



CESPU
INSTITUTO UNIVERSITÁRIO
DE CIÊNCIAS DA SAÚDE

Influência do Material da Dentição Antagonista nas Estruturas Totais Implanto-suportadas de Zircónia Monolítica - Estudo Retrospectivo

Patrícia Carina da Silva Assunção Ramos

Dissertação conducente ao Grau de Mestre em Reabilitação Oral

—

Gandra, dezembro de 2025

Patrícia Carina da Silva Assunção Ramos

Dissertação conducente ao **Grau de Mestre** em
Reabilitação Oral

**Influência do Material da Dentição Antagonista nas
Estruturas Totais Implanto-suportadas de Zircónia
Monolítica – Estudo Retrospetivo**

Trabalho realizado sob a Orientação do
Prof. Doutor José Manuel Mendes

DECLARAÇÃO DE INTEGRIDADE

Eu, acima identificado, declaro ter atuado com absoluta integridade na elaboração deste trabalho, confirmo que em todo o trabalho conducente à sua elaboração não recorri a qualquer forma de falsificação de resultados ou à prática de plágio (ato pelo qual um indivíduo, mesmo por omissão, assume a autoria do trabalho intelectual pertencente a outrem, na sua totalidade ou em partes dele). Mais declaro que todas as frases que retirei de trabalhos anteriores pertencentes a outros autores foram referenciadas ou redigidas com novas palavras, tendo neste caso colocado a citação da fonte bibliográfica.

DEDICATÓRIA E AGRADECIMENTOS

A realização desta tese foi uma caminhada exigente, feita de dúvidas, avanços e recuos. Não teria sido possível sem o apoio das pessoas que me acompanharam com amor, paciência e generosidade.

Expresso a minha sincera gratidão ao meu orientador, Prof. Doutor José Manuel Mendes, pelo acompanhamento atento, instrução rigorosa, disponibilidade constante e contributos essenciais á realização desta tese.

Agradeço igualmente, aos docentes pela partilha de conhecimentos que contribuíram para o meu crescimento académico e clínico. Destaco o Prof. Doutor Carlos Aroso, os Mestres Pedro Barreiros e Juliana Sá e o Dr. Luís Neves pela vivência clínica que me transmitiram.

Um agradecimento especial aos meus colegas de curso Andrea Pestana, Stephanie Cherrez, Carlos Veiga e amiga Marta Neves, pelo companheirismo, entreaajuda e motivação nesta etapa.

Ao meu marido Fernando, companheiro incansável de todos os dias, o meu profundo agradecimento. Foste presença constante, mesmo quando o tempo parecia não chegar para tudo. Obrigada por me incentivares a seguir em frente mesmo quando o cansaço falava mais alto.

Á Bruna e ao Henrique que caminharam comigo, também, nesta jornada. Obrigada por cada sorriso que iluminou os meus dias difíceis e pelas palavras de carinho quando eu mais precisava.

Esta tese de mestrado é dedicada ao meu marido Fernando Duarte e aos meus filhos Henrique Mar e Bruna Mar, juntos são a razão da minha vida.

Em memória do meu pai, Armando Ramos, que recentemente partiu para outra dimensão, cuja ausência física ainda doi profundamente, mas cuja presença continua viva em cada passo que dou. Esta tese é, em muitos sentidos a continuação de tudo o que me ensinaste: a persistir, a acreditar e a lutar com dignidade. Foste, és e serás um dos grandes pilares da minha vida.

RESUMO

A atual bibliografia disponível apresenta informações limitadas, sobre a correlação entre os fatores de risco associados à reabilitação e complicações protéticas, para pacientes com próteses dentárias totais implanto-suportadas.

O principal objetivo deste estudo clínico retrospectivo foi determinar se o material da dentição antagonista influencia a prevalência de complicações protéticas em próteses dentárias totais fixas sobre implantes, fabricadas em zircónia monolítica (ZIRCAP). Os objetivos secundários foram determinar quais as complicações protéticas (menores ou maiores) mais prevalentes, de acordo com os diferentes materiais da dentição antagonista (dentes naturais, resina metalo-acrílica ou zircónia monolítica), após um período de inserção da prótese de 1 a 8 anos.

Foram incluídas 75 ZIRCAP, com um follow-up compreendido entre julho de 2016 e dezembro de 2024 no Departamento de Reabilitação Oral da Clitrofa – Centro Médico, Dentário e Cirúrgico Lda., Trofa – Portugal.

A zircónia monolítica apresentou uma taxa de sobrevivência de 100% até 36 meses, com uma leve diminuição para 89.4% aos 60 meses, sem diferenças estatisticamente significativas entre os grupos ($p=0.433$).

Relativamente ao número total de complicações minor, 70.7% dos participantes não apresentaram nenhuma, 18.7% tiveram uma e 10.7% tiveram duas, sem diferença significativa entre os grupos ($p>0.990$). No que diz respeito às complicações major, 90.7% dos participantes não apresentaram nenhuma, enquanto 9.3% tiveram pelo menos uma ($p=0.673$).

Conclusão: Existe influência do material da dentição antagonista na sobrevivência das ZIRCAP.

PALAVRAS-CHAVE

“Zircónia monolítica”; “prótese total zircónia”; “complicações”.

ABSTRACT

The current literature presents limited information on the correlation between risk factors associated with rehabilitation and prosthetic complications for patients with implant-supported complete dentures.

The main objective of this retrospective clinical study was to determine whether the material of the opposing dentition influences the prevalence of prosthetic complications in fixed complete dentures on implants, manufactured in monolithic zirconia (ZIRCAP). The secondary objectives were to determine which prosthetic complications (minor or major) were more prevalent, according to the different materials of the opposing dentition (natural teeth, metal-acrylic resin or monolithic zirconia), after a period of prosthesis insertion of 1 to 8 years.

A total of 75 ZIRCAP patients were included, with follow-up between July 2016 and December 2024 at the Oral Rehabilitation Department of Clitrofa – Centro Médico, Dentário e Cirúrgico Lda., Trofa – Portugal.

Monolithic zirconia showed a survival rate of 100% up to 36 months, with a slight decrease to 89.4% at 60 months, with no statistically significant differences between the groups ($p=0.433$).

Regarding the total number of minor complications, 70.7% of the participants had none, 18.7% had one and 10.7% had two, with no significant difference between the groups ($p>0.990$). Regarding major complications, 90.7% of the participants had none, while 9.3% had at least one ($p=0.673$).

Conclusion: There is an influence of the material of the antagonist dentition on the survival of ZIRCAP.

KEYWORDS

“Monolithic zirconia”; “total zirconia prosthesis”; “complications”.

ÍNDICE

RESUMO.....	v
PALAVRAS-CHAVE.....	v
ABSTRACT	vii
KEYWORDS	vii
ÍNDICE DE TABELAS	xi
ÍNDICE DE FIGURAS	xi
ÍNDICE DE GRÁFICOS	xi
LISTA DE ABREVIATURAS.....	xiii
1. INTRODUÇÃO	1
2. REVISÃO DA LITERATURA	5
2.1 EDENTULISMO TOTAL	5
2.2 DESIGN DA PRÓTESE	5
2.3 COMPLICAÇÕES BIOLÓGICAS E TÉCNICAS/MECÂNICAS	7
2.4 COMPOSIÇÃO QUÍMICA DA ZIRCÓNIA.....	8
2.5 GERAÇÕES DE ZIRCÓNIA	10
2.5.1 Primeira Geração	10
2.5.2 Segunda Geração	10
2.5.3 Terceira Geração	11
2.6 COMPORTAMENTO AO DESGASTE.....	11
2.6.1 Fatores Físicos.....	12
2.6.2 Fatores Microestruturais.....	12
2.6.3 Fatores Químicos	13
2.6.4 Acabamento de Superfícies	14
2.7 RESISTÊNCIA DA ZIRCÓNIA.....	15
2.8 DESGASTE DO ANTAGONISTA CONTRA A ZIRCÓNIA.....	17

2.8.1 Desgaste do Esmalte	17
2.8.2 Desgaste Cerâmico	17
2.8.3 Desgaste do Metal	17
2.8.4 Desgaste de Polímeros e Compósitos	18
2.9 DESENHO DA INFRA-ESTRUTURA	19
2.10 TENSÃO DA ZIRCÓNIA	19
2.11 RELEVÂNCIA CLÍNICA DA ZIRCÓNIA	20
3. MATERIAIS E MÉTODOS.....	21
3.1 HIPÓTESE.....	21
3.2 OBJETIVOS PRINCIPAIS E SEGUNDÁRIOS.....	21
3.3 DESENHO DO ESTUDO E AMOSTRA.....	21
3.4 CRITÉRIOS DE INCLUSÃO E EXCLUSÃO	22
3.5 PROCEDIMENTO.....	22
3.6 REGISTO DE DADOS E VARIÁVEIS.....	24
3.6 REGISTO DE DADOS E VARIÁVEIS.....	25
3.7 ANÁLISE ESTATÍSTICA.....	27
4. RESULTADOS	29
5. DISCUSSÃO	53
6. CONCLUSÕES	61
7. BIBLIOGRAFIA	63

ÍNDICE DE TABELAS

Tabela 1 - Análise inicial dos participantes por tipo de arco tratado	31
Tabela 2 - Comparação de complicações por tipo de arcada oposta	34
Tabela 3 - Associação das complicações com o tempo de seguimento	36
Tabela 4 - Comparação das complicações pelo número de implantes.....	38
Tabela 5 - Comparação das complicações por utilização da goteira.....	40
Tabela 6 - Comparação das complicações pelo comprimento do <i>Cantilever</i> 1° Q (mm).....	42
Tabela 7 - Comparação das complicações pelo comprimento do <i>Cantilever</i> 2° Q (mm).....	44
Tabela 8 - Comparação das complicações pelo comprimento do <i>Cantilever</i> 3° Q (mm).....	46
Tabela 9 - Comparação das complicações pelo comprimento do <i>Cantilever</i> 4° Q (mm).....	48
Tabela 10 - Sobrevivência livre de complicações para a complicação de fratura da estrutura de zircónia	49
Tabela 11 - Sobrevivência livre de complicações para lascas mínimas de zircónia	50
Tabela 12 - Sobrevivência livre de complicações para desgaste mínimo da zircónia	50
Tabela 13 - Sobrevivência livre de complicações para ≥ 1 complicação menor	50

ÍNDICE DE FIGURAS

Figura 1 - Transformação de fase da zircónia (31).....	8
Figura 2 - Tenacidade por transformação (31)	9
Figura 3 - Protocolo laboratorial de construção de ZIRCAP	24
Figura 4 - Registo individual de dados e variáveis	26

ÍNDICE DE GRÁFICOS

Gráfico 1 - Estimativas Kaplan-Meier para as quatro complicações mais relevantes encontradas na amostra	51
--	----

LISTA DE ABREVIATURAS

OMS - Organização Mundial de Saúde

ZIRCAP - Próteses dentárias totais implanto-suportadas em zircónia

ZrO₂ - Dióxido de zircónio

Y-TZP - Policristal de zircónio tetragonal estabilizado com ítria

PMMA - Polimetilmetacrilato

CET - Coeficiente de expansão térmica

MED - Mediana

1. INTRODUÇÃO

O edentulismo é uma condição crescente em todo o mundo. De acordo com a Organização Mundial de Saúde (OMS), a perda de dentes é geralmente consequência de uma pobre saúde oral ao longo da vida, manifestada por cáries dentárias avançadas e doença periodontal grave. No entanto, também pode ocorrer por trauma, patologias e infecções. A prevalência média global estimada de perda dentária completa é de aproximadamente 7%, entre as pessoas com 20 ou mais anos. Para as pessoas com 60 ou mais anos, estima-se uma prevalência global superior, atingindo os 23%. A perda de dentes pode ser psicologicamente traumática, socialmente prejudicial e funcionalmente limitativa (1).

Aproximadamente 23 milhões de pessoas são completamente desdentadas e cerca de 12 milhões são desdentadas de uma arcada. As consequências adversas do edentulismo incluem a restrição da possibilidade de consumo de alimentos, devido à incapacidade de mastigação, o que pode provocar alterações nutricionais significativas, obesidade, diabetes, doença arterial coronária e alguns tipos de patologia oncológica (1,2).

Durante décadas, a terapia convencional com próteses dentárias removíveis, representou o único tratamento disponível para restaurar a estética e, até certo ponto, a função, bem como a autoestima ou o bem-estar social do paciente desdentado (2,3,4). No entanto, o uso de próteses dentárias ditas convencionais é acompanhado por potenciais complicações, como úlceras traumáticas, engasgamento, estomatite protética e reabsorção do rebordo ósseo alveolar. Além disso, numa percentagem de pacientes as próteses totais permanecem desadaptadas, independentemente dos esforços dos pacientes ou dos clínicos para as adaptar e/ou modificar (3,4).

A eficácia longitudinal dos implantes dentários tem sido cientificamente validada, para pacientes edêntulos parciais e totais. Com o aumento constante da esperança média de vida e do número de idosos, torna-se evidente que a necessidade de tratamento com implantes dentários, para pacientes totalmente desdentados, irá aumentar (5). As próteses implanto-suportadas revolucionaram a reabilitação de pacientes desdentados totais e, apesar do aumento do custo

associado às mesmas, existe um consenso de que os pacientes beneficiam de uma melhor função mastigatória, fonética e nutricional (6).

A evolução das propriedades biomecânicas na *interface* osso-implante foi fundamental, para o sucesso cirúrgico dos tratamentos com implantes. Estudos demonstraram que a carga funcional do implante auxilia na formação óssea (7). Por outro lado, a sobrecarga mecânica pode resultar na falha do implante, em conjunto com problemas relacionados com o hospedeiro. A perda óssea durante o primeiro ano do implante pode ser atribuída aos procedimentos cirúrgicos; no entanto, nos anos seguintes, pode ser causada por razões imunológicas, cirúrgicas ou protéticas (7). Verificou-se que os contactos supra-oclusais aumentam significativamente a reabsorção óssea na presença de resposta inflamatória no osso peri-implantar (8).

Nas reabilitações fixas implanto-suportadas podem ser utilizados vários tipos e combinações de materiais, nomeadamente: metalo-acrílico, metalo-compósito, metalo-cerâmica e zircónia (5,9).

O uso de zircónia para a execução das supraestruturas é uma possibilidade de tratamento muito utilizada. A reabilitação em zircónia tem vindo a aumentar de popularidade, devido às suas excelentes propriedades mecânicas e biocompatibilidade com os tecidos gengivais (4,10,11). As próteses dentárias totais implanto-suportadas em zircónia (ZIRCAP) oferecem excelentes resultados estéticos; no entanto, *chippings* ou fraturas da camada superficial são frequentemente relatados e considerados uma grande desvantagem, uma vez que a reparação da cerâmica é clinicamente difícil e o processo compromete toda a reabilitação (9,11,12).

O uso de blocos de Cad-Cam de zircónia monolítica nas reabilitações totais fixas reduz a possibilidade de fratura e *chipping*, obtendo próteses fixas com alta resistência e mínimos ajustes oclusais. Desta forma, torna-se necessária, uma correta compreensão por parte do profissional, em relação á prevalência das complicações protéticas, associadas ao material da dentição antagonista e ter em conta que este poderá ser um fator de risco para a existência de complicações protéticas (2,3,4,10,11,12,13).

Estudos *in vitro* com espécimes de dióxido de zircónio demonstram uma resistência à flexão de 900 a 1200 MPa e uma tenacidade à fratura de 9 a 10 MPa*m² (14). Além disso, o branco da zircónia torna-a benéfica em zonas

estéticas da cavidade oral e a sua capacidade de transmitir luz torna-a um material adequado para restaurações anteriores. As estruturas de zircónia apresentam uma transição menos perceptível em comparação com a subestrutura de estrutura metálica caso ocorra recessão tecidual em pacientes com biótipo gengival fino (14).

2. REVISÃO DA LITERATURA

2.1 EDENTULISMO TOTAL

As próteses dentárias totais fixas sobre implantes representam uma opção de tratamento comum e bem aceite para a reabilitação de pacientes totalmente edêntulos (13). O tratamento requer, geralmente, a colocação de vários implantes dentários no osso maxilar/mandibular residual ou após procedimentos de enxertia óssea (13). A prótese fixa consiste numa estrutura fundida ou fresada, cimentada ou aparafusada aos implantes ou pilares, enquanto os materiais poliméricos (resina acrílica) ou cerâmicos são utilizados para substituir os dentes e os tecidos gengivais em falta. Estudos prospetivos e ensaios clínicos descreveram uma variedade de protocolos de tratamento, com diferenças relacionadas com o número, posição e inclinação dos implantes (15,16).

Protocolos de carga convencional, precoce e imediata têm sido descritos com sucesso para este tipo de reabilitação (15,16,17). Comportando elevadas taxas de sobrevivência de implantes e próteses, bem como a satisfação dos pacientes em termos de estética, fonética e funcionalidade, com escassas complicações protéticas e biológicas a longo prazo (17).

De acordo com Albrektsson e Zarb, a longevidade do resultado protético depende da compreensão clara das complicações biológicas e protéticas relacionadas com este tipo de tratamento, devendo ser considerada no contexto do consentimento informado do paciente (18). No entanto, a frequência das complicações protéticas e a sua resolução não têm sido adequadamente documentadas (18). A explicação pode estar relacionada com a falta de uma classificação de complicações universalmente aceite e com o facto de não existir uma descrição clara das complicações reportadas sendo perceptível em apenas 60% a 80% dos estudos publicados (19).

2.2 DESIGN DA PRÓTESE

Extenso número de desenhos protéticos foram descritos para próteses dentárias totais fixas sobre implantes (5,20). Estas estruturas podem ser

diferenciadas através de 4 parâmetros principais: modo de retenção (aparafusada, cimentada ou uma combinação, quando uma única barra fresada tem coroas separadas cimentadas sobre a mesma); desenho da estrutura (peça

única, segmentada ou uma combinação); mistura de materiais protéticos (metal-resina acrílica, metal-resina composta, metal-cerâmica, zircónia monolítica ou zircónia-cerâmica); e utilização de gengiva protética (resina acrílica para base de prótese, resina composta gengival, cerâmica gengival, coloração gengival ou nenhuma) (20,21).

O design protético de peça única com incorporação de *cantilevers* posteriores em próteses implanto-suportadas é o mais comum. As condições locais da crista edêntula residual posterior impedem frequentemente a colocação de implantes mais posteriores. A incorporação de *cantilevers* pode estar associada a uma maior incidência de complicações técnicas (22).

A reabilitação aparafusada é o tipo de retenção mais descrito na literatura, justificada pela possibilidade de reversibilidade do tratamento e manutenção das estruturas protéticas. Quando aplicável, pode ser recomendado um desenho protético segmentado para a reabilitação total, por razões de manutenção protética (5).

Todos os *designs* apresentam certas vantagens e desvantagens relacionadas com a estética, resistência, simplicidade, método de fabrico, complicações e custo. A zircónia é um material emergente para as próteses totais implanto-suportadas e tem sido relatada como apresentando múltiplas vantagens para o clínico e para o paciente incluindo boa estética dentária e gengival, maior resistência, durabilidade e resistência ao desgaste, melhor biocompatibilidade em comparação com as ligas metálicas, menor acumulação de placa bacteriana e resposta favorável dos tecidos moles (11).

Além disso, a utilização obrigatória de *design* e fabrico assistidos por computador (CAD-CAM) para a zircónia trouxe vantagens adicionais, incluindo um melhor ajuste passivo da prótese, redução dos custos laboratoriais devido à tecnologia digital para o fabrico, disponibilidade de um ficheiro digital permanente para reprodução futura e a oportunidade de fabrico de um protótipo ou réplica de uma prótese em resina acrílica para ser utilizada para aprovação do paciente e ajustes (11,23,24). No entanto, as desvantagens relacionadas com a utilização deste material incluem a incapacidade de reparar fraturas da estrutura, baixa

tolerância a pequenas imprecisões na moldagem, dificuldade de ajuste e polimento e dados científicos limitados sobre os resultados clínicos (23,24).

Denry e Kelly discutiram a zircônia monolítica, incluindo a estabilidade química a longo prazo e o comportamento tribológico (forma como a zircônia interage com as outras superfícies em condições de atrito e desgaste). Recomendaram que todas as etapas do processo de fabrico, incluindo o fabrico da peça em bruto, a maquinação, o processo de sinterização e os tratamentos de superfície (químicos, térmicos ou mecânicos), sejam cuidadosamente controlados para atingir as propriedades mecânicas e químicas esperadas (25).

2.3 COMPLICAÇÕES BIOLÓGICAS E TÉCNICAS/MECÂNICAS

É aceite que complicações ocorram rotineiramente em próteses implanto-suportadas. Neste contexto, a seleção de materiais, os procedimentos clínicos e as opções de tratamento para este desenho específico de prótese devem ser baseados em evidências científicas (26).

Estão descritas duas categorias de complicações: as biológicas e as técnicas/mecânicas (27).

A etiologia das complicações biológicas depende principalmente do paciente e pode ser multifatorial (suscetibilidade hereditária e má higiene oral). A redução do risco implica: responsabilização do paciente, cuidados de higiene oral diários e adesão ao programa de manutenção (28).

As complicações biológicas incluem: deiscência dos tecidos moles, perda óssea peri-implantar superior a 2 mm, inflamação peri-implantar, mucosite peri-implantar e hipertrofia/hiperplasia dos tecidos moles (26).

As complicações técnicas/mecânicas estão intimamente relacionadas com os materiais e o *design* dos componentes (29). Estas englobam: fratura da estrutura protética; *chippings* e/ou fratura da cerâmica; desgaste e/ou substituição total dos dentes de resina acrílica; desaperto e/ou fratura dos parafusos protéticos; desaperto/fratura dos parafusos dos intermediários protéticos; perda do material obturador de acesso ao parafuso e descimentação dos *interfaces* (26,28,29).

As complicações protéticas após a colocação de próteses definitivas podem ou não levar à perda do implante, mas podem resultar numa maior necessidade de reparação e manutenção. Os critérios de sobrevivência têm sido bem descritos na literatura, mas nenhum critério de sucesso foi universalmente aceite desde

1986 (30). Poucos estudos tentaram avaliar os custos inerentes a este processo (26).

2.4 COMPOSIÇÃO QUÍMICA DA ZIRCÓNIA

O material de zircónia é originalmente conhecido pela sua superior resistência à flexão e dureza superficial, sendo esperado um maior desgaste antagonista (31). Este princípio é válido para os metais, que se desgastam por deformação plástica (32). No entanto, as evidências sugerem uma fraca correlação entre os materiais cerâmicos e a dureza superficial devido à sua natureza frágil. Consequentemente, o mecanismo de desgaste da cerâmica é o desgaste abrasivo devido à microfratura da superfície. A capacidade de suportar forças externas e manter a integridade da superfície depende das propriedades do material. Assim sendo, compreender a variação da zircónia, tanto química como mecanicamente, ajudará a explicar a influência no desgaste (31,32).

A zircónia ou dióxido de zircónio (ZrO_2) é um material polimórfico que se apresenta em três fases cristalinas: monoclinica, tetragonal e cúbica (Figura 1). Pode sofrer transformação de fase sob a influência da temperatura ou do stress. Sem modificação química, a zircónia cristaliza na sua fase cúbica (fase c) durante o arrefecimento, inicialmente a temperaturas inferiores a $2680^{\circ}C$. De seguida, transforma-se na fase tetragonal (fase t) a $2370^{\circ}C$ e, por fim, na fase monoclinica (fase m) a $1770^{\circ}C$. Esta última transformação de fase provoca uma expansão volumétrica de aproximadamente 4%. Esta mudança repentina de volume cria uma elevada tensão e a formação indesejada de fissuras. Inicialmente, foram adicionados 3% mol de ítria ou óxido de ítrio à zircónia para evitar esta transformação de fase (31).

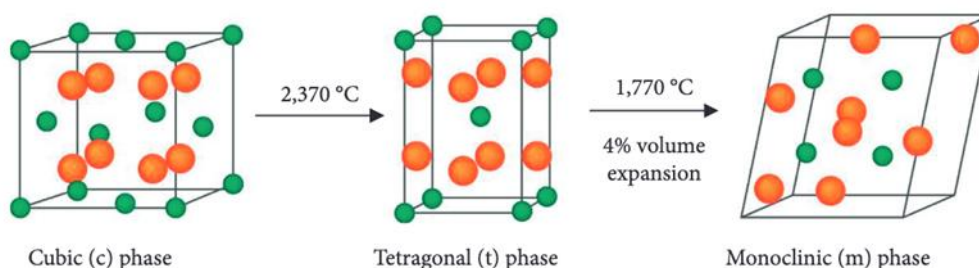


Figura 1 - Transformação de fase da zircónia (31)

A zircónia estabilizada com ítria possui uma propriedade única que lhe confere uma elevada resistência. A zircónia de primeira geração é estabilizada na fase tetragonal, com 3% molar de ítria, impedindo a sua transformação para a fase monoclinica. No entanto, a exposição ao stress mecânico e a subsequente iniciação de fissuras levam à transformação de fase localizada (33). A mudança para a fase monoclinica resulta na expansão volumétrica e é produzida uma força compressiva na frente de fissura em avanço, essencialmente "pinçando" a fissura para a fechar. Isto impede a propagação da fissura e, portanto, aumenta a resistência do 3Y-TZP. Este fenómeno é designado por tenacificação por transformação (Figura 2). Este evento pode também ajudar a manter a integridade e a suavidade da superfície, o que pode reduzir o desgaste antagonista (33).

Outra transformação de fase na zircónia é designada por degradação a baixa temperatura ou envelhecimento. Este fenómeno ocorre lentamente devido à penetração de água na estrutura cristalina a 200-400°C, muito abaixo da temperatura de sinterização (34). A exposição repetida a ambientes quentes e húmidos transforma gradualmente as fases da zircónia de tetragonais para monolíticas. A transformação de fases da zircónia tetragonal pode potencialmente tornar a superfície da zircónia áspera, juntamente com a formação de microfissuras (34).

A adição de um teor de alumina de pelo menos 0,15% em peso ajuda a reduzir a degradação. Os aditivos de sinterização de alumina também levam a uma maior opacidade, um resultado competitivo para o uso dentário (34).

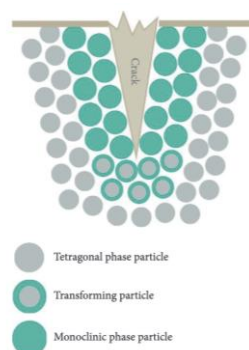


Figura 2 - Tenacidade por transformação (31)

2.5 GERAÇÕES DE ZIRCÓNIA

2.5.1 Primeira Geração

A primeira geração de zircónia foi introduzida na Medicina Dentária há mais de duas décadas, como policristal de zircónio tetragonal, estabilizado com ítria (Y-TZP). Contém 3% mol de ítria com pelo menos 90% de zircónia tetragonal, o que justifica o nome de 3Y-TZP. Apesar das propriedades mecânicas superiores, com uma resistência à flexão acima dos 1000 MPa, esta geração de zircónia apresentava características opacas, que limitavam a sua utilização em áreas estéticas. A alteração do protocolo de sinterização foi tentada para melhorar a translucidez; infelizmente, isto reduziu negativamente a resistência à flexão e os resultados não foram aceitáveis. Esta propriedade ótica comprometida da zircónia convencional, requer a utilização de cerâmica de revestimento sobre a estrutura de zircónia, para mascarar a sua opacidade. Assim sendo, tal como nas restaurações metalo-cerâmicas convencionais, observou-se um *chipping* frequente da cerâmica de revestimento, com uma variação de 0% a 54% por ano (35).

2.5.2 Segunda Geração

A segunda geração de zircónia foi proposta para resolver o problema frequente de *chipping*, como uma restauração monolítica ou de camada única.

Concomitantemente, as restaurações monolíticas requerem menor invasividade na preparação dos dentes, menor tempo e inferior custo laboratorial para serem fabricadas. No entanto, a composição principal é ainda de 3% mol de ítria com pelo menos 90% de zircónio tetragonal. Uma melhor translucidez foi conseguida através da redução do teor aditivo de alumina de 0,25% para 0,05% em peso. A alumina contém grande incompatibilidade no índice de refração com a zircónia, o que leva à dispersão da luz e à diminuição da translucidez da zircónia (36).

A redução do teor de lúmen, bem como o rearranjo das moléculas de alumina, permite uma maior transmissão de luz; estas alterações deram origem à segunda geração de zircónia (37). Esta nova versão, apresenta uma resistência à flexão comparável à da primeira geração de 1000 MPa, dez vezes superior à da cerâmica de revestimento, sem comprometer a estabilidade e a

resistência da zircónia (37). Além disso, a coloração e o *glaze* podem melhorar a estética e mimetizar a naturalidade dentária. No entanto, com apenas 70% da translucidez do dissilicato de lítio, a segunda geração de zircónia ainda não proporcionava uma estética adequada para utilização em dentes anteriores (36).

2.5.3 Terceira Geração

A terceira e mais recente geração de zircónia exhibe uma estrutura cristalina modificada, contendo percentagens mais elevadas de fase cúbica, em busca de uma translucidez ainda maior. A descrição de zircónia "altamente translúcida" ou "ultra-translúcida" refere-se a esta geração. A geometria das diferentes fases de zircónia afeta o comportamento de transmissão de luz e a translucidez. A fase tetragonal possui propriedades birrefringentes (capacidade de um material de dividir um raio de luz em dois raios de polarização diferentes, devido a um índice de refração que varia com a direção da luz) ou índice de refração anisotrópico, o que resulta numa maior dispersão da luz nos contornos de grão. Por outro lado, a fase cúbica apresenta um índice de refração isotrópico sem efeito de dispersão, o que oferece uma melhor translucidez (38).

O aumento do teor de ítria para 4% e 5% em mol resulta numa maior fase cúbica não transformável e numa menor fase tetragonal, aumentando consequentemente a translucidez (38,39).

2.6 COMPORTAMENTO AO DESGASTE

Em termos de desgaste oclusal, os materiais restauradores ideais devem apresentar uma taxa de desgaste semelhante à do fisiológico do esmalte, que varia de 30 a 40µm por ano na área molar e é relativamente menor à medida que consideramos o setor anterior (40). Uma incompatibilidade na taxa de desgaste entre dentes oponentes pode resultar num desgaste excessivo, implicando um comprometimento da estética e da função (36). Seguidamente são enumerados os fatores que podem envolver alteração do comportamento de desgaste da zircónia.

2.6.1 Fatores Físicos

Os materiais cerâmicos apresentam uma baixa resistência à tracção devido à sua natureza frágil, o que leva ao *chipping* ou fratura da superfície, quer por desgaste fisiológico, quer por ajuste iatrogénico da superfície (36). Com a sua maior tenacidade à fratura, a zircónia está menos predisposta à formação de fissuras. Além disso, a tenacidade por transformação contraria a propagação de fissuras, como tal, a zircónia tem a capacidade de manter a integridade da superfície sob maior stress em comparação com outras cerâmicas.

O coeficiente de atrito varia de acordo com as variações anatómicas oclusais, o grau de movimento mandibular, a carga mastigatória, a taxa de mastigação, os tipos de materiais em contacto e o meio envolvente (32). Os pacientes com uma maior amplitude de movimento de abertura da boca ou com hábitos parafuncionais marcados, com elevada força mastigatória e/ou velocidade de deslizamento, tendem a gerar uma maior carga de atrito, resultando num maior desgaste (32,41). As irregularidades numa superfície cerâmica contribuem para a rugosidade da superfície, que pode acentuar significativamente o desgaste antagonista no próprio material cerâmico e na superfície oponente (41). As superfícies de zircónia rugosa aumentam não só o desgaste da superfície oposta, mas também a incidência de lascas. Os métodos de tratamento de superfície e os ajustes oclusais intraorais afetam o grau de rugosidade da superfície; daí que, uma superfície lisa ideal beneficiaria a fiabilidade a longo prazo (41).

2.6.2 Fatores Microestruturais

As diferenças entre as microestruturas das vitrocerâmicas e das cerâmicas policristalinas contribuem para a diferença no seu comportamento e mecanismo de desgaste. As vitrocerâmicas são compostas por partículas cristalinas incorporadas numa matriz vítrea. O seu principal mecanismo de desgaste depende da fratura por fadiga da matriz vítrea, com conseqüente exposição e perda da fase cristalina incorporada (42,43). Variações nos tipos de minerais base, quantidade, configuração e distribuição destes cristais são responsáveis pela abrasividade de cada cerâmica (42,43). Por outro lado, as cerâmicas policristalinas apresentam uma composição de fase cristalina densa com pouca

ou nenhuma fase vítrea. Estas cerâmicas policristalinas distinguem-se pela elevada tenacidade à fratura e desgaste através de um mecanismo de desgaste abrasivo, no qual se observam pequenos deslocamentos de grãos à microscopia eletrónica de varrimento, mas não se observam tipicamente microfissuras ou fragmentos de *chipping* (42). Embora apresentem tenacidade à fratura e resistência semelhantes, o vidro de dissilicato de lítio e o 5Y-TZP apresentam comportamentos de desgaste distintos devido a diferenças na sua microestrutura (42).

Para além das irregularidades superficiais geradas pelo desgaste funcional, também os defeitos e as porosidades resultantes do processo de fabrico agravam o processo de desgaste nas superfícies oponentes, uma vez que os poros superficiais estão expostos, levando a áreas ásperas (43).

2.6.3 Fatores Químicos

As variações nos valores de pH afetam a zircónia de diferentes formas; baixos coeficientes de atrito e taxas de desgaste foram identificados em ambientes ácidos abaixo de pH 4 (44). A rugosidade superficial da zircónia não é afetada e diminuiu após a exposição ao ácido, devido a um processo de tribocorrosão, definido como, degradação das superfícies dos materiais causada pela interação combinada de solicitações mecânicas (desgaste) e ações corrosivas (químicas ou eletroquímicas) de um ambiente, levando a uma redução significativa da vida útil dos componentes (44). Em ambientes altamente alcalinos, foram detetadas fraturas superficiais, severas e de grandes fragmentos, bem como transformação de fase induzida por degradação a baixa temperatura (44). No entanto, a flutuação do pH intraoral de um valor normal de cerca de 7-7.3 para valores de pH mais elevados é incomum, mas para valores mais baixos pode ocorrer em doentes com regurgitação de conteúdo gástrico, ingestão de ácido ou respiração bucal (32,44). Embora a restauração de zircónia possa sobreviver em ambiente ácido, o desgaste do tecido duro dentário oponente ou da vitrocerâmica seria agravado (32). Em condições ácidas semelhantes, a capacidade de manter a integridade da superfície da zircónia seria mais benéfica para a superfície oponente, em comparação com o aumento da rugosidade e da abrasividade da

superfície da restauração vitrocerâmica, que sofre ataque químico e corrosão vítrea (32).

2.6.4 Acabamento de Superfícies

O acabamento superficial está associado à rugosidade e ao desgaste da zircónia. A comparação entre as superfícies com *glaze* e as superfícies polidas tem sido amplamente estudada. A maioria dos estudos sobre o acabamento superficial da zircónia concorda com os métodos de polimento utilizados para produzir o menor desgaste da própria zircónia e do antagonista. As superfícies esmaltadas podem parecer quase espelhadas à primeira vista após o enchimento e nivelamento da superfície rugosa. No entanto, após um curto período, a fina camada de *glaze* aplicada desgasta-se e revela uma superfície mais áspera e sem polimento por baixo, resultando numa maior abrasão do antagonista. O polimento antes do *glaze* reduz a hipótese de desgaste excessivo da superfície, o repolimento após a superfície perder o *glaze* também é recomendado. Além disso, o ajuste oclusal com brocas diamantadas torna a área ajustada significativamente mais áspera e requer um acabamento e polimento adequados posteriormente (45).

Diferentes sistemas e protocolos de polimento utilizados pelos investigadores produzem distintos graus de rugosidade superficial. A granulação da broca diamantada utilizada para o ajuste também se correlaciona com a rugosidade superficial pós-ajuste. O ajuste da zircónia com uma broca de grão fino de 30 μ m produz um desgaste estatisticamente comparável ao esmalte oponente ao da zircónia polida, enquanto o ajuste com uma broca de grão grosso

de 100 μ m gera um desgaste substancialmente maior. Uma broca diamantada fina produz uma rugosidade superficial de aproximadamente 1,18 μ m, mas para uma broca diamantada grossa, a rugosidade superficial reportada chega a 3,95 μ m (46).

Relativamente à seleção de sistemas de polimento de zircónia, as brocas de silicone impregnadas com diamante, concebidas especificamente para zircónias e outras cerâmicas de alta resistência, são mais eficazes na obtenção de uma superfície de zircónia monolítica mais lisa do que as brocas de silicone impregnadas com carboneto de silício, concebidas para o polimento de cerâmica

(47). Uma superfície meticulosamente polida com brocas apropriadas deve apresentar uma rugosidade superficial de apenas 0,1-0,4 μ m (48). A força e o atrito aplicados durante o polimento, embora produzam algum calor e tensão locais, não afetam a rugosidade da superfície nem criam transformação de fase t-m induzida por tensão (48). Além disso, a baixa rugosidade superficial produzida pelo polimento resulta numa maior resistência ao desgaste e à transformação de fase durante o processo de desgaste da zircónia (47,48).

A aplicação de material de coloração externa é outro fator que promove o desgaste, dado que a composição das colorações extrínsecas contém óxidos metálicos abrasivos. A rugosidade superficial da zircónia, bem como o volume de desgaste antagonista, foi reportada como maior após a coloração, assim sendo a sua aplicação deve restringir-se apenas às superfícies sem contacto oclusal (32).

2.7 RESISTÊNCIA DA ZIRCÓNIA

A microscopia eletrónica de varrimento da zircónia revela uma estrutura de grãos fortemente unida que resiste à degradação da superfície (49). Publicações sobre as propriedades mecânicas da zircónia mostraram que o maior teor de ítria na zircónia cúbica influencia negativamente a tenacidade à fratura e a resistência à flexão da zircónia (42,43,47). Por outro lado, a degradação a baixa temperatura, que induz rugosidade superficial e formação de fissuras subsuperficiais, é menor na zircónia cúbica do que nas composições de zircónia estabilizada podendo consequentemente, afetar o desgaste dos materiais. As preocupações que envolvem a estabilidade da superfície levaram à avaliação do

comportamento do desgaste entre as diferentes gerações de zircónia. Estudos recentes compararam o comportamento do desgaste entre a zircónia estabilizada com ítria de 3% mol e 4-5% mol (49,50). As composições de zircónio 3Y-TZP, 4Y-TZP e 5Y-TZP apresentaram uma perda de volume por desgaste mínima a incomensurável, independentemente do tipo de antagonista, incluindo o esmalte humano, esfera de esteatite ou 3Y-TZP (49,50).

Além disso, a maioria dos espécimes de zircónio abrasivo não apresentava crateras de desgaste e apenas ligeiros riscos superficiais quando examinados em microscopia eletrónica de varrimento com baixa ampliação (49,51). No

entanto, o fenómeno de deslocamento de grãos é responsável pelas cavidades irregulares que podem ser detetadas a alta ampliação, com cavidades maiores observadas no 5Y-TZP de acordo com o seu maior tamanho de grão (51). Não foi observada formação de fissuras em nenhum espécime de zircónio desgastado, particularmente em 5Y-TZP, que apresenta tenacidade à fratura e resistência semelhantes às do dissilicato de lítio (51). Pode presumir-se que o comportamento ao desgaste é relativamente pouco afetado pelas variações microestruturais entre gerações de zircónia, e que a zircónia com maior teor de ítria é capaz de manter uma boa integridade superficial, apesar da menor resistência à flexão e tenacidade à fratura (49,51).

A zircónia monocromática tradicional utilizada em Medicina Dentária é a zircónia policristalina tetragonal estabilizada com ítria (Y-TZP). A zircónia monolítica minimamente revestida tem vindo a tornar-se cada vez mais comum devido às suas propriedades mecânicas favoráveis, eficiência de fabrico, higiene, estética e incidência relativamente baixa de complicações clínicas (10). Estas próteses consistem geralmente numa estrutura monolítica com um revestimento mínimo de porcelana feldspática apenas nas zonas gengivais (10,21). Cilindros de titânio cimentados à estrutura monolítica de zircónia formam as *interfaces* prótese-pilar ou prótese-implante. As propriedades mecânicas da zircónia monolítica consistem numa elevada resistência à flexão de aproximadamente 1100-1300 MPa e numa tenacidade à fratura moderada de aproximadamente 8-9 MPa \sqrt{m} .1 (21). No entanto, em comparação com os *designs* alternativos que incorporam uma estrutura metálica, as próteses monolíticas de zircónia são relativamente frágeis. Esta fragilidade exige determinados critérios de *design* para a zircónia, que exigem uma espessura adequada da prótese de pelo menos 12mm, ausência de pânticos longos e *cantilevers* longos, e um ajuste passivo adequado (21).

2.8 DESGASTE DO ANTAGONISTA CONTRA A ZIRCÓNIA

2.8.1 Desgaste do Esmalte

Estudos *in vivo*, sobre o desgaste do esmalte em oposição a uma coroa monolítica de zircónia, verificaram que o desgaste vertical médio do antagonista do esmalte, foi consideravelmente maior do que o dos controlos de esmalte contralateral no mesmo intervalo de tempo (40,52). Uma maior taxa de desgaste durante os primeiros 6 meses sugeriu um período inicial de amaciamento seguido de um desgaste mais constante. Embora esta taxa tenha sido considerada superior ao desgaste fisiológico anual do esmalte, as evidências de outros estudos *in vitro* sugerem que a zircónia monolítica produz um menor desgaste no esmalte em comparação com outras cerâmicas (52).

2.8.2 Desgaste Cerâmico

Wendler *et al.* estudaram a taxa de desgaste *in vitro* de vários tipos de cerâmicas que se opõem a um abrasivo de zircónia. O nível de desgaste superficial está associado à resistência, à flexão, à tenacidade à fratura e à microestrutura dos materiais. As cerâmicas vítreas e híbridas consistem em grãos de cristal fracamente unidos em matrizes vítreas ou poliméricas. De acordo com a natureza frágil das cerâmicas, o mecanismo de desgaste ocorre principalmente por fadiga (53). O desgaste gradual da fase da matriz expõe os cristais a microfraturas e deslocamentos, diminuindo assim a resistência do material e aumentando a hipótese de fratura e desgaste superficial (49). Além disso, a taxa de desgaste das cerâmicas vítreas à base de lítio, das cerâmicas à base de leucite e das cerâmicas feldspáticas aumenta inversamente à sua resistência à flexão. De acordo com a literatura, a seleção de uma restauração

vitrocerâmica em oclusão com uma restauração em zircónia pode resultar num desgaste mais substancial do lado vitrocerâmico (49,53).

2.8.3 Desgaste do Metal

As restaurações metálicas existentes em boas condições podem servir durante muitos anos sem necessidade de substituição. Deve-se ter cuidado ao considerar a colocação de uma nova restauração de zircónia em oclusão com uma restauração de liga metálica existente. Ao contrário da cerâmica, o

mecanismo de desgaste do metal está associado à dureza superficial e à deformação plástica (32). O mecanismo de desgaste entre as ligas metálicas e a zircónia é principalmente o desgaste abrasivo, embora tenha sido demonstrado que algum desgaste por delaminação poderá ocorrer em circunstâncias específicas (54). No entanto, as ligas de ouro apresentam a maior perda de material devido à sua baixa dureza quando colocadas contra zircónia monolítica, em comparação com as ligas de cromo-níquel e as ligas de cromo-cobalto, respetivamente (54). Imagens de microscopia eletrónica de varrimento revelaram uma superfície rugosa, fissuras superficiais e transformação de fase da zircónia 3Y-TZP após abrasão com ligas de cromo-cobalto. Assim sendo, a combinação destes dois materiais em ambiente clínico não é recomendada (54).

2.8.4 Desgaste de Polímeros e Compósitos

A utilização de diferentes materiais em próteses totais implanto-suportadas pode ser recomendada para limitar as complicações mecânicas na arcada antagonista. Os dentes de prótese suportados por uma estrutura metálica são frequentemente escolhidos como antagonistas em relação a uma prótese total implanto-suportada em zircónia. Modificações na composição e na técnica de fabrico têm sido utilizadas pelos fabricantes para melhorar a resistência e o desgaste dos dentes de prótese convencionais de polimetilmetacrilato (PMMA). Os dentes de prótese fabricados em CAD/CAM e impressos em 3D demonstraram uma resistência ao desgaste comparável aos dentes de prótese pré-fabricados de PMMA contra um abrasivo de zircónia (55). Os dentes de prótese impressos em 3D contêm frequentemente aglomerados de microbolhas que podem iniciar fissuras após a carga. No entanto, os dentes de prótese

impressos em 3D permanecem relativamente lisos após serem colocados contra a zircónia, em comparação com as superfícies fissuradas e desgastadas observadas em dentes de prótese pré-fabricados (55).

Os dentes de prótese de PMMA, independentemente das suas variações físicas, apresentam uma resistência ao desgaste inferior aos dentes de prótese de compósito. Esta diferença na resistência ao desgaste é consistente tanto com o esmalte humano como com a zircónia (55). Foi descrito um mecanismo de desgaste diferente entre os dentes de polímero não obturado, que foram sujeitos

a desgaste por fadiga, e os dentes de polímero obturado ou de resina composta que apresentam desgaste abrasivo devido à presença de partículas de carga duras. Os dentes de resina obturada oferecem uma resistência ao desgaste superior aos não obturados sob metodologias de ensaio idênticas (55).

O tamanho e a configuração das próprias partículas de carga desempenham um papel importante no nível de desgaste da resina composta. Quando colocada contra um antagonista de zircónia, a resina composta micro-híbrida apresenta uma maior perda volumétrica de substância devido à sua mistura de maior tamanho de carga e forma irregular em comparação com a resina composta nano preenchida (55).

2.9 DESENHO DA INFRA-ESTRUTURA

Diversas propostas de desenho de infraestruturas com relevância clínica discutível e impacto na fratura por *chipping* foram descritas para reabilitações sobre implantes (56). Segundo Guess *et al.*, com base em dados de análise de elementos finitos, o formato da infra-estrutura e, particularmente, o formato da *interface* do conector pântico afetam a distribuição de tensões, a resistência à fratura e o modo de fratura das próteses fixas de zircónia suportadas por implantes. A falta de um suporte uniforme da cerâmica de revestimento devido ao desenho inadequado da infra-estrutura tem sido sugerida como um fator contribuinte para as fraturas por *chipping* (56).

2.10 TENSÃO DA ZIRCÓNIA

As fissuras formadas acabam por se propagar quando a tensão de tração dentro da cerâmica excede a resistência à tração (57). A tensão de tração num

local específico da cerâmica é a soma das tensões externas e residuais. As tensões residuais são tensões "fixas" presentes na estrutura desde o momento em que a cerâmica solidifica. Estas tensões existem e persistem no material sem a aplicação de qualquer carga externa (57). As tensões residuais podem provocar fissuras imediatas ou tardias na cerâmica. A taxa de arrefecimento, o coeficiente de expansão térmica (CET) da cerâmica, bem como a espessura do núcleo, influenciam estas tensões (57,58).

Por outro lado, a tensão externa é gerada no interior da estrutura por cargas aplicadas, principalmente durante a mastigação. A quantidade de tensão externa é influenciada por parâmetros clínicos, como a sobrecarga devido ao bruxismo (58). Para as próteses fixas implanto-suportadas à base de zircónia, os valores de resistência à fratura variaram entre 424N e 1691N (56).

2.11 RELEVÂNCIA CLÍNICA DA ZIRCÓNIA

O uso clínico da zircónia deve considerar alguns princípios seguidamente enumerados:

O desgaste do esmalte contra a zircónia é considerado clinicamente aceitável quando a zircónia é meticulosamente polida (31).

Em situações em que são necessárias reabilitações cerâmicas em superfícies oclusais antagonistas, a zircónia colocada contra si própria proporciona a melhor resistência ao desgaste, enquanto a escolha de diferentes tipos de cerâmica pode predispor os materiais a um maior desgaste (31).

A colocação de zircónia 3Y-TZP oposta a uma restauração de liga de ouro pode resultar num maior desgaste da liga de ouro. Por outro lado, a colocação de zircónia sobre liga de Co-Cr não é recomendada, dado que a transformação de fase é esperada na zircónia 3Y-TZP (31).

Os dentes de prótese em resina composta preenchidos apresentam uma melhor resistência ao desgaste contra restaurações de zircónia 3Y-TZP em comparação com os dentes de prótese de PMMA não preenchidos, tanto pré-fabricados como fabricados por CAD/CAM (31).

3. MATERIAIS E MÉTODOS

3.1 HIPÓTESE

A hipótese nula: o material da dentição antagonista não influencia a prevalência de complicações protéticas em próteses dentárias totais fixas sobre implantes em zircónia monolítica (ZIRCAP).

A hipótese alternativa: o material da dentição antagonista influencia a prevalência de complicações protéticas em próteses dentárias totais fixas sobre implantes em zircónia monolítica (ZIRCAP).

3.2 OBJETIVOS PRINCIPAIS E SEGUNDÁRIOS

O principal objetivo deste estudo clínico retrospectivo foi determinar se o material da dentição antagonista influencia a prevalência de complicações protéticas, em próteses dentárias totais fixas sobre implantes, fabricadas em zircónia monolítica (ZIRCAP).

Os objetivos secundários foram determinar quais as complicações protéticas (menores ou maiores) mais prevalentes, de acordo com os diferentes materiais da dentição antagonista (dentes naturais, resina metalo-acrílica ou zircónia monolítica), após um período de inserção da prótese de 1 a 8 anos.

3.3 DESENHO DO ESTUDO E AMOSTRA

O estudo foi delineado como uma investigação clínica retrospectiva. Cada paciente foi completamente informado sobre os procedimentos protéticos a realizar e assinou um consentimento informado, antes de participar no estudo. Todos os pacientes foram recrutados, consecutivamente, até que fossem incluídas 75 estruturas totais implanto-suportadas em zircónia (ZIRCAP), com um seguimento mínimo de 1 ano, correspondendo a um intervalo de tempo compreendido entre julho de 2016 e dezembro de 2024 no Departamento de Reabilitação Oral da Clitrofa – Centro Médico, Dentário e Cirúrgico Lda., situada na Trofa – Portugal.

Este estudo foi conduzido dentro das diretrizes de controlo de qualidade da instituição e o seguimento dos doentes foi realizado de 4 em 4 meses. O mesmo clínico realizou uma reavaliação completa de cada paciente e respetiva reabilitação. Além disso, foi pedido aos pacientes que contactassem

imediatamente a clínica caso apresentassem alguma dificuldade/complicação relacionada com a sua reabilitação oral. Estas informações foram prontamente registadas num software específico desenvolvido e utilizado como controlo dos indicadores de qualidade da clínica.

Este estudo foi conduzido de acordo com a declaração de Helsínquia da Associação Médica Mundial – princípios éticos para a investigação médica envolvendo seres humanos.

3.4 CRITÉRIOS DE INCLUSÃO E EXCLUSÃO

Os participantes elegíveis foram identificados através da revisão do registo clínico e foram aplicados os seguintes critérios de inclusão:

- Pacientes com 18 anos ou mais;
- Pacientes edêntulos reabilitados com implantes dentários;
- Pacientes edêntulos reabilitados com ZIRCAP, em pelo menos uma das arcadas;
- ZIRCAP com mínimo de 1 ano após colocação da prótese definitiva;
- Comparência na consulta para realização do questionário e avaliação clínica.

Os critérios de exclusão aplicados foram os seguintes:

- Pacientes com menos de 1 ano de inserção da ZIRCAP definitiva;
- Pacientes que não desejam assinar o termo de consentimento informado para o exame clínico;
- Grávidas.

3.5 PROCEDIMENTO

Após verificada a osteointegração dos implantes, foi iniciada a reabilitação protética final dos pacientes. O desenho da estrutura protética foi uma decisão centrada no paciente, tendo por base uma avaliação de fatores objetivos e subjetivos específicos, nomeadamente: dimensão vertical, relação horizontal maxilo-mandibular e expectativas estéticas. Foram explicadas as vantagens e desvantagens presumidas deste tipo de reabilitação com base na mais recente literatura científica disponível, deixando a decisão final a cargo do paciente.

As etapas clínicas e laboratoriais foram mantidas o mais semelhantes possível. Em síntese, foi realizada uma impressão com moldeira individual aberta ao nível do pilar e o modelo de gesso foi vazado e montado em articulador (Arto[®], Baumann Dental GmbH). O modelo maxilar foi montado seguindo um registo de arco facial e o modelo mandibular seguindo um registo de relação cêntrica. Os modelos articulados foram depois digitalizados usando um scanner de bancada (DOF-Freedom UHD) e os ficheiros resultantes importados para um software CAD (Exocad).

Para testar a passividade da estrutura projetada no software, foi fresada uma barra inicial de alumínio (TA-Aluminium, Techarts[®]) e verificada clínica e radiograficamente na boca do paciente, para avaliação da passividade dos implantes.

As estruturas protéticas finais foram fresadas em zircónia cúbica multicamada (5Y-TZP) (Dental Direkt) numa única fresadora (imes-icore 350i Loader Pro). Foi realizado um procedimento de *cutback* na fase de *design* digital (antes da fresagem), limitado de canino a canino, para proporcionar um espaço entre 0,6 a 0,8mm, revestido de IPS e.max Ceram[®] nas superfícies vestibulares (uma vitrocerâmica de fluorapatite). Na morfologia dentária utilizaram-se o Power Dentin[®] e o Power Incisal[®], uma vez que proporcionam grande opacidade e brilho, refletindo de forma intensa a luz. Para mimetizar o tecido mole foi usada a Gengiva[®], o *degradé* de cor varia do laranja ao avermelhado chegando ao azulado, o que permite a imitação da gengiva natural.

A cimentação química e mecânica foi realizada com retenção interna na zircónia, Monobond[®] Plus (Ivoclar Vivadent) aplicado na *interface* entre o titânio e a zircónia. Por fim, foi utilizado um cimento híbrido para pilares Multilink[®] (Ivoclar Vivadent), à base de polímero com autopolimerização.

Todas as reabilitações (provisórias e definitivas) seguiram um esquema de oclusão mutuamente protegido. Clinicamente, utilizou-se uma combinação de pressão digital e os testes de Sheffield, para avaliação do ajuste e passividade da estrutura, seguida de avaliação radiográfica periapical.

Os parafusos foram apertados seguindo as instruções do fabricante, os do pilar a 20Ncm e os da prótese a 10Ncm. Foi colocada fita de politetrafluoroetileno cobrindo os parafusos da prótese, e foi utilizada uma resina composta

nanohíbrida fotopolimerizável (Synergy D6, Coltene) para selar as câmaras de acesso.



Figura 3 - Protocolo laboratorial de construção de ZIRCAP

3.6 REGISTO DE DADOS E VARIÁVEIS

Outcome 1: Caracterização sociodemográfica e clínica

Os dados dos pacientes agendados para ZIRCAP foram registados nas seguintes categorias: idade, género, arcada tratada, número de implantes colocados, número de dentes de prótese utilizados, tempo de seguimento e descrição da arcada antagonista (dentição natural, resina acrílica ou zircónia monolítica).

Outcome 2: Goteira Noturna, Cantilever e Complicações Técnicas / Mecânicas

Foram registados dados adicionais relativamente ao uso de protetor oclusal noturno, ao comprimento do *cantilever* oclusal e às complicações minor e major identificadas ao longo do estudo.

Todos os pacientes receberam um protetor oclusal noturno moldado a vácuo no momento da colocação definitiva da prótese.

Para efeitos descritivos, as complicações técnicas/mecânicas encontradas foram divididas em complicações minor e major. As complicações minor foram consideradas aquelas para as quais a correção em consultório foi viável sem afetar a função da prótese. As complicações major foram aquelas que necessitaram de retratamento em laboratório implicando custos adicionais.

Foram identificadas como complicações minor: desgaste mínimo da zircónia, lascas mínimas de zircónia, perda do material restaurador do acesso ao parafuso, desaperto do parafuso, desaperto do intermediário protético e perda ou descimentação do *interface* (59,60).

Foram consideradas complicações técnicas major: grande desgaste da zircónia, grandes lascas de zircónia, fratura do parafuso, fratura do intermediário protético, fratura da estrutura de zircónia e perda ou fratura do implante (59,60). Embora a perda ou fratura do implante seja considerada uma complicação biológica, implica uma consequência técnica imediata, ou seja, a falha da prótese.

A sobrevivência da prótese foi definida como a prótese permanecer *in situ* com ou sem modificações durante todo o período de observação. A falha da prótese foi definida como uma ocorrência que levou à necessidade de renovação de toda a estrutura ou existência de múltiplas fraturas na mesma.

As reconstruções ou intervenções laboratoriais devido a incompatibilidade de cor, discrepância oclusal ou insatisfação do doente por qualquer motivo foram excluídas deste estudo, uma vez que foram considerados fatores clínicos que poderiam ter confundido os resultados do mesmo.

Caso Clínico	Idade	Género	Arcada Tratada	Número de Implantes	Número de Dentes de Prótese	Tempo de Seguimento	Arcada Antagonista
1	_____	<input type="checkbox"/> Feminino <input type="checkbox"/> Masculino	<input type="checkbox"/> Maxila <input type="checkbox"/> Mandíbula	_____	<input type="checkbox"/> 10 <input type="checkbox"/> 12 <input type="checkbox"/> 14	_____ (Meses)	<input type="checkbox"/> Dentição Natural <input type="checkbox"/> Resina Acrílica <input type="checkbox"/> Zircónia monolítica
	Comprimento do Cantilever Oclusal				Complicações		
Goteira Noturna	1° Q	2° Q	3° Q	4° Q	Minor	Major	
<input type="checkbox"/> Sim <input type="checkbox"/> Não	_____ (mm)	_____ (mm)	_____ (mm)	_____ (mm)	<input type="checkbox"/> Desgaste mínimo da zircónia <input type="checkbox"/> Lascas mínimas de zircónia <input type="checkbox"/> Perda do material restaurador do acesso ao parafuso <input type="checkbox"/> Desaperto do parafuso <input type="checkbox"/> Desaperto do intermediário protético <input type="checkbox"/> Perda ou descimentação do <i>interface</i>	<input type="checkbox"/> Grande desgaste da zircónia <input type="checkbox"/> Grandes lascas de zircónia <input type="checkbox"/> Fratura do parafuso <input type="checkbox"/> Fratura do intermediário protético <input type="checkbox"/> Fratura da estrutura de zircónia <input type="checkbox"/> Perda ou fratura do implante	

Figura 4 - Registo individual de dados e variáveis

3.7 ANÁLISE ESTATÍSTICA

Os dados foram analisados com o programa SPSS, versão 29.0 (IBM Corp., 2023). As estatísticas descritivas foram apresentadas como frequências (n) e percentagens (%) para as variáveis categóricas, medianas (Med) e quartis (Q1-Q3) para variáveis contínuas. As associações entre variáveis categóricas foram efetuadas com o teste do qui-quadrado ou o teste exato de Fisher, de acordo com as regras de Cochran (61). As associações das variáveis contínuas foram efetuadas com testes de Mann-Whitney. Para avaliar o tempo até evento foram calculadas estimativas Kaplan-Meier para complicações associadas ao arco oposto e/ou ao tempo de follow-up. Considerou-se significância para $p < 0.05$ (61).

4. RESULTADOS

A Tabela 1 apresenta os resultados das estatísticas descritivas para todas as variáveis estudadas. A amostra total incluiu 75 participantes, dos quais 57.3% eram do sexo feminino e 42.7% do sexo masculino, sem diferença estatisticamente significativa entre os grupos maxilar e mandibular ($p=0.378$). A mediana da idade foi de 57.0 anos no grupo total e no grupo maxilar, enquanto no grupo mandibular foi de 56.5 anos, sem diferença significativa ($p=0.686$).

Relativamente à distribuição dos *cantilevers* oclusais, os participantes tratados na arcada maxilar apresentaram *cantilevers* exclusivamente no primeiro e segundo quadrantes, enquanto os tratados na arcada mandibular tinham *cantilevers* apenas no terceiro e quarto quadrantes. No grupo maxilar, a distribuição foi semelhante entre o primeiro e o segundo quadrantes: 37.3% dos *cantilevers* mediam 1-5 mm, 41.2% mediam 6-10 mm e 21.6%-25.5% mediam 11-16 mm. No grupo mandibular, a distribuição também foi semelhante entre o terceiro e o quarto quadrantes, com 20.8% dos *cantilevers* a medir 1-5 mm, 25.0%-45.8% a medir 6-10 mm e 33.3%-54.2% a medir 11-16 mm. Como nenhum participante apresentou *cantilevers* em ambas as arcadas, não houve dados disponíveis para comparação no grupo total.

A mediana do tempo de seguimento foi de 33.0 meses nos grupos total e maxilar e de 28.0 meses no grupo mandibular, sem diferença significativa ($p=0.485$).

O número de implantes variou, com 22.7% dos participantes a terem 4 implantes, 8.0% a terem 5, 60.0% a terem 6, 5.3% a terem 7 e 4.0% a terem 8. Foi observada uma diferença estatisticamente significativa ao agrupar o número de implantes em 4-5 e ≥ 6 implantes ($p=0.013$), com 50.0% dos participantes do grupo mandibular a possuírem 4-5 implantes, comparativamente a 21.6% no grupo maxilar.

Relativamente à arcada tratada, 68.0% dos participantes receberam tratamento na arcada maxilar e 32.0% na arcada mandibular, sendo que todos os participantes de cada grupo receberam tratamento exclusivamente numa única arcada (não computado devido à ausência de dados no grupo oposto).

O uso de goteira noturna foi semelhante entre os grupos, com 54.7% dos participantes a utilizá-la ($p=0.952$). O tipo de arcada oposta apresentou uma diferença significativa ($p<0.001$), sendo a zircónia monolítica mais frequente no grupo mandibular (87.5%) comparativamente ao grupo maxilar (43.1%), enquanto a dentição natural foi mais comum no grupo maxilar (47.1%) do que no grupo mandibular (4.2%).

Relativamente às complicações minor, verificaram-se lascas mínimas de zircónia em 10.7% dos participantes ($p=0.424$), desaperto do intermediário protético em 4.0% ($p=0.238$), desaperto do parafuso em 5.3% ($p=0.589$), desgaste mínimo da zircónia em 20.0% ($p>0.990$) e não foi observada descimentação do *interface* em nenhum participante; nem registada nenhuma perda do material restaurador do acesso ao parafuso.

Quanto às complicações major, a fratura da estrutura de zircónia ocorreu em 2.7% dos participantes, com uma tendência para significância ($p=0.099$), uma vez que foi observada apenas no grupo mandibular (8.3%). A ocorrência de grandes lascas de zircónia foi observada em 2.7% dos participantes ($p>0.990$), a fratura do parafuso em 1.3% ($p=0.320$), a fratura do intermediário protético em 1.3% ($p=0.320$), perda ou fratura do implante em 1.3% ($p>0.990$) e o desgaste grave da zircónia em 4.0% ($p>0.990$).

Relativamente ao número total de complicações minor, 70.7% dos participantes não apresentaram nenhuma, 18.7% tiveram uma e 10.7% tiveram duas, sem diferença significativa entre os grupos ($p>0.990$). No que diz respeito às complicações major, 90.7% dos participantes não apresentaram nenhuma, enquanto 9.3% tiveram pelo menos uma ($p=0.673$).

Tabela 1 - Análise inicial dos participantes por tipo de arco tratado

	Total	Maxila (n=51)	Mandíbula (n=24)	p-valor
Género				
Feminino	43 (57.3%)	31 (60.8%)	12 (50.0%)	0.378
Masculino	32 (42.7%)	20 (39.2%)	12 (50.0%)	
Idade (anos)	57.0 (52.0 - 67.0)	57.0 (52.0 - 67.0)	56.5 (53.0 - 67.5)	0.686
Comprimento dos cantilevers				
1º Q (mm)				
1-5	19 (37.3%)	19 (37.3%)	0 (0.0%)	(a)
6-10	21 (41.2%)	21 (41.2%)	0 (0.0%)	
11-16	11 (21.6%)	11 (21.6%)	0 (0.0%)	
2º Q (mm)				
1-5	17 (33.3%)	17 (33.3%)	0 (0.0%)	(a)
6-10	21 (41.2%)	21 (41.2%)	0 (0.0%)	
11-16	13 (25.5%)	13 (25.5%)	0 (0.0%)	
3º Q (mm)				
1-5	5 (20.8%)	0 (0.0%)	5 (20.8%)	(a)
6-10	6 (25.0%)	0 (0.0%)	6 (25.0%)	
11-16	13 (54.2%)	0 (0.0%)	13 (54.2%)	
4º Q (mm)				
1-5	5 (20.8%)	0 (0.0%)	5 (20.8%)	(a)
6-10	11 (45.8%)	0 (0.0%)	11 (45.8%)	
11-16	8 (33.3%)	0 (0.0%)	8 (33.3%)	
Tempo de seguimento (meses)	33.0 (21.0 - 51.0)	33.0 (22.0 - 53.0)	28.0 (19.5 - 44.0)	0.485
Número de implantes				
4	17 (22.7%)	6 (11.8%)	11 (45.8%)	(b)
5	6 (8.0%)	5 (9.8%)	1 (4.2%)	
6	45 (60.0%)	33 (64.7%)	12 (50.0%)	
7	4 (5.3%)	4 (7.8%)	0 (0.0%)	
8	3 (4.0%)	3 (5.9%)	0 (0.0%)	
Número de implantes				
4-5	23 (31%)	11 (21.6%)	12 (50.0%)	0.013*
≥6	52 (69%)	40 (78.4%)	12 (50.0%)	
Arco tratado				
Maxila	51 (68.0%)	51 (100.0%)	0 (0.0%)	(a)
Mandíbula	24 (32.0%)	0 (0.0%)	24 (100.0%)	
Goteira				
Não	34 (45.3%)	23 (45.1%)	11 (45.8%)	0.952
Sim	41 (54.7%)	28 (54.9%)	13 (54.2%)	
Arcada oposta				
Zircónia monolítica	43 (57.3%)	22 (43.1%)	21 (87.5%)	<0.001** *
Resina acrílica	7 (9.3%)	5 (9.8%)	2 (8.3%)	
Dentição natural	25 (33.3%)	24 (47.1%)	1 (4.2%)	
Complicações minor				
Lascas mínimas de zirconia				
Não	67 (89.3%)	44 (86.3%)	23 (95.8%)	0.424
Sim	8 (10.7%)	7 (13.7%)	1 (4.2%)	
Desaperto do intermediário protético				
Não	72 (96.0%)	50 (98.0%)	22 (91.7%)	0.238
Sim	3 (4.0%)	1 (2.0%)	2 (8.3%)	
Desaperto do parafuso				
Não	71 (94.7%)	49 (96.1%)	22 (91.7%)	0.589
Sim	4 (5.3%)	2 (3.9%)	2 (8.3%)	
Perda ou descimentação do interface				
Não	75 (100.0%)	51 (100.0%)	24 (100.0%)	(a)
Sim	0 (0.0%)	0 (0.0%)	0 (0.0%)	
Desgaste mínimo da zirconia				
Não	60 (80.0%)	41 (80.4%)	19 (79.2%)	> 0.990
Sim	15 (20.0%)	10 (19.6%)	5 (20.8%)	
Perda do material restaurador do acesso ao parafuso				

	Total	Maxila (n=51)	Mandíbula (n=24)	p-valor
Não	75 (100.0%)	51 (100.0%)	24 (100.0%)	(a)
Sim	0 (0.0%)	0 (0.0%)	0 (0.0%)	
Complicações major				
Fratura da estrutura de zirconia				
Não	73 (97.3%)	51 (100.0%)	22 (91.7%)	0.099‡
Sim	2 (2.7%)	0 (0.0%)	2 (8.3%)	
Grandes lascas de zirconia				
Não	73 (97.3%)	49 (96.1%)	24 (100.0%)	> 0.990
Sim	2 (2.7%)	2 (3.9%)	0 (0.0%)	
Fratura do parafuso				
Não	74 (98.7%)	51 (100.0%)	23 (95.8%)	0.320
Sim	1 (1.3%)	0 (0.0%)	1 (4.2%)	
Fratura do intermediário protético				
Não	74 (98.7%)	51 (100.0%)	23 (95.8%)	0.320
Sim	1 (1.3%)	0 (0.0%)	1 (4.2%)	
Perda ou fratura do implante				
Não	74 (98.7%)	50 (98.0%)	24 (100.0%)	> 0.990
Sim	1 (1.3%)	1 (2.0%)	0 (0.0%)	
Grande desgaste de zirconia				
Não	72 (96.0%)	49 (96.1%)	23 (95.8%)	> 0.990
Sim	3 (4.0%)	2 (3.9%)	1 (4.2%)	
Total de complicações minor				
0	53 (70.7%)	36 (70.6%)	17 (70.8%)	> 0.990
1	14 (18.7%)	10 (19.6%)	4 (16.7%)	
2	8 (10.7%)	5 (9.8%)	3 (12.5%)	
Total de complicações major				
0	68 (90.7%)	47 (92.2%)	21 (87.5%)	0.673
≥ 1	7 (9.3%)	4 (7.9%)	3 (12.5%)	
1	5 (6.7%)	3 (5.9%)	2 (8.3%)	
2	1 (1.3%)	1 (2.0%)	0 (0.0%)	
3	1 (1.3%)	0 (0.0%)	1 (4.2%)	

Resultados foram apresentados como n (%) para variáveis categóricas e medianas (Med) e quartis (Q1–Q3) para variáveis contínuas; o valor de p foi calculado com o teste do qui-quadrado ou o teste exato de Fisher para variáveis categóricas, de acordo com as regras de Cochran (Jin e Higgins, 2020)(61) e com testes de Mann-Whitney para variáveis contínuas; (a) não calculado devido à ausência de dados; (b) calculado com uma alternativa com categorias agrupadas; ‡p<0.10; *p<0.05; **p<0.01; ***p<0.001

Os resultados da Tabela 2 mostram a comparação das complicações consoante o tipo de arcada oposta. As complicações minor foram mais frequentes nos participantes com próteses de zircónia monolítica (37.2%), enquanto não foram observadas no grupo com resina acrílica e afetaram 24.0% dos participantes com dentição natural (p=0.099).

Entre as complicações minor específicas, a presença de lascas mínimas de zircónia foi significativamente mais frequente no grupo com prótese de zircónia monolítica (18.6%), sem registos nos outros dois grupos (p=0.047). O desgaste mínimo da zircónia também foi mais prevalente no grupo com zircónia monolítica (27.9%) em comparação com 12.0% nos participantes com dentição natural e ausência no grupo com resina acrílica (p=0.109). As restantes complicações minor, como o desaperto do intermediário protético e o desaperto do parafuso, ocorreram em baixa frequência e sem diferenças significativas entre grupos.

As complicações major foram menos frequentes, registando-se pelo menos um evento em 14.0% dos participantes com zircónia monolítica, 4.0% nos participantes com dente natural e nenhum caso no grupo com resina acrílica ($p=0.317$). Fraturas da estrutura de zircónia e grandes lascas de zircónia foram exclusivas do grupo com zircónia monolítica, afetando 4.7% dos participantes. Fraturas do parafuso e do intermediário protético ocorreram apenas neste grupo, em 2.3% dos casos. A perda ou fratura do implante foi observada num único participante com dente natural antagonista (4.0%), sem casos nos outros grupos ($p=0.427$). O grande desgaste da zircónia foi registado em 7.0% dos participantes com zircónia monolítica e não foi observado nos restantes grupos ($p=0.475$).

Tabela 2 - Comparação de complicações por tipo de arcada oposta

	Zircónia monolítica (n=43)	Resina acrílica (n=7)	Dentição natural (n=25)	p-valor
Complicações minor				
Lascas mínimas de zirconia				
Não	35 (81.4%)	7 (100.0%)	25 (100.0%)	0.047*
Sim	8 (18.6%)	0 (0.0%)	0 (0.0%)	
Desaperto do intermediário protético				
Não	41 (95.3%)	7 (100.0%)	24 (96.0%)	>0.990
Sim	2 (4.7%)	0 (0.0%)	1 (4.0%)	
Desaperto do parafuso				
Não	41 (95.3%)	7 (100.0%)	23 (92.0%)	0.746
Sim	2 (4.7%)	0 (0.0%)	2 (8.0%)	
Perda ou descimentação do interface				
Não	43 (100.0%)	7 (100.0%)	25 (100.0%)	(a)
Sim	0 (0.0%)	0 (0.0%)	0 (0.0%)	
Desgaste mínimo da zirconia				
Não	31 (72.1%)	7 (100.0%)	22 (88.0%)	0.109
Sim	12 (27.9%)	0 (0.0%)	3 (12.0%)	
Perda do material restaurador do acesso ao parafuso				
Não	43 (100.0%)	7 (100.0%)	25 (100.0%)	(a)
Sim	0 (0.0%)	0 (0.0%)	0 (0.0%)	
Complicações major				
Fratura da estrutura de zirconia				
Não	41 (95.3%)	7 (100.0%)	25 (100.0%)	0.613
Sim	2 (4.7%)	0 (0.0%)	0 (0.0%)	
Grandes lascas de zirconia				
Não	41 (95.3%)	7 (100.0%)	25 (100.0%)	0.613
Sim	2 (4.7%)	0 (0.0%)	0 (0.0%)	
Fratura do parafuso				
Não	42 (97.7%)	7 (100.0%)	25 (100.0%)	>0.990
Sim	1 (2.3%)	0 (0.0%)	0 (0.0%)	
Fratura do intermediário protético				
Não	42 (97.7%)	7 (100.0%)	25 (100.0%)	>0.990
Sim	1 (2.3%)	0 (0.0%)	0 (0.0%)	
Perda ou fratura do implante				
Não	43 (100.0%)	7 (100.0%)	24 (96.0%)	0.427
Sim	0 (0.0%)	0 (0.0%)	1 (4.0%)	
Grande desgaste de zirconia				
Não	40 (93.0%)	7 (100.0%)	25 (100.0%)	0.475
Sim	3 (7.0%)	0 (0.0%)	0 (0.0%)	
Total de complicações minor				
0	27 (62.8%)	7 (100.0%)	19 (76.0%)	0.099‡
≥1	16 (37.2%)	0 (0.0%)	6 (24.0%)	
Total de complicações major				
0	37 (86.0%)	7 (100.0%)	24 (96.0%)	0.317
≥1	6 (14.0%)	0 (0.0%)	1 (4.0%)	

Resultados apresentados como n (%) para variáveis categóricas e medianas; o valor de p foi calculado com o teste do qui-quadrado ou o teste exato de Fisher para variáveis categóricas, de acordo com as regras de Cochran (Jin e Higgins, 2020)(61); (a) não calculado devido à ausência de dados; ‡p<0.10; *p<0.05; **p<0.01; ***p<0.001

Os resultados da Tabela 3 mostram a associação entre as complicações e o tempo de seguimento. A presença de complicações minor esteve significativamente associada a um maior tempo de seguimento, com os participantes que apresentaram pelo menos uma complicação minor a registarem uma mediana de 44.5 meses (27.0–60.0), em comparação com 32.0 meses (18.0–44.0) nos participantes sem complicações ($p=0.046$).

Entre as complicações minor específicas, o desgaste mínimo da zircónia foi significativamente mais frequente nos participantes com um tempo de seguimento mais longo, apresentando uma mediana de 57.0 meses (27.0–81.0) face a 30.0 meses (18.0–43.5) nos participantes sem desgaste ($p=0.004$). As restantes complicações minor, como as lascas mínimas de zircónia, o desaperto do intermediário protético e o desaperto do parafuso, não apresentaram diferenças significativas no tempo de seguimento.

As complicações major foram menos frequentes, afetando apenas 9.3% dos participantes, e não demonstraram associação significativa com o tempo de seguimento ($p=0.750$). Entre as complicações major específicas, as grandes lascas de zircónia foram observadas em participantes com um tempo de seguimento mediano de 22.0 meses (15.0–29.0), mas sem alcançar significância estatística ($p=0.285$). Outras complicações major, como fraturas da estrutura, do parafuso e do intermediário protético, bem como a perda ou fratura do implante e o grande desgaste da zircónia, ocorreram em poucos casos e não apresentaram diferenças significativas no tempo de seguimento.

Tabela 3 - Associação das complicações com o tempo de seguimento

	n (%)	Tempo de seguimento (meses)	p-valor
Complicações minor			
Lascas mínimas de zirconia			
Não	67 (89.3%)	33.0 (23.0 - 51.0)	0.618
Sim	8 (10.7%)	24.0 (18.5 - 51.5)	
Desaperto do intermediário protético			
Não	72 (96.0%)	33.0 (21.0 - 52.0)	0.871
Sim	3 (4.0%)	31.0 (27.0 - 46.0)	
Desaperto do parafuso			
Não	71 (94.7%)	33.0 (21.0 - 46.0)	0.715
Sim	4 (5.3%)	41.0 (20.5 - 68.0)	
Perda ou descimentação do <i>interface</i>			
Não	75 (100.0%)	33.0 (21.0 - 51.0)	(a)
Sim	0 (0.0%)	(a)	
Desgaste mínimo da zirconia			
Não	60 (80.0%)	30.0 (18.0 - 43.5)	0.004**
Sim	15 (20.0%)	57.0 (27.0 - 81.0)	
Perda do material restaurador do acesso ao parafuso			
Não	75 (100.0%)	33.0 (21.0 - 51.0)	(a)
Sim	0 (0.0%)	(a)	
Complicações major			
Fratura da estrutura de zirconia			
Não	73 (97.3%)	33.0 (21.0 - 51.0)	0.960
Sim	2 (2.7%)	34.5 (25.0 - 44.0)	
Grandes lascas de zirconia			
Não	73 (97.3%)	33.0 (22.0 - 51.0)	0.285
Sim	2 (2.7%)	22.0 (15.0 - 29.0)	
Fratura do parafuso			
Não	74 (98.7%)	32.5 (21.0 - 51.0)	0.419
Sim	1 (1.3%)	46.0 (46.0 - 46.0)	
Fratura do intermediário protético			
Não	74 (98.7%)	32.5 (21.0 - 51.0)	0.419
Sim	1 (1.3%)	46.0 (46.0 - 46.0)	
Perda ou fratura do implante			
Não	74 (98.7%)	32.5 (21.0 - 51.0)	0.835
Sim	1 (1.3%)	35.0 (35.0 - 35.0)	
Grande desgaste de zirconia			
Não	72 (96.0%)	33.0 (21.5 - 52.0)	0.607
Sim	3 (4.0%)	27.0 (15.0 - 46.0)	
Total de complicações minor			
0	53 (70.7%)	32.0 (18.0 - 44.0)	0.046*
≥1	22 (29.4%)	44.5 (27.0 - 60.0)	
Total de complicações major			
0	68 (90.7%)	33.0 (21.0 - 53.0)	0.750
≥1	7 (9.3%)	29.0 (25.0 - 44.0)	

Resultados apresentados como n (%) para variáveis categóricas e medianas (Med) e quartis (Q1-Q3) para variáveis contínuas; o valor de p foi calculado com testes de Mann-Whitney para variáveis contínuas; (a) não calculado devido à ausência de dados; ‡p<0.10; *p<0.05; **p<0.01; ***p<0.001

Os resultados da Tabela 4 apresentam a comparação das complicações em função do número de implantes (4-5 vs. ≥ 6).

Entre as complicações minor, o desgaste mínimo da zircónia foi mais frequente nos participantes com 4-5 implantes (34.8%) do que naqueles com 6 ou mais implantes (13.5%), com uma tendência para significância estatística ($p=0.057$). Além disso, a presença de pelo menos uma complicação minor foi mais comum no grupo com 4-5 implantes (43.5%) comparativamente ao grupo com 6 ou mais implantes (23.1%), também com uma tendência para significância ($p=0.074$). As restantes complicações minor, como lascas mínimas de zircónia, desaperto do intermediário protético e desaperto do parafuso, não apresentaram diferenças estatisticamente significativas entre os grupos.

As complicações major foram pouco frequentes e não mostraram associação significativa com o número de implantes. A fratura da estrutura de zircónia ocorreu apenas em dois participantes com 6 ou mais implantes (3.8%; $p>0.990$). As grandes lascas de zircónia, a fratura do parafuso e do intermediário protético, bem como a perda ou fratura do implante e o grande desgaste da zircónia, também não diferiram significativamente entre os grupos. A ocorrência de pelo menos uma complicação major foi semelhante entre os grupos (8.7% nos participantes com 4-5 implantes vs. 9.6% nos participantes com ≥ 6 implantes; $p>0.990$).

Tabela 4 - Comparação das complicações pelo número de implantes

	Número de implantes		p-valor
	4-5	≥6	
Complicações minor			
Lascas mínimas de zirconia			
Não	20 (87.0%)	47 (90.4%)	0.695
Sim	3 (13.0%)	5 (9.6%)	
Desaperto do intermediário protético			
Não	21 (91.3%)	51 (98.1%)	0.221
Sim	2 (8.7%)	1 (1.9%)	
Desaperto do parafuso			
Não	21 (91.3%)	50 (96.2%)	0.582
Sim	2 (8.7%)	2 (3.8%)	
Perda ou descimentação do <i>interface</i>			
Não	23 (100.0%)	52 (100.0%)	(a)
Sim	0 (0.0%)	0 (0.0%)	
Desgaste mínimo da zirconia			
Não	15 (65.2%)	45 (86.5%)	0.057‡
Sim	8 (34.8%)	7 (13.5%)	
Perda do material restaurador do acesso ao parafuso			
Não	23 (100.0%)	52 (100.0%)	(a)
Sim	0 (0.0%)	0 (0.0%)	
Complicações major			
Fratura da estrutura de zirconia			
Não	23 (100.0%)	50 (96.2%)	>0.990
Sim	0 (0.0%)	2 (3.8%)	
Grandes lascas de zirconia			
Não	22 (95.7%)	51 (98.1%)	0.522
Sim	1 (4.3%)	1 (1.9%)	
Fratura do parafuso			
Não	22 (95.7%)	52 (100.0%)	0.307
Sim	1 (4.3%)	0 (0.0%)	
Fratura do intermediário protético			
Não	22 (95.7%)	52 (100.0%)	0.307
Sim	1 (4.3%)	0 (0.0%)	
Perda ou fratura do implante			
Não	23 (100.0%)	51 (98.1%)	>0.990
Sim	0 (0.0%)	1 (1.9%)	
Grande desgaste de zirconia			
Não	21 (91.3%)	51 (98.1%)	0.221
Sim	2 (8.7%)	1 (1.9%)	
Total de complicações minor			
0	13 (56.5%)	40 (76.9%)	0.074‡
≥1	10 (43.5%)	12 (23.1%)	
Total de complicações major			
0	21 (91.3%)	47 (90.4%)	>0.990
≥1	2 (8.7%)	5 (9.6%)	

Resultados apresentados como n (%) para variáveis categóricas e medianas; o valor de p foi calculado com o teste do qui-quadrado ou o teste exato de Fisher para variáveis categóricas, de acordo com as regras de Cochran (Jin e Higgins, 2020)(61); (a) não calculado devido à ausência de dados; ‡p<0.10; *p<0.05; **p<0.01; ***p<0.001

Na Tabela 5 é apresentada a associação entre o uso da goteira e a ocorrência de complicações.

Entre as complicações minor, verificou-se que o desgaste mínimo da zircónia foi significativamente mais frequente nos participantes que não utilizaram goteira (35.3%) em comparação com aqueles que a utilizaram (7.3%; $p=0.003$). Além disso, a ocorrência de pelo menos uma complicação minor foi mais comum no grupo sem goteira (41.2%) do que no grupo com goteira (19.5%), com um resultado estatisticamente significativo ($p=0.040$). Já as restantes complicações minor, como lascas mínimas de zircónia, desaperto do intermediário protético e desaperto do parafuso, não apresentaram diferenças relevantes entre os grupos.

Relativamente às complicações major, os resultados não indicaram associações significativas com o uso da goteira. A fratura da estrutura de zircónia, as grandes lascas de zircónia, a fratura do parafuso e do intermediário protético, bem como a perda ou fratura do implante, ocorreram em proporções semelhantes nos dois grupos. O grande desgaste da zircónia foi registado apenas em participantes sem goteira (8.8%), mostrando uma tendência para significância ($p=0.089$). No total, a presença de pelo menos uma complicação major foi comparável entre os grupos (11.8% sem goteira vs. 7.3% com goteira; $p=0.695$).

Tabela 5 - Comparação das complicações por utilização da goteira

	Goteira		p-valor
	Não	Sim	
Complicações minor			
Lascas mínimas de zirconia			
Não	30 (88.2%)	37 (90.2%)	>0.990
Sim	4 (11.8%)	4 (9.8%)	
Desaperto do intermediário protético			
Não	33 (97.1%)	39 (95.1%)	>0.990
Sim	1 (2.9%)	2 (4.9%)	
Desaperto do parafuso			
Não	31 (91.2%)	40 (97.6%)	0.323
Sim	3 (8.8%)	1 (2.4%)	
Perda ou descimentação do interface			
Não	34 (100.0%)	41 (100.0%)	(a)
Sim	0 (0.0%)	0 (0.0%)	
Desgaste mínimo da zirconia			
Não	22 (64.7%)	38 (92.7%)	0.003**
Sim	12 (35.3%)	3 (7.3%)	
Perda do material restaurador do acesso ao parafuso			
Não	34 (100.0%)	41 (100.0%)	(a)
Sim	0 (0.0%)	0 (0.0%)	
Complicações major			
Fratura da estrutura de zirconia			
Não	33 (97.1%)	40 (97.6%)	>0.990
Sim	1 (2.9%)	1 (2.4%)	
Grandes lascas de zirconia			
Não	33 (97.1%)	40 (97.6%)	>0.990
Sim	1 (2.9%)	1 (2.4%)	
Fratura do parafuso			
Não	33 (97.1%)	41 (100.0%)	0.453
Sim	1 (2.9%)	0 (0.0%)	
Fratura do intermediário protético			
Não	33 (97.1%)	41 (100.0%)	0.453
Sim	1 (2.9%)	0 (0.0%)	
Perda ou fratura do implante			
Não	34 (100.0%)	40 (97.6%)	>0.990
Sim	0 (0.0%)	1 (2.4%)	
Grande desgaste de zirconia			
Não	31 (91.2%)	41 (100.0%)	0.089‡
Sim	3 (8.8%)	0 (0.0%)	
Total de complicações minor			
0	20 (58.8%)	33 (80.5%)	0.040*
≥1	14 (41.2%)	8 (19.5%)	
Total de complicações major			
0	30 (88.2%)	38 (92.7%)	0.695
≥1	4 (11.8%)	3 (7.3%)	

Resultados apresentados como n (%) para variáveis categóricas e medianas; o valor de p foi calculado com o teste do qui-quadrado ou o teste exato de Fisher para variáveis categóricas, de acordo com as regras de Cochran (Jin e Higgins, 2020)(61); (a) não calculado devido à ausência de dados; ‡p<0.10; *p<0.05; **p<0.01; ***p<0.001

A avaliação das complicações em função do comprimento do *cantilever* do primeiro quadrante (Tabela 6) não revelou associações estatisticamente significativas.

Entre as complicações minor, verificou-se que a presença de lascas mínimas de zircónia, desaperto do intermediário protético, desaperto do parafuso e desgaste mínimo da zircónia ocorreu em proporções semelhantes nos diferentes grupos. O número de participantes sem complicações minor foi ligeiramente inferior no grupo com *cantilever* de 6-10 mm (71.4%) em comparação com o grupo de 1-5 mm (78.9%), mas sem diferença estatisticamente relevante ($p=0.383$).

No que diz respeito às complicações major, não se registaram casos de fratura da estrutura de zircónia, fratura do parafuso ou fratura do intermediário protético em nenhum dos grupos. A perda ou fratura do implante ocorreu em apenas um participante do grupo de 1-5 mm (5.3%), enquanto o grande desgaste de zircónia foi mais frequente no grupo de 1-5 mm (5.3%) do que no grupo de 6-10 mm (0.0%), sem atingir significância estatística ($p=0.341$). O total de participantes com pelo menos uma complicação major foi semelhante entre os grupos (10.5% vs. 4.8%; $p=0.824$).

Tabela 6 - Comparação das complicações pelo comprimento do *Cantilever* 1° Q (mm)

	Comprimento do Cantilever 1° Q (mm)			
	1-5 (n=5)	6-10 (n=6)	1-5 (n=5)	6-10 (n=6)
Complicações minor				
Lascas mínimas de zirconia				
Não	16 (84.2%)	19 (90.5%)	9 (81.8%)	0.672
Sim	3 (15.8%)	2 (9.5%)	2 (18.2%)	
Desaperto do intermediário protético				
Não	19 (100.0%)	20 (95.2%)	11 (100.0%)	>0.990
Sim	0 (0.0%)	1 (4.8%)	0 (0.0%)	
Desaperto do parafuso				
Não	19 (100.0%)	20 (95.2%)	10 (90.9%)	0.687
Sim	0 (0.0%)	1 (4.8%)	1 (9.1%)	
Perda ou descimentação do <i>interface</i>				
Não	19 (100.0%)	21 (100.0%)	11 (100.0%)	(a)
Sim	0 (0.0%)	0 (0.0%)	0 (0.0%)	
Desgaste mínimo da zirconia				
Não	15 (78.9%)	18 (85.7%)	8 (72.7%)	0.672
Sim	4 (21.1%)	3 (14.3%)	3 (27.3%)	
Perda do material restaurador do acesso ao parafuso				
Não	19 (100.0%)	21 (100.0%)	11 (100.0%)	(a)
Sim	0 (0.0%)	0 (0.0%)	0 (0.0%)	
Complicações major				
Fratura da estrutura de zirconia				
Não	19 (100.0%)	21 (100.0%)	11 (100.0%)	(a)
Sim	0 (0.0%)	0 (0.0%)	0 (0.0%)	
Grandes lascas de zirconia				
Não	18 (94.7%)	20 (95.2%)	11 (100.0%)	>0.990
Sim	1 (5.3%)	1 (4.8%)	0 (0.0%)	
Fratura do parafuso				
Não	19 (100.0%)	21 (100.0%)	11 (100.0%)	(a)
Sim	0 (0.0%)	0 (0.0%)	0 (0.0%)	
Fratura do intermediário protético				
Não	19 (100.0%)	21 (100.0%)	11 (100.0%)	(a)
Sim	0 (0.0%)	0 (0.0%)	0 (0.0%)	
Perda ou fratura do implante				
Não	18 (94.7%)	21 (100.0%)	11 (100.0%)	0.588
Sim	1 (5.3%)	0 (0.0%)	0 (0.0%)	
Grande desgaste de zirconia				
Não	18 (94.7%)	21 (100.0%)	10 (90.9%)	0.341
Sim	1 (5.3%)	0 (0.0%)	1 (9.1%)	
Total de complicações minor				
0	15 (78.9%)	15 (71.4%)	6 (54.5%)	0.383
≥1	4 (21.1%)	6 (28.6%)	5 (45.5%)	
Total de complicações major				
0	17 (89.5%)	20 (95.2%)	10 (90.9%)	0.824
≥1	2 (10.5%)	1 (4.8%)	1 (9.1%)	

Resultados apresentados como n (%) para variáveis categóricas e medianas; o valor de p foi calculado com o teste do qui-quadrado ou o teste exato de Fisher para variáveis categóricas, de acordo com as regras de Cochran (Jin e Higgins, 2020)(61); (a) não calculado devido à ausência de dados; ‡p<0.10; *p<0.05; **p<0.01; ***p<0.001

As complicações observadas em função do comprimento do *cantilever* do segundo quadrante também não apresentaram diferenças estatísticas relevantes (Tabela 7).

Nas complicações minor, as proporções de lascas mínimas de zircónia, desaperto do intermediário protético e desaperto do parafuso foram semelhantes entre os diferentes grupos. A frequência de desgaste mínimo da zircónia foi mais alta no grupo com *cantilever* de 6-10 mm (23.8%) em comparação com o grupo de 1-5 mm (17.6%), mas essa diferença não foi significativa ($p=0.822$). O total de complicações minor não variou substancialmente entre os grupos, com a maior parte dos participantes do grupo de 1-5 mm (82.4%) e do grupo de 6-10 mm (71.4%) não apresentando complicações.

Quanto às complicações major, a perda ou fratura do implante foi observada em um único participante do grupo de 1-5 mm (5.9%) e não houve casos de grandes lascas de zircónia ou fraturas do parafuso e intermediário protético. As diferenças nas complicações major entre os grupos também não atingiram significância estatística ($p=0.588$ e $p=0.333$).

Tabela 7 - Comparação das complicações pelo comprimento do *Cantilever 2° Q* (mm)

	Comprimento do Cantilever 2° Q (mm)			
	1-5 (n=5)	6-10 (n=6)	1-5 (n=5)	6-10 (n=6)
Complicações minor				
Lascas mínimas de zirconia				
Não	15 (88.2%)	18 (85.7%)	11 (84.6%)	>0.990
Sim	2 (11.8%)	3 (14.3%)	2 (15.4%)	
Desaperto do intermediário protético				
Não	17 (100.0%)	21 (100.0%)	12 (92.3%)	0.255
Sim	0 (0.0%)	0 (0.0%)	1 (7.7%)	
Desaperto do parafuso				
Não	17 (100.0%)	20 (95.2%)	12 (92.3%)	0.720
Sim	0 (0.0%)	1 (4.8%)	1 (7.7%)	
Perda ou descimentação do <i>interface</i>				
Não	17 (100.0%)	21 (100.0%)	13 (100.0%)	(a)
Sim	0 (0.0%)	0 (0.0%)	0 (0.0%)	
Desgaste mínimo da zirconia				
Não	14 (82.4%)	16 (76.2%)	11 (84.6%)	0.822
Sim	3 (17.6%)	5 (23.8%)	2 (15.4%)	
Perda do material restaurador do acesso ao parafuso				
Não	17 (100.0%)	21 (100.0%)	13 (100.0%)	(a)
Sim	0 (0.0%)	0 (0.0%)	0 (0.0%)	
Complicações major				
Fratura da estrutura de zirconia				
Não	17 (100.0%)	21 (100.0%)	13 (100.0%)	(a)
Sim	0 (0.0%)	0 (0.0%)	0 (0.0%)	
Grandes lascas de zirconia				
Não	17 (100.0%)	20 (95.2%)	12 (92.3%)	0.720
Sim	0 (0.0%)	1 (4.8%)	1 (7.7%)	
Fratura do parafuso				
Não	17 (100.0%)	21 (100.0%)	13 (100.0%)	(a)
Sim	0 (0.0%)	0 (0.0%)	0 (0.0%)	
Fratura do intermediário protético				
Não	17 (100.0%)	21 (100.0%)	13 (100.0%)	(a)
Sim	0 (0.0%)	0 (0.0%)	0 (0.0%)	
Perda ou fratura do implante				
Não	16 (94.1%)	21 (100.0%)	13 (100.0%)	0.588
Sim	1 (5.9%)	0 (0.0%)	0 (0.0%)	
Grande desgaste de zirconia				
Não	17 (100.0%)	19 (90.5%)	13 (100.0%)	0.333
Sim	0 (0.0%)	2 (9.5%)	0 (0.0%)	
Total de complicações minor				
0	14 (82.4%)	15 (71.4%)	7 (53.8%)	0.243
≥1	3 (17.6%)	6 (28.6%)	6 (46.2%)	
Total de complicações major				
0	16 (94.1%)	19 (90.5%)	12 (92.3%)	>0.990
≥1	1 (5.9%)	2 (9.5%)	1 (7.7%)	

Resultados apresentados como n (%) para variáveis categóricas e medianas; o valor de p foi calculado com o teste do qui-quadrado ou o teste exato de Fisher para variáveis categóricas, de acordo com as regras de Cochran (Jin e Higgins, 2020)(61); (a) não calculado devido à ausência de dados; ‡p<0.10; *p<0.05; **p<0.01; ***p<0.001

Na Tabela 8 são apresentadas as complicações observadas em função do comprimento do *cantilever* do terceiro quadrante. Neste caso também não foram detetadas diferenças estatisticamente significativas entre os grupos.

Nas complicações minor, as proporções de lascas mínimas de zircónia, desaperto do intermediário protético, desaperto do parafuso e perda ou descimentação do *interface* foram semelhantes entre os grupos. A frequência de desgaste mínimo da zircónia foi mais alta no grupo com *cantilever* de 1-5 mm (20%) em comparação com o grupo de 6-10 mm (0%), mas essa diferença não foi significativa ($p=0.349$). O total de complicações minor foi mais elevado no grupo de 1-5 mm, com 20% dos participantes apresentando complicações.

Quanto às complicações major, a fratura da estrutura de zircónia foi observada em um participante do grupo de 1-5 mm (20%) e não houve casos de grandes lascas de zircónia, fraturas do parafuso, fraturas do intermediário protético ou perda/fratura do implante. As diferenças nas complicações major entre os grupos não atingiram significância estatística ($p=0.769$).

Tabela 8 - Comparação das complicações pelo comprimento do *Cantilever 3° Q* (mm)

	Comprimento do Cantilever 3° Q (mm)			
	1-5 (n=5)	6-10 (n=6)	1-5 (n=5)	6-10 (n=6)
Complicações minor				
Lascas mínimas de zirconia				
Não	5 (100.0%)	6 (100.0%)	12 (92.3%)	>0.990
Sim	0 (0.0%)	0 (0.0%)	1 (7.7%)	
Desaperto do intermediário protético				
Não	5 (100.0%)	6 (100.0%)	11 (84.6%)	>0.990
Sim	0 (0.0%)	0 (0.0%)	2 (15.4%)	
Desaperto do parafuso				
Não	5 (100.0%)	6 (100.0%)	11 (84.6%)	0.990
Sim	0 (0.0%)	0 (0.0%)	2 (15.4%)	
Perda ou descimentação do <i>interface</i>				
Não	5 (100.0%)	6 (100.0%)	13 (100.0%)	(a)
Sim	0 (0.0%)	0 (0.0%)	0 (0.0%)	
Desgaste mínimo da zirconia				
Não	4 (80.0%)	6 (100.0%)	9 (69.2%)	0.349
Sim	1 (20.0%)	0 (0.0%)	4 (30.8%)	
Perda do material restaurador do acesso ao parafuso				
Não	5 (100.0%)	6 (100.0%)	13 (100.0%)	(a)
Sim	0 (0.0%)	0 (0.0%)	0 (0.0%)	
Complicações major				
Fratura da estrutura de zirconia				
Não	4 (80.0%)	6 (100.0%)	12 (92.3%)	0.435
Sim	1 (20.0%)	0 (0.0%)	1 (7.7%)	
Grandes lascas de zirconia				
Não	5 (100.0%)	6 (100.0%)	13 (100.0%)	(a)
Sim	0 (0.0%)	0 (0.0%)	0 (0.0%)	
Fratura do parafuso				
Não	5 (100.0%)	6 (100.0%)	12 (92.3%)	>0.990
Sim	0 (0.0%)	0 (0.0%)	1 (7.7%)	
Fratura do intermediário protético				
Não	5 (100.0%)	6 (100.0%)	12 (92.3%)	>0.990
Sim	0 (0.0%)	0 (0.0%)	1 (7.7%)	
Perda ou fratura do implante				
Não	5 (100.0%)	6 (100.0%)	13 (100.0%)	(a)
Sim	0 (0.0%)	0 (0.0%)	0 (0.0%)	
Grande desgaste de zirconia				
Não	5 (100.0%)	6 (100.0%)	12 (92.3%)	>0.990
Sim	0 (0.0%)	0 (0.0%)	1 (7.7%)	
Total de complicações minor				
0	4 (80.0%)	6 (100.0%)	7 (53.8%)	0.110
≥1	1 (20.0%)	0 (0.0%)	6 (46.2%)	
Total de complicações major				
0	4 (80.0%)	6 (100.0%)	11 (84.6%)	0.769
≥1	1 (20.0%)	0 (0.0%)	2 (15.4%)	

Resultados apresentados como n (%) para variáveis categóricas e medianas; o valor de p foi calculado com o teste do qui-quadrado ou o teste exato de Fisher para variáveis categóricas, de acordo com as regras de Cochran (Jin e Higgins, 2020)(61); (a) não calculado devido à ausência de dados; ‡p<0.10; *p<0.05; **p<0.01; ***p<0.001

As complicações observadas em função do comprimento do *cantilever* do quarto quadrante revelaram algumas diferenças estatisticamente significativas, nomeadamente nas complicações major (Tabela 9).

Nas complicações minor, as proporções de lascas mínimas de zircónia, desaperto do intermediário protético, desaperto do parafuso e perda ou descimentação do *interface* não mostraram diferenças significativas entre os grupos. O desgaste mínimo da zircónia foi mais prevalente no grupo de 6-10 mm (27.3%) em comparação com os outros grupos (0% no grupo 1-5 mm e 25% no grupo 11-16 mm), mas a diferença não foi significativa ($p=0.664$). O total de complicações minor foi mais alto no grupo de 11-16 mm (50%), mas sem significância estatística ($p=0.152$).

Nas complicações major, a fratura da estrutura de zircónia foi observada em 40% dos participantes do grupo de 1-5 mm, enquanto nos outros grupos não houve casos, com uma diferença significativa entre os grupos ($p=0.036$). Não houve fraturas do parafuso ou do intermediário protético em todos os grupos, mas o total de complicações major foi mais alto no grupo de 1-5 mm (40%), comparado com os outros grupos, com uma tendência significativa ($p=0.072$).

Tabela 9 - Comparação das complicações pelo comprimento do *Cantilever 4° Q* (mm)

	Comprimento do Cantilever 4° Q (mm)			p-valor
	1-5 (n=5)	6-10 (n=6)	11-16 (n=13)	
Complicações minor				
Lascas mínimas de zirconia				
Não	5 (100.0%)	10 (90.9%)	8 (100.0%)	>0.990
Sim	0 (0.0%)	1 (9.1%)	0 (0.0%)	
Desaperto do intermediário protético				
Não	5 (100.0%)	11 (100.0%)	6 (75.0%)	0.138
Sim	0 (0.0%)	0 (0.0%)	2 (25.0%)	
Desaperto do parafuso				
Não	5 (100.0%)	10 (90.9%)	7 (87.5%)	>0.990
Sim	0 (0.0%)	1 (9.1%)	1 (12.5%)	
Perda ou descimentação do <i>interface</i>				
Não	5 (100.0%)	11 (100.0%)	8 (100.0%)	(a)
Sim	0 (0.0%)	0 (0.0%)	0 (0.0%)	
Desgaste mínimo da zirconia				
Não	5 (100.0%)	8 (72.7%)	6 (75.0%)	0.664
Sim	0 (0.0%)	3 (27.3%)	2 (25.0%)	
Perda do material restaurador do acesso ao parafuso				
Não	5 (100.0%)	11 (100.0%)	8 (100.0%)	(a)
Sim	0 (0.0%)	0 (0.0%)	0 (0.0%)	
Complicações major				
Fratura da estrutura de zirconia				
Não	3 (60.0%)	11 (100.0%)	8 (100.0%)	0.036*
Sim	2 (40.0%)	0 (0.0%)	0 (0.0%)	
Grandes lascas de zirconia				
Não	5 (100.0%)	11 (100.0%)	8 (100.0%)	(a)
Sim	0 (0.0%)	0 (0.0%)	0 (0.0%)	
Fratura do parafuso				
Não	5 (100.0%)	11 (100.0%)	7 (87.5%)	0.542
Sim	0 (0.0%)	0 (0.0%)	1 (12.5%)	
Fratura do intermediário protético				
Não	5 (100.0%)	11 (100.0%)	7 (87.5%)	0.542
Sim	0 (0.0%)	0 (0.0%)	1 (12.5%)	
Perda ou fratura do implante				
Não	5 (100.0%)	11 (100.0%)	8 (100.0%)	(a)
Sim	0 (0.0%)	0 (0.0%)	0 (0.0%)	
Grande desgaste de zirconia				
Não	5 (100.0%)	11 (100.0%)	7 (87.5%)	0.542
Sim	0 (0.0%)	0 (0.0%)	1 (12.5%)	
Total de complicações minor				
0	5 (100.0%)	8 (72.7%)	4 (50.0%)	0.152
≥1	0 (0.0%)	3 (27.3%)	4 (50.0%)	
Total de complicações major				
0	3 (60.0%)	11 (100.0%)	7 (87.5%)	0.072‡
≥1	2 (40.0%)	0 (0.0%)	1 (12.5%)	

Resultados apresentados como n (%) para variáveis categóricas e medianas; o valor de p foi calculado com o teste do qui-quadrado ou o teste exato de Fisher para variáveis categóricas, de acordo com as regras de Cochran (Jin e Higgins, 2020)(61); (a) não calculado devido à ausência de dados; ‡p<0.10; *p<0.05; **p<0.01; ***p<0.001

Tabela 10 - Sobrevivência livre de complicações para a complicação de fratura da estrutura de zircónia

	Sobrevivência livre de complicação de fratura da estrutura de zircónia					Teste Log -rank
	12 meses	24 meses	36 meses	48 meses	60 meses	
Arcada oposta						
Zircónia monolítica (n=43)	100%	100%	96.3%	89.4%	89.4%	p=0.433
Resina acrílica (n=7)	100%	100%	100%	100%	100%	
Dentição natural (n=75)	100%	100%	100%	100%	100%	

Estimado via Kaplan-Meier; ‡p<0.10; *p<0.05; **p<0.01; ***p<0.001

As tabelas 10 a 13 apresentam os resultados sobre a sobrevivência livre de complicações ao longo do tempo (12 a 60 meses), com base em diferentes tipos de arcada oposta, como zircónia monolítica, resina acrílica e dentição natural.

A Tabela 10 apresenta a sobrevivência livre de fratura da estrutura de zircónia. A zircónia monolítica apresentou uma taxa de sobrevivência de 100% até 36 meses, com uma leve diminuição para 89.4% aos 60 meses, sem diferenças estatisticamente significativas entre os grupos (p=0.433). A resina acrílica e a dentição natural mantiveram uma sobrevivência de 100% durante todo o período de seguimento.

Na Tabela 11, a sobrevivência livre de complicações relacionadas a lascas mínimas de zircónia foi significativamente menor para a zircónia monolítica (p=0.036). A taxa de sobrevivência caiu de 94.5% aos 12 meses para 66.2% aos 60 meses, indicando um risco crescente de complicações com o tempo. Em contraste, a resina acrílica e a dentição natural apresentaram 100% de sobrevivência livre de lascas mínimas durante todo o período.

A Tabela 12 contém os dados da sobrevivência livre de desgaste mínimo da zircónia, observando uma diferença estatisticamente significativa para a zircónia monolítica (p=0.030). A sobrevivência caiu de 100% aos 12 meses para 39.2% aos 60 meses, sugerindo que o desgaste da zircónia aumentou ao longo do tempo. Novamente, a resina acrílica e a dentição natural mantiveram taxas de sobrevivência de 100% ou altas durante o seguimento.

Por fim, a Tabela 13 apresenta a sobrevivência livre de pelo menos uma complicação menor. A zircónia monolítica teve uma queda nas taxas de sobrevivência de 97.7% aos 12 meses para 39.2% aos 60 meses, com uma tendência marginalmente significativa (p=0.053). A resina acrílica e a dentição

natural apresentaram taxas mais altas de sobrevivência, especialmente a dentição natural, que manteve uma taxa de 74.4% aos 60 meses.

Esses resultados indicam que, ao longo do tempo, a zircónia monolítica apresenta um risco crescente de complicações, como lascas mínimas, desgaste e complicações menores, quando comparada à resina acrílica e à dentição natural, que apresentaram taxas mais estáveis e favoráveis de sobrevivência.

Estes resultados podem ser observados graficamente no Gráfico 1.

Tabela 11 - Sobrevivência livre de complicações para lascas mínimas de zircónia

	Sobrevivência livre de complicação de lascas mínimas de zircónia					Teste Log -rank
	12 meses	24 meses	36 meses	48 meses	60 meses	
Arcada oposta						
Zircónia monolítica (n=43)	94.5%	88.2%	84.7%	79.4%	66.2%	p=0.036*
Resina acrílica (n=7)	100%	100%	100%	100%	100%	
Dentição natural (n=75)	100%	100%	100%	100%	100%	

Estimado via Kaplan-Meier; ‡p<0.10; *p<0.05; **p<0.01; ***p<0.001

Tabela 12 - Sobrevivência livre de complicações para desgaste mínimo da zircónia

	Sobrevivência livre de complicação de desgaste mínimo de zircónia					Teste Log -rank
	12 meses	24 meses	36 meses	48 meses	60 meses	
Arcada oposta						
Zircónia monolítica (n=43)	100%	90.8%	87.2%	78.5%	39.2%	p=0.030*
Resina acrílica (n=7)	100%	100%	100%	100%	100%	
Dentição natural (n=75)	100%	100%	94.7%	94.7%	94.7%	

Estimado via Kaplan-Meier; ‡p<0.10; *p<0.05; **p<0.01; ***p<0.001

Tabela 13 - Sobrevivência livre de complicações para ≥ 1 complicação menor

	Sobrevivência livre de ≥ 1 complicação menor					Teste Log -rank
	12 meses	24 meses	36 meses	48 meses	60 meses	
Arcada oposta						
Zircónia monolítica (n=43)	97.7%	86.2%	86.2%	33.4%	39.2%	p=0.053‡
Resina acrílica (n=7)	100%	100%	100%	100%	100%	
Dentição natural (n=75)	100%	100%	85.0%	85.0%	74.4%	

Estimado via Kaplan-Meier; ‡p<0.10; *p<0.05; **p<0.01; ***p<0.001

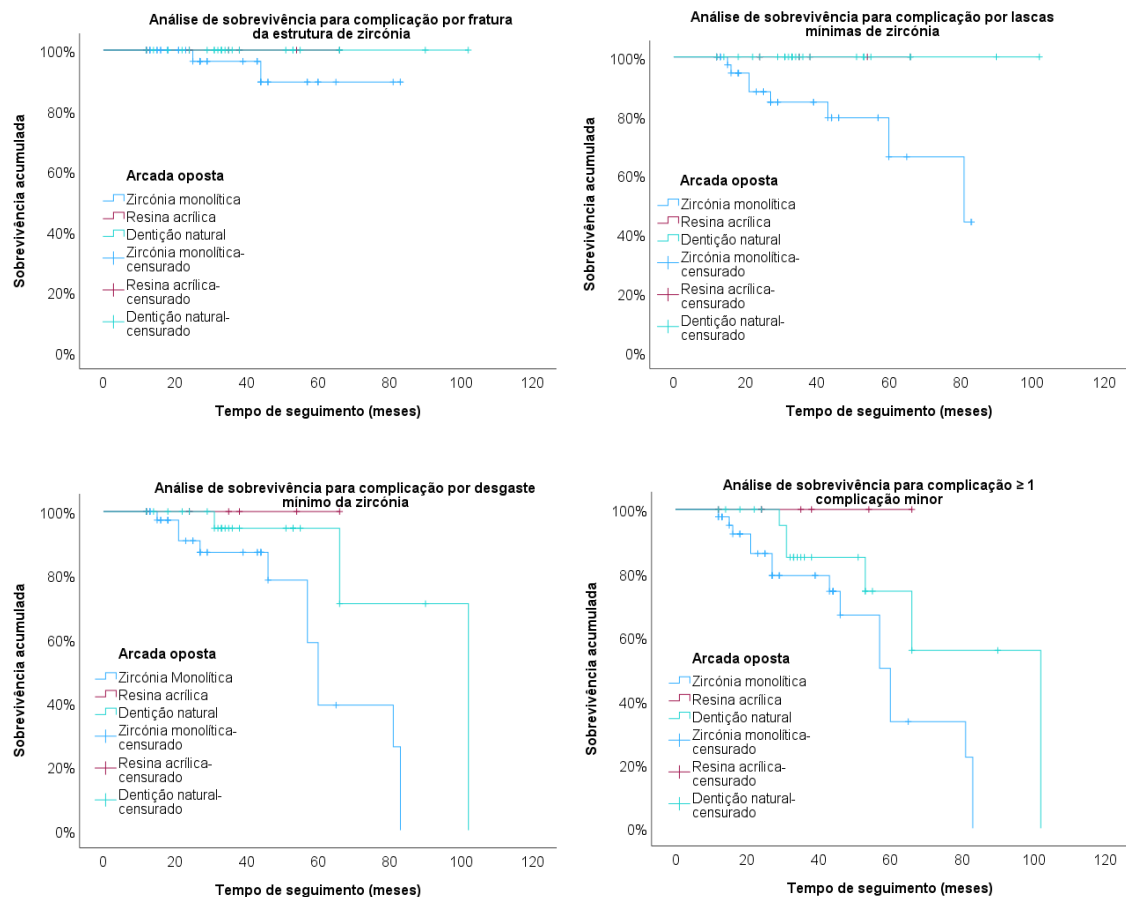


Gráfico 1 - Estimativas Kaplan-Meier para as quatro complicações mais relevantes encontradas na amostra

5. DISCUSSÃO

O presente estudo reportou a influência do material da dentição antagonista nas estruturas totais implanto-suportadas de zircónia monolítica (ZIRCAP). A escolha por próteses aparafusadas baseou-se no intuito de evitar a cimentação, uma vez que foi demonstrado que os restos de cimento podem ser difíceis de remover e podem levar a mucosite e peri-implantite (62). Além disso, as próteses aparafusadas permitem a remoção para manutenção possibilitando a reversibilidade do tratamento, o que pode ser considerada uma vantagem na abordagem de eventuais complicações biológicas e técnicas/mecânicas.

A convivência harmoniosa entre os tecidos moles e os *interfaces* dos implantes é necessária para a longevidade da reabilitação protética (11). Embora a zircónia esteja a tornar-se cada vez mais popular entre os clínicos e o seu uso neste tipo específico de reabilitações se esteja a massificar; a investigação científica ainda não fornece evidências sólidas e diretrizes técnicas claras sobre a sua utilização (63). As complicações técnicas/mecânicas após a colocação definitiva da estrutura protética podem resultar num aumento do número de reparações e sessões de manutenção (10).

Se por um lado, as ZIRCAP apresentam taxas de sobrevivência a 5 anos significativamente mais baixas do que as próteses fixas implanto-suportadas de metalo-cerâmica (64). Por outro lado, considerando os elevados custos das próteses metalo-cerâmicas e as frequentes complicações associados às mesmas, a zircónia monolítica pode ser considerada uma alternativa interessante (64).

Outcome 1

Material da Dentição Antagonista

A prótese dentária fixa implanto-suportada de arco completo é amplamente aceite como procedimento de tratamento para pacientes desdentados, apresentando elevadas taxas de sobrevivência a longo prazo: 95% após 5 anos em pacientes na arcada maxilar e 97% após 10 anos na arcada mandibular (65). Num estudo de Paspaspyridakos *et al.*, as taxas de sobrevivência dos implantes e próteses apresentaram elevadas taxas de sobrevivência, ou seja, mais de 96%

ao fim de 10 anos. A taxa de sobrevivência das próteses ligeiramente inferior, de 91,6%, deveu-se principalmente a falhas tardias dos implantes após 5 anos (10).

Num estudo de Bidra *et al.*, as ZIRCAP restritas à região gengival, apresentaram uma taxa de sobrevivência cumulativa de 99,3% num período de seguimento de 5 anos. Nas 2039 ZIRCAP avaliadas, a taxa de complicações na descolagem de *interfaces* de titânio foi de 0,29% e a fratura de *interfaces* de titânio foi de 0,14%, ambas insignificantes (66).

Neste estudo, a zircónia monolítica apresentou uma taxa de sobrevivência de 100% até 36 meses, com uma leve diminuição para 89,4% aos 60 meses, sem diferenças estatisticamente significativas entre os grupos ($p=0.433$). O grupo da resina acrílica e da dentição natural mantiveram uma sobrevivência de 100% durante todo o período de seguimento. Fica, pois, claramente comprovado que o material da dentição antagonista tem influência direta na sobrevivência das ZARC.

A elevada taxa de sobrevivência das ZIRCAP pode dever-se à qualidade da zircónia utilizada, a implementação cuidadosa dos protocolos laboratoriais, a prevenção de *cantilevers* distais excessivos, a utilização de cilindros de titânio originais do fabricante do implante cimentados à zircónia para fornecer uma *interface* metal-metal sobre os implantes ou pilares e ao fornecimento de uma barra fresada em alumínio para avaliar o ajuste passivo antes do fabrico da ZIRCAP.

Os resultados obtidos no nosso estudo indicam que, ao longo do tempo, o grupo da zircónia monolítica apresenta um risco crescente de complicações, como lascas mínimas, desgaste e complicações menores, quando comparado ao grupo da resina acrílica e da dentição natural, que apresentaram taxas mais estáveis e favoráveis de sobrevivência.

Outcome 2

Protetor Noturno Oclusal

A atividade parafuncional em pacientes totalmente desdentados é difícil de diagnosticar devido à ausência de dentes e cúspides de desgaste, próteses removíveis e tecidos moles resilientes que absorvam cargas funcionais (67). Numa análise retrospectiva, o bruxismo foi considerado um fator de risco significativamente alto para complicações protéticas, relacionadas com parafusos e materiais reabilitadores (68,69); sendo potenciado pela ausência de um protetor noturno oclusal (67).

A inclusão do uso de goteira noturna neste estudo visou a correlação com hábitos parafuncionais, nomeadamente o bruxismo. O uso de goteira noturna foi semelhante entre os grupos, com 54.7% dos participantes a utilizá-la ($p=0.952$). O tipo de arcada oposta apresentou uma diferença significativa ($p<0.001$), sendo a zircónia monolítica mais frequente no grupo mandibular (87.5%) comparativamente ao grupo maxilar (43.1%), enquanto a dentição natural foi mais comum no grupo maxilar (47.1%) do que no grupo mandibular (4.2%).

Daí que, os autores acreditam que o bruxismo pode ter desempenhado um papel crucial na fratura da estrutura protética a nível da região da sínfise. A flexão mandibular mediana também poderá ser considerada como uma potencial causa de complicações em próteses fixas sobre implantes (68,69). Neste fenómeno existe uma deformação elástica complexa da mandíbula provocada principalmente pela contração dos músculos pterigoideu lateral, pterigoideu medial e milo-hióideo durante os movimentos mandibulares. A magnitude da força é de aproximadamente 10-20N e tem sido reportada como causadora de deformações de 0,3-1,2mm, medidas no segundo molar mandibular com dentição natural (70). A quantidade de deflexão diminui aproximadamente 50% em direção à região pré-molar devido à geometria e à natureza não isotrópica do osso mandibular (70).

Num estudo similar, foi reportada uma associação significativa entre a fratura de uma ZIRCAP e o uso de goteira oclusal noturna. O risco de fratura da estrutura foi 2,94 vezes maior para os pacientes que não usavam dispositivo oclusal em comparação com os pacientes que o usavam (Razão de Risco 95% IC: 1,65-5,23) (13).

No estudo que realizamos, a fratura da estrutura de zircónia ocorreu em 2.7% dos participantes, com uma tendência para significância ($p=0.099$), uma vez que foi observada apenas no grupo mandibular (8.3%).

Comprimento dos Cantilevers Oclusais

Estudos anteriores verificaram que as próteses com *cantilever* recebem cargas 180% a 200% superiores às próteses sem *cantilever*. Torna-se imperioso evitar cargas excessivas nas unidades em *cantilever*; contactos oclusais equilibrados são, por isso, recomendados para aumentar a longevidade clínica das reabilitações implanto-suportadas e minimizar a necessidade de consertos (71).

Estudos de análise de elementos finitos mostraram que, quando a força é aplicada sobre os *cantilevers*, a maior tensão concentra-se nas aberturas de acesso ao parafuso distal, que é a zona com a área mínima do conector transversal devido à abertura do parafuso que a atravessa (72). Isto significa que as aberturas de acesso distais são as zonas que supostamente fraturam quando é aplicada uma força excessiva sobre o *cantilever* (72).

Poucos estudos abordaram a relação entre as dimensões dos segmentos do *cantilever* ou a espessura da zircónia em torno das aberturas de acesso distais e a fratura da estrutura. Algumas avaliações *in vitro* encontraram uma maior relação carga-fratura quando os *cantilevers* eram mais curtos e as aberturas mais elevadas. Um artigo relativamente recente, baseado na análise de elementos finitos recomendou *cantilevers* de 9mm com implantes distais angulados (73).

Em 2014, Limmer *et al.* descreveram uma fratura de um segmento posterior em *cantilever*, através da abertura de acesso distal do parafuso, 6 meses após colocação em boca. Esta publicação considerou uma série de 17 próteses fixas implanto-suportadas mandibulares em cerâmica, opostas a próteses totais maxilares. O segmento fraturado tinha 17 mm de comprimento (74).

No estudo que realizamos, a distribuição foi semelhante entre o primeiro e o segundo quadrantes: 37.3% dos *cantilevers* mediam 1-5 mm, 41.2% mediam 6-10 mm e 21.6%-25.5% mediam 11-16 mm. No grupo mandibular, a distribuição também foi semelhante entre o terceiro e o quarto quadrantes, com 20.8% dos

cantilevers a medir 1-5 mm, 25.0%-45.8% a medir 6-10 mm e 33.3%-54.2% a medir 11-16 mm.

Complicações Minor

As lascas de zircónia são uma complicação comum nas próteses totais fixas implanto-suportadas e podem levar à necessidade de reparação ou substituição da estrutura protética (24,75). Os sistemas à base de zircónia são predominantemente bicamadas, utilizando cerâmica de revestimento sobre um núcleo de suporte resistente (24,75). A ligação entre a cerâmica de revestimento e a subestrutura de zircónia parece ser o elo mais fraco (24,75).

Em 2015, Moscovitch não reportou lascas em 23 ZIRCAP em 19 pacientes (quatro casos eram de reabilitação total dupla), durante um período de seguimento de 2 a 68 meses. Algumas próteses foram parcialmente recortadas em superfícies anteriores não funcionais (76).

Num estudo retrospectivo de 2015, Venezia *et al.* reportaram, em 26 ZIRCAP de 18 pacientes, três prótese com lascas grandes de zircónia. 2 em 8 destas estruturas eram casos de reabilitação total dupla (77).

Foi descrita uma associação significativa entre lascas mais pequenas e o uso de dispositivo oclusal. O risco de lascas mais pequenas foi 2,8 vezes maior para os pacientes que não usavam dispositivo oclusal em comparação com os pacientes que usavam (Hazard Ratio 95% IC: 1,34-5,81) (13).

No mesmo estudo, foi encontrada uma associação significativa entre a perda de material do orifício de acesso, o uso de dispositivo oclusal e o bruxismo. O risco de perda de material do orifício de acesso foi 3,01 vezes maior para os doentes que não usavam dispositivo oclusal em comparação com os que usavam (Razão de Risco 95% IC: 1,40-6,47). O risco de perda de material do orifício de acesso foi 0,16 vezes menor em doentes com bruxismo em comparação com aqueles sem bruxismo (Razão de Risco 95% IC: 0,08-0,36) (13).

Num estudo de Wong *et al.*, foi avaliada a incidência de desaperto dos parafusos, sendo reportada uma incidência de 5,3%, após um período médio de seguimento de 5 anos (78).

Relativamente às complicações minor reportadas no nosso estudo, verificaram-se lascas mínimas de zircónia em 10.7% dos participantes ($p=0.424$),

desaperto do intermediário protético em 4.0% ($p=0.238$), desaperto do parafuso em 5.3% ($p=0.589$), desgaste mínimo da zircónia em 20.0% ($p>0.990$) e não foi observada descimentação do *interface* em nenhum participante nem registada nenhuma perda do material restaurador do acesso ao parafuso. Os valores apresentados são inferiores aos descritos na literatura para este tipo de reabilitação.

Complicações Major

A etiologia de uma ZIRCAP fraturada pode ser atribuída ao paciente, ao clínico, ao laboratório de prótese dentária ou ao fabricante (21,66).

Os fatores de risco relacionados com o paciente incluem hábitos parafuncionais e aumento das forças oclusais relacionadas com o biotipo braquifacial. Os fatores relacionados com o clínico incluem um planeamento inadequado, moldagem imprecisa e desenho protético inadequado com excesso de *cantilevers*. Os fatores laboratoriais incluem a produção de moldes imprecisos, a utilização de zircónia de baixa qualidade, manuseamento inadequado da zircónia (rápido aquecimento e arrefecimento poderá causar fissuras ou fraturas) e a cimentação inadequada de *interfaces* (promovendo um ajuste não passivo) (21,66). Os fatores relacionados com o fabricante incluem falhas intrínsecas do material e pré-sinterização inadequada durante o processo de fabrico (21,66).

Numa revisão sistemática de 12 estudos clínicos, a curto prazo, foram relatadas fraturas da estrutura de zircónia com uma taxa de 1,4%, mas a presença de grandes lascas de zircónia foi identificada em 14,7%. Estes dados parecem ser dependentes do tempo, uma vez que aos 2 anos de seguimento não são perceptíveis alterações de valores, no entanto, aos 5 anos de seguimento os valores apresentados são significativamente diferentes. Isto levou à utilização de um desenho de zircónia monolítica com uma região gengival feldspática. Utilizando este protocolo, foi documentada uma taxa de sobrevivência cumulativa de 99,3% durante um período de 5 anos sendo reportada uma taxa de complicações da zircónia de 0% (79).

Em 2015, Chang *et al.* reportaram uma fratura da zircónia marginal em quatro dos quatro cilindros na *interface* do pilar e danos estruturais em quatro pilares de titânio. Desajustes, discrepância dimensional entre os cilindros de zircónia e os

pilares e comprimento excessivo do *cantilever* podem ter causado fraturas em volta dos cilindros de zircónia. Este problema pode ser evitado através da cimentação de *interfaces* de titânio em ZIRCAP (80).

Num estudo de Wong *et al.*, foi avaliada a incidência de fraturas de parafusos, fraturas de intermediários protéticos e fraturas de parafusos de pilares, mostrando taxas cumulativas aos 5 anos de 4,1% e 2,1% a 10,4%, respetivamente (78).

Relativamente às complicações major reportadas neste estudo que efetuamos, a ocorrência de grandes lascas de zircónia foi observada em 2.7% dos participantes ($p>0.990$), a fratura do parafuso em 1.3% ($p=0.320$), a fratura do intermediário protético em 1.3% ($p=0.320$), perda ou fratura do implante em 1.3% ($p>0.990$) e o desgaste grave da zircónia em 4.0% ($p>0.990$). Os valores apresentados são inferiores aos descritos na literatura para este tipo de reabilitação.

Limitações

O estudo apresenta como limitações o seu desenho retrospectivo e a ausência de grupo de controlo.

6. CONCLUSÕES

-Existe uma influência do material da dentição antagonista na sobrevivência das ZIRCAP. Os resultados obtidos neste estudo indicam que, ao longo do tempo, a zircónia monolítica apresenta um risco crescente de complicações.

-A presença de bruxismo e a ausência do uso de protetores noturnos oclusais foram associados a um risco aumentado de complicações técnicas/mecânicas.

-São apresentadas recomendações para alcançar um resultado favorável com este tipo de reabilitações: (a) utilizar zircónia de alta qualidade, (b) seguir o procedimento laboratorial de aquecimento e arrefecimento lento da zircónia, (c) garantir pelo menos 12 mm de espaço interoclusal para a zircónia, (d) restringir o *cantilever* mandibular a menos de 14 mm e o *cantilever* maxilar a 8 mm, (e) fornecer pelo menos 3 mm de zircónia circunferencial aos orifícios de acesso dos parafusos, (f) utilizar cilindros de titânio do fabricante do implante cimentados à zircónia, (g) utilizar uma barra de alumínio fresado para verificar o ajuste passivo.

-A manutenção regular é importante para os pacientes submetidos a reabilitação oral com ZIRCAP, devendo ser implementado um protocolo de manutenção personalizado.

7. BIBLIOGRAFIA

1. Polido WD, Machado-Fernandez A, Lin WS, Aghaloo T. Indications for zygomatic implants: a systematic review. *Int J Implant Dent.* 2023 Jul 1;9(1):17. doi: 10.1186/s40729-023-00480-4. PMID: 37391575; PMCID: PMC10313639.
2. Jemt T, Nilsson M, Olsson M, Stenport VF. Associations Between Early Implant Failure, Patient Age, and Patient Mortality: A 15-Year Follow-Up Study on 2,566 Patients Treated with Implant-Supported Protheses in the Edentulous Jaw. *Int J Prosthodont.* 2017 Mar/Apr;30(2):189-197. doi: 10.11607/ijp.4933. PMID: 28267831.
3. Altarawneh S, Limmer B, Reside GJ, Cooper L. Dual jaw treatment of edentulism using implant-supported monolithic zirconia fixed protheses. *J Esthet Restor Dent.* 2015 Mar-Apr;27(2):63-70. doi: 10.1111/jerd.12137. Epub 2015 Jan 30. PMID: 25640984.
4. Bidra AS, Daubert DM, Garcia LT, Gauthier MF, Kosinski TF, Nenn CA, Olsen JA, Platt JA, Wingrove SS, Chandler ND, Curtis DA. A Systematic Review of Recall Regimen and Maintenance Regimen of Patients with Dental Restorations. Part 1: Tooth-Borne Restorations. *J Prosthodont.* 2016 Jan;25 Suppl 1:S2-15. doi: 10.1111/jopr.12417. PMID: 26711218.
5. Sekundo C, Langowski E, Kilian S, Frese C. Periodontal and peri-implant diseases in centenarians. *J Clin Periodontol.* 2020 Oct;47(10):1170-1179. doi: 10.1111/jcpe.13350. Epub 2020 Aug 25. PMID: 32748427.
6. Abu Hussien H, Machtei EE, Khutaba A, Gabay E, Zigdon Giladi H. Palatal soft tissue thickness around dental implants and natural teeth in health and disease: A cross sectional study. *Clin Implant Dent Relat Res.* 2023 Apr;25(2):215-223. doi: 10.1111/cid.13171. Epub 2022 Dec 20. PMID: 36537536.

7. Albrektsson T, Chrcanovic B, Östman PO, Sennerby L. Initial and long-term crestal bone responses to modern dental implants. *Periodontol* 2000. 2017 Feb;73(1):41-50. doi: 10.1111/prd.12176. PMID: 28000272.
8. Haroun F, Ozan O. Evaluation of Stresses on Implant, Bone, and Restorative Materials Caused by Different Opposing Arch Materials in Hybrid Prosthetic Restorations Using the All-on-4 Technique. *Materials (Basel)*. 2021 Aug 1;14(15):4308. doi: 10.3390/ma14154308. PMID: 34361502; PMCID: PMC8348490.
9. Del Fabbro M, Pozzi A, Romeo D, de Araújo Nobre M, Agliardi E. Outcomes of Fixed Full-Arch Rehabilitations Supported by Tilted and Axially Placed Implants: A Systematic Review and Meta-Analysis. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2022 Sep-Oct;37(5):1003-1025. doi: 10.11607/jomi.9710. PMID: 36170316.
10. Papaspyridakos P, Bordin TB, Kim YJ, El-Rafie K, Pagni SE, Natto ZS, Teixeira ER, Chochlidakis K, Weber HP. Technical Complications and Prosthesis Survival Rates with Implant-Supported Fixed Complete Dental Prostheses: A Retrospective Study with 1- to 12-Year Follow-Up. *J Prosthodont*. 2020 Jan;29(1):3-11. doi: 10.1111/jopr.13119. Epub 2019 Nov 21. PMID: 31650669.
11. Cappare P, Ferrini F, Mariani G, Nagni M, Cattoni F. Implant rehabilitation of edentulous jaws with predominantly monolithic zirconia compared to metal-acrylic prostheses: a 2-year retrospective clinical study. *J Biol Regul Homeost Agents*. 2021 Jul-Aug;35(4 Suppl. 1):99-112. doi: 10.23812/21-4supp1-9. PMID: 34425665.
12. Rojas-Vizcaya F. Eighteen-Year Follow-Up of Bone Sculpting Using the 3A-2B Biological Rule for Immediate and Late Implant Placement With Immediate Loading in Maxillary Fixed Prostheses: A Clinical Report. *Case Rep Dent*. 2025 Jun 25;2025:6660284. doi: 10.1155/crid/6660284. PMID: 40605958; PMCID: PMC12221550.

13. Chochlidakis K, Einarsdottir E, Tsigarida A, Papaspyridakos P, Romeo D, Barmak AB, Ercoli C. Survival rates and prosthetic complications of implant fixed complete dental prostheses: An up to 5-year retrospective study. *J Prosthet Dent.* 2020 Nov;124(5):539-546. doi: 10.1016/j.prosdent.2019.11.022. Epub 2020 Jan 22. PMID: 31982146.

14. Puri S, Parciak EC, Kattadiyil MT. Complete mouth reconstruction with implant-supported fixed partial dental prostheses fabricated with zirconia frameworks: a 4-year clinical follow-up. *J Prosthet Dent.* 2014 Sep;112(3):397-401. doi: 10.1016/j.prosdent.2013.11.016. Epub 2014 Mar 24. PMID: 24674806.

15. Kilic E, Doganay O. Evaluation of Stress in Tilted Implant Concept With Variable Diameters in the Atrophic Mandible: Three-Dimensional Finite Element Analysis. *J Oral Implantol.* 2020 Feb 1;46(1):19-26. doi: 10.1563/aaid-joi-D-19-00066. PMID: 31647683.

16. Ulu M, Yasin M, Şahin O, Akçay H. A Finite Element Analysis to Study the Stress Distribution on Distal Implants in All-on-Six Treatment Concepts as Affected Tilted and Short Implant. *J Oral Implantol.* 2024 Jun 1;50(3):245-253. doi: 10.1563/aaid-joi-D-23-00092. PMID: 38641913.

17. Papaspyridakos P, Chen CJ, Chuang SK, Weber HP. Implant loading protocols for edentulous patients with fixed prostheses: a systematic review and meta-analysis. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2014;29 Suppl:256-70. doi: 10.11607/jomi.2014suppl.g4.3. PMID: 24660202.

18. Albrektsson T, Zarb GA. Current interpretations of the osseointegrated response: clinical significance. *Int J Prosthodont.* 1993 Mar-Apr;6(2):95-105. PMID: 8329101.

19. Khan FR, Kazmi SMR, Siddiqui HK, Aziz A. Prosthetic complications with dental implants: a bibliometric analysis of 20 topcited articles. *J Pak Med Assoc.* 2023 Jun;73(6):1275-1279. doi: 10.47391/JPMA.6510. PMID: 37427629.

20. Zaninovich M, Petrucci C, Drago C. Classification system for maxillary fixed dental prostheses. *J Prosthodont.* 2024 Dec;33(9):852-860. doi: 10.1111/jopr.13905. Epub 2024 Jul 18. PMID: 39023038.
21. Dmd CS, Bidra AS. Management of Fractured Zirconia Complete Arch Fixed Implant-Supported Prosthesis Caused by Misfit Due to Diverse Implant Components: A Case Report. *J Prosthodont.* 2021 Jul;30(6):465-472. doi: 10.1111/jopr.13348. Epub 2021 Mar 4. PMID: 33570229.
22. Aglietta M, Siciliano VI, Zwahlen M, Brägger U, Pjetursson BE, Lang NP, Salvi GE. A systematic review of the survival and complication rates of implant supported fixed dental prostheses with cantilever extensions after an observation period of at least 5 years. *Clin Oral Implants Res.* 2009 May;20(5):441-51. doi: 10.1111/j.1600-0501.2009.01706.x. PMID: 19522975.
23. Estrin N, Nam K, Romanos GE, Saragossi J, Iacono VJ, Bassir SH. Clinical Outcomes of Metal-Ceramic versus Metal-Acrylic Resin Implant-Supported Fixed Complete Dental Prostheses: A Systematic Review and Meta-analysis. *Int J Prosthodont.* 2023 May-June;36(3):354–365. doi: 10.11607/ijp.7592. Epub 2022 Dec 6. PMID: 36484660.
24. Papaspyridakos P, Lal K. Computer-assisted design/computer-assisted manufacturing zirconia implant fixed complete prostheses: clinical results and technical complications up to 4 years of function. *Clin Oral Implants Res.* 2013 Jun;24(6):659-65. doi: 10.1111/j.1600-0501.2012.02447.x. Epub 2012 Mar 13. PMID: 22413889.
25. Denry I, Kelly JR. Emerging ceramic-based materials for dentistry. *J Dent Res.* 2014 Dec;93(12):1235-42. doi: 10.1177/0022034514553627. Epub 2014 Oct 1. PMID: 25274751; PMCID: PMC4237640.

26. Papaspyridakos P, Chen CJ, Chuang SK, Weber HP, Gallucci GO. A systematic review of biologic and technical complications with fixed implant rehabilitations for edentulous patients. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2012 Jan-Feb;27(1):102-10. PMID: 22299086.

27. Verma A, Singh SV, Arya D, Shivakumar S, Chand P. Mechanical failures of dental implants and supported prostheses: A systematic review. *J Oral Biol Craniofac Res*. 2023 Mar-Apr;13(2):306-314. doi: 10.1016/j.jobcr.2023.02.009. Epub 2023 Mar 3. PMID: 36923071; PMCID: PMC10009286.

28. La Monaca G, Pranno N, Annibali S, Massimo C, Polimeni A, Patini R, Paola Cristalli M. Survival and complication rates of tooth-implant versus freestanding implant supporting fixed partial prosthesis: a systematic review and meta-analysis. *J Prosthodont Res*. 2021 Feb 24;65(1):1-10. doi: 10.2186/jpr.JPOR_2019_494. Epub 2020 Sep 9. PMID: 32938874.

29. Chrcanovic BR, Kisch J, Larsson C. Analysis of technical complications and risk factors for failure of combined tooth-implant-supported fixed dental prostheses. *Clin Implant Dent Relat Res*. 2020 Aug;22(4):523-532. doi: 10.1111/cid.12927. Epub 2020 Jun 10. PMID: 32524744.

30. Albrektsson T, Zarb G, Worthington P, Eriksson AR. The long-term efficacy of currently used dental implants: a review and proposed criteria of success. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 1986 Summer;1(1):11-25. PMID: 3527955.

31. Jitwirachot K, Rungsiyakull P, Holloway JA, Jia-Mahasap W. Wear Behavior of Different Generations of Zirconia: Present Literature. *Int J Dent*. 2022 Mar 7;2022:9341616. doi: 10.1155/2022/9341616. PMID: 35295406; PMCID: PMC8920625.

32. Oh WS, DeLong R, Anusavice KJ. Factors affecting enamel and ceramic wear: a literature review. *J Prosthet Dent*. 2002 Apr;87(4):451-9. doi: 10.1067/mpr.2002.123851. PMID: 12011863.

33. Papanagiotou HP, Morgano SM, Giordano RA, Pober R. In vitro evaluation of low-temperature aging effects and finishing procedures on the flexural strength and structural stability of Y-TZP dental ceramics. *J Prosthet Dent.* 2006 Sep;96(3):154-64. doi: 10.1016/j.prosdent.2006.08.004. PMID: 16990068.
34. Lughì V, Sergo V. Low temperature degradation -aging- of zirconia: A critical review of the relevant aspects in dentistry. *Dent Mater.* 2010 Aug;26(8):807-20. doi: 10.1016/j.dental.2010.04.006. Epub 2010 May 26. PMID: 20537701.
35. Cesar PF, Miranda RBP, Santos KF, Scherrer SS, Zhang Y. Recent advances in dental zirconia: 15 years of material and processing evolution. *Dent Mater.* 2024 May;40(5):824-836. doi: 10.1016/j.dental.2024.02.026. Epub 2024 Mar 23. PMID: 38521694; PMCID: PMC11098698.
36. Vardhaman S, Borba M, Kaizer MR, Kim DK, Zhang Y. Optical and Mechanical Properties of the Multi-Transition Zones of a Translucent Zirconia. *J Esthet Restor Dent.* 2025 Feb;37(2):525-532. doi: 10.1111/jerd.13319. Epub 2024 Sep 26. PMID: 39325338; PMCID: PMC11927805.
37. Zhang F, Inokoshi M, Batuk M, Hadermann J, Naert I, Van Meerbeek B, Vleugels J. Strength, toughness and aging stability of highly-translucent Y-TZP ceramics for dental restorations. *Dent Mater.* 2016 Dec;32(12):e327-e337. doi: 10.1016/j.dental.2016.09.025. Epub 2016 Sep 30. PMID: 27697332.
38. Vardhaman S, Borba M, Kaizer MR, Kim D, Zhang Y. Wear behavior and microstructural characterization of translucent multilayer zirconia. *Dent Mater.* 2020 Nov;36(11):1407-1417. doi: 10.1016/j.dental.2020.08.015. Epub 2020 Sep 19. PMID: 32958309; PMCID: PMC7969479.
39. Rosentritt M, Preis V, Behr M, Strasser T. Fatigue and wear behaviour of zirconia materials. *J Mech Behav Biomed Mater.* 2020 Oct;110:103970. doi: 10.1016/j.jmbbm.2020.103970. Epub 2020 Jul 9. PMID: 32957257.

40. Mundhe K, Jain V, Pruthi G, Shah N. Clinical study to evaluate the wear of natural enamel antagonist to zirconia and metal ceramic crowns. *J Prosthet Dent.* 2015 Sep;114(3):358-63. doi: 10.1016/j.prosdent.2015.03.001. Epub 2015 May 16. PMID: 25985742.
41. Ekfeldt A, Oilo G. Occlusal contact wear of prosthodontic materials. An in vivo study. *Acta Odontol Scand.* 1988 Jun;46(3):159-69. doi: 10.3109/00016358809004762. PMID: 3044001.
42. Li X, Liang S, Li J, Tang W, Yu M, Ahmed MH, Liang S, Zhang F, Inokoshi M, Yao C, Huang C. Influence of surface treatments on highly translucent zirconia: Mechanical, optical properties and bonding performance. *J Dent.* 2025 Mar;154:105580. doi: 10.1016/j.jdent.2025.105580. Epub 2025 Jan 17. PMID: 39828022.
43. Zhang F, Monzavi M, Li M, Čokić S, Manesh A, Nowzari H, Vleugels J, Van Meerbeek B. Fracture analysis of one/two-piece clinically failed zirconia dental implants. *Dent Mater.* 2022 Oct;38(10):1633-1647. doi: 10.1016/j.dental.2022.08.004. Epub 2022 Sep 3. PMID: 36064469.
44. Choi JE, Waddell JN, Lyons KM, Kieser JA. Intraoral pH and temperature during sleep with and without mouth breathing. *J Oral Rehabil.* 2016 May;43(5):356-63. doi: 10.1111/joor.12372. Epub 2015 Dec 15. PMID: 26666708.
45. Preis V, Schmalzbauer M, Bougeard D, Schneider-Feyrer S, Rosentritt M. Surface properties of monolithic zirconia after dental adjustment treatments and in vitro wear simulation. *J Dent.* 2015 Jan;43(1):133-9. doi: 10.1016/j.jdent.2014.08.011. Epub 2014 Aug 28. PMID: 25174949.
46. Mitov G, Heintze SD, Walz S, Woll K, Muecklich F, Pospiech P. Wear behavior of dental Y-TZP ceramic against natural enamel after different finishing procedures. *Dent Mater.* 2012 Aug;28(8):909-18. doi: 10.1016/j.dental.2012.04.010. Epub 2012 May 18. PMID: 22608163.

47. Han J, Zhang F, Van Meerbeek B, Vleugels J, Braem A, Castagne S. Laser surface texturing of zirconia-based ceramics for dental applications: A review. *Mater Sci Eng C Mater Biol Appl.* 2021 Apr;123:112034. doi: 10.1016/j.msec.2021.112034. Epub 2021 Mar 11. PMID: 33812647.
48. Park C, Vang MS, Park SW, Lim HP. Effect of various polishing systems on the surface roughness and phase transformation of zirconia and the durability of the polishing systems. *J Prosthet Dent.* 2017 Mar;117(3):430-437. doi: 10.1016/j.prosdent.2016.10.005. Epub 2017 Jan 11. PMID: 28088308.
49. Borrero-Lopez O, Guiberteau F, Zhang Y, Lawn BR. Wear of ceramic-based dental materials. *J Mech Behav Biomed Mater.* 2019 Apr;92:144-151. doi: 10.1016/j.jmbbm.2019.01.009. Epub 2019 Jan 12. PMID: 30685728; PMCID: PMC6414209.
50. Rosentritt M, Preis V, Behr M, Strasser T. Fatigue and wear behaviour of zirconia materials. *J Mech Behav Biomed Mater.* 2020 Oct;110:103970. doi: 10.1016/j.jmbbm.2020.103970. Epub 2020 Jul 9. PMID: 32957257.
51. Zhang F, Spies BC, Vleugels J, Reveron H, Wesemann C, Müller WD, van Meerbeek B, Chevalier J. High-translucent yttria-stabilized zirconia ceramics are wear-resistant and antagonist-friendly. *Dent Mater.* 2019b Dec;35(12):1776-1790. doi: 10.1016/j.dental.2019.10.009. Epub 2019 Nov 12. PMID: 31727445.
52. Nakashima J, Taira Y, Sawase T. In vitro wear of four ceramic materials and human enamel on enamel antagonist. *Eur J Oral Sci.* 2016 Jun;124(3):295-300. doi: 10.1111/eos.12272. Epub 2016 Apr 5. PMID: 27059093.
53. Wendler M, Kaizer MR, Belli R, Lohbauer U, Zhang Y. Sliding contact wear and subsurface damage of CAD/CAM materials against zirconia. *Dent Mater.* 2020 Mar;36(3):387-401. doi: 10.1016/j.dental.2020.01.015. Epub 2020 Jan 30. PMID: 32007314; PMCID: PMC7042091.

54. Cha MS, Huh YH, Cho LR, Park CJ. A comparative study of the wear of dental alloys against monolithic zirconia. *J Prosthet Dent.* 2020 Jun;123(6):866-873. doi: 10.1016/j.prosdent.2019.06.002. Epub 2019 Oct 23. PMID: 31653400.
55. Esquivel J, Lawson NC, Kee E, Bruggers K, Blatz MB. Wear of resin teeth opposing zirconia. *J Prosthet Dent.* 2020 Oct;124(4):488-493. doi: 10.1016/j.prosdent.2019.11.004. Epub 2020 Jan 15. PMID: 31952860.
56. Guess PC, Att W, Strub JR. Zirconia in fixed implant prosthodontics. *Clin Implant Dent Relat Res.* 2012 Oct;14(5):633-45. doi: 10.1111/j.1708-8208.2010.00317.x. Epub 2010 Dec 22. PMID: 21176095.
57. Koenig V, Vanheusden AJ, Le Goff SO, Mainjot AK. Clinical risk factors related to failures with zirconia-based restorations: an up to 9-year retrospective study. *J Dent.* 2013 Dec;41(12):1164-74. doi: 10.1016/j.jdent.2013.10.009. Epub 2013 Oct 14. PMID: 24135294.
58. Haroun F, Ozan O. Evaluation of Stresses on Implant, Bone, and Restorative Materials Caused by Different Opposing Arch Materials in Hybrid Prosthetic Restorations Using the All-on-4 Technique. *Materials (Basel).* 2021 Aug 1;14(15):4308. doi: 10.3390/ma14154308. PMID: 34361502; PMCID: PMC8348490.
59. Papaspyridakos P, Bordin TB, Natto ZS, El-Rafie K, Pagni SE, Chochlidakis K, Ercoli C, Weber HP. Complications and survival rates of 55 metal-ceramic implant-supported fixed complete-arch prostheses: A cohort study with mean 5-year follow-up. *J Prosthet Dent.* 2019 Nov;122(5):441-449. doi: 10.1016/j.prosdent.2019.01.022. Epub 2019a Apr 12. PMID: 30982622.

60. Papaspyridakos P, Bordin TB, Natto ZS, Kim YJ, El-Rafie K, Tsigarida A, Chochlidakis K, Weber HP. Double Full-Arch Fixed Implant-Supported Prostheses: Outcomes and Complications after a Mean Follow-Up of 5 Years. *J Prosthodont.* 2019 Apr;28(4):387-397. doi: 10.1111/jopr.13040. Epub 2019b Jan 28. PMID: 30806990.

61. Jin Y, Higgins J. The power of the chi-squared test and Fisher's exact test under different sampling schemes. *BMC Medical Research Methodology*, 2020 20(1), 1-9. <https://doi.org/10.1186/s12874-020-01104-2>

62. Silva NRD, Araújo GM, Vila-Nova TEL, Bezerra MGPG, Calderon PDS, Özcan M, Souza ROAE. Which Zirconia Surface-cleaning Strategy Improves Adhesion of Resin Composite Cement after Saliva Contamination? A Systematic Review and Meta-Analysis. *J Adhes Dent.* 2022 Apr 13;24:175-186. doi: 10.3290/j.jad.b2916437. PMID: 35416445; PMCID: PMC11734274.

63. Tirone F, Salzano S, Rolando E, Pozzatti L, Rodi D. Framework Fracture of Zirconia Supported Full Arch Implant Rehabilitation: A Retrospective Evaluation of Cantilever Length and Distal Cross-Sectional Connection Area in 140 Patients Over an Up-To-7 Year Follow-Up Period. *J Prosthodont.* 2022 Feb;31(2):121-129. doi: 10.1111/jopr.13388. Epub 2021 May 26. PMID: 33963652.

64. Morton D, Gallucci G, Lin WS, Pjetursson B, Polido W, Roehling S, Sailer I, Aghaloo T, Albera H, Bohner L, Braut V, Buser D, Chen S, Dawson A, Eckert S, Gahlert M, Hamilton A, Jaffin R, Jarry C, Karayazgan B, Laine J, Martin W, Rahman L, Schlegel A, Shiota M, Stilwell C, Vorster C, Zembic A, Zhou W. Group 2 ITI Consensus Report: Prosthodontics and implant dentistry. *Clin Oral Implants Res.* 2018 Oct;29 Suppl 16:215-223. doi: 10.1111/clr.13298. PMID: 30328196.

65. Rohlin M, Nilner K, Davidson T, Gynther G, Hultin M, Jemt T, Lekholm U, Nordenram G, Norlund A, Sunnegardh-Gronberg K, Tranaeus S. Treatment of adult patients with edentulous arches: a systematic review. *Int J Prosthodont.* 2012 Nov-Dec;25(6):553-67. PMID: 23101035.

66. Bidra AS, Tischler M, Patch C. Survival of 2039 complete arch fixed implant-supported zirconia prostheses: A retrospective study. *J Prosthet Dent.* 2018 Feb;119(2):220-224. doi: 10.1016/j.prosdent.2017.05.004. Epub 2017 Jul 8. PMID: 28689903.

67. Abe S, Huynh NT, Kato T, Rompré PH, Landry-Schönbeck A, Landry ML, de Grandmont P, Kawano F, Lavigne GJ. Oral appliances reduce masticatory muscle activity-sleep bruxism metrics independently of changes in heart rate variability. *Clin Oral Investig.* 2022 Sep;26(9):5653-5662. doi: 10.1007/s00784-022-04520-y. Epub 2022 May 10. PMID: 35538329.

68. Cadar M, Almășan O. Dental occlusion characteristics in subjects with bruxism. *Med Pharm Rep.* 2024 Jan;97(1):70-75. doi: 10.15386/mpr-2548. Epub 2024 Jan 29. PMID: 38344337; PMCID: PMC10852126.

69. Sambale J, Koehler U, Conradt R, Kesper K, Cassel W, Degerli M, Viniol C, Korbmacher-Steiner HM. Occlusion, jaw function and nocturnal muscle tone in obstructive sleep apnea with and without sleep bruxism. *Clin Oral Investig.* 2025 Jul 9;29(8):376. doi: 10.1007/s00784-025-06454-7. PMID: 40632308; PMCID: PMC12241266.

70. Burch JG. Patterns of change in human mandibular arch width during jaw excursions. *Arch Oral Biol.* 1972 Apr;17(4):623-31. doi: 10.1016/0003-9969(72)90189-6. PMID: 4505458.

71. Ciftci G, Somay SD, Ozcan I, Ozcelik TB, Yilmaz B. Prosthetic complications with mandibular bar-retained implant overdentures having distal attachments and metal frameworks: A 2- to 12-year retrospective analysis. *J Prosthet Dent.* 2023 Oct;130(4):573-580. doi: 10.1016/j.prosdent.2021.11.016. Epub 2022 Jan 5. PMID: 34998584.

72. Ozan O, Kurtulmus-Yilmaz S. Biomechanical Comparison of Different Implant Inclinations and Cantilever Lengths in All-on-4 Treatment Concept by Three-Dimensional Finite Element Analysis. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2018 Jan/Feb;33(1):64-71. doi: 10.11607/jomi.6201. PMID: 29340344.

73. Durkan R, Oyar P, Deste G. Effects of Cantilever Length and Implant Inclination on the Stress Distribution of Mandibular Prosthetic Restorations Constructed from Monolithic Zirconia Ceramic. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2020 Jan/Feb;35(1):121-129. doi: 10.11607/jomi.7744. PMID: 31923295.

74. Limmer B, Sanders AE, Reside G, Cooper LF. Complications and patient-centered outcomes with an implant-supported monolithic zirconia fixed dental prosthesis: 1 year results. *J Prosthodont*. 2014 Jun;23(4):267-75. doi: 10.1111/jopr.12110. Epub 2014 Jan 6. PMID: 24393461.

75. Papaspyridakos P, Sinada N, Ntovas P, Barmak AB, Chochlidakis K. Zirconia full-arch implant prostheses: Survival, complications, and prosthetic space dimensions with 115 edentulous jaws. *J Prosthodont*. 2025 Mar;34(3):271-280. doi: 10.1111/jopr.13922. Epub 2024 Aug 13. PMID: 39136214.

76. Moscovitch M. Consecutive case series of monolithic and minimally veneered zirconia restorations on teeth and implants: up to 68 months. *Int J Periodontics Restorative Dent*. 2015 May-Jun;35(3):315-23. doi: 10.11607/prd.2270. PMID: 25909519.

77. Venezia P, Torsello F, Cavalcanti R, D'Amato S. Retrospective analysis of 26 complete-arch implant-supported monolithic zirconia prostheses with feldspathic porcelain veneering limited to the facial surface. *J Prosthet Dent*. 2015 Oct;114(4):506-12. doi: 10.1016/j.prosdent.2015.02.010. Epub 2015 Jun 5. PMID: 25979446.

78. Wong CKK, Narvekar U, Petridis H. Prosthodontic Complications of Metal-Ceramic and All-Ceramic, Complete-Arch Fixed Implant Prosthesis with Minimum 5 Years Mean Follow-Up Period. A Systematic Review and Meta-Analysis. *J Prosthodont.* 2019 Feb;28(2):e722-e735. doi: 10.1111/jopr.12797. Epub 2018 Apr 17. PMID: 29665177.

79. Sadowsky SJ. Has zirconia made a material difference in implant prosthodontics? A review. *Dent Mater.* 2020 Jan;36(1):1-8. doi: 10.1016/j.dental.2019.08.100. Epub 2019 Sep 6. PMID: 31500904.

80. Chang JS, Ji W, Choi CH, Kim S. Catastrophic failure of a monolithic zirconia prosthesis. *J Prosthet Dent.* 2015 Feb;113(2):86-90. doi: 10.1016/j.prosdent.2014.07.016. Epub 2014 Oct 25. PMID: 25444283.