



**UNIVERSIDADE ESTADUAL DE CAMPINAS
FACULDADE DE ODONTOLOGIA DE PIRACICABA**

Karen Midori Yamashita

**REVESTIMENTOS BIOMIMÉTICOS CONTENDO MAGNÉSIO
PARA APLICAÇÃO EM IMPLANTES DENTÁRIOS – REVISÃO
DE LITERATURA**

PIRACICABA

2020

Karen Midori Yamashita

**REVESTIMENTOS BIOMIMÉTICOS CONTENDO MAGNÉSIO
PARA APLICAÇÃO EM IMPLANTES DENTÁRIOS – REVISÃO
DE LITERATURA**

Trabalho de Conclusão de Curso apresentado à
Faculdade de Odontologia de Piracicaba da
Universidade Estadual de Campinas como parte dos
requisitos exigidos para obtenção do título de
Cirurgião Dentista.

Orientador: Ms. Caroline Dini

Coorientador: Prof. Dr. Valentim Adelino Ricardo Barão

ESTE EXEMPLAR CORRESPONDE À VERSÃO FINAL DO
TRABALHO DE CONCLUSÃO DE CURSO APRESENTADO
PELA ALUNA Karen Midori Yamashita E ORIENTADO(A)
PELA Ms Caroline Dini

PIRACICABA

2020

Ficha catalográfica
Universidade Estadual de Campinas
Biblioteca da Faculdade de Odontologia de Piracicaba
Marilene Girello - CRB 8/6159

Y14r Yamashita, Karen Midori, 1996-
Revestimentos biomiméticos contendo magnésio para aplicação em implantes dentários - revisão de literatura / Karen Midori Yamashita. – Piracicaba, SP : [s.n.], 2020.

Orientador: Caroline Dini.
Coorientador: Valentim Adelino Ricardo Barão.
Trabalho de Conclusão de Curso (graduação) – Universidade Estadual de Campinas, Faculdade de Odontologia de Piracicaba.

1. Implantes dentários. 2. Magnésio. 3. Osseointegração. I. Dini, Caroline, 1995-. II. Barão, Valentim Adelino Ricardo, 1983-. III. Universidade Estadual de Campinas. Faculdade de Odontologia de Piracicaba. IV. Título.

Informações adicionais, complementares

Palavras-chave em inglês:

Dental implants

Magnesium

Osseointegration

Titulação: Cirurgião-Dentista

Data de entrega do trabalho definitivo: 27-11-2020

DEDICATÓRIA

Dedico este trabalho de conclusão de curso aos meus pais, familiares e amigos pelo apoio e incentivo. Que o término desse ciclo de aprendizado, seja o início de uma jornada repleta de conhecimentos e muito sucesso profissional.

AGRADECIMENTOS

Agradeço primeiramente a Deus por estar ao meu lado, iluminando meu caminho.

Agradeço também aos meus pais, familiares e namorado pelo apoio em todos os momentos em que eu mais precisei e por sempre confiarem em mim.

Agradeço à Faculdade de Odontologia de Piracicaba (FOP-UNICAMP) por ter proporcionado todo conhecimento adquirido ao longo dessa jornada e ter garantido um aprendizado de excelência.

Agradeço aos meus professores que me moldaram desde o primeiro ano a me tornar essa profissional que sou hoje e agradeço em especial a minha orientadora Caroline Dini e meu coorientador Valentim Ricardo Adelino Barão pela oportunidade em proporcionar mais conhecimentos, pela dedicação e paciência.

RESUMO

Dentre os materiais utilizados na confecção de implantes dentários, o titânio e suas ligas são um dos mais utilizados. No entanto, surgiram alguns métodos de revestimentos para modificar a superfície dos implantes e melhorar suas propriedades a partir da incorporação de diferentes elementos químicos. Dentre os elementos, o magnésio (Mg) tem sido muito estudado por favorecer o processo de osseointegração e apresentar atividade antibacteriana. Assim, o objetivo dessa revisão de literatura foi avaliar a influência de revestimentos biomiméticos contendo Mg nas propriedades de superfície e resposta biológica de implantes dentários. A partir dos dados obtidos nos artigos incluídos na revisão literária, foi verificado que a utilização de Mg em revestimentos para a superfície de implantes dentários pode aumentar a adesão, fixação e proliferação de células precursoras da formação óssea auxiliando no processo de osseointegração, bem como apresenta atividade antibacteriana e propriedades de superfície adequadas. Assim, podemos concluir que a incorporação de Mg por meio de diferentes tratamentos de superfície para a obtenção de revestimentos biomiméticos se apresenta como estratégia promissora para aplicação em implantes dentários.

Palavras-chave: Implantes dentários. Magnésio. Osseointegração.

ABSTRACT

Among the dental implant's materials, titanium and its alloys are one of the most used. However, some surface treatments and coating methods have emerged to modify the implant surface and improve its properties through the incorporation of different chemical elements. Among the elements, magnesium (Mg) has been extensively studied for promoting the osseointegration process and presenting antibacterial activity. Thus, the objective of this literature review was to evaluate the influence of biomimetic coatings containing Mg on the surface properties and biological response of dental implants. From the data obtained in the articles included in the literature review, it was found that the use of Mg in coatings for the surface of dental implants can increase the adhesion, fixation and proliferation of bone formation precursor cells, helping in the osseointegration process, as well as presenting antibacterial activity and adequate surface properties. Thus, we can conclude that the incorporation of Mg through different surface treatments to obtain biomimetic coatings presents itself as a promising strategy for application in dental implants.

Key words: Dental implants. Magnesium. Osseointegration.

SUMÁRIO

1 INTRODUÇÃO.....	9
2 PROPOSIÇÃO.....	12
3 REVISÃO DA LITERATURA	13
3.1 Reabilitação sobre implantes.....	13
3.2 Materiais e tratamentos de superfícies	15
3.2.1 Materiais utilizados na confecção de implantes dentários	15
3.2.2 Tratamentos de superfície.....	16
3.2.3 Incorporação de elementos químicos na superfície de implantes dentários por meio de tratamentos de superfície com foco no Mg	20
4 DISCUSSÃO.....	28
5 CONCLUSÃO	30
REFERÊNCIAS	31
ANEXOS	42

1 INTRODUÇÃO

Atualmente os implantes dentários têm sido amplamente utilizados para a reabilitação de pacientes que tiveram perda total ou parcial de elementos dentários (Bosshardt et al., 2017). Dentre os materiais utilizados na confecção dos implantes, o titânio (Ti) e suas ligas são um dos mais utilizados pois possuem a capacidade de resistir a corrosão, são biocompatíveis, possuem capacidade de osseointegração e baixo módulo de elasticidade, permitindo uma distribuição de carga de forma uniforme entre o osso e o implante (Liu et al., 2017). Porém, ainda existem casos de insucesso do tratamento reabilitador sob implantes, relacionados ao acúmulo de biofilme e evolução para inflamações peri-implantares até a perda do implante, bem como a dificuldade no processo de osseointegração em situações clínicas desafiadoras (Esposito et al., 1997; Schwendicke et al., 2015; Berglundh et al., 2018).

Estima-se que a cavidade oral seja colonizada por 700 espécies de bactérias, habitando diferentes regiões da boca (Dewhirst et al., 2010). Em casos de disbiose bacteriana, bactérias do complexo vermelho e grupos de bactérias anaeróbicas periodontopatogênicas, especialmente as espécies de *Porphyromonas gingivalis*, *Fusobacterium spp.*, e *Prevotella intermedia*, podem estar presentes nos tecidos circunjacentes aos implantes dentários, causando doenças peri-implantares (Yao et al., 2020). Essas doenças podem ser classificadas em dois tipos: a mucosite que é definida como uma reação inflamatória do tecido mole ao redor do implante (Lee et al., 2017) e a peri-implantite que é uma condição patológica que envolve não somente a inflamação do tecido mole peri-implantar, mas também a perda progressiva de tecido ósseo de acordo com a nova classificação de doenças periodontais e peri-implantares (Caton et al., 2018; Schwarz et al., 2018).

Vários tratamentos de superfície têm sido propostos atualmente com o objetivo de melhorar as propriedades de superfície e reduzir a colonização microbiana na superfície de implantes dentários. A técnica chamada de plasma eletrolítico de oxidação (PEO) ou oxidação por micro arco (MAO) é um exemplo de tratamento que tem sido muito utilizado (Marques et al., 2015; Nagay et al., 2019; Coquillat et al., 2019; Costa et al., 2020; Dini et al., 2020b). Além disso, outros tratamentos como a implantação iônica por plasma (Byon et al., 2008; Cho et al., 2010; Song et al., 2016), jateamento e ataque ácido (de Carvalho et al., 2010; Li et al., 2012), tratamento hidrotérmico (Park et al., 2012; Shi et al., 2012; Yamaguchi et al., 2013), spin-coating (Galli et al., 2014), layer-by-layer (de Avila et al., 2019) e entre outros tratamentos têm sido amplamente investigados. Os objetivos desses tratamentos incluem potencializar o processo de osseointegração, promover efeito antimicrobiano e aprimorar as características de superfície dos implantes (Oliveira et al., 2018; Souza et al., 2019a).

Tais revestimentos permitem o aumento da rugosidade, favorecendo o processo de osseointegração e fixação biomecânica uma vez que há um contato maior entre osso-implante (Guéhenne et al., 2007). Além das modificações topográficas, a incorporação de diferentes elementos químicos por meio de diferentes tratamentos de superfície tem sido amplamente investigados na literatura. Elementos como Ca, P, Ag, Bi, Cu, Zn, Mg entre outros têm demonstrado benefícios significativos em estudos *in vitro* (Marques et al., 2015; Cordeiro et al., 2018; Nagay et al., 2019; Coquillat et al., 2019; Zhao et al., 2019; Costa et al., 2020; Dini et al., 2020a). Dentre esses elementos, o Mg tem sido muito estudado em função de melhora na bioatividade da superfície do implante, bem como sua propriedade antibacteriana (Sul et al., 2005; Maximo et al., 2016; Zhao et al., 2019; Rezaei et al., 2020).

O Mg é um íon que apresenta benefícios em relação à cicatrização de feridas e regeneração de tecidos moles e duros, por promover o aumento da síntese de colágeno tipo X e o aumento do fator de crescimento endotelial vascular das células osteogênicas (Jung et al., 2019). No âmbito odontológico, estudos pré-clínicos têm demonstrado que os implantes de titânio comercialmente puro (Ticp) com revestimento de Mg apresentam uma maior taxa de sucesso no processo de osseointegração e resposta óssea comparado a implantes de Ticp sem o revestimento (Sul et al., 2005; Lee et al., 2020). Estudos indicam que regiões contendo Mg favorecem a adesão de osteoblastos e incentivam o crescimento ósseo, o que pode contribuir para a osseointegração dos implantes quando presente na superfície do titânio (Zhao et al., 2019).

Acredita-se que cátions divalentes como o Mg^{2+} apresentam um papel importante no processo de remodelação e formação óssea (Gronowicz et al., 1996; Zreiqat et al., 2002). A interação entre osteoblastos e biomateriais são mediadas por receptores de adesão localizados na membrana celular, os quais pertencem à família das integrinas (Gronowicz et al., 1996). Tais integrinas funcionais transmembrana consistem da associação não covalente de subunidades α e β , tendo o domínio extracelular da subunidade α a capacidade de se ligar a cátions divalentes como é o caso do Mg^{2+} (Zreiqat et al., 2002). Dessa forma, quando ocorre a ligação das integrinas, as mesmas sinalizam ao ambiente intra celular e regulam a expressão genética, modulando a migração celular, proliferação e diferenciação celular (Hynes, 1992). Portanto, superfícies biomiméticas com a incorporação de Mg^{2+} podem favorecer o processo de osseointegração.

Em acréscimo, o magnésio também apresenta atividade antibacteriana, um estudo prévio destaca redução nas unidades formadoras de colônia das bactérias *Escherichia coli*, *Pseudomonas aeruginosa* e *Staphylococcus aureus* em função da alcalinidade do pH produzida pela presença dos íons Mg^{2+} (Robinson et al., 2010). O estudo de Ren et al. (2018)

também demonstra uma redução de 99,9% nas bactérias *Escherichia coli* e *Staphylococcus aureus* mostrando forte funções antibacterianas do Mg. Além disso, o mesmo estudo apresenta os valores de pH das suspensões bacterianas co-cultivadas com Mg apresentando valores de neutro para alcalino 7,4 a 8,5, que ainda aumentaram conforme o aumento no tempo de co-cultura, o valor do pH foi aumentado gradativamente, chegando a até 10 e 9,5 em 24 h. Outra hipótese que explica o potencial antimicrobiano do Mg é de que o mesmo também possui atividade bacteriostática, por meio do rompimento da parede celular e degradação de proteínas, levando a morte celular das bactérias conforme demonstrado em estudo utilizando o *Staphylococcus aureus* (Zhao et al., 2019).

Dessa forma, considerando a aplicabilidade do Mg em implantes dentários, o principal objetivo dessa revisão de literatura foi avaliar a influência de revestimentos biomiméticos contendo Mg nas propriedades de superfície e resposta biológica de implantes dentários. Além disso, os métodos de tratamento de superfície e incorporação do Mg na superfície de implantes foram detalhados, assim como as principais vantagens da incorporação do Mg em relação a osseointegração, biocompatibilidade e atividade antimicrobiana de acordo com cada método de tratamento de superfície.

2 PROPOSIÇÃO

O objetivo desta revisão de literatura foi avaliar a influência de revestimentos biomiméticos contendo Mg nas propriedades de superfície e resposta biológica de implantes dentários.

3 REVISÃO DA LITERATURA

3.1 Reabilitação sobre implantes

A perda de elementos dentários ainda é um problema que afeta diversos indivíduos em função de doenças como a cárie, traumas, anodontia e a doença periodontal, influenciando diretamente na função mastigatória, qualidade de vida e autoestima (Machado et al., 2019). Por esse motivo, a reabilitação de pacientes parcial ou totalmente edêntulos através de diversas modalidades de tratamento vem sendo muito estudada. Dentre as opções de tratamento, as próteses sobre implantes têm ganhado grande destaque por promoverem maior retenção e estabilidade, bem como uma estética favorável e conforto ao paciente (Gallina et al., 2007).

A implantodontia tem apresentado grandes avanços nos últimos anos (Block et al., 2018). Inicialmente, muitos materiais foram estudados como o latão, cobre, prata, ouro e níquel-cromo (Faverani et al., 2011). Somente em 1960 surgiram os primeiros estudos de Brånemark, mostrando as propriedades biológicas do titânio e sua capacidade de osseointegração (Brånemark et al., 1969; Guillaume, 2016). A partir da descoberta de Brånemark, os implantes passaram a ser amplamente utilizados através de vários procedimentos e protocolos. No entanto, apesar da evolução dos materiais utilizados na confecção de implantes dentários e das altas taxas de sucesso acima de 98%, demonstradas em estudos prospectivos (Naert et al., 2002; Kalle et al., 2009; Zygogiannis et al., 2010; Beschnidt et al., 2018), falhas indesejáveis ainda são passíveis de ocorrer. Essas falhas podem ser classificadas em biológicas, mecânicas, iatrogênicas e adaptação inadequada do paciente (Esposito et al., 1998).

Dentre as falas biológicas, as doenças sistêmicas como a diabetes mellitus, osteoporose, bem como fatores associados ao paciente como baixa qualidade e quantidade óssea e hábitos como o fumo são fatores que dificultam o processo de osseointegração (Block et al., 2018). O diabetes de mellitus (DM) é uma doença crônica que afeta a produção ou a capacidade de metabolizar a insulina, e pode estar relacionada a falhas do implante, por conta da cicatrização ineficiente, aumentando as chances de quadros de infecção (Tang et al., 2020). Já a osteoporose é uma doença caracterizada pela diminuição de densidade óssea que aumenta o risco de fraturas (Aghaloo et al., 2019).

Além de doenças sistêmicas, fatores como a baixa qualidade óssea também possuem uma influência direta no tratamento reabilitador com implantes dentários, sendo o osso tipo IV-osso cortical muito fino com osso trabecular de baixa densidade de fraca resistência o mais propenso a insucesso quando associado a implantes (Chrcanovic et al.,

2014). Com relação a quantidade óssea, a mesma é dividida em A, B, C, D, E, as quais apresentam uma ordem decrescente de quantidade óssea (Chrcanovic et al., 2014) tendo maior propensão a falhas a quantidade óssea do tipo E (Hutton et al., 1995).

Com relação ao hábito de fumar, uma revisão sistemática e meta-análise de Naseri et al. (2020) analisou a chance de falhas de implantes dentários em fumantes em comparação com não fumantes e concluiu que pacientes fumantes apresentam uma maior perda óssea ao redor dos implantes, maior chances de perda dentária e de desenvolvimento de doenças peri-implantares. Além disso, o mesmo estudo observou que quanto maior a quantidade de cigarros fumados por dia maior é o risco de falha dos implantes dentários.

Em acréscimo, após a instalação dos implantes dentários diversos fatores podem levar ao insucesso como a ocorrência de corrosão do material, acúmulo de biofilme, causando inflamações como a mucosite e a peri-implantite e carga oclusal excessiva levando a fratura, podendo causar a perda do implante (Revathi et al., 2017; Sridhar et al., 2019). O acúmulo do biofilme pode causar a mucosite peri-implantar que é uma reação inflamatória que envolve apenas os tecidos moles ao redor do implante, há sangramento a sondagem como uma gengivite (Lee et al., 2017). Por outro lado, o acúmulo do biofilme e a mucosite podem progredir para a peri-implantite que envolve não somente a inflamação do tecido mole peri-implantar, mas também perda óssea como a periodontite e além da presença de sangramento a profundidade de sondagem é igual ou maior que 4 mm, tendo perda progressiva de tecido ósseo de acordo com a nova classificação de doenças periodontais e peri-implantares (Caton et al., 2018; Schwarz et al., 2018; Ephros et al., 2020).

Um excesso de patógenos aderidos à superfície do implante de titânio pode gerar uma disbiose bacteriana (Souza et al., 2019b) e consequentemente um pH ácido que pode induzir a corrosão do material, causando mudanças nas suas propriedades mecânicas e biológicas (Zhou et al., 2019). O pH da saliva varia entre 6 e 7, porém pode diminuir pela presença de substâncias ácidas e metabólitos de microrganismos, e em meios de pH baixo a superfície de Ti pode sofrer degradação, diminuindo sua resistência à corrosão (Dini et al., 2020a). O produto gerado pela corrosão poderá induzir uma resposta inflamatória, podendo haver a liberação de mediadores inflamatórios, como os macrófagos, promovendo a reabsorção óssea (Beline et al., 2016). Ainda, a liberação de partículas de titânio pode favorecer a colonização microbiana, perpetuando o processo inflamatório e podendo levar à falha do implante dentário.

A falha biológica por insucesso no processo de osseointegração também pode ocorrer, podendo estar relacionado ao processo em estabelecer ou manter a osseointegração

(Esposito et al., 1998). O sucesso da osseointegração está relacionado com a estabilidade primária e a estabilidade secundária. A primária ocorre entre o osso e o implante, de forma mecânica e a secundária pela proliferação de novas células ósseas ao redor do implante. Porém, a estabilidade primária pode ser afetada por diversos fatores como a quantidade e qualidade de osso presente, material do implante, técnica cirúrgica e macrogeometria do implante, consequentemente afetando a estabilidade secundária (Kittur et al., 2020).

Além das falhas biológicas, falhas mecânicas, iatrogênicas e a não adaptação do paciente também existem. A falha mecânica envolve a fratura do implante, no qual forças mastigatórias repetitivas podem levar a fadiga do material (Gherde et al., 2020). Em acréscimo, a fratura de componentes dos implantes também pode ocorrer e está relacionada a carga excessiva e repetitiva de forças mastigatórias, ocorrendo em regiões em que há concentrações de tensões, promovendo um estresse que será transmitido do implante para o osso, podendo causar destruição no tecido ósseo (Bayata et al., 2020). Por fim, falhas iatrogênicas envolvem o erro do profissional e a última falha citada está relacionada diretamente com a não adaptação do paciente ao implante dentário (Esposito et al., 1998).

3.2 Materiais e tratamentos de superfícies

Os implantes devem possuir características que promovam osseointegração entre o osso e o material implantado. Para que isso ocorra sua superfície deve conter propriedades osseocondutoras e osseoindutoras, formando um osso maduro de alta densidade, capaz de suportar as forças oclusais geradas (Feller et al., 2015). O titânio comercialmente puro (Ticp) há muito tempo tem sido o material de escolha para a confecção de implantes dentários (Han et al., 2008). Porém, apesar da sua biocompatibilidade em contato direto com o osso, sua ligação química com o tecido ósseo não é eficiente por ser bioinerte, podendo prejudicar o processo de osseointegração (Chen et al., 2020). Assim, algumas alternativas surgiram como o desenvolvimento de ligas de titânio, bem como revestimentos para implantes através de tratamentos de superfície com o objetivo de melhorar a resposta biológica dos implantes dentários (Coquillat et al., 2019; Chen et al., 2020).

3.2.1 Materiais utilizados na confecção de implantes dentários

Os implantes dentários podem ser fabricados por diversos materiais como o titânio e suas ligas, aço inoxidável, zircônia, colbalto-cromo, entre outros (Khan et al., 2020; Park et al., 2019; Lee et al., 2020; Lucchetti et al., 2015; Pardun et al., 2015a). Porém, atualmente o material mais utilizado é o titânio comercialmente puro (Ticp) ou ligas de titânio. O titânio é um

metal com alta capacidade de resistir a corrosão em vários meios devido a formação espontânea de uma película de óxido de titânio, é biocompatível, e possui baixo módulo de elasticidade se igualando ao osso humano, permitindo a distribuição de carga de forma uniforme entre o osso e o implante e evitando a reabsorção óssea (Liu et al., 2017).

Além do titânio, outros materiais para implantes têm sido introduzidos no mercado como o polieterecetonecetona (PEKK) e a zircônia, bem como ligas TiAlV, TiZr, TiNbZr, entre outras. Implantes de PEKK apresentam excelentes propriedades físicas, mecânicas, biocompatibilidade, possuem baixo módulo de elasticidade, alta resistência e apresentam resistência ao desgaste, porém ainda não existem estudos a longo prazo, caracterizando a eficiência do material (Alqurashi et al., 2020). Outro material que vem sendo utilizado é a zircônia por possuir taxas de osseointegração semelhantes ao titânio, biocompatibilidade e baixo acúmulo de biofilme, porém esse material apresenta instabilidade com relação a corrosão e degradação em baixa temperatura (Gross et al., 2020). As ligas de Ti também são muito estudadas em função da possibilidade de modificação das mesmas no aspecto estrutural, químico e mecânico, o que permite o desenvolvimento de materiais de acordo com as demandas clínicas (Cordeiro et al., 2017).

Apesar da disponibilidade de diversos materiais e ligas para a confecção de implantes dentários, outra vertente de estudos foca no desenvolvimento de tratamentos de superfície, que podem facilmente ser executados, permitindo a obtenção de excelentes características de superfície e propriedades biológicas.

3.2.2 Tratamentos de superfície

Tratamentos de superfície têm sido amplamente estudados com o intuito de revestir o implante e criar uma camada bioativa para melhorar o processo de ligação entre osso-implante e também favorecer o potencial antimicrobiano da superfície. Muitas modalidades de tratamento de superfície têm sido empregadas tais como: plasma eletrolítico de oxidação (PEO), implantação de íons por fonte de plasma, hidrotérmico, pulverização de plasma, hidroxiapatita depositada eletroquimicamente, mesoporo, pulverização de pó úmido, pulverização de laser pulsado, entre outros. A seguir, alguns tratamentos de superfície são detalhados, principalmente os utilizados para a incorporação de magnésio dentre os estudos incluídos na presente revisão de literatura.

Plasma eletrolítico de oxidação ou 'plasma electrolytic oxidation' (PEO)

Essa técnica consiste basicamente no uso de uma solução eletrolítica que irá gerar um revestimento sob o material, podendo formar fases cristalinas sob a superfície como a anatase e o rutilo (Walsh et al., 2009; Khanmohammadi et al., 2016). Na realização do tratamento, uma descarga é aplicada estando as amostras imersas na solução eletrolítica, o que irá resultar na quebra da barreira dielétrica do revestimento do óxido formado no metal, permitindo que íons presentes na solução eletrolítica incorporem no revestimento (Antonio et al., 2017). Além disso, o revestimento de oxidação por plasma eletrolítico (PEO), conhecido também como oxidação por micro-arco (MAO) (Coquillat et al., 2019) permite a formação de microporos e a incorporação de diferentes elementos químicos (Marques et al., 2015; Dini et al., 2020b). Dessa forma, pode favorecer a resposta biológica, promovendo maior contato osso-implante, melhorando a osseointegração e proporcionando função antibacteriana de acordo com os elementos incorporados e a topografia formada na superfície após o tratamento (Marques et al., 2015).

Implantação de íons por fonte de plasma ou 'plasma source ion implantation' (PSII)

Tratamento de implantação de íons por fonte de plasma (PSII) é uma técnica que utiliza uma fonte de plasma de metal que irá gerar um plasma de íons metálico altamente ionizado por uma fonte de vácuo filtrada (Kim et al., 2013). Os íons a serem incorporados na superfície são acelerados em um campo elétrico formado entre o plasma e o substrato, utilizando energias pré-determinadas de implantação e doses específicas dos íons a serem incorporados no substrato (Cho et al., 2010). Diversos íons podem ser incorporados através dessa técnica como demonstrado na literatura nitrogênio (Johansson et al., 1993), oxigênio (Sawase et al., 2001), cálcio (Hanawa et al., 1997), magnésio (Cho et al., 2010), entre outros.

Implantação e deposição de íons metálicos por plasma ou 'metal plasma immersion ion implantation and deposition' (MePIIID)

A implantação e deposição de íons metálicos por plasma (MePIIID) é um tipo de tratamento de superfície que incorpora íons bioativos na superfície do substrato por meio de um processo cíclico de repetição de deposição de arco catódico e deposição de íons metálicos por plasma (Anders, 1997). Dessa forma, esse tratamento permite a aplicação de um filme homogêneo em amostras com geometria complexa, como é o caso de implantes dentários (Kang et al., 2011). Além disso, MePIIID permite modificação química de superfície com

alteração insignificante da topografia, sendo um tratamento a nível nanométrico, possibilitando assim a investigação direta do efeito da composição química da superfície (Sul et al., 2010).

Tratamento hidrotérmico ou 'hydrothermal treatment'

O tratamento hidrotérmico é realizado através da imersão em solução contendo íons bioativos associada a tratamentos térmicos. Esse tratamento é simples e rápido, utilizando temperaturas como 200 °C (Shi et al., 2012) ou 600 °C (Yamaguchi et al., 2013) por um período de 24 horas com as amostras imersas em solução contendo íons de interesse. Dessa forma, através do tratamento uma camada de óxido de Ti nanoporoso pode ser formada com a incorporação de íons conforme a solução preparada para imersão das amostras (Park et al., 2012; Shi et al., 2012; Yamaguchi et al., 2013).

Pulverização de plasma ou 'plasma spraying'

O tratamento de pulverização por plasma consiste no aquecimento do material a ser depositado na superfície que será transformado em gotículas que serão pulverizadas com jato de plasma e, assim, revestir o metal. Para isso, uma mistura de gases argônio e hidrogênio são utilizados como gases transportadores em um reator específico para o tratamento (Rezaei et al., 2020). Essa técnica de revestimento pode variar o tamanho da partícula que será aplicada, potência e distanciamento de pulverização, fatores que podem afetar diretamente na morfologia, densidade e na composição do revestimento (Ratha et al., 2020; Miao et al., 2020).

Hidroxiapatita depositada eletroquimicamente ou 'electrochemically deposited pure hydroxyapatite' (EDHA)

A deposição eletroquímica é realizada em meio de fluído corporal simulado tamponado em pH neutro, podendo produzir revestimento de hidroxiapatita diretamente na superfície do titânio (Wang et al., 2004). Este tratamento é obtido eletroquimicamente por meio da deposição por eletrodo, no qual é utilizado um eletrodo de trabalho (cátodo) que irá promover a liberação de íons e incorporar no substrato (Zhao et al., 2013). Em acréscimo, o tratamento permite o controle da espessura do filme depositado, além de demandar um tempo curto e ser um processo altamente reproduzível e eficaz.

Mesoporo induzido por evaporação ou ‘mesoporous evaporation-induced self-assembly’

Esse revestimento modifica a nanotopografia do material, no qual é aplicado uma película fina de óxido de titânio carregado com íons que irá revestir o substrato de titânio. Dessa forma, é possível obter um revestimento com a presença de poros capaz de incorporar e liberar substâncias, como medicamentos e íons como é o caso do Mg (Galli et al., 2014; Galli et al., 2015).

Pulverização de pó úmido ou ‘wet powder spraying’ (WPS)

O revestimento de pulverização de pó úmido consiste na obtenção de suspensões contendo íons e partículas nas concentrações pré-determinadas. Dessa maneira, essa suspensão é depositada no substrato por meio de uma pistola de pulverização que se move em uma velocidade, pressão, humidade e tempo definidos (Pardun et al., 2015a). Além disso, é um tratamento que pode ser facilmente aplicado com espessuras variadas em superfície planas, bem como em superfícies com geometria complexa como é o caso de implantes (Pardun et al., 2015a).

Pulverização de laser pulsado ou ‘pulsed laser deposition’ (PLD)

A deposição por laser pulsado é uma técnica que sintetiza filmes finos de hidroxiapatita que podem ser dopados com íons bioativos como o Mg. O laser vaporiza o filme e libera uma radiação que será absorvida pela superfície do material. A espessura e morfologia do revestimento que será formado é controlada pelo comprimento de onda do laser, tempo de pulsação e densidade de energia. Esse revestimento consegue formar filmes finos amorfos ou cristalinos, densos ou porosos apenas por modificação estequiométrica (Koch et al., 2007; Mihailescu et al., 2016).

Revestimento assistido por micro-ondas ou ‘microwave assisted coating’

O revestimento assistido por micro-ondas consiste na imersão do material em solução contendo íons, partículas ou polímeros a serem incorporados no substrato, seguido da irradiação por micro-ondas das amostras na respectiva solução. Acredita-se que esse método pode produzir filmes uniformes e bioativos, com estrutura complexa e em temperaturas relativamente baixas com um tempo curto, evitando a degradação de polímeros e outros componentes a serem incorporados na superfície (Ren et al., 2018).

Deposição eletroforética ou 'electrophoretic deposition' (EPD)

A deposição eletroforética é um tipo de tratamento simples, de baixo custo e pode ser aplicado em vários tipos de superfícies (Khan et al., 2020). O método consiste na deposição com partículas suspensas em meio líquido que são atraídas a um condutor com carga oposta em um campo elétrico. Possui vantagens por ser um processo rápido, não necessita de aparato complexo e a espessura e morfologia do revestimento pode ser controlada por meio de tempo de deposição e a potência aplicada (Besra et al., 2007).

Rede de metal-polifenol ou 'metal-polyphenol network' (MPN)

O tratamento com MPN consiste na imersão das amostras em solução contendo polifenol e os íons e partículas a serem incorporados no substrato. Dessa forma, uma reticulação do polifenol é formada em função da capacidade dos polifenóis em formar uma rede estável em metal devido a constituição de pontes de hidrogênio que mantém a ligação entre a rede e o substrato (Ejima et al., 2017; Lee et al., 2020).

3.2.3 Incorporação de elementos químicos na superfície de implantes dentários por meio de tratamentos de superfície com foco no Mg

Os tratamentos de superfície possibilitam a incorporação de diferentes elementos bioativos como o Mg, Bi, Cu, Ca, P, Si e Ag, os quais podem aprimorar o processo de osseointegração, a atividade antimicrobiana e a biocompatibilidade dos implantes dentários (Marques et al., 2015; Nagay et al., 2019; Dini et al., 2020a; Costa et al., 2020).

Dentre os elementos citados acima o magnésio (Mg) é muito estudado na área médica e odontológica, por ser um material que possui propriedades antibacterianas, pode ser absorvido pelo organismo e faz parte da composição do tecido ósseo (Zhang et al., 2021; Julmi et al., 2019). O Mg é um íon bivalente e o quarto cátion mais presente no corpo humano (Lim et al., 2019). É encontrado principalmente nos ossos, tecidos moles e músculos e é capaz de promover a mineralização óssea, influenciar na reabsorção óssea e estimular a proliferação de osteoblastos (Gozalian et al., 2011; Jahnén-Dechent et al., 2012). Além disso, muitos estudos relatam seu potencial antimicrobiano pelo mecanismo de alcalinização do meio (Robinson et al., 2010). Por esse motivo, o Mg tem sido aplicado através de diferentes tipos de tratamentos de superfície em implantes dentários.

Dentre as propriedades de superfície avaliadas para os diferentes tratamentos de superfície, podemos destacar que no geral superfícies com revestimento contendo Mg tendem

a ter um perfil mais hidrofílico (Shi et al., 2012; Maximo et al., 2016). Além disso, a rugosidade foi altamente influenciada pelo método de deposição tendo Ra em torno de 0,25 μm com tratamento hidrotérmico (Shi et al., 2012), 1,57 μm com deposição eletroquímica (Maximo et al., 2016) e 2 a 8 μm com deposição eletroquímica dependendo da concentração de Mg utilizada (Antonio et al., 2017). Para os estudos que avaliaram Sa, encontraram Sa de 0,69 μm para superfície tratada com PEO (Sul et al., 2009) e 0,21 μm para superfície tratada com MePIID (Kang et al., 2011). Foram avaliadas também as fases cristalinas da superfície, sendo encontradas as fases anatase e rutilo nos métodos de deposição do Mg por PEO (Sul et al., 2005; Antonio et al., 2017). Em acréscimo, a propriedade eletroquímica foi avaliada por Rezaei et al. (2020) sendo observado que superfícies com revestimento contendo Mg possuem maior resistência à corrosão, quando comparado as superfícies sem tratamento.

Sul et al. (2005) analisou diferentes concentrações do íon Mg incorporado pelo plasma eletrolítico de oxidação, com o objetivo de estabelecer propriedades ideais para a osseointegração de implantes dentários em ratos. De acordo com os resultados, a concentração de Mg de 9%, com espessura do revestimento na faixa entre 1.000 a 5.000 nm, poros de 2,0 μm e rugosidade de 0,8 μm foi a que apresentou os resultados mais favoráveis em relação à osseointegração. Além disso, implantes com revestimento de Mg obtidos através do PEO mostraram um maior quociente de estabilidade comparado aos implantes controle sem a adição de Mg (Sul et al., 2006; Sul et al., 2009). Apesar da maior rugosidade encontrada nas superfícies experimentais, acredita-se que o aumento no quociente de estabilidade se deve também à presença do íon Mg.

Além disso, foi verificado que superfícies revestidas com Mg favorecem a proliferação celular (Byon et al., 2008; Shi et al., 2012; Kim et al., 2013). Zhao et al. (2013) constatou em pesquisa *in vitro* um aumento na proliferação das células osteogênicas MC3T3-E1 em revestimento de hidroxiapatita depositada eletroquimicamente com a adição de Mg, nos 7 primeiros dias comparado com revestimento apenas com HA. No mesmo estudo, foi observado *in vivo* um maior contato osso-implante no período de cicatrização inicial em superfícies contendo Mg, devido a estimulação das células osteoblásticas.

Além disso, Shi et al. (2012) também observou maior adesão e proliferação celular das células MC3T3-E1 em superfícies tratadas pelo método hidrotérmico contendo Mg comparada à superfícies controle. Okuzo et al. (2017) também utilizou a técnica hidrotérmica de revestimento, comparando a incorporação de Ti-Sr ou Ti-Mg ou Ti-Ca. Os resultados mostraram uma maior diferenciação osteoblástica de células MC3T3-E1 e aumento no processo de mineralização para as superfícies contendo Mg e Sr. Já em estudo *in vivo* implantes com Mg e Sr apresentaram um maior contato osso-implante em quatro semanas,

aumento na diferenciação celular e atividade osteogênica comparada com implante revestido com Ti-Ca. Utilizando o mesmo tratamento, porém avaliando tipo celular diferente, Park et al. (2019) analisou a diferenciação osteogênica de células-tronco mesenquimais (MSCs) e constatou que superfícies de Ti com Mg revestida pelo método hidrotérmico obteve uma maior diferenciação celular precoce do que os revestidos com Ca.

Com outro método de tratamento de superfície, Byon et al. (2008) estudou um revestimento contendo Mg, utilizando a técnica PSII, e demonstrou aumento na proliferação das células MG63 no sétimo dia em superfícies de titânio enriquecido com Mg comparado a superfície controle. Kim et al. (2013) também relatou um aumento na proliferação e fixação de células-tronco mesenquimais da medula óssea humana (hMSCs) no titânio puro com revestimento usando a técnica PSII com a incorporação de Mg na primeira hora de incubação comparado ao revestimento apenas com SLA. Lee et al. (2020), utilizou outro tipo de revestimento, o MPN e obteve resultados positivos em estudo *in vivo* no qual apresentou também aumento na diferenciação osteogênica em superfícies com revestimento contendo Mg, redução de osteoclastos e maior osseointegração em comparação as superfícies sem o Mg.

Além de melhorar a resposta biológica a nível celular os diversos tipos de tratamentos com incorporação do Mg geram mudanças topográficas e mudanças nas propriedades físico-químicas nas superfícies dos implantes, promovendo a osseointegração e assim, favorecendo o sucesso dos implantes. Cho et al. (2010) mostrou que a concentração ideal de Mg no revestimento, utilizando a técnica PSII, para induzir uma osseointegração mais potente foi de 9%. Porém, Park et al. (2012) utilizou uma concentração de 7,3% de Mg em revestimento hidrotérmico e 12,7% de Mg com tratamento de PEO e verificou aumento da osteocondutividade mesmo não utilizando a concentração ideal de Mg e também constatou um maior contato osso-implante em superfícies contendo o íon Mg comparado aos que não tinham. Kang et al. (2018) verificou um aumento de volume ósseo ao redor das superfícies dos implantes com revestimento de Mg com concentração de 12% pelo método de implantação e deposição de íons por imersão de plasma, comparado com as superfícies controle.

Galli et al. (2014) concluiu em uma pesquisa *in vivo* que implantes de Ti revestidos com uma matriz de mesoporo enriquecido com Mg apresentou uma retenção biomecânica superior aos implantes sem o Mg após 3 semanas de cicatrização. Acredita-se que essa retenção foi induzida pela liberação do íon Mg na região implantada (Galli et al., 2015). Além disso, o estudo clínico de Hieu et al. (2013) verificou uma melhor interação entre osso-implante nos substratos revestidos com íon Mg pelo método PSII do que os tratados apenas com RBM,

nas primeiras 4 semanas. No entanto, a pesquisa de Zhang et al. (2015) relatou que superfícies de Ti dopada com Mg, Zn e Sr pelo método de revestimento por deposição eletroquímica não apresentaram diferença de contato osso-implante no período de 4 a 8 semanas.

Lee et al., 2013 verificou que há formação óssea principalmente na região do periósteo, mostrando uma produção de osso novo em superfícies revestidas com Mg por incorporação por oxidação. Song et al. (2016) revelou que implantes de titânio com tratamento SLA com Mg incorporado pelo método PSII apresentou maior BIC e osseointegração nos primeiros períodos de cicatrização, comparado ao grupo controle de implantes apenas com tratamento SLA e RBM.

O estudo de Ren et al. (2018) utilizou o PEEK e comparou esse material revestido com e sem Mg e observou que houve uma maior estimulação de células MC3T3-E1 nos substratos revestido com Mg após 3 dias, uma hipótese para esse aumento é a presença de poros e a topografia do material que poderia ter favorecido a resposta celular da superfície. Pardun et al. (2015b) verificou concentrações variadas de Mg em revestimentos WPS sobre Zr e relatou que houve formação de uma estrutura granular nas superfícies com concentração de Mg a 2,5%, promovendo assim uma estrutura com maior rugosidade, facilitando a fixação celular e foi verificado uma concentração de 1,6% mais favorável ao crescimento celular, comparado a estrutura sem o Mg.

No tratamento hidrotérmico com o íon Ca, há a formação de apatita semelhante ao osso, por meio da ligação do íon Ca com fosfato, Yamaguchi et al. (2013) constatou em sua pesquisa, que a liberação de 0,45 ppm íons Mg pelo método de revestimento hidrotérmico, também promoveu a formação de fosfato de cálcio, sugerindo como uma opção favorável para tratamento de superfície de Ti. Além do tratamento hidrotérmico citado para formação de material bioativo, algumas outras técnicas surgiram como o tratamento PEO que irá produzir HA em superfícies dopadas com Ca, P e Mg (Antonio et al., 2017) e o método MePIIID com incorporação do íon Mg que promove a incorporação de íons sem alterar a topografia de superfície e a rugosidade do óxido de titânio (Kang et al., 2011).

Com relação a propriedades antibacterianas em superfícies com diferentes tipos de revestimento contendo Mg, estudos prévios demonstraram uma redução de bactérias nos substratos (Mihailescu et al., 2016; Coelho et al., 2019; Zhao et al., 2019; Khan et al., 2020). Mihailescu et al. (2016) analisou implantes de Ti revestido com hidroxiapatita enriquecido com MgF_2 e MgO pelo método PLD e verificou um aumento da propriedade antibacteriana na superfície do implante. Zhao et al. (2019) constatou atividade antibacteriana contra bactérias

S.aureus em implantes de Ti revestidos pelo método PEO contendo Mg. Khan et al. (2020) constatou também atividade antibacteriana contra *S.aureus* nas superfícies de aço inoxidável pelo tratamento EPD, contendo Mg-HA, Si-HA e Zn-HA e concluiu uma menor aderência e proliferação bacteriana na superfície contendo Mg, comparada as outras superfícies. Coelho et al. (2019) mostrou que a atividade antimicrobiana de grânulos de hidroxiapatita (HAp) com adição de óxido de magnésio (MgO) em diferentes concentrações usados como substitutos ósseos foi capaz de inibir totalmente a formação de biofilme após 24h de incubação de *S. aureus* e *E. coli*, comparado aos grânulos de HAp puro. De acordo com a literatura, a atividade antibacteriana do Mg está relacionada à alcalinidade do pH produzida pela presença dos íons Mg^{2+} (Robinson et al., 2010).

Na Tabela 1 estão detalhados os estudos presentes na literatura relacionados a revestimentos contendo Mg depositados através dos diferentes tratamentos de superfície para aplicação em implantes dentários.

TABELA 1 - Sumário dos dados dos artigos incluídos na revisão de literatura (autor/ano, tipo de estudo, tipo de magnésio incorporado, outros elementos incorporados, método de deposição, análises realizadas, principais achados do estudo).

Autor/Ano	Tipo de estudo	Substrato	Tipo de Magnésio incorporado	Outros elementos incorporados	Método de deposição	Análises realizadas	Principais achados do estudo
Sul et al., 2005	In vivo	Ti puro	Íons	Não	MAO	Espessura do óxido formado Estrutura cristalina Porosidade de superfície Rugosidade	As propriedades da superfície dos implantes, influenciaram nas respostas ósseas, sendo o ideal de 9% Mg, espessura de óxido de 1.000 a 5.000 nm, porosidade de 24% e uma rugosidade superficial de 0,8 microm em Sa e 27% a 46% em Sdr;
Sul et al., 2006	In vivo	Ti puro	Íons	Não	MAO	Estrutura cristalina Porosidade de superfície Rugosidade	Pode haver integração rápida e forte do implante com Mg bioativos oxidados permitindo o carregamento imediato.
Byon et al., 2008	In vitro	Ti puro	Íons	Não *Jateamento com fosfato de cálcio no pré tratamento	PSII	Proliferação celular Fixação celular	O íon Mg implantado em superfície tratadas com RBM demonstrou melhorias na fixação da célula e proliferação celular, tornando o material um potencial de bioatividade.
Sul et al., 2009	In vivo	Ti microestruturado	Íons	TiUnite - P ≤8%	MAO	Rugosidade Estabilidade	Os implantes de Ti modificados com incorporação de Mg mostraram estabilidade maior comparado com os outros implantes.
Cho et al., 2010	In vivo	Ti	Íons	Não *Jateamento com de pó de β-fosfato tricálcico no pré-tratamento de RBM	PSII	Resposta óssea	A resposta óssea do implante com íon 9% Mg resultou uma osseointegração mais forte e apresentou resultados superiores ou semelhantes a um implante tratado com RBM.
Kang et al., 2011	In vitro	Ti	Íons	Ca	MePIIID	Topografia da superfície Rugosidade	Independentemente da fonte de íons de plasma (Mg e Ca), a topografia e a rugosidade da superfície não mostraram diferenças no nível nanométrico.
Park et al., 2012	In vivo	Ti	Íons	Não	Hidrotérmico	Osseointegração	Superfície nanoporosa com íon Mg pode aumentar a osseointegração de implantes jateados moderadamente ásperos, aumentando o grau de contato osso-implante em áreas de osso esponjoso.
Shi et al., 2012	In vitro	Ti puro	MgCl ₂	Não	Hidrotérmico	Fixação e proliferação celular Umectabilidade Rugosidade	O titânio puro modificado com Mg pelo método hidrotérmico demonstrou excelente resposta celular
Hieu et al., 2013	In vivo	Ti	Íons	Não	PSII	Estabilidade do implante	Os implantes de Ti com incorporação de Mg exibiram uma resposta óssea ligeiramente melhor em relação ao ISQ do que os implantes de superfície RBM.
Kim et al., 2013	In vitro	Ti puro	Íons	Não	PSII	Biocompatibilidade Fixação celular Citotoxicidade Proliferação de osteoblastos	Achados sugerem que a implantação de íons de Mg em implantes dentários SLA Ti usando a técnica PSII pode ser uma modificação útil para melhorar a osseointegração.
Lee et al., 2013	In vivo	Ti	Íons	Não	RBM SLA Incorporação por oxidação	Formação e remodelação óssea	Dentro dos limites do estudo, constatou-se que a dose de ErhBMP-2 absorvida variou com as características da superfície do implante, influenciando na formação e remodelação óssea.

Autor/Ano	Tipo de estudo	Substrato	Tipo de Magnésio incorporado	Outros elementos incorporados? Quais?	Qual o método de deposição?	Quais as análises realizadas?	Quais os principais achados do estudo?
Yamaguchi et al., 2013	In vitro	Ti puro	MgCl ₂	CaCl ₂	Hidrotérmico	Formação de apatita Liberação de íons	O Ti com uma camada bioativa irá liberar íons Mg ²⁺ na superfície e ligará fortemente ao osso vivo precocemente, promovendo formação óssea e também induzindo a formação de apatita em sua superfície.
Zhao et al., 2013	In vivo In vitro	Ti	Íons	Ca ²⁺	EDMAH	Análise de superfície Crescimento celular	As superfícies revestidas com HA substituídas com Mg promovem a diferenciação osteogênica de preosteoblastos in vitro e podem melhorar a osseointegração.
Galli et al., 2014	In vivo	Ti	MgCl ₂	Não	Mesoporoso	Avaliação da resposta óssea ao redor do implante	Íons Mg liberados das superfícies do implante estimulam positivamente a formação óssea no local do implante e, assim, melhoram a osseointegração dos implantes de titânio.
Galli et al., 2015	In vivo	Ti	MgCl ₂	NR	Mesoporoso	Torque de remoção Consolidação óssea	Uma liberação local de magnésio das superfícies do implante aumenta a retenção do implante no estágio inicial de cicatrização.
Pardun et al., 2015b	In vitro	Zn	Íons	Ca ²⁺	WPS	Avaliação de bioatividade Estabilidade mecânica e adesão	Resultados demonstram que a adição de magnésio aumenta o potencial de bioatividade dos revestimentos de fosfato de cálcio-zircônia.
Zhang et al., 2015	In vivo	Ti	Mg-HA	Zn-HA Mg-HA Sr-HA	Deposição eletroquímica	Avaliação da osseointegração	Os revestimentos Zn-HA e Sr-HA têm o potencial de melhorar a osseointegração do implante em pacientes com osteoporose.
Maximo et al., 2016	In vivo In vitro	Ti puro	Íons	Ca ²⁺	Deposição eletroquímica	Rugosidade Molhabilidade e Biocompatibilidade	A deposição de Ca e Mg melhora a molhabilidade da superfície em comparação com outros tratamentos e a adição de flúor na superfície do implante tratado com ácido aumentou a resistência da interface osso-implante.
Mihailescu et al., 2016	In vitro	Ti	MgF ₂ MgO	NÃO	PLD	Biocompatibilidade quantificada pelo torque de remoção	Filmes finos de BHA reforçados com MgF ₂ ou MgO como biomateriais são eficazes em garantir uma excelente resistência de união à superfície metálica do implante, boa citocompatibilidade e prevenção da colonização microbiana.
Song et al., 2016	In vivo	Ti	Íons	Não	PSII	Estabilidade do implante	Os resultados deste estudo sugerem que o implante de SLA Ti com incorporação de Mg pode ser eficaz em aumentar as respostas ósseas por rápida osseointegração nos primeiros períodos de cicatrização.

Autor/Ano	Tipo de estudo	Substrato	Tipo de Magnésio incorporado	Outros elementos incorporados? Quais?	Qual o método de deposição?	Quais as análises realizadas?	Quais os principais achados do estudo?
Antonio et al., 2017	In vitro	Ti	MgA	Acetato de Cálcio e Glicerofosfato de Sódio	PEO	Espessura e rugosidade Morfologia de revestimento Difração de raios X e refinamento de Rietveld.	O processo PEO demonstrou produzir uma grande quantidade de HA dopado com Mg. Além disso, a superfície do revestimento porosa e áspera, gera propriedades importantes para aplicações biológicas.
Okuzo et al., 2017	In vivo In vitro	Ti puro	Mg-Ti	Sr-Ti Ca-Ti	Hidrotérmico	Bioatividade Expressão de integrina Viabilidade celular Expressão do gene osteogênico Atividade da fosfatase Mineralização celular	O tratamento de superfície do Ti para produzir Ti que libera íons Sr ou Mg resultou em maior viabilidade celular e promoveu a diferenciação de osteoblastos em células MC3T3-E1.
Kang et al., 2018	In vivo	Ti	Íons	Ca	Implantação e deposição de íons por imersão de plasma	Avaliação biomecânica Velocidade da osseointegração	A velocidade de osseointegração e o contato ósseo foram afetados positivamente pela implantação dos íons Ca e Mg, principalmente nos implantes de Mg.
Ren et al., 2018	In vitro	PEEK	MgCl ₂	NaH ₂ PO ₄	AMP	Síntese do revestimento AMP no substrato PEEK Bioatividade e citocompatibilidade do PEEK revestido com AMP	Revestimento de fosfato de magnésio amorfo, apresentou aumento na bioatividade in-vitro, não apresentou citotoxicidade, benéficos para a adesão celular no estágio inicial e promovem formação de osso.
Park et al., 2019	In vitro	Ti	MgO	NaOH	Hidrotérmico	Avaliação do efeito relativo dos íons Mg e Ca na funcionalidade osteogênica	Estes resultados indicam que a alteração da química da superfície de implantes de Ti por tratamento químico úmido com íons Mg exerce mais efeito na promoção da diferenciação osteogênica precoce de MSCs do que íons Ca.
Zhao et al., 2019	In vivo In vitro	Ti	Íons	Não	PEO	Avaliação da bioatividade Atividade antibacteriana	O Mg-TiO ₂ possui efeitos osteogênicos e antibacterianos e, portanto, apresenta importante significado teórico e potencial clínico.
Khan et al., 2020	In vitro	Aço inoxidável	Mg-HA	Zn-HA Si-HA	EPD	Análise de adesão antimicrobiana	Mg-HA não só mostrou menor adesão bacteriana, mas também interrompeu a proliferação bacteriana.
Lee et al., 2020	In vivo	Ti	MgCl ₂	Não	MPN	Proliferação celular Fixação celular Diferenciação osteogênica	Implantes de Ti revestidos com EGCG-Mg ²⁺ exibiram melhor osseointegração e resposta óssea em comparação com os implantes de Ti não revestidos.
Rezaei et al., 2020	In vitro	Aço inoxidável	Pó de Mg Mg-HA	Não	Pulverização de plasma	Análise eletroquímica Teste biomédico	A adição de Mg no revestimento gerou regiões com porosidade que são potencialmente adequadas para o crescimento ósseo e revestimentos de dupla camada HA / HA-Mg diminuem a liberação de elementos tóxicos no substrato e aumentam a viabilidade de células osteoblásticas.

4 DISCUSSÃO

Novos tratamentos de superfície têm sido propostos devido à busca por superfícies que possam aumentar o potencial de osseointegração e longevidade dos implantes dentários. Dessa forma, este estudo teve como objetivo realizar uma revisão de literatura para investigar a aplicabilidade do magnésio em tratamentos de superfícies para implantes dentários. No geral, tratamentos de superfícies geram modificações topográficas e físico-químicas (Cho et al., 2010), com o intuito de criar um material bioativo, no qual apresente propriedades de resistência à corrosão e ao desgaste, mas gerando uma superfície com topografia e composição química que possa favorecer e auxiliar também o processo de osseointegração e atividade antimicrobiana da superfície (Renzaei et al., 2020).

Existem vários tipos de tratamento de superfície que conseguem fazer a incorporação do íon Mg no implante e de outros íons bioativos, como a técnica de plasma eletrolítico de oxidação que utiliza solução eletrolítica para realizar a deposição de íons e formar microporos (Marques et al., 2015; Nagay et al., 2019), hidrotérmico que produz uma camada de óxido de Ti com íons bioativos (Park et al., 2012; Shi et al., 2012), pulverização de plasma que reveste o implante por meio de jato de plasma (Ratha et al., 2020; Miao et al., 2020), entre outros citados detalhadamente ao longo da revisão bibliográfica. Esses revestimentos promovem a formação de superfícies com topografias diferenciadas que irão favorecer a osseointegração e dependendo do íon incorporado pode produzir uma superfície antibacteriana, reduzindo o problema relacionado as doenças peri-implantares bem como estimular a osseointegração (Park et al., 2019; Marques et al., 2015).

As propriedades de superfície, incluindo a rugosidade, molhabilidade, fases cristalinas e resistência à corrosão foram favoráveis, do ponto de vista biológico, para as superfícies com revestimentos contendo Mg. Superfícies mais rugosas após o tratamento comparado às superfícies controle, bem como maior molhabilidade nas superfícies com Mg foram encontradas, características que podem favorecer a adesão e espreado celular (Sul et al., 2005; Shi et al., 2012; Maximo et al., 2016; Antonio et al., 2017). Em acréscimo, a maior resistência à corrosão também é um fator positivo para as superfícies com revestimento contendo Mg, pois pode evitar intercorrências como liberação de partículas do substrato e consequentemente inflamação e acúmulo de biofilme no tecido peri-implantar (Rezaei et al., 2020).

Com relação a concentração de Mg incorporada nas superfícies pelos diferentes métodos de deposição, valores como 12,7% (Park et al., 2012; Kang et al., 2018), 9% (Cho et al., 2010; Sul et al., 2005), 7,3% (Park et al., 2012), 2,5% (Pardun et al., 2015b) foram obtidos.

Alguns estudos indicam que a concentração ideal de Mg na superfície é de 9% (Cho et al., 2010; Sul et al., 2005). No entanto, mesmo em concentrações inferiores as superfícies contendo Mg apresentam um desempenho favorável com relação a adesão e proliferação celular (Pardun et al., 2015b).

Al-Noaman et al. (2013) observou que a liberação de concentrações baixas e médias de Mg promove formação de cristais na hidroxiapatita, fator importante na remodelação óssea. Além disso, alguns estudos relataram que superfícies enriquecidas com o íon Mg apresentaram principalmente um aumento de células osteogênicas, aumento da ligação celular osso-implante e fixação precoce de osteoblastos garantindo uma rápida osseointegração (Zhao et al., 2013; Okuzo et al., 2017; Shi et al., 2012). Considerando a importância do estágio inicial de cicatrização dos implantes dentários, principalmente em situações clínicas desafiadoras em que a osseointegração pode ser prejudicada por doenças sistêmica, baixa qualidade e quantidade óssea entre outros fatores, o Mg pode ser considerado um material promissor. Afinal, superfícies contendo Mg podem favorecer esse processo inicial através das integrinas que sinalizam ao ambiente intra celular e regulam a expressão genética, modulando a migração celular, proliferação e diferenciação celular (Hynes, 1992).

Outro fator que torna o íon Mg muito estudado é seu potencial como antibacteriano. Não se sabe exatamente como o íon Mg interfere na redução bacteriana nas superfícies de implantes, algumas hipóteses sugerem que a superfície formada possibilita uma alcalinização através da liberação de Mg no meio responsável pela redução da colonização microbiana (Robinson et al., 2010). Outra hipótese é que o Mg evita a adesão microbiana e promove o rompimento da parede celular bacteriana, impedindo sua proliferação (Mihailescu et al., 2016; Zhao et al., 2019). Alguns estudos relataram uma diminuição significativa de bactérias nas superfícies de implantes revestido com íon Mg comparado a superfícies controle (Khan et al., 2020; Mihailescu et al., 2016).

Assim, considerando que revestimentos contendo Mg principalmente nos períodos iniciais de cicatrização do implante possuem a capacidade de favorecer o processo de osseointegração e reduzir a colonização microbiana conforme resumido dos artigos incluídos na presente revisão de literatura, seu uso parece ser promissor na implantodontia. Dessa forma, é de grande importância que estudos futuros sejam executados principalmente *in vivo* para confirmar a eficácia dos tratamentos de superfície na incorporação do Mg, produzir uma superfície com topografia e composição físico-química adequadas e assim estabelecer propriedades biológicas ideais para que esse material possa ser utilizado.

5 CONCLUSÃO

O aumento na adesão, fixação e proliferação de células precursoras da formação óssea, bem como a atividade antibacteriana e propriedades de superfície adequadas foram obtidas a partir da utilização do íon Mg nas superfícies dos implantes. Dessa forma, a incorporação de Mg por meio de diferentes tratamentos de superfície para a obtenção de revestimentos biomiméticos se apresenta como estratégia promissora para aplicação em implantes dentários.

REFERÊNCIAS*

- Aghaloo T, Pi-Anfruns J, Moshaverinia A, Sim D, Grogan T, Hadaya D. The effects of systemic diseases and medications on implant osseointegration: a systematic review. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2019 Suppl;34:s35-s49. doi: 10.11607/jomi.19suppl.g3.
- Al-Noaman A, Karpukhina N, Rawlinson SCF, Hill RG. Effect of FA on bioactivity of bioactive glass coating for titanium dental implant. Part I: Composite powder. *Journal of Non-Crystalline Solids*. 2013;364: 92-8, doi: 10.1016/j.jnoncrysol.2012.11.051.
- Alqurashi H, Khurshid Z, Syed Y, Habib SR, Rokaya MSZ. Polyetherketoneketone (Pekk): an emerging biomaterial for oral implants and dental prostheses. *J Adv Res.*, 2020. 9p. doi: 10.1016/J.Jare. 2020.09.004.
- Anders A. Metal plasma immersion ion implantation and deposition: a review. *Surf Coat Technol*. 1997;93(2-3):158-67. doi: 10.1016/S0257-8972(97)00037-6.
- Antônio CA, Rangel EC, Durrant SFH, Cruz NC. Mg-containing hydroxyapatite coatings produced by plasma electrolytic oxidation of titanium. *Mater Res*. 2017;20(4):891-8. doi: 10.1590/1980-5373-mr-2016-0686.
- Bayata F, Yildiz C. The effects of design parameters on mechanical failure of ti-6al-4v implants using finite element analysis. *Engineering Failure Analysis*. 2020; 110:104445, Doi:10.1016/J.Engfailanal.2020.104445.
- Beline T, Marques Ida S, Matos AO, Ogawa ES, Ricomini-Filho AP, Rangel EC, et al. Production of a biofunctional titanium surface using plasma electrolytic oxidation and glow-discharge plasma for biomedical applications. *Biointerphases*. 2016 Mar 16;11(1):011013. doi: 10.1116/1.4944061.
- Berglundh T, Armitage G, Araujo MG, Avila-Ortiz G, Blanco J, Camargo PM, Chen S, et al. Peri-implant diseases and conditions: Consensus report of workgroup 4 of the 2017 World Workshop on the Classification of Periodontal and Peri-Implant Diseases and Conditions. *J Clin Periodontol*. 2018 Jun;45 Suppl 20:S286-91. doi: 10.1111/jcpe.12957.
- Beschnidt SM, Cacaci C, Dedeoglu K, Hildebrand D, Hulla H, Iglhaut G, et al. Implant success and survival rates in daily dental practice: 5-year results of a noninterventional study using CAMLOG SCREW-LINE implants with or without platformswitching abutments. *Int J Implant Dent* 2018;4:33. doi:10.1186/s40729-018-0145-3.

* De acordo com as normas da UNICAMP/FOP, baseadas na padronização do International Committee of Medical Journal Editors - Vancouver Group. Abreviatura dos periódicos em conformidade com o PubMed.

Besra L, Liu M. A review on fundamentals and applications of electrophoretic deposition (Epd). *Prog Mater Sci.* 2007;52:1-61. doi: 10.1016/J.Pmatsci.2006.07.001.

Block MS. Dental implants: the last 100 years. *J Oral Maxillofac Surg.* 2018 Jan;76(1):11-26. doi: 10.1016/j.joms.2017.08.045.

Bosshardt DD, Chappuis V, Buser D. Osseointegration of titanium, titanium alloy and zirconia dental implants: current knowledge and open questions. *Periodontol* 2000. 2017 Feb;73(1):22-40. doi: 10.1111/prd.12179.

Brånemark PI, Adell R, Breine U, Hansson BO, Lindström J, Ohlsson A. Intra-osseous anchorage of dental prostheses. I. Experimental studies. *Scand J Plast Reconstr Surg.* 1969;3(2):81-100. doi: 10.3109/02844316909036699.

Byon E, Hyun Y, Jeon S, Jeong Y. Mg-63 Cell response on the Mg Ion implanted titanium. *BiomaterRes.* 2008;12(4):148-53.

Carvalho DR, Carvalho PS, Magro Filho O, de Mello JD, Beloti MM, Rosa AL. Characterization and in vitro cytocompatibility of an acid-etched titanium surface. *Braz Dent J.* 2010 Jan;21(1):3-11. doi: 10.1590/s0103-64402010000100001.

Caton JG, Armitage G, Berglundh T, Chapple ILC, Jepsen S, Kornman KS, et al. A new classification scheme for periodontal and peri-implant diseases and conditions - Introduction and key changes from the 1999 classification. *J Clin Periodontol.* 2018 Jun;45 Suppl 20:S1-S8. doi: 10.1111/jcpe.12935.

Chen CS, Chang JH, Srimaneepong V, Wen JY, Tung OH, Yang CH, et al. Improving the in vitro cell differentiation and in vivo osseointegration of titanium dental implant through oxygen plasma immersion ion implantation treatment. *Surface and coatings technology.* 2020 Oct;399:126125. doi: 10.1016/j.surfcoat.2020.126125.

Cho LR, Kim DG, Kim JH, Byon ES, Jeong YS, Park CJ. Bone response of Mg ion-implanted clinical implants with the plasma source ion implantation method. *Clin Oral Implants Res.* 2010 Aug;21(8):848-56. doi: 10.1111/j.1600-0501.2009.01862.x.

Chrcanovic BR, Albrektsson T, Wennerberg A. Reasons for failures of oral implants. *J Oral Rehabil.* 2014 Jun;41(6):443-76. doi: 10.1111/joor.12157.

Coelho C, Araújo R, Quadros P, Sousa S, Monteiro F. Antibacterial bone substitute of hydroxyapatite and magnesium oxide to prevent dental and orthopaedic infections. *Mater Sci Eng C.* 2019;97:529-38. doi:10.1016/J.Msec.2018.12.059.

Coquillat AS, Mohedano M, Campos EM, Arrabal R, Pardo, A Matyina E. Bioactive multi-elemental peo-coatings on titanium for dental implant applications. *Mater Sci Eng C*. 2019;97:738-52. doi: 10.1016/J.Msec.2018.12.097.

Cordeiro JM, Beline T, Ribeiro ALR, Rangel EC, da Cruz NC, Landers R, et al. Development of binary and ternary titanium alloys for dental implants. *Dent Mater*. 2017 Nov;33(11):1244-57. doi: 10.1016/j.dental.2017.07.013.

Cordeiro JM, Pantaroto HN, Paschoaleto EM, Rangel EC, Cruz NC d., Sukotjo C, et al. Synthesis of biofunctional coating for a TiZr alloy: Surface, electrochemical, and biological characterizations. *Appl Surf Sci* 2018;452: 268-78. doi: 10.1016/j.apsusc.2018.05.044.

Costa RC, Souza JGS, Cordeiro JM, Bertolini M, de Avila ED, Landers R, et al. Synthesis of bioactive glass-based coating by plasma electrolytic oxidation: Untangling a new deposition pathway toward titanium implant surfaces. *J Colloid Interface Sci*. 2020 Nov 1;579:680-98. doi: 10.1016/j.jcis.2020.06.102.

de Avila ED, Castro AGB, Tagit O, Krom BP, Löwik D, Well AA. Anti-bacterial efficacy via drug-delivery system from layer-by-layer coating for percutaneous dental implant components, *Applied Surface Science*, 2019, 488:194-204, <https://doi.org/10.1016/j.apsusc.2019.05.154>.

Dewhirst FE, Chen T, Izard J, Paster BJ, Tanner AC, Yu WH, et al. The human oral microbiome. *J Bacteriol*. 2010 Oct;192(19):5002-17. doi: 10.1128/JB.00542-10.

Dini C, Costa R, Sukotjo C, Takoudis C, Mathew M, Barão V. Progression of Bio-Tribocorrosion in Implant Dentistry. *Front Mech Eng*. 2020a.6(1). doi: 10.3389/fmech.2020.00001.

Dini C, Nagay B, Cordeiro J, Cruz N, Rangel E, Filho A, et al. UV-photofunctionalization of a biomimetic coating for dental implants application. *Mater Sci Eng C* 2020b. 110:110657. doi: 10.1016/j.msec.2020.110657.

Ejima H, Richardson JJ, Caruso F. Metal-phenolic networks as a versatile platform to engineer nanomaterials and biointerfaces. *Nano Today*. 2017;12:136-48. doi: 10.1016/J.Nantod.2016.12.012.

Ephros H, Kim S, DeFalco R. Peri-implantitis: evaluation and management. *Dent Clin North Am*. 2020 Apr;64(2):305-13. doi: 10.1016/j.cden.2019.11.002.

Esposito M, Hirsch JM, Lekholm U, Thomsen P. Failure patterns of four osseointegrated oral implant systems. *J Mater Sci Mater Med*. 1997 Dec;8(12):843-7. doi: 10.1023/a:1018593403126.

Esposito M, Hirsch JM, Lekholm U, Thomsen P. Biological factors contributing to failures of osseointegrated oral implants. (I). Success criteria and epidemiology. *Eur J Oral Sci.* 1998 Feb;106(1):527-51. doi: 10.1046/j.0909-8836..t01-2-.x.

Faverani LP, Ferreira G, Jardim E, Okamoto R, Shinohara E, Assunção W, et al. Implantes Osseointegrados: evolução e sucesso. *Rev Salusvita.* 2011;30:47-58.

Feller L, Jadwat Y, Khammissa RA, Meyerov R, Schechter I, Lemmer J. Cellular responses evoked by different surface characteristics of intraosseous titanium implants. *Biomed Res Int.* 2015;2015:171945. doi: 10.1155/2015/171945.

Galli S, Naito Y, Karlsson J, He W, Miyamoto I, Xue Y, et al. Local release of magnesium from mesoporous TiO₂ coatings stimulates the peri-implant expression of osteogenic markers and improves osteoconductivity in vivo. *Acta Biomater.* 2014 Dec;10(12):5193-5201. doi: 10.1016/j.actbio.2014.08.011.

Galli S, Naito Y, Karlsson J, He W, Andersson M, Wennerberg A, et al. Osteoconductive Potential of Mesoporous Titania Implant Surfaces Loaded with Magnesium: An Experimental Study in the Rabbit. *Clin Implant Dent Relat Res.* 2015 Dec;17(6):1048-59. doi: 10.1111/cid.12211.

Gallina C, Viegas VN. Overdentures e próteses fixas para reabilitação com implantes em maxila edêntula. *Rev Odontol Univ Cid São Paulo.* 2007;19:61-7.

Gherde C, Dhattrak P, Nimbalkar S, Joshi S. A comprehensive review of factors affecting fatigue life of dental implants. *Mater Today Proc.* 2020 Sep. doi: 10.1016/J.Matpr.2020.08.414.

Gozalian A, Behnamghader A, Daliri M, Moshkforoush A. Synthesis and thermal behavior Of Mg-Doped calcium phosphate nanopowders via the sol gel method. *Scientia Iranica.* 2011;18:1614-22. doi: 10.1016/J.Scient.2011.11.014.

Gronowicz G, McCarthy MB. Response of human osteoblasts to implant materials: integrin-mediated adhesion. *J Orthop Res.* 1996 Nov;14(6):878-87. doi: 10.1002/jor.1100140606.

Gross C, Bergfeldt T, Fretwurst T, Rothweiler R, Nelson K, Stricker A. Elemental analysis of commercial zirconia dental implants - is "metal-free" devoid of metals? *J Mech Behav Biomed Mater.* 2020 Jul;107:103759. doi: 10.1016/J.Jmbbm.2020.103759.

Guéhennecc LL, Soueidan A, Layrolle P, Amouriq Y. Surface treatments of titanium dental implants for rapid osseointegration. *Dent Mater.* 2007 Jul;23(7):844-54. doi: 10.1016/j.dental.2006.06.025.

Guillaume B. Dental implants: A review. *Morphologie*. 2016 Dec;100(331):189-98. doi: 10.1016/j.morpho.2016.02.002.

Han Y, Chen D, Sun J, Zhang Y, Xu K. Uv-enhanced bioactivity and cell response of micro-arc oxidized titania coatings. *Acta Biomater*. 2008;4:1518-29. doi: 10.1016/J.Actbio.2008.03.005.

Hanawa T, Kamiura Y, Yamamoto S, Kohgo T, Amemiya A, Ukai H, et al. Early bone formation around calcium-ion-implanted titanium inserted into rat tibia. *J Biomed Mater Res*. 1997 Jul;36(1):131-6. doi: 10.1002/(sici)1097-4636(199707)36:1<131::aid-jbm16>3.0.co;2-l.

Hieu PD, Baek DH, Park DS, Park JT, Hong KS. Evaluation of stability changes in magnesium-incorporated titanium implants in the early healing period. *J Craniofac Surg*. 2013 Sep;24(5):1552-7. doi: 10.1097/SCS.0b013e318290264b.

Hutton JE, Heath MR, Chai JY, Harnett J, Jemt T, Johns RB, et al. Factors related to success and failure rates at 3-year follow-up in a multicenter study of overdentures supported by Brånemark implants. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 1995 Jan-Feb;10(1):33-42.

Hynes RO. Integrins: versatility, modulation, and signaling in cell adhesion. *Cell*. 1992 Apr 3;69(1):11-25. doi: 10.1016/0092-8674(92)90115-s.

Jahnen-Dechent W, Ketteler M. Magnesium basics. *Clin Kidney J*. 2012 Feb;5(Suppl 1):i3-i14. doi: 10.1093/ndtplus/sfr163.

Johansson C, Lausmaa J, Rostlund T, Thomsen P. Commercially pure titanium and Ti6Al4V implants with and without nitrogen ion implantation: surface characterization and quantitative studies in rabbit cortical bone. *J Mater Sci: Mater Med*. 1993;4:132-41.

Julmi S, Krüger A, Waselau A, Lindenberg A, Wriggers P, Klose C, et al. Processing and coating of open-pored absorbable magnesium-based bone implants. *Mater Sci Eng C*. 2019;98:1073-86. doi: 10.1016/J.Msec.2018.12.125.

Jung O, Smeets R, Hartjen P, Schnettler R, Feyerabend F, Klein M, et al. improved in vitro test procedure for full assessment of the cytocompatibility of degradable magnesium based on ISO 10993-5/-12. *Int J Mol Sci*. 2019 Jan;20(2):255. doi: 10.3390/ijms20020255.

Kalle M, Karthik MS, Hegde C, Shetty SN, Raghotham K. Enhancement of support for52 mandibular complete denture prosthesis : a preprosthetic ridge augmentation procedure by distraction osteogenesis Clinical Report. *J Indian Prosthodont Soc*. 2009 Aug;9(2):2-5.

Kang BS, Sul YT, Jeong Y, Jeong Y, Byon E, Kim JK et al. Metal plasma immersion ion implantation and deposition (mepioid) on screw-shaped titanium implant: the effects of ion source, ion dose and acceleration voltage on surface chemistry and morphology. *Med Eng Phys*. 2011;33:730-8. doi: 10.1016/J.Medengphy.2011.01.011.

Kang HG, Jeong YS, Huh YH, Park CJ, Cho LR. Impact of surface chemistry modifications on speed and strength of osseointegration. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2018 Jul/Aug;33(4):780-7. doi: 10.11607/jomi.5871.

Khan AS, Awais M. Low-cost deposition of antibacterial ion-substituted hydroxyapatite coatings onto 316L stainless steel for biomedical and dental applications. *Coatings*. 2020;10:880. doi: Org/10.3390/Coatings10090880.

Khanmohammadi H, Allahkaram S, Towhidi N, Rashidfarokhi A. Preparation of PEO coating on Ti6Al4V in different electrolytes and evaluation of its properties. *Surf Eng*. 2016;32(6):448-56. doi: 10.1179/1743294415Y.0000000083.

Kim BS, Kim JS, Park YM, Choi BY, Lee J. Mg ion implantation on SLA-treated titanium surface and its effects on the behavior of mesenchymal stem cell. *Mater Sci Eng C Mater Biol Appl*. 2013 Apr 1;33(3):1554-60. doi: 10.1016/j.msec.2012.12.061.

Kittur N, Oak R, Dekate D, Jadhav S, Dhattrak P. Dental implant stability and its measurements to improve osseointegration at the bone-implant interface: a review. *Mater Today Proc*. 2020. doi: 10.1016/J.Matpr.2020.08.243.

Koch CF, Johnson S, Kumar D, Jelinek M, Chisey DB, Doraiswamy A, et al. Pulsed laser deposition of hydroxyapatite thin films. *Mater Sci Eng C*. 2007;27:484-94. doi:Org/10.1016/J.Msec.2006.05.025.

Lee JK, Cho LR, Um HS, Chang BS, Cho KS. Bone formation and remodeling of three different dental implant surfaces with Escherichia coli-derived recombinant human bone morphogenetic protein 2 in a rabbit model. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2013 Mar-Apr;28(2):424-30. doi: 10.11607/jomi.2751.

Lee CT, Huang YW, Zhu L, Weltman R. Prevalences of peri-implantitis and peri-implant mucositis: systematic review and meta-analysis. *J Dent*. 2017 Jul;62:1-12. doi: 10.1016/j.jdent.2017.04.011.

Lee S, Chang YY, Lee J, Madhurakkat Perikamana SK, Kim EM, Jung YH, et al. Surface engineering of titanium alloy using metal-polyphenol network coating with magnesium ions for improved osseointegration. *Biomater Sci*. 2020 Jun;8(12):3404-17. doi: 10.1039/d0bm00566e.

Li S, Ni J, Liu X, Zhang X, Yin S, Rong M, et al. Surface characteristics and biocompatibility of sandblasted and acid-etched titanium surface modified by ultraviolet irradiation: an in vitro study. *J Biomed Mater Res B Appl Biomater*. 2012 Aug;100(6):1587-98. doi: 10.1002/jbm.b.32727.

Lim SG, Choe HC, Corrosion phenomena of PEO-treated films formed in solution containing Mn, Mg, and Si ions. *Appl Surf Sci*. 2019;477:50-9. doi: 10.1016/j.apsusc.2017.12.209.

Liu X, Chen S, Tsoi JKH, Matinlinna JP. Binary titanium alloys as dental implant materials-a review. *Regen Biomater*. 2017 Oct;4(5):315-23. doi: 10.1093/rb/rbx027.

Lucchetti MC, Fratto G, Valeriani F, Vittori E, Giampaoli S, Papetti P et al. Cobalt-chromium alloys in dentistry: an evaluation of metal ion release. *J Prosthet Dent*. 2015;114:602-8. doi: 10.1016/J.Prosdent.2015.03.002.

Machado ICO, Romeiro RL. Efeitos dos implantes dentários sobre a autoestima dos pacientes. *Rev Cienc Saude*. 2019;4(1):43-50.

Marques V, Barão V, Cruz C, Yuan JCC, Mesquita MF, Filho APR et al. Electrochemical behavior of bioactive coatings on cp-ti surface for dental application. *Corros Sci*. 2015;100:133-46. doi: 10.1016/J.Corsci.2015.07.019.

Maximo FS, Elias CN, Fernandes DJ, Monteiro FO, Cavalcanti J. análise da superfície e osseointegração de implantes dentários com superfícies biomiméticas contendo Ca, Mg E F. *Matéria (Rio De Janeiro)*. 2016;21(1):196-203. doi:10.1590/S1517-707620160001.0017.

Miao Y, Zhu H, Gao P, Li L. the effects of spraying power on microstructure, magnetic and dielectric properties of plasma sprayed cobalt ferrite coatings. *J Mater Res Technol*. 2020;9:14237-43. doi: 10.1016/J.Jmrt.2020.10.006.

Mihailescu N, Stan GE, Duta L, Chifiriuc MC, Bleotu C, Sopronyi M, et al. Structural, compositional, mechanical characterization and biological assessment of bovine-derived hydroxyapatite coatings reinforced with MgF₂ or MgO for implants functionalization. *Mater Sci Eng C Mater Biol Appl*. 2016 Feb;59:863-74. doi: 10.1016/j.msec.2015.10.078.

Naert I, Koutsikakis G, Duyck J, Quirynen M, Jacobs R, van Steenberghe D. Biologic outcome of implant-supported restorations in the treatment of partial edentulism. part I: a longitudinal clinical evaluation. *Clin Oral Implants Res*. 2002 Aug;13(4):381-9.

Nagay BE, Dini C, Cordeiro JM, Ricomini-Filho AP, de Avila ED, Rangel EC, et al. Visible-light-induced photocatalytic and antibacterial activity of tio₂ codoped with nitrogen and bismuth: new perspectives to control implant-biofilm-related diseases. *ACS Appl Mater Interfaces*. 2019 May;11(20):18186-202. doi: 10.1021/acsami.9b03311.

Naseri R, Yaghini J, Feizi A. Levels of smoking and dental implants failure: A systematic review and meta-analysis. *J Clin Periodontol*. 2020 Apr;47(4):518-28. doi: 10.1111/jcpe.13257.

Okuzu Y, Fujibayashi S, Yamaguchi S, Yamamoto K, Shimizu T, Sono T, et al. Strontium and magnesium ions released from bioactive titanium metal promote early bone bonding in a rabbit implant model. *Acta Biomater*. 2017 Nov;63:383-92. doi: 10.1016/j.actbio.2017.09.019.

Oliveira VMCA., Cioffi MOH, Barboza MJR, Landers R, Schmitt B, Tapia DCAR, et al. Plasma Immersion Ion Implantation (Piii) Influence On Ti-6al-4v Alloy: Frequency Effect. *Int J Fatigue*. 2018;109:157-65. doi: 10.1016/J.ijfatigue.2017.12.016.

Pardun K, Treccani L, Volkmann E, Li Destri G, Marletta G, Streckbein P, et al. Characterization of wet powder-sprayed zirconia/calcium phosphate coating for dental implants. *Clin Implant Dent Relat Res*. 2015a Feb;17(1):186-98. doi: 10.1111/cid.12071.

Pardun K, Treccani L, Volkmann E, Streckbein P, Heiss C, Gerlach JW, et al. Magnesium-containing mixed coatings on zirconia for dental implants: mechanical characterization and in vitro behavior. *J Biomater Appl*. 2015b Jul;30(1):104-18. doi: 10.1177/0885328215572428.

Park JW, An CH, Jeong SH, Suh JY. Osseointegration of commercial microstructured titanium implants incorporating magnesium: a histomorphometric study in rabbit cancellous bone. *Clin Oral Implants Res*. 2012 Mar;23(3):294-300. doi: 10.1111/j.1600-0501.2010.02144.x.

Park JW, Hanawa T, Chung JH. The relative effects of Ca and Mg ions on MSC osteogenesis in the surface modification of microrough Ti implants. *Int J Nanomedicine*. 2019 Jul;14:5697-5711. doi: 10.2147/IJN.S214363.

Ratha I, Datta P, Balla VK, Nandi SK, Kundu B. Effect of doping in hydroxyapatite as coating material on biomedical implants by plasma spraying method: a review. *Ceram Int*. 2020. doi: 10.1016/J.Ceramint.2020.10.112.

Ren Y, Sikder P, Lin B, Bhaduri SB. Microwave Assisted Coating Of Bioactive Amorphous Magnesium Phosphate (Amp) On Polyetheretherketone (Peek). *Mater Sci Eng C*. 2018;85:107-13. doi: 10.1016/J.Msec.2017.12.025.

Revathi A, Borrás AD, Muñoz AI, Richard C, Manivasagam G. Degradation mechanisms and future challenges of titanium and its alloys for dental implant applications in oral environment. *Mater Sci Eng C Mater Biol Appl*. 2017 Jul 1;76:1354-68. doi: 10.1016/j.msec.2017.02.159.

Rezaei A, Golenji RB, Alipour F, Hadavi MM, Mobasherpour I. Hydroxyapatite/hydroxyapatite-magnesium double-layer coatings as potential candidates for surface modification of 316 lvm stainless steel implants. *Ceram Int*. 2020;46:25374-81. doi: 10.1016/J.Ceramint.2020.07.005.

Robinson DA, Griffith RW, Shechtman D, Evans RB, Conzemius MG. In vitro antibacterial properties of magnesium metal against *Escherichia coli*, *Pseudomonas aeruginosa* and *Staphylococcus aureus*. *Acta Biomater*. 2010 May;6(5):1869-77. doi: 10.1016/j.actbio.2009.10.007.

Sawase T, Wennerberg A, Baba K, Tsuboi Y, Sennerby L, Johansson CB, et al. Application of oxygen ion implantation to titanium surfaces: effects on surface characteristics, corrosion resistance, and bone response. *Clin Implant Dent Relat Res*. 2001;3(4):221-9. doi: 10.1111/j.1708-8208.2001.tb00144.x.

Schwarz F, Derks J, Monje A, Wang HL. Peri-implantitis. *J Periodontol*. 2018 Jun;89 Suppl 1:S267-90. doi: 10.1002/JPER.16-0350.

Schwendicke F, Tu YK, Stolpe M. Preventing and treating peri-implantitis: a cost-effectiveness analysis. *J Periodontol*. 2015 Sep;86(9):1020-9. doi: 10.1902/jop.2015.150071.

Shi X, Nakagawa M, Kawachi G, Xu L, Ishikawa K. Surface modification of titanium by hydrothermal treatment in Mg-containing solution and early osteoblast responses. *J Mater Sci Mater Med*. 2012 May;23(5):1281-90. doi: 10.1007/s10856-012-4596-4.

Song WW, Heo JH, Lee JH, Park YM, Kim YD. Osseointegration of magnesium-incorporated sand-blasted acid-etched implant in the dog mandible: Resonance frequency measurements and histomorphometric analysis. *Tissue Eng Regen Med*. 2016 Apr 5;13(2):191-199. doi: 10.1007/s13770-016-9126-x.

Souza JCM, Sordi MB, Kanazawa M, Ravindran S, Henriques B, Silva FS, et al. Nano-scale modification of titanium implant surfaces to enhance osseointegration. *Acta Biomater*. 2019a Aug;94:112-31. doi: 10.1016/j.actbio.2019.05.045.

Souza JGS, Cury JA, Ricomini Filho AP, Feres M, Faveri M, Barão VAR. Effect of sucrose on biofilm formed in situ on titanium material. *J Periodontol*. 2019b Feb;90(2):141-8. doi: 10.1002/JPER.18-0219.

Sridhar S, Wang F, Wilson TG, Palmer K, Valderrama P, Rodrigues DC. The role of bacterial biofilm and mechanical forces in modulating dental implant failures. *J Mech Behav Biomed Mater*. 2019 Apr;92:118-127. doi: 10.1016/j.jmbbm.2019.01.012.

Sul YT, Johansson C, Wennerberg A, Cho LR, Chang BS, Albrektsson T. Optimum surface properties of oxidized implants for reinforcement of osseointegration: surface chemistry, oxide thickness, porosity, roughness, and crystal structure. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2005 May-Jun;20(3):349-59.

Sul YT, Jeong Y, Johansson C, Albrektsson T. Oxidized, bioactive implants are rapidly and strongly integrated in bone. Part 1--experimental implants. *Clin Oral Implants Res*. 2006 Oct;17(5):521-6. doi: 10.1111/j.1600-0501.2005.01230.x.

Sul YT, Jönsson J, Yoon GS, Johansson C. Resonance frequency measurements in vivo and related surface properties of magnesium-incorporated, micropatterned and magnesium-incorporated TiUnite, Osseotite, SLA and TiOblast implants. *Clin Oral Implants Res*. 2009 Oct;20(10):1146-55. doi: 10.1111/j.1600-0501.2009.01767.x.

Sul YT, Johansson C, Albrektsson T. A novel in vivo method for quantifying the interfacial biochemical bond strength of bone implants. *J R Soc Interface*. 2010 Jan 6;7(42):81-90. doi: 10.1098/rsif.2009.0060.

Tang D, Wang E, Xu Y, Liang C, Liu C, Lin X, et al. Is hyperglycemia the only risk factor for implant in type 2 diabetics during the healing period? *Oral Dis*. 2020 Oct 20. doi: 10.1111/odi.13685.

Walsh F, Low CTJ, Wood R, Stevens K, Archer J, Poeton A, et al. Plasma electrolytic oxidation (PEO) for production of anodised coatings on lightweight metal (Al, Mg, Ti) alloys. *Trans Inst Metal Finish*. 2009;87:122-35. doi:10.1179/174591908X372482.

Wang J, de Boer J, de Groot K. Preparation and characterization of electrodeposited calcium phosphate/chitosan coating on Ti6Al4V plates. *J Dent Res*. 2004 Apr;83(4):296-301. doi: 10.1177/154405910408300405.

Yamaguchi S, Matsushita T, Kokubo T. A Bioactive Ti metal with A Ca-enriched surface layer releases Mg Ions. *Rsc Advances*. 2013;3:11274. doi: 10.1039/C3ra00054k.

Yao WL, Lin JCY, Salamanca E, Pan YH, Tsai PY, Leu SJ, et al. Er,Cr:YSGG Laser performance improves biological response on titanium surfaces. *Materials (Basel)*. 2020 Feb;13(3):756. doi: 10.3390/ma13030756.

Zhang J, Liu L, Zhao S, Wang H, Yang G. Characterization and in vivo evaluation of trace element-loaded implant surfaces in ovariectomized rats. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2015 Sep-Oct;30(5):1105-12. doi: 10.11607/jomi.3906.

Zhang D, Han Q, Yu K, Lu X, Liu Y, Lu Z. Antibacterial activities against porphyromonas gingivalis and biological characteristics of copper-bearing peo coatings on magnesium. J Mater Sci Technol. 2021;61:33-45. doi: 10.1016/J.Jmst.2020.05.025.

Zhao SF, Jiang QH, Peel S, Wang XX, He FM. Effects of magnesium-substituted nanohydroxyapatite coating on implant osseointegration. Clin Oral Implants Res. 2013 Aug;24 Suppl A100:34-41. doi: 10.1111/j.1600-0501.2011.02362.x.

Zhao Q, Yi L, Jiang L, Ma Y, Lin H, Dong J. Osteogenic activity and antibacterial ability on titanium surfaces modified with magnesium-doped titanium dioxide coating. Nanomedicine (Lond). 2019 May;14(9):1109-33. doi: 10.2217/nnm-2018-0413.

Zhou W, Peng X, Zhou X, Li M, Ren B, Cheng L. Influence of bio-aging on corrosion behavior of different implant materials. Clin Implant Dent Relat Res. 2019;21:1225-34. doi: 10.1111/cid.12865.

Zreiqat H, Howlett CR, Zannettino A, Evans P, Schulze-Tanzil G, Knabe C, et al. Mechanisms of magnesium-stimulated adhesion of osteoblastic cells to commonly used orthopaedic implants. J Biomed Mater Res. 2002 Nov;62(2):175-84. doi: 10.1002/jbm.10270.

Zygogiannis K, Aartman IH, Parsa A, Tahmaseb A, Wismeijer D. Implant mandibular overdentures retained by immediately loaded implants: a 1-year randomized trial comparing the clinical and radiographic outcomes between mini dental implants and standard-sized implants. Int J Oral Maxillofac Implants. 2010 Nov-Dec;32(6):1377-88.

ANEXO 1 – VERIFICAÇÃO DE ORIGINALIDADE E PREVENÇÃO DE PLÁGIO

TCC_Karen_Yamashita			
ORIGINALITY REPORT			
11%	10%	4%	3%
SIMILARITY INDEX	INTERNET SOURCES	PUBLICATIONS	STUDENT PAPERS
PRIMARY SOURCES			
1	repositorio.unicamp.br Internet Source	3%	
2	Submitted to Universidade Estadual de Campinas Student Paper	2%	
3	docplayer.com.br Internet Source	1%	
4	repositorio.unesp.br Internet Source	1%	
5	teses.usp.br Internet Source	<1%	
6	Felipe Silveira Maximo, Carlos Nelson Elias, Daniel Jogaib Fernandes, Fabio de Oliveira Monteiro, Jaqueline Cavalcanti. "Análise da superfície e osseointegração de implantes dentários com superfícies biomiméticas contendo Ca, Mg e F", Matéria (Rio de Janeiro), 2016 Publication	<1%	
7	www.atenaeditora.com.br		