram a força mecânica do material e consequentemente aceleram a fratura final sob aplicação de stress monotônico e/ou cíclico. Esses mecanismos ambientais causam frinchas de stress e corrosão, oferecendo susceptibilidade à fratura de titânio puro comercial na cavidade oral (Manda, Psyllaki, Tsipas and Koidis, 2009). Outros fatores relevantes para a fratura de implantes são a sobrecarga biomecânica e as atividades parafuncionais do paciente, que poderão levar à fadiga (Goiato et al., 2019). Outros grupos de estudo afirmaram que o responsável pela fratura final de implantes confeccionados com titânio puro é o mecanismo de corrosão-fadiga, que é uma junção de corrosão com o mecanismo de carga cíclica no sistema mastigatório. Foi confirmado por Karl, Scherg e Grobecker-Karl que o torque é um fator de risco para a fratura de implantes (Goiato et al., 2019). Ainda assim, é desafiante descobrir a etiologia para a fratura de um implante dentário e é quase impossível detectar o crescimento de uma frincha por fadiga através de métodos clínicos de *follow up*. Por tal razão, a examinação *in vitro* de implantes fraturados através de testes de fadiga - tal como Yuanyuan Duan, Jason A. Griggs realizaram - é fundamental para o estudo e avaliação do comportamento por fadiga de implantes dentários a longo termo (Duan and Griggs, 2018).

II. METODOLOGIA DA REVISÃO

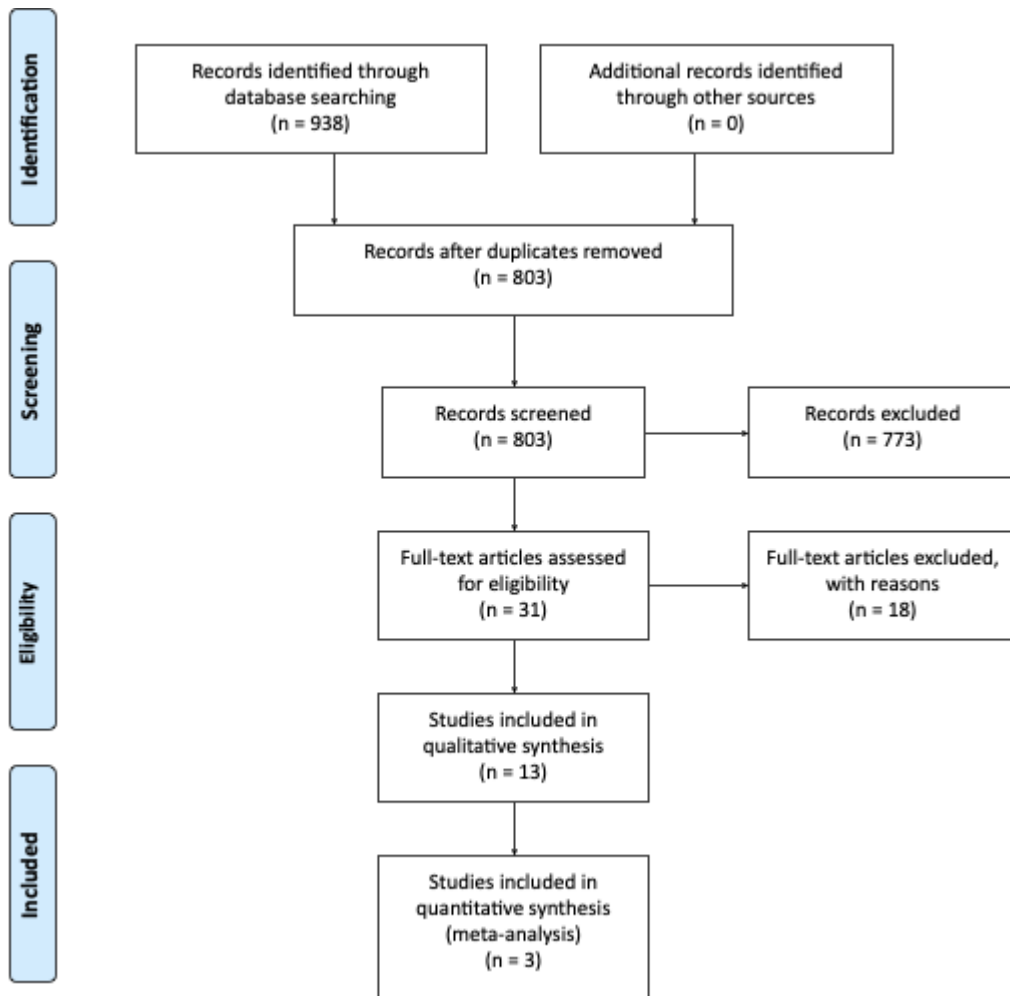


Figura 1. PRISMA flow diagram.

A pesquisa bibliográfica foi concretizada no motor de busca *Pub-med*. Foram aplicadas as seguintes combinações de termos MeSH:

((((((("Dental Implants"[Mesh]) AND "Dental Prosthesis, Implant-Supported"[Mesh]) AND "Titanium"[MeSH]) OR "Zirconium"[MeSH]) AND "Bite Force"[MeSH]) AND "Dental Restoration Failure"[MeSH]) OR "Equipment failure analysis"[MeSH]) AND "Mouth"[MeSH]) AND "Stress, Mechanical"[MeSH]) OR "Finite Element Analysis"[MeSH] OR "Dental Stress Analysis"[MeSH]).

Foram incluídas revisões sistemáticas, ensaios clínicos controlados e randomizados, ensaios clínicos, meta-análises e estudos de casos, levando à examinação de 938 artigos por três

revisores independentes (J.P., J.S. e T.Q). Os critérios de exclusão foram duplicados, revisões e estudos que não incluíam casos de fraturas de implantes. A seleção dos estudos foi inicialmente realizada pelo título dos artigos e pela análise do abstract e depois a uma leitura mais extensa e individual, levando a 13 artigos selecionados para a realização deste trabalho. Para realizar esta revisão sistemática foi formulada a questão de investigação da revisão sistemática a partir do método definido pelo acrônimo PICO, que representa a população (P), intervenção, (I), comparação (C) e resultado (O): “Comparação (C) do tipo de fraturas (O) entre implantes de titânio e zircônia (P) após fadiga (I)?”

Foram seguidas as recomendações de PRISMA, e avaliado o grau de evidência científica de acordo com o tipo de estudo.

III. RESULTADOS

i. Seleção de estudos

Foram encontrados o total de 938 artigos com os termos MeSh seleccionados, a partir da ferramenta de pesquisa PubMed. Foram selecionados 31 artigos, e excluídos 18 por não se ajustarem ao critério de inclusão. Dos 13 artigos selecionados, 6 estudos foram utilizados para produzir esta revisão sistemática (figura 1).

ii. Descrição geral dos estudos incluídos

Dos estudos seleccionados, houveram 2 estudos *in vitro* incluindo um teste de fadiga de tensão constante, uma análise microscópica electrónica de varredura, um teste de carga de fratura, um ensaio clínico controlado randomizado duplamente cego, e uma pesquisa translacional. Dos 6 estudos, 3 estudos são *in vivo* e foram realizados em pacientes entre os 66 anos de idade aos 74 anos do sexo feminino e masculino. O tempo de carga dos implantes até à sua fratura variou desde 2 semanas até aos 15 anos.

iii. Material e sobrevivência dos implantes

A partir dos estudos selecionados com diferentes metodologias, houve a avaliação de 302 implantes, 132 de titânio, 92 de titânio-zircônia, e 70 de zirconia. Foi observada a fratura de 42% dos implantes, sendo que fraturaram 41% dos implantes de titânio, 2.2% dos implantes

de titânio-zircônia, e 100% dos implantes de zircônia. Nas tabelas 1 e 2 observa-se informação acerca dos implantes instalados, incluindo o seu número, diâmetro, comprimento, material, torque, período de carga até fratura, número de implantes fraturados, e conclusão do estudo. A informação que não estava descrita no estudo foi identificada como “não mencionado”.

iv. Resultados principais dos estudos incluídos

Devida à significativa heterogeneidade entre os estudos, nesta revisão sistemática não é possível estabelecer uma meta-análise. Por tal razão, os resultados são reportados como revisão narrativa.

v. Nível de evidência científica por tipo de estudo

O nível de evidência científica de cada um dos artigos estudados foi atribuído de acordo com o “Oxford Centre of Evidence-based Medicine”. O estudo experimental *in vitro* conduzido por Duan and Griggs (2018), o estudo-caso de Karl, Kraff and Kelly (2014), o estudo experimental *in vivo* escrito por Manda, Psyllaki, Tsipas and Koidis (2009), o caso-controlo de Mühlemann et al (2014), e o estudo experimental *in vitro* de Scherrer et al. (2019), obtém o número de evidência 3B. O ensaio clínico controlado randomizado duplo cego de Quirynen et al. (2015) obtém o nível de evidência científica de 2B.

TABELA 1 e 2: Características dos estudos incluídos

	ARTIGO 1	ARTIGO 2	ARTIGO 3
Autores, ano	Duan and Griggs, 2018	Karl, Kraff and Kelly, 2014	Manda, Psyllaki, Tsipas and Koidis, 2009
Tipo de estudo	Estudo experimental <i>in vitro</i>	Estudo-caso	Estudo experimental <i>in vivo</i>
Número de pacientes	Não mencionado	1	1
Idades	Não mencionado	66 anos	70 anos
Gênero	Não mencionado	Feminino	Feminino
Nº de implantes instalados	36	1	5
Tipo de implante (marca/modelo)	de titânio (Bone Level RC, Straumann)	Ti-Zr (Roxolid, Straumann)	Titânio puro comercial (Brånemark system)
Natureza do implante (nº de implantes)	Titânio IV	Ti-Zr	Titânio V
Natureza do pilar	Não mencionado	Não mencionado	Titânio
Diâmetro dos implantes instalados (nº de implantes)	Ø 4.1 mm (36, Titânio Bone Level RC, Straumann)	Ø 3.3 mm (1, Ti-Zr Roxolid, Straumann)	Ø 3.75 mm (5, Titânio puro Brånemark system)
Comprimento dos implantes instalados (nº de implantes)	Não mencionado	12 mm (Ti-Zr Roxolid, Straumann)	11 mm (2, Titânio puro Brånemark system) 13 mm (3, Titânio puro Brånemark system)

Proposta de classificação de fraturas em implantes

Tipo de conexão	Conexão interna octagonal implante-pilar	Conexão interna octagonal implante-pilar	Conexão hexagonal implante-pilar
Torque	35 N cm de inserção	Não mencionado	Não mencionado
Ângulo de carga	30° de inclinação	Não mencionado	Não mencionado
Carga/fadiga	Após fratura dos implantes, foi adicionada carga ao modelo de regressão. Com a frequência de 2 Hz: 410 N (= 4) 450 N (= 6) 480 N (= 8) Com a frequência de 15 Hz: 370 N (= 4) 410 N (= 9) 480 N (= 8)	Não mencionado	Não mencionado
Período de carga até fratura	Foi feita a carga com a frequência de 2 Hz e de 15 Hz, com stress ratio de 0.1 e uma onda sinusoidal até ocorrer a fratura do implante.	11 meses	15 anos
Nº de implantes fraturados	36 implantes	1	1
Conclusões	Os resultados demonstraram que o aumento de frequência de carga não teve uma influência negativa no número de ciclos até ocorrer	Os implantes de diâmetro estreito deverão ser utilizados com cautela, seguindo as <i>guidelines</i> do fabricante. Factores como o material restaurador, a sobrecarga mecânica causada pela	O sistema de implante-pilar de titânio puro comercial falhou e separou-se em 3 partes diferentes, onde foram observadas formações de cálcio e de fosfato presentes no interior de uma

Proposta de classificação de fraturas em implantes

	<p>uma falha, não havendo portanto uma diferença significativa na sobrevida de fadiga e módulo de falha entre as frequências de 2 Hz e de 15 Hz em condições húmidas. Mas, o aumento da carga teve uma influência negativa na sobrevida de fadiga dos implantes testados.</p>	<p>coroa telescópica cilíndrica, os movimentos rotatórios causados pela extensão do extremo livre pelo resto da dentição presente, e a conexão interna do sistema implante-pilar - deverão ser considerados para o sucesso clínico do implante.</p>	<p>rachadura instável, que previamente se iniciou no corpo do implante. A rachadura propagou-se pelo implante e pelo pilar. A origem destas rachaduras poderá ser devido á ação química de catiões de hidrogénio presentes na saliva, ou á sobrecarga durante a fixação do implante.</p>
--	---	---	--

	ARTIGO 4	ARTIGO 5	ARTIGO 6
Autores, ano	Mühlemann et al, 2014	Quirynen et al., 2015	Scherrer et al., 2019
Tipo de estudo	Estudo caso-controlado	Ensaio clínico controlado randomizado duplo cego	Estudo experimental <i>in vitro</i>
Nº de pacientes	Não mencionado	91 pacientes, dos quais 75 concluíram o os 3 anos de estudo	Não mencionado
Idades	Não mencionado	65.8 ± 8.4 anos	Não mencionado
Género	Não mencionado	Não mencionado	Não mencionado
Nº de implantes instalados	67 implantes	182 implantes	15 implantes
Tipo de implante (marca/modelo)	Zirconia (BL; Straumann Bonelevel) Zirconia (RS; Nobel Biocare	Ti Grau IV (Straumann) Ti-Zr (Straumann)	Zirconia de 1ª geração 3Y-TZP (AXIS Biodental, Z-Systems,

Proposta de classificação de fraturas em implantes

	ReplaceSelect) Zirconia (B; Branemark MkIII) Zirconia (SP; Straumann StandardPlus) Zirconia (A; Astra Tech AB OsseoSpeed) Titânio (T; Straumann Bonelevel)		Straumann, Swiss Dental Solutions)
Natureza do implante (nº de implantes)	Titânio (12) Zirconia (55)	Titânio Grau IV (91) Ti-Zr (91)	Zirconia 3Y-TZP (15)
Natureza do pilar	Zirconia (BL; Straumann Bonelevel) Zirconia (RS; Nobel Biocare ReplaceSelect) Zirconia (B; Branemark MkIII) Zirconia (SP; Straumann StandardPlus) Zirconia (A; Astra Tech AB OsseoSpeed) Titânio (T; Straumann Bonelevel)	Não mencionado	Zirconia
Diâmetro dos implantes instalados (nº de implantes, material/modelo)	4.0 mm (12, Zirconia Nobel Biocare) 4.1 mm (31, Zirconia Straumann Bonelevel; Zirconia Straumann; Titânio Straumann) 4.3 mm (12, Nobel Biocare) 4.5 mm (12, Astra Tech)	3.3 mm (189, Ti Grau IV Straumann, Ti-Zr Straumann)	3.25 mm (3, Zirconia Z-Systems) 3.3 mm (1, Zirconia Straumann) 4.1 mm (10, Zirconia Axis Biodental) 5.0 mm (1, Zirconia Swiss Dental Solutions)
Comprimento dos implantes instalados (nº de implantes)	Não mencionado	8, 10, 12 e 14 mm	Não mencionado
Natureza do pilar	Titânio Zirconia	Não mencionado	Não mencionado

Proposta de classificação de fraturas em implantes

Tipo de conexão	Zirconia conexão interna de corpo único implante-pilar (BL; Straumann Bonelevel) Zirconia conexão interna de 2 peças (RS; Nobel Biocare ReplaceSelect) Zirconia conexão externa (B; Branemark MkIII) Zirconia conexão interna de 2 peças (SP; Straumann StandardPlus) Zirconia conexão interna de corpo único implante-pilar (A; Astra Tech AB OsseoSpeed) Titânio com conexão interna de corpo único implante-pilar (T; Straumann Bonelevel)	Conexão octagonal implante-pilar	Conexão octagonal implante-pilar
Torque (Modelo/nº de implantes)	Não mencionado	Não mencionado	Não mencionado
Ângulo de carga	30º de ângulo do indeter até a superfície palatina das coroas	Não mencionado	Não mencionado
Carga/fadiga	49 N de carga de mastigação em 1,200,000 ciclos, e com 1.67 Hz de frequência de mastigação	Não mencionado	500 N
Período de carga até fratura	Não mencionado	12 meses (1 Ti-Zr, 2 Ti grau IV)	2 semanas a 9 anos
Nº de implantes fraturados	67 implantes	1 implante (Ti-Zr) 2 implantes (Ti Grau IV)	15 implantes

Proposta de classificação de fraturas em implantes

<p>Conclusões</p>	<p>Independentemente do tipo de conexão implante-pilar, os pilares de zircônia são uma opção viável para suporte de coroas individuais. O tipo de conexão implante-pilar teve pouca influência na estabilidade do complexo coroa-pilar. Os pilares de titânio alcançaram o momento médio de flexão mais alto. A partir do seu comportamento <i>in vitro</i>, os pilares internos de zircônia de corpo único e de 2 peças apresentaram resultados semelhantes, e os resultados dos pilares de zircônia de conexão externa confirmaram o sucesso clínico dos pilares de zircônia.</p>	<p>A observação do comportamento dos implantes durou 36 meses, e logo após 12 meses de carga houve a fratura de 3 implantes. Após a observação de modificações ao nível do osso e da avaliação do tecido mole, revelou-se que implantes de Ti-Zr e de titânio grau IV de 3.3 mm de diâmetro SLAactive® têm resultados clínicos e taxa de sobrevivência semelhantes, que se mantiveram até aos 36 meses de avaliação.</p>	<p>Foram observadas através da fractografia fraturas de 15 implantes de zirconia (11 posteriores e 4 anteriores) e características das superfícies de fratura. Os 15 implantes obtiveram características da superfície de fratura semelhantes, e o local da fratura foi calculado a partir da posição angular de acordo com a referência oclusal, e comparada com a localização da origem da fratura.</p>
--------------------------	---	--	---

IV. DISCUSSÃO

Dos estudos analisados, foram observadas fraturas horizontais em implantes de zirconia, de Ti-Zr, e de titânio grau IV e grau V. Os estudos revelam que as fraturas correspondem à progressão de fissuras, que tanto se podem dar numa perspectiva vertical como horizontal. As fissuras que estendem horizontalmente são denominadas como *fh* e as fissuras que se estendem verticalmente denominam-se como *fv*. As *fh1* e as *fv1* correspondem às fissuras presentes no pilar. As *fh2* e as *fv2* estendem-se do pilar até à zona de conexão do parafuso. E as *fh3* e as *fv3* correspondem às fissuras que estão para além da zona de conexão do parafuso. Foi criada uma figura (Figura 2) com a ilustração das fraturas e das fissuras analisadas, facilitando assim o processo de identificação e de discussão.

Dos estudos analisados, os implantes de zirconia apresentaram fraturas ao nível do pilar (Mühlemann et al., 2014), no ponto mais delgado do implante envolvendo o parafuso, e no corpo do implante aproximadamente 5 mm dentro do osso (Scherrer et al., 2019). No estudo de Mühlemann et al (2014) foi executado o teste de simulação de mastigação e o teste de carga com forças estáticas até ocorrer a fratura dos espécimes, e foi feito o envelhecimento termo cíclico de cinco tipos de pilares de zircônia e de um pilar de titânio. A partir da análise estatística, a carga de fratura foi analisada através do cálculo dos momentos de flexão de cada grupo de pilares, verificando-se não haver diferença significativa entre os momentos de flexão dos grupos BL, RS, B e SP. Concluiu-se que excepcionalmente, os grupos de teste B e SP apresentaram pilares com rachaduras ou com fraturas completas, e também mobilidade. As fraturas foram todas observadas acima do ombro do implante, classificando-se como *F1*, tal como está representado na imagem a cor roxa. O grupo SP apresentou deformação plástica do componente metálico secundário da conexão implante-pilar, tal como o grupo RS. No entanto, tanto nos grupo RS como no grupo T, os pilares observados não apresentaram qualquer rachadura ou fratura. A análise transversal verificou que em todos os 4 pilares selecionados do grupo BL e do grupo A, a fratura ocorreu abaixo do ombro do pilar na parte interna do cone, que corresponde à porção mais fina do pilar e à porção de comprometimento da conexão interna. Comprovou-se que a origem da fratura dos pilares do grupo A estava localizada na transição para a parte mais fina do pilar, e surpreendentemente o local da fratura do grupo A e BL não estava em íntimo contacto com a porção interior do implante. Esta fratura classifica-se como *F2*, tal como está representado na imagem de cor azul. O grupo BL e grupo A foram os únicos grupos que não apresentaram mobilidade. Durante o estudo translacional de

Scherrer et al. (2019), observou-se que as fraturas tiveram origem na periferia do diâmetro mais anterior do implante e adjacente ao nível do osso. Na zona onde ocorreu a fratura, os diâmetros dos implantes eram deveras pequenos na sua zona de constrição (3.3 mm no implante *AXIS Biodental*, 3.7 mm no implante *SDS*, 2.7 mm no implante *Z-Look 3*, e 2.7 mm no implante *PURE Ceramic*). As fissuras que deram início às fraturas, tiveram origem nas zonas de constrição entre duas roscas onde os implantes tinham menores diâmetros, sendo portanto as fissuras que se preponderaram horizontalmente classificadas como *fh2*. Todos os implantes fraturados apresentavam igualmente um *hackle*, um *twist hackle* e uma onda de compressão, confirmando assim o componente de curvatura durante o processo da fratura. O implante *PURE Ceramic (Straumann)* foi o único que fraturou aproximadamente 5 mm dentro do osso, com origem de fratura periférica. A fratura do implante *PURE Ceramic (Straumann)* é portanto classificada como *F7*, como está representado na imagem de cor amarela. A rachadura do implante *AXIS* e *SDS* tinha um tamanho de 40 µm, apresentando valores de stress por volta dos 600 MPa. Nos implantes *SDS*, a fratura não teve origem nos danos causados na superfície exterior do implante, pois a superfície do implante aparentava ser suave com *hackles* muito finos predispostos de distal para mesial. A causa para a falha precoce do implante teve origem na carga de contacto oclusal elevada que gerou momentos de flexão no implante com diâmetro pequeno (3.7 mm) para a coroa de tamanho grande. Tanto nos implantes de processamento cerâmico como nos implantes de fratura transgranular e intergranular, a microestrutura presente nas superfícies de fratura era semelhante. A fratura propagou-se mais transgranularmente perto da origem da fratura. Estes tipos de fratura horizontais e justa-ósseas no ponto mais delgado dos implantes *AXIS Biodental*, *SDS* e *Z-Systems* são classificadas como *F4*, como está representado na imagem de cor verde.

Nos implantes de Ti-Zr, observaram-se fraturas também horizontais mas somente do implante (Karl, Kraff and Kelly, 2014). A partir da análise microscópica eletrônica de varredura de Karl, Kraff and Kelly (2014), foi observado que o implante cilíndrico de Ti-Zr (*Roxolid, Straumann*) após 11 meses da sua instalação na boca da paciente, obteve uma fratura subgingival horizontal, apical ao parafuso, classificada como *F6*, como está representado na imagem de cor laranja. O ponto de início da fratura foi na face palatina do implante e não ocorreram estrias de fadiga, indicando assim que ocorreu uma fratura. A fissura que deu origem a esta fratura classifica-se como *fh3*.

Nos implantes de titânio estudados, identificou-se a fratura do pilar e do parafuso do implante de titânio grau IV (Duan and Griggs, 2018) e da porção mais apical do implante envolvendo o parafuso do implante de titânio de grau V (Manda, Psyllaki, Tsipas and Koidis, 2009). Durante o teste de fadiga de tensão constante de implantes de titânio produzido por Duan and Griggs (2018) com a frequência de 2 Hz e 15 Hz, ambos os grupos obtiveram fraturas e tamanho das estrias de fadiga semelhantes. Perto do nível ósseo, ocorreu a fratura do pilar e do parafuso central, enquanto que o corpo do implante manteve-se intacto. Este tipo de fratura horizontal classifica-se como 3, como está representado na imagem com a cor vermelha.. A origem da fratura ocorreu no local onde havia muita tensão de tração, na parede do pilar perto do chanfro pré-fabricado. Por tal razão, as fissuras que originaram estas fraturas classificam-se como *fh1*. Devido à propagação da rachadura, foram observadas estruturas de sulcos finos na superfície fratura do pilar perto da origem da fratura. O estudo *in vitro* conduzido por Manda, Psyllaki, Tsipas and Koidis (2009) examinou a fratura de um implante de titânio puro comercial (*Brånemark system*). O sistema implante-parafuso de titânio puro falhou separadamente em 3 partes: na parte mais superior do corpo do implante, no parafuso do pilar, e na parte apical do implante com parte do parafuso incorporada. Sendo portanto a fratura classificada como *F5*, como está representado na imagem com a cor castanha. Na superfície do parafuso do pilar, conseguiu-se verificar a direção da fissura principal circunferencial que causou a fratura, que foi localizada no $\frac{1}{4}$ do diâmetro do parafuso (na porção interna do sulco), tendo se iniciado do bordo da fratura da rosca externa e atravessado o parafuso por inteiro, da direita para a esquerda. A fissura que deu origem a esta fratura propagou-se pelo implante e pelo parafuso, levando à falha final do sistema implante-parafuso. Esta fissura presente na interface parafuso-implante classifica-se portanto como *fh2*. Observou-se portanto uma falha entre as roscas que levou à divisão do implante em duas partes separadas (*fh2*), uma falha através das roscas que levou à divisão de uma parte do implante da porção apical (*fh2*), e uma fissura ampla longitudinal à direção da rosca (*fv2*). Esta fissura longitudinal com comprimento total de 1000 μm , propagou-se através do parafuso levando a uma fratura frágil.

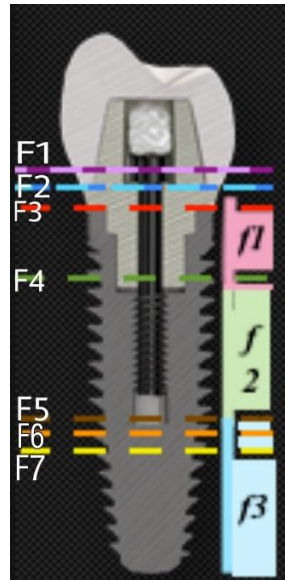


Figura 2. Classificação das fraturas e fissuras observadas em implantes dentários.

V. CONCLUSÃO

Dos implantes de zircônia, de Ti-Zr e de titânio estudados, apenas se verificaram fraturas horizontais. As fraturas que ocorreram somente ao nível do pilar foram em implantes de zircônia, classificadas como *F1* e *F2*. Fraturas ao nível do pilar e do parafuso central, *F3*, e as suas fissuras, *fh1*, foram observadas em implantes de titânio IV. Fraturas no ponto mais delgado dos implantes envolvendo o parafuso, classificadas como *F4*, foram observadas em implantes de zircônia, juntamente com as fissuras que lhes deram origem, classificadas como *fh2*. Fraturas observadas na porção mais apical do implante envolvendo o parafuso, *F5*, foram em implantes de titânio V, tal como as suas fissuras *fh2* e *fv2*. Fraturas envolvendo somente o implante, de classificação *F6*, e em adição às fissuras classificadas com *fh3*, foram verificadas em 1 implante de Ti-Zr. E fraturas aproximadamente 5 mm dentro do osso, classificadas como *F7*, foram verificadas em implantes de zircônia, em adição às suas fissuras encontradas nas zonas de constrição onde os implantes tinham menores diâmetros, classificadas como *fh2*.

VI. BIBLIOGRAFIA

ArRejaie, A., Al-Hamdan, R., Basunbul, G., Abduljabbar, T., Al-Aali, K. and Labban, N., 2018. Clinical performance of one-piece zirconia dental implants: A systematic review. *Journal of Investigative and Clinical Dentistry*, 10(2), p.e12384.

Bethke, A., Pieralli, S., Kohal, R., Burkhardt, F., von Stein-Lausnitz, M., Vach, K. and Spies, B., 2020. Fracture Resistance of Zirconia Oral Implants In Vitro: A Systematic Review and Meta-Analysis. *Materials*, 13(3), p.562.

Cao, Y., Yu, C., Wu, Y., Li, L. and Li, C., 2019. Long-Term Survival and Peri-Implant Health of Titanium Implants with Zirconia Abutments: A Systematic Review and Meta-Analysis. *Journal of Prosthodontics*, 28(8), pp.883-892.

Duan, Y. and Griggs, J., 2018. Effect of loading frequency on cyclic fatigue lifetime of a standard-diameter implant with an internal abutment connection. *Dental Materials*, 34(12), pp.1711-1716.

Goiato, M., Andreotti, A., dos Santos, D., Nobrega, A., de Caxias, F. and Bannwart, L., 2019. Influence of length, diameter and position of the implant in its fracture incidence: A Systematic Review. *Journal of Dental Research, Dental Clinics, Dental Prospects*, 13(2), pp.109-116.

Karl, M., Krafft, T. and Kelly, J., 2014. Fracture of a Narrow-Diameter Roxolid Implant: Clinical and Fractographic Considerations. *The International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*, 29(5), pp.1193-1196.

Manda, M., Psyllaki, P., Tsipas, D. and Koidis, P., 2009. Observations on anin-vivofailure of a titanium dental implant/abutment screw system: A case report. *Journal of Biomedical Materials Research Part B: Applied Biomaterials*, 89B(1), pp.264-273.

Mühlemann, S., Truninger, T., Stawarczyk, B., Hämmerle, C. and Sailer, I., 2014. Bending moments of zirconia and titanium implant abutments supporting all-ceramic crowns after aging. *Clinical Oral Implants Research*, 25(1), pp.74-81.

Pieralli, S., Kohal, R., Jung, R., Vach, K. and Spies, B., 2016. Clinical Outcomes of Zirconia Dental Implants: A Systematic Review. *Journal of Dental Research*, 96(1), pp.38-46.

Quirynen, M., Al-Nawas, B., Meijer, H., Razavi, A., Reichert, T., Schimmel, M., Storelli, S. and Romeo, E., 2015. Small-diameter titanium Grade IV and titanium-zirconium implants in edentulous mandibles: three-year results from a double-blind, randomized controlled trial. *Clinical Oral Implants Research*, 26(7), pp.831-840.

Roehling, S., Schlegel, K., Woelfler, H. and Gahlert, M., 2018. Performance and outcome of zirconia dental implants in clinical studies: A meta-analysis. *Clinical Oral Implants Research*, 29(S16), pp.135-153.

Romanos, G., Fischer, G. and Delgado-Ruiz, R., 2021. Titanium Wear of Dental Implants from Placement, under Loading and Maintenance Protocols. *International Journal of Molecular Sciences*, 22(3), pp.1-20.

Scherrer, S., Mekki, M., Crottaz, C., Gahlert, M., Romelli, E., Marger, L., Durual, S. and Vittecoq, E., 2019. Translational research on clinically failed zirconia implants. *Dental Materials*, 35(2), pp.368-388.