



FACULDADE DE MEDICINA  
UNIVERSIDADE DE  
COIMBRA

Mestrado Integrado em Medicina Dentária  
Área Científica de Ortodontia

**Tratamento de superfície em microimplantes:  
revisão sistemática**

**Ana Luísa Neves de Cabral Figueiredo**

Junho de 2023

## Tratamento de superfície em microimplantes: revisão sistemática

### **Autores:**

Ana Luísa Neves de Cabral Figueiredo<sup>1</sup>

Raquel Catarina dos Santos Travassos<sup>2,3</sup>

Francisco José Fernandes Vale<sup>2,3,4,5,6</sup>

Inês Alexandre Neves Francisco<sup>2,3,4,5,6</sup>

### **Afiliações:**

<sup>1</sup>Faculdade de Medicina, Universidade de Coimbra

<sup>2</sup>Instituto de Ortodontia, Faculdade de Medicina, Universidade de Coimbra

<sup>3</sup>Instituto de Investigação Clínica e Biomédica (iCBR), Área de Genética Ambiental e Oncobiologia (CIMAGO), Faculdade de Medicina, Universidade de Coimbra

<sup>4</sup>Centro Clínico Académico de Coimbra (CACC), Coimbra

<sup>5</sup>Centro de Biomedicina e Biotecnologia Inovadora (CIBB), Coimbra

<sup>6</sup>Laboratório de Ciências Baseadas em Evidências e Medicina Dentária de Precisão (LACBE–MDP), Faculdade de Medicina, Universidade de Coimbra, Coimbra

### **Contacto:**

Área de Medicina Dentária, FMUC

Avenida Bissaya Barreto, Bloco de Celas

3000-075 Coimbra

Endereço eletrónico: [ines70.francisco@gmail.com](mailto:ines70.francisco@gmail.com).

## Índice Geral

<b>Resumo</b> .....	5
<b>Abstract</b> .....	6
<b>1. Introdução</b> .....	7
<b>2. Métodos</b> .....	11
2.1. Protocolo.....	11
2.2. Estratégia e seleção de estudos.....	11
2.3. Extração de dados.....	12
2.4. Avaliação da qualidade dos estudos.....	12
<b>3. Resultados</b> .....	14
3.1. Seleção dos estudos.....	14
3.2. Características dos estudos incluídos.....	14
3.2.1. Estudos <i>in vitro</i> .....	15
3.2.2. Estudos <i>in vivo</i> .....	15
3.2.3. Ensaios clínicos.....	15
3.3. <i>Outcomes</i> estudados e testes utilizados.....	16
3.4. Risco de Viés.....	16
<b>4. Discussão</b> .....	45
<b>5. Agradecimentos</b> .....	49
<b>6. Referências</b> .....	50
<b>7. Anexos</b> .....	60

## Índice de Figuras

<b>Figura 1</b> - Fluxograma PRISMA .....	14
---	----

## Índice de Tabelas

<b>Tabela 1</b> - Resumo de dados extrapolados de Ensaio Clínicos incluídos.....	17
<b>Tabela 2</b> - Resumo de dados extrapolados de estudos in vivo incluídos .....	20
<b>Tabela 3</b> - Resumo de dados extrapolados de estudos in vitro incluídos .....	31
<b>Tabela 4</b> - Avaliação do Risco de Viés de Estudos Clínicos Controlados e Randomizados .....	41
<b>Tabela 5</b> - Avaliação do Risco de Viés de Estudos Clínicos Não Randomizados .....	41
<b>Tabela 6</b> - Avaliação do Risco de Viés de Estudos In vivo.....	42
<b>Tabela 7</b> - Avaliação do Risco de Viés dos Estudos In vitro.....	44

## Índice de Anexos

<b>Anexo I</b> - Fatores do desenho dos microimplantes.....	60
<b>Anexo II</b> - Questão PICO.....	61
<b>Anexo III</b> - Chaves de Pesquisa.....	62
<b>Anexo IV</b> - Resumo de dados sobre <i>outcomes</i> secundários dos estudos incluídos.....	63

## Lista de acrónimos, siglas e abreviaturas

<b>AP</b>	Algumas preocupações
<b>APH</b>	Anodização, pré-calcificação e tratamento térmico (do inglês, Anodization, pre-calcification and heat treatment)
<b>LED</b>	Díodo emissor de luz (do inglês, Light emitting diode)
<b>LLLT</b>	Laser terapia de baixa intensidade (do inglês, Low level Laser Therapy)
<b>M</b>	Moderado
<b>N</b>	Não
<b>NE</b>	Não específico
<b>PICO</b>	População, intervenção, comparação e resultado (do inglês, Population, Intervention, Comparison and Outcome)
<b>PRISMA</b>	Itens de relatório preferidos para revisões sistemáticas e meta-análises (do inglês, Preferred Reporting Items for Systematic Reviews and Meta-analysis)
<b>RFA</b>	Análise de frequência de ressonância (do inglês, Resonance frequency analysis)
<b>rhBMP-2</b>	Proteína recombinante morfogenética do osso humano 2
<b>S</b>	Sim
<b>SLA</b>	Jateamento, granulação grossa e ataque ácido (do inglês, Sandblasting, large-grit and acid-etching)
<b>SYRCLE</b>	Centro de Revisão Sistemática para Experimentação com Animais de Laboratório (do inglês, Systematic Review Centre for Laboratory animal Experimentation)
<b>TADs</b>	Dispositivos de ancoragem temporária (do inglês, Temporary anchorage devices)
<b>UV</b>	Ultravioleta

## Resumo

### Introdução

Os microimplantes são dispositivos que permitem ancoragem esquelética absoluta. O recurso a microimplantes possui maior taxa de insucesso (10-30%) que os implantes dentários convencionais (10%). Na tentativa de colmatar estas falhas, técnicas de tratamento químicas e/ou mecânicas da superfície dos microimplantes têm sido sugeridas. Não existe, contudo, consenso na literatura atual sobre qual destes métodos é o *gold-standard*. Objetivou-se, assim, a realização de uma revisão sistemática da literatura sobre os tratamentos de superfície em microimplantes, de forma a comparar características e protocolos, e avaliar o seu efeito na estabilidade clínica.

### Métodos

O protocolo de revisão sistemática foi registado pela plataforma *PROSPERO* (CRD42023408011). Realizou-se uma pesquisa bibliográfica que abrangeu as bases de dados *PubMed* via *MEDLINE*, *Cochrane Library*, *Embase* e *Web of Science*. Esta revisão foi desenvolvida de acordo com as diretrizes *PRISMA*, com inclusão de estudos que avaliassem como outcome a estabilidade de microimplantes após tratamento de superfície. Procedeu-se à avaliação do risco de viés de cada um, através das orientações de *Faggion Jr.* para estudos *in vitro* de materiais dentários e a ferramenta *SYRCLE* para estudos *in vivo*. Para estudos clínicos utilizou-se a ferramenta da *Cochrane*.

### Resultados

A pesquisa inicial das bases de dados obteve 1571 resultados, tendo sido incluídos na revisão 89 estudos, com um artigo proveniente de pesquisa nas referências bibliográficas dos estudos incluídos. Fotobiomodulação, luz ultravioleta, laser de baixa intensidade, condicionamento ácido e jateamento de óxido de alumínio, bem como anodização oxidativa, foram os tratamentos mais frequentemente utilizados, proporcionando um aumento significativo da estabilidade dos microimplantes.

### Conclusão

Os estudos incluídos exibem heterogeneidade de protocolos e medição de outcomes, e, adicionalmente, os estudos *in vivo* e *in vitro* incluídos apresentaram um elevado risco de viés. São necessários estudos de melhor qualidade e mais ensaios clínicos randomizados para aferir qual o método *gold-standard*.

### Palavras-chave

Microimplantes; Ancoragem esquelética; Estabilidade; Propriedades de superfície; Ortodontia

## **Abstract**

### **Introduction**

Miniscrews are devices that allow for absolute skeletal anchorage. The use of mini-implants has a higher failure rate (10-30%) than conventional dental implants (10%). In an attempt to overcome these flaws, chemical and/or mechanical treatment techniques for the surface of miniscrews have been suggested. However, there is no consensus in the current literature about which of these methods is the gold standard. Thus, our objective was to carry out a systematic review of the literature on surface treatments of miniscrews, in order to compare characteristics and protocols, and evaluate their effects on clinical stability.

### **Methods**

The systematic review protocol was registered by the PROSPERO platform (CRD42023408011). A bibliographic search was carried out covering the following databases: PubMed via MEDLINE; Cochrane Library; Embase; Web of Science. This review was developed in accordance with the PRISMA guidelines, with the inclusion of studies that evaluated the stability of miniscrews after surface treatment as an outcome. The risk of bias was assessed for each study, following the guidelines of Faggion Jr. for *in vitro* studies of dental materials and the SYRCLE tool for *in vivo* studies. For clinical studies, the Cochrane tool was used.

### **Results**

The initial search of the databases yielded 1571 results, with 89 studies included in the review, with one article originating from the search in the bibliographic references of the included studies. Photobiomodulation, ultraviolet light, low intensity laser, acid-etching and sandblasting, as well as oxidative anodization, were the most frequently used treatments, providing a significant increase in miniscrews stability.

### **Conclusion**

The included studies exhibit heterogeneity of protocols and measurement of outcomes, and, additionally, the *in vivo* and *in vitro* studies included showed a high risk of bias. Better quality studies and more randomized clinical trials are needed to determine the gold-standard method.

### **Keywords**

Miniscrews, Skeletal Anchorage, Stability, Surface properties, Orthodontics

## 1. Introdução

A medicina dentária como a conhecemos hoje é o produto da constante evolução científica das últimas décadas, na qual se procura cada vez mais novas alternativas de tratamento que sejam eficazes, com boa relação custo-benefício, e que permitam aos médicos dentistas novas abordagens nos planos de tratamento que executam. Devido à grande procura por novas formas de tratamento e desenvolvimento dos mercados comerciais de materiais dentários, a indústria dos implantes dentários tem aumentado exponencialmente.<sup>1</sup>

Um dos desafios atuais da Ortodontia e da Ortopedia Dentofacial é garantir uma ancoragem adequada ao movimento dentário, pois muitos dos métodos utilizados dependem da colaboração do paciente. Assim, nos últimos anos, a introdução da ancoragem esquelética através dos microimplantes surgiu para colmatar esta limitação.<sup>2</sup> Estes dispositivos foram descritos pela primeira vez em 1997, por *Kanomi*.<sup>3</sup> Ancoragem define-se como a resistência que uma unidade anatómica oferece a forças que lhe são aplicadas, otimizando o movimento dentário.<sup>1</sup> Esta é conseguida através do uso de dentes, do palato, de tração extra-oral ou de dispositivos específicos para a sua obtenção numa componente esquelética, tais como microimplantes e miniplacas.<sup>1</sup> Estas últimas ferramentas são, então, denominadas de dispositivos de ancoragem temporária, ou *TADs* (do inglês temporary anchorage device).<sup>1</sup>

Os *TADs* conferem ancoragem absoluta, ou seja, a ausência total de movimento da unidade de ancoragem. Desta forma, permitem ao ortodontista eliminar forças indesejadas, e, conseqüentemente, movimentos dentários deletérios.<sup>1,4</sup>

A aplicação destes sistemas permite a criação de movimentos que, sem estes, não poderiam ser realizados.<sup>5</sup> Mais concretamente, o uso de microimplantes tem sido aplicado numa grande variedade de movimentos ortodônticos, como, por exemplo, retração e intrusão de dentes anteriores e posteriores, mesialização ou distalização de molares e eliminação de espaços indesejados.<sup>6</sup>

Estes movimentos permitirão, por outro lado, correção de mordidas profundas, alinhamento de linhas médias, bem como correções da curva de Spee e de discrepâncias sagitais.<sup>4</sup> Deste modo, o seu uso, idealmente, permitirá uma maior eficácia do tratamento, devido à otimização do movimento ortodôntico. Estas particularidades, aliadas à sua facilidade de uso, sem necessidade de cirurgias extensas, e concomitantemente, boa relação custo-benefício, bem como o seu pequeno tamanho, são fatores que contribuem para o sucesso terapêutico, e satisfação do doente e do médico dentista.<sup>1,4</sup>



A estabilidade dos microimplantes compreende-se em duas fases: primária e secundária. A estabilidade primária é obtida pela retenção mecânica do dispositivo ao osso, sendo esta de maior valor imediatamente após a colocação do microimplante.<sup>1</sup> Esta varia consoante o tipo de implante, características mecânicas, forma de implantação e propriedades do osso alvo.<sup>1</sup> Nas semanas após a inserção, enquanto a estabilidade primária diminui, aumenta a secundária, que se define como a estabilidade a longo-prazo, produto da criação de uma unidade biológica local entre osso e o microimplante.<sup>1</sup> Para que esta seja obtida, é necessário ter em conta quais as características do osso, por exemplo, se há presença de osso medular ou alveolar, quais os atributos da superfície do implante, e os *timings* da remodelação celular óssea.<sup>1</sup>

Tendo em conta as variadas tipologias de microimplantes que atualmente são usadas e comercializadas, *Proffit et al.* sumariza os fatores do desenho dos microimplantes que devem ser acautelados, e que afetam a estabilidade, sucesso, e facilidade do seu uso (Anexo I). Estes dispositivos médico-dentários possuem uma cabeça e um corpo com espiras, podendo estes ter vários diâmetros, comprimentos, formas e tipologias. Entre estes dois componentes existe um colar intermédio.<sup>4</sup>

De igual forma, uma importante característica dos microimplantes, e que pode influenciar o seu sucesso, é o material do qual é produzido.<sup>1,4</sup> Neste caso, distingue-se qual a liga ou metal componente dos mesmos. Inicialmente, os materiais preconizados na manufatura destes dispositivos eram à base de aço inoxidável, uma liga composta maioritariamente por ferro, níquel, cromo e carbono.<sup>1,4</sup> Com a evolução dos materiais e a procura de compostos que se mostrassem mais biocompatíveis, ocorreu uma mudança de paradigma, sendo hoje em dia produzidos, na sua maioria, de titânio, nomeadamente as suas formas de pureza de grau I a V.<sup>1,4</sup>

Consequentemente às suas propriedades e estreita ligação com o osso circundante, o microimplante apresenta, ao longo do tempo, uma menor perda de ancoragem, quando comparado com outros métodos de ancoragem.<sup>7</sup> No entanto, quando comparados aos dispositivos dos quais derivaram inicialmente, os implantes dentários convencionais, a sua taxa de insucesso é mais elevada. Estudos reportaram que 10 a 30% dos microimplantes falham, um valor que é significativamente maior que os 10% dos implantes tradicionais.<sup>5,8,9</sup> Existe evidência, por outro lado, de que são reportadas mais falhas destes aparelhos na mandíbula, embora a literatura não seja totalmente concordante. Estes resultados podem ser devidos, por exemplo, à maior densidade do osso mandibular, provocando maiores valores

de torque de inserção, bem como necrose por aquecimento excessivo ósseo durante a colocação, e menor produção de osso cortical em volta do microimplante.<sup>9</sup>

Considera-se um microimplante perdido quando este deixa de poder ancorar irreversivelmente a aparelhagem fixa, deixando de haver resistência às forças criadas por reação, levando à sua remoção e conseqüente necessidade de substituição.<sup>9</sup> Numa fase inicial, a perda pode ocorrer devido ao desenroscar do dispositivo, sendo uma situação que pode ser prevenida através da melhoria da técnica e das propriedades do microimplante.<sup>5</sup>

A sua perda não é, no entanto, uma ocorrência única. Com esta, perpetuam-se complicações não só a nível dos tecidos moles, como também dos duros.<sup>10</sup>

Uma revisão sistemática de *Lo Giudice* e colaboradores descreveu várias situações clínicas de insucesso de microimplantes. Uma das mais prevalentes ocorre quando existe contacto entre o microimplante e uma raiz dentária, que apresenta riscos não apenas para o dispositivo, mas para a manutenção da vitalidade da peça dentária.<sup>10</sup> Foi também reportada como comum, ocorrendo em cerca de 78% das inserções, a perfuração do seio maxilar aquando colocação na crista zigomática, e em 9,8% quando colocados microimplantes na maxila posterior.<sup>10</sup> No entanto, é de notar que perfurações menores que 1,5 mm não afetam estabilidade do microimplante e podem cicatrizar sem qualquer tipo de tratamento.<sup>11</sup>

Concomitantemente ou de forma isolada das situações anteriores, uma das complicações mais prevalentes é a inflamação dos tecidos moles que envolvem os microimplantes. A colocação dos mesmos pode criar uma reação inflamatória severa, que, sem ser monitorizada e tratada, evolui, progredindo para infeção do local, dor, peri-implantite, e, inevitavelmente, perda do microimplante.<sup>10</sup> Foi também descrita a cobertura parcial ou completa de microimplantes colocados no palato, devido a uma hipertrofia da mucosa periférica.<sup>10</sup>

De forma a colmatar as limitações anteriormente descritas, têm vindo a ser sugeridas técnicas de tratamento de superfície dos microimplantes ortodônticos. Estas estratégias pretendem, de um modo geral, melhorar as propriedades de ancoragem, de forma que seja possível acautelar a perda precoce destes aparelhos, podendo fazê-lo de forma mecânica e/ou química. Pretende-se que estas aperfeiçoem a topografia das espiras, e a sua rugosidade de superfície, promovendo uma boa adesão e interação celular. Certos tratamentos poderão, ainda, proporcionar a descontaminação da extensão do microimplante.<sup>12,13</sup>

O microimplante pode ser produzido com uma superfície não tratada ou alterada, mantendo apenas as propriedades da liga de titânio escolhida. Para a modificação da mesma, existem técnicas descritas na literatura, que visam cumprir os requisitos acima explanados, tais como *microgrooving*, esterilização, anodização da superfície, jateamento com óxido de alumínio, e implantação de íons de plasma, bem como tratamento por luz ultravioleta.<sup>14</sup>

Nos últimos anos, estas técnicas têm sido amplamente investigadas, mas os estudos não são consensuais sobre qual dos métodos é o *gold-standard*.

Assim sendo, delineamos como objetivo a realização de uma revisão sistemática da literatura sobre os possíveis tratamentos de superfície em microimplantes, comparando as suas características, protocolos e avaliando a sua influência na estabilidade clínica.

## 2. Métodos

### 2.1. Protocolo

O protocolo desta revisão sistemática foi registado na plataforma *PROSPERO*, tendo obtida aprovação, com o número de registo CRD42023408011. A sua organização e metodologia seguiu as diretrizes *PRISMA*<sup>15</sup> (do inglês Preferred Reporting Items for Systematic Reviews and Meta-Analysis), pelo que se colocou a seguinte questão PICO (População, Intervenção, Comparação e *Outcome*): “Qual o efeito dos tratamentos de superfície na estabilidade mecânica de microimplantes em doentes submetidos a tratamento ortodôntico?” (Anexo II).

### 2.2. Estratégia e seleção de estudos

Após a obtenção da questão PICO, foi realizada uma pesquisa abrangente da literatura nas seguintes bases de dados: *PubMed* (via *MEDLINE*), *Cochrane Library* (com filtro *Trials*), *Embase* e *Web of Science* (pesquisa de todas as bases de dados). Para cada base de dados foram usadas diferentes variações de uma mesma chave de pesquisa, de modo a respeitar as particularidades de cada uma das plataformas.

Em todas as pesquisas foi aplicado o filtro de língua, de forma a incluir apenas estudos em inglês, português, espanhol e francês. A última pesquisa realizada em todas as bases de dados foi realizada no dia 4 de novembro de 2022, por dois investigadores, independentemente. Adicionalmente, a investigação incluiu a pesquisa na ProQuest (Database, Eboks and Technology for research), HSRProj e Onegrey, bem como uma pesquisa manual da lista bibliográfica dos estudos incluídos. O Anexo III resume a frase de pesquisa utilizada.

Para que fosse possível gerir os resultados obtidos, usou-se ferramenta de referências bibliográficas *Endnote Web*, da *Clarivate Analytics*.

Posteriormente, procedeu-se à seleção dos estudos elegíveis para a revisão e análise. Dos resultados obtidos, primeiramente foram retirados todos os estudos duplicados, através da ferramenta *Find duplicates* do *EndNote Web*. Após a sua extração, três revisores independentes escrutinaram os restantes estudos (A.L.F, R.T, I.F.), escolhendo apenas os que se encontravam em conformidade com os critérios de elegibilidade estabelecidos. Em primeiro lugar, a seleção realizou-se de acordo com o título e resumo, e, por fim, verificaram-

se os estudos residuais, analisando o seu texto de forma integral. No caso de alguma dúvida ou desacordo, um quarto revisor foi contactado e consultado (F.V).

Como *outcome* primário definiu-se a estabilidade mecânica dos microimplantes. Não obstante, os *outcomes* secundários foram: o movimento dentário, saúde periodontal, dor e de desconforto sentidos pelo doente, possíveis alterações na fala e na estética e, por último, a análise do custo do tratamento.

Definiram-se os seguintes critérios de inclusão: estudos *in-vitro*; estudos *in-vivo*; estudos *ex-vivo*; estudos clínicos randomizados, não randomizados, caso-controlo e coorte; e estudos que avaliaram como *outcome* primário a estabilidade dos microimplantes. Por outro lado, os critérios de exclusão aplicados foram: editoriais ou livros e capítulos de livros; estudos com informação incompleta; relato de caso/ séries de casos clínicos; e estudos descritivos.

### 2.3. Extração de dados

Para cada estudo incluído, três investigadores independentes (A.L.F, R.T, I.F.), extraíram a seguinte informação: autores, ano de publicação, desenho de estudo (*in vitro*, *in vivo*, *ex vivo* ou clínico), características da amostra como espécie (se aplicável), sexo e idade, tamanho da amostra, grupo teste e grupo controlo, material e protocolo (tempo de aplicação e dose) usados para o tratamento, *outcomes* avaliados, tipo de avaliação da intervenção, período(s) de *follow-up* principais, resultados e conclusões.

Um primeiro revisor realizou a extração dos dados e a sua síntese (A.L.F.). Esta condensação foi, posteriormente, revista e, quando necessário, corrigida por outros dois investigadores (R.T. e I.F.), sendo contactado um quarto revisor no caso de dúvidas ou discordância (F.V.).

### 2.4. Avaliação da qualidade dos estudos

Para que se pudesse avaliar a qualidade da metodologia dos estudos incluídos nesta revisão, tomou-se partido de variadas ferramentas já validadas, de forma a aferir o risco de viés de cada um deles. Dois revisores (A.L.F. e R.T.) analisaram a qualidade dos estudos de forma independente, com um terceiro (I.F.) a mediar qualquer desacordo.

No que concerne a estudos *in vitro*, estes foram avaliados através das orientações de Faggion Jr. para a comunicação de estudos pré-clínicos, relacionados com materiais

dentários.<sup>16</sup> De modo equivalente, tomou-se partido da ferramenta *SYRCLE* (do inglês *Systematic Review Centre for Laboratory animal Experimentation*) aquando da análise do risco de viés de estudos *in vivo*.<sup>17</sup> Por último, para estudos clínicos, empregaram-se as orientações da *Cochrane* (ferramentas *RoB-2* e *ROBINS-I*).<sup>18,19</sup>

### 3. Resultados

#### 3.1. Seleção dos estudos

A pesquisa inicial nas várias bases de dados resultou em 1571 estudos. Após a identificação e remoção dos 843 duplicados, prosseguiu-se à leitura do título e resumo, excluindo-se 599 estudos. Seguidamente, procedeu-se à leitura integral de 129 de referências potencialmente relevantes. A leitura completa resultou na exclusão de 41 artigos. Paralelamente, após pesquisa nas referências dos resultados obtidos na pesquisa nas bases de dados, incluiu-se 1 artigo de literatura cinzenta. Desta forma, foram incluídos 89 estudos nesta revisão sistemática. O processo de identificação, triagem e elegibilidade está resumido no fluxograma PRISMA (Figura 1).

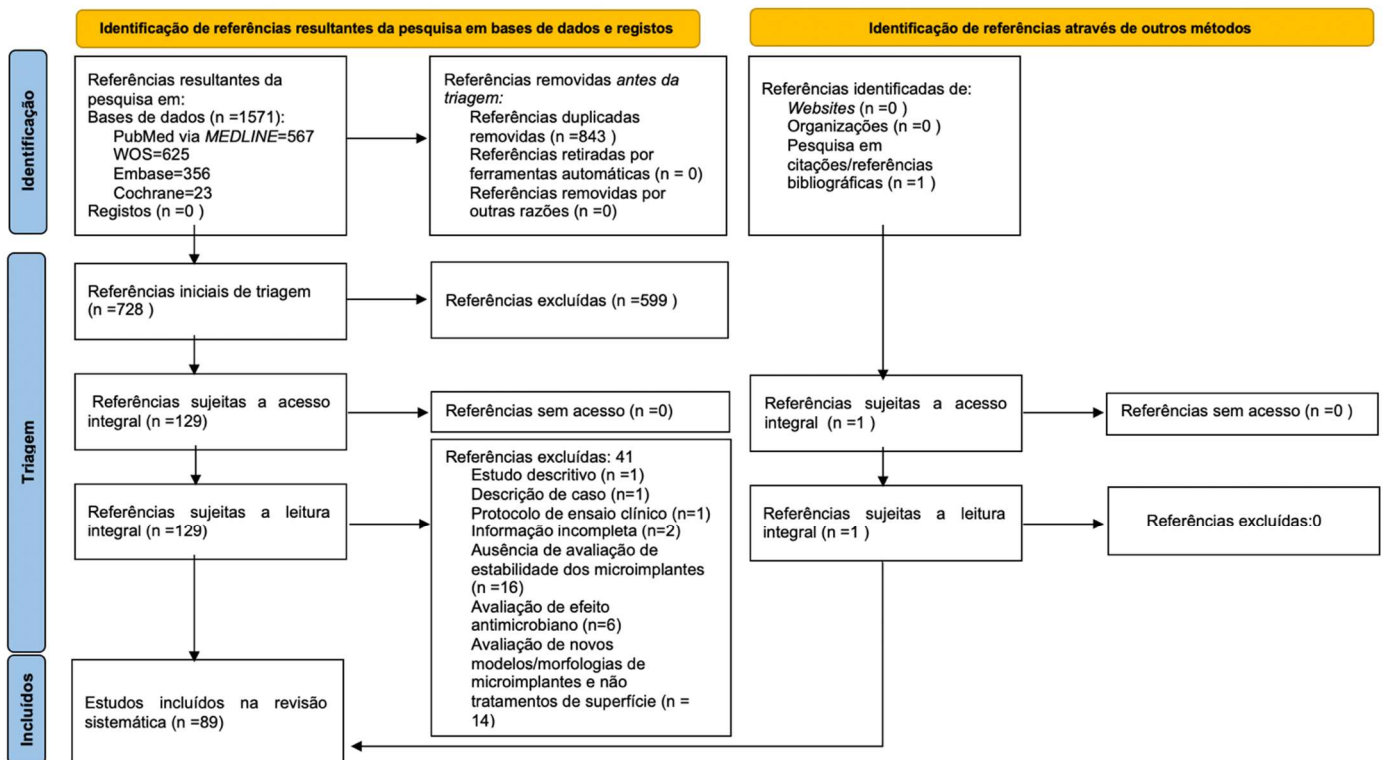


Figura 1 - Fluxograma PRISMA

#### 3.2. Características dos estudos incluídos

Esta revisão sistemática incluiu 37 estudos *in vitro*, 52 estudos *in vivo* e 14 ensaios clínicos (9 randomizados e 5 não randomizados). As características e os resultados dos estudos *in vitro*, *in vivo* e ensaios clínicos estão presentes nas Tabelas 3, 2 e 1, respetivamente.

### 3.2.1. Estudos *in vitro*

Os tratamentos de superfície mais referidos foram: anodização oxidativa em 7 estudos; SLA (do inglês, sandblasting, large grit and acid-etching) em 5 estudos; condicionamento ácido em 6 estudos; fotofuncionalização em 3 estudos; deposição de diferentes fluídos, soluções e compostos químicos em 9 estudos; e diferentes métodos de esterilização em 10 estudos.

De modo a avaliar o efeito dos tratamentos de superfície, os tempos de *follow-up* variaram de 12 horas<sup>20</sup> a 10 semanas.<sup>21</sup> Os estudos *in vitro* apresentaram um intervalo de publicação de 2010<sup>22</sup> e 2022.<sup>23,24</sup>

### 3.2.2. Estudos *in vivo*

O tratamento de superfície mais utilizado neste desenho de estudos foi a deposição de diferentes fluídos, soluções e compostos químicos (n=11), seguido pela fotofuncionalização/fotobiomodulação (n=10), o SLA (n=10), a anodização oxidativa (n=9) e o condicionamento ácido (n=7).

A amostra de animais incluídos variou entre 2<sup>25</sup> e 144<sup>24</sup>. Temporalmente, os estudos *in vivo* foram realizados entre o ano de publicação de 2003<sup>26</sup>, e o ano de 2022.<sup>23,24,27</sup>

### 3.2.3. Ensaio clínico

Os estudos foram publicados entre 2008<sup>30,31</sup> e 2022.<sup>32</sup> O número de doentes incluídos variou, maioritariamente, entre 20 a 40 doentes, exceto em 3 estudos com 8, 13 e 17 participantes.<sup>33-35</sup>

No que toca aos estudos clínicos randomizados, os tratamentos de superfície testados foram a fotofuncionalização através de luz ultravioleta e LED (do inglês light emitting diode), em 1 estudo cada, fotobiomodulação por laser de baixa intensidade (LLLT, do inglês low level laser therapy) e SLA em 2 estudos, e condicionamento ácido em 3 estudos. Por outro lado, o SLA das superfícies foi avaliado em 5 estudos não randomizados.



Os resultados obtidos foram reportados após tempos de *follow-up* que variaram de 3 dias<sup>36,37</sup> a 22 meses.<sup>30</sup>

### 3.3. *Outcomes* estudados e testes utilizados

A maioria dos estudos incluídos avaliou a estabilidade como *outcome* primário recorrendo a diversos métodos: medição de valores de torques de inserção, remoção e fratura; RFA (do inglês, resonance frequency analysis); análise do contacto entre osso e microimplantes; métodos histológicos e microscopia eletrónica; avaliação da mobilidade, através do *Periotest*; e, alterações periodontais. Por outro lado, foram também avaliados fatores como a biocompatibilidade, a perceção de dor pelo doente (através da escala de dor NRS-11), o movimento dentário através de comparações entre modelos de estudo, e, por último, as características de superfície dos microimplantes criadas pelo tratamento de superfície. De um modo geral, a avaliação dos *outcomes* procedeu-se pelo uso de grupos experimentais sujeitos a um ou mais tratamentos de superfície comparativamente a um grupo controlo sem tratamento.

### 3.4. Risco de Viés

A análise do risco de viés dos ensaios clínicos e dos estudos *in vivo* e *in vitro* encontra-se explanada, respetivamente, nas Tabelas 4-7.

No que concerne aos ensaios clínicos randomizados, a maioria dos estudos obteve um baixo de risco de viés, à exceção de dois artigos. Um deles classificado como alto risco de viés devido a não referenciação do método de randomização.<sup>38</sup> Por outro lado, todos os ensaios clínicos não randomizados reuniram classificações de risco de viés moderado, maioritariamente por preocupações na medição dos resultados dos seus *outcomes*.

Relativamente aos estudos *in vivo* e *in vitro*, a maioria dos estudos apresentou um alto risco de viés. Os principais motivos de viés prenderam-se com a falta de randomização e cegamento na alocação dos tratamentos, ausência de cegamento na medição dos *outcomes*, falhas na menção das limitações dos estudos e da disponibilização dos seus protocolos.

**Tabela 1 - Resumo de dados extrapolados de Ensaios Clínicos incluídos**

Autor, Ano	Tipo de estudo	Sexo e idade	n	Tipo e número de MI	Tratamento de superfície (tipo, tempo, dose e protocolo)	Grupo experimental	Grupo controle	Período de follow-up	Teste utilizado para avaliar outcomes	Outcome primário	Outcomes secundários	Resultados	Conclusões
Noorollahian, S. <i>et al.</i> 2012 <sup>39</sup>	RCT	X	40	2mmx10mm ; n=40 usados em doentes por 7 meses	H <sub>2</sub> O e secagem + gel de ácido fosfórico 37% 1mL + imersão em NaOCl 5,25ml (10mL) por 30 min	n=20 NP2: irrigação + secagem; P2: irrigação + secagem+ ácido fosfórico + NaOCl	n=20, C2: autoclave	X	Medição de torque (Imada DiD-4); torques de inserção, remoção e fratura	Estabilidade	X	ITVs: NP2 menor significativamente que P2 e C2, sem diferenças entre si; RTVs e FTVs não tiveram diferenças entre todos os grupos.	Ausência efeitos deletérios nos 3 valores de torque devido ao uso de AE, NaOCl e autoclave. Os microimplantes reutilizados podem ser usados.
Park, H.J <i>et al.</i> 2019 <sup>40</sup>	RCT	13 M, 27 F; 22,16 anos	40	1,6mmx6mm; n=98	AE	n=49 AE	n=49 sem tratamento, maquiados	X	Análise taxa de sucesso. SEM: diferenças topografia; Medição de torque (Sensor Mark-10)	Estabilidade + taxa de sucesso	Mobilidade e topografia	Topografia de diferentes rugosidades. TS: grupo experimental maior que controle (91,8% vs 85,7%), não de forma estatisticamente significativa. ITVs: maior no grupo experimental, mas sem diferenças no tratamento de superfície e maxilar.	TS maior no grupo experimental, sem diferença estatisticamente significativa. O mesmo ocorreu na estabilidade primária.
Calderón, J.H. <i>et al.</i> 2011 <sup>34</sup>	NRCT	6M e 7F	13	3M Unitek - IMTEK Ortho, 6mm mandíbula, 8 e 10 mm maxila; n=24	SLA de origem	SLA de origem, grupo maxilar e grupo mandibular.	X	6 meses	Sobreposição de radiografias oclusais e CBCT: Análise de deslocamento	Estabilidade	X	Deslocamento angular: 65%≤1°; 35%≥2°. Menor deslocamento no grupo mandibular. Melhores resultados com MI de 8mm, sem diferenças estatísticas. Comprimento influência a variação de deslocamento. Grande estabilidade de todos os grupos.	Modificação da superfície pode melhorar a osteointegração. Todos os MI estiveram estáveis ao longo do estudo, sem mudanças de posição. Sem necessidade de maior aplicação de força na remoção de MI tratados.
Rampurawala, A. <i>et al.</i> 2020 <sup>14</sup>	RCT	18-45 anos	17	AbsoAnchor, Dentos; 7mmx1,4mm; n=34 (24 após exclusão)	Raios UV-A (15W, 350 ± 20 nm, 0.1 mW/cm <sup>2</sup> ) e UV-C (15 W, 250 ± 20 nm, 2.0 mW/cm <sup>2</sup> ), 15 minutos (antes de inserção)	n=12, luz UV	n=12, sem tratamento	6-8 meses	SEM: contacto O/M; EDX: deposição de elementos à superfície	Estabilidade	Hidrofilicidade e deposição de cálcio e fósforo	Aumento de hidrofilicidade da superfície de titânio. Contacto O/M: pontuação maior no grupo experimental, sem diferença estatística. Deposição de cálcio e fósforo: sem diferenças significativas entre grupos.	Luz UV converteu superfície dos MI: hidrofílica para superhidrofílica. Contacto com o osso foi maior na região inferior do MI, em ambos os grupos. Deposição de cálcio e fósforo semelhantes em todos os grupos.
Kim, S-H. <i>et al.</i> 2012 <sup>33</sup>	Retro	1 M, 7 F, 17-46 anos	8	SLA de origem, Cimplant Co., 8,5mmx1,8 mm, n=16	SLA de origem	Posição dos SLA após retração em massa	Posição inicial SLA após colocação (CBCT)	9 meses	Sobreposição dos dados DICOM do CBCT: análise mudanças 3D	Estabilidade	X	RTV médio de 23.69Ncm. Mudanças de posição no eixo x (intrusão e extrusão) foram -0.04±0.19 mm e 0.01±0.18 mm. Eixo do y, movimento MD, foi 0.07±0.14 e 0.05±0.12 mm. Sem diferença significativa entre antes e após retração. Suspeita-se que a estabilidade, apesar de diâmetro menor que outros TADs, se deu devido ao período de 4 semanas de cicatrização.	Estabeleceu-se que MI do tipo C com superfície SLA se mantiveram estáveis durante a aplicação de forças.

(Cont.) **Tabela 1** - Resumo de dados extrapolados de Ensaios Clínicos incluídos

Matys, J. <i>et al.</i> 2020 <sup>36</sup>	RCT	8M, 14F; 31.7 ± 9.7 anos	22	Titânio grau V, 10mmx1.4mm; n=44	LLLT 808 nm (SmartM Pro da Lasotronix), 100mW, 4J, 40s / ponto, 2 vezes/sessão, 200 mW/cm <sup>2</sup> . Sessões a 0, 3, 6, 9, 12, 15 e 30 dias.	n=22 Irradiação LLLT	n=22, Sem tratamento	0, 3, 6, 9, 12 15, 30 e 60 dias	Periotest: Análise da estabilidade; Escala de avaliação de dor NRS-11	Estabilidade	Percepção da dor	Estabilidade: PTVs com valores maiores significativamente nos controles que nos grupos irradiados (p=0,009). Aos 30 dias, controles tinham maior diminuição da estabilidade (p=0,004).	LLLT aumentou estabilidade secundária após 1 e 2 meses de implantação. Não houve diferenças nas pontuações de dor.
Flieger, R. <i>et al.</i> 2019 <sup>37</sup>	RCT	7M, 13F; 32.5 ± 6.1 anos	20	Titânio grau V, 10mmx1.4mm; n=40	LLLT 635 nm (SmartM da Lasotronix), 100mW, 10J, 100s por ponto, 2 vezes/sessão, 199.04 mW/cm <sup>2</sup> . Sessões a 0, 3, 6, 9, 12, 15 e 30 dias.	n=20 Irradiação LLLT	n=20, Sem tratamento	0, 3, 6, 9, 12 15, 30 e 60 dias	Periotest: Análise da estabilidade; Escala de avaliação de dor NRS-11	Estabilidade	Percepção da dor	Valores menores de Periotest do grupo experimental preconizam maior estabilidade aos 30 e 60 dias (p<0,05 em ambos). Nenhum MI falhou ao longo dos 60 dias.	LLLT 635 nm promove estabilidade secundária de MI. Não há, contudo, efeitos na valorização da dor.
Bratu, D. C. <i>et al.</i> 2014 <sup>41</sup>	NRCT	20-38 anos	20	MIS Implants Technologies 10mmx1,6mm, n=40	SLA	n=20, SLA	n=20, sem tratamento, maquinados	6 meses	Medição de torques de inserção e remoção	Estabilidade	X	ITVs: controle 18,55Ncm/ SLA 20,45Ncm. RTVs: controle 17,40 Ncm/ SLA 23,55 Ncm.	SLA melhorou a estabilidade secundária dos MI. Diâmetro de 1,6mm adequado para boa estabilidade..
Chaddad, K. <i>et al.</i> 2008 <sup>31</sup>	NRCT	13-65 anos	10	Dual Top™ (Jeil Medical Corp.), C-implant (Implantium Inc.) Ti, n=32=17+15	Superfície SLA de origem	n=15, C-implant (superfície SLA)	n=17, Dual-top (superfície maquinada)	7, 14, 30, 60 e 150 dias	Medição de torque de inserção	Taxa de sucesso e estabilidade	Dificuldade cirúrgica e dor pós-cirúrgica	TS: controle 82,4%, SLA 93,4%. Dispositivos falhados: torque<15Ncm ITVs: influencia a TS (p<0,05). Tratamento de superfície não criou diferenças significativas na TS.	A superfície do MI não influenciou a TS dos mesmos ITVs maiores que 15 Ncm parecem ser vitais ao sucesso de microimplantes perante carga imediata.
Ekizer, A. <i>et al.</i> 2016 <sup>42</sup>	RCT	7M, 13F; 16.77 ± 1.41 anos	20	Titânio, 8mmx1,6mm, n=40	LED: OsseoPulse LED (Biolux), 618nm, 20mW/cm <sup>2</sup> , 20min/dia, 21 dias.	n=20, LED	n=20, Sem tratamento	0, 1, 7 dias, 1, 2 e 3 meses	RFA	Taxa de distalização canina	Estabilidade + inflamação	ISQ: valores semelhantes entre grupos no 1º mês; estabilidade diferente entre grupos no 2º e 3º meses (LED >controle, p<0,01).	LED pode acelerar movimento dentário ortodôntico. Tem efeito positivo na estabilidade Não teve efeitos na IL-1β
Kim, S-H. <i>et al.</i> 2008 <sup>30</sup>	NRCT	9 M e 28F; 24.53 ± 7.61 anos	37	C-implant Ti8,5mmx1,8mm, n=64	SLA de origem	G1: carga adiada (0-3, 3-6, 6+ meses)	G2: carga imediata	0-22 meses	Medição digital de torque de remoção	Estabilidade	X	RTV médio de 16.4N/cm. Sem influencia de idade, má oclusão e carga no RTV. A partir dos 6 meses: RTVs significativamente maiores que 0-6 meses, sem carga, 23.7N vs 15,1N e 20,7N.	RTV necessário para remover MI osteointegrados é aceitável.Quanto maior tempo de tratamento, maior o RTV.Tratamento oferece estabilidade e resistência, sem dificuldade de remoção.

(Cont.) **Tabela 1** - Resumo de dados extrapolados de Ensaios Clínicos incluídos

Schaetzle, M.A. <i>et al.</i> 2009 <sup>43</sup>	RCT	21M e 19F; 27,9 anos	40	Orthosystem, Straumann, Ti puro (palatinos), SLA de origem, 4,2mmx4,1mm n=40	modSLA (SLA de origem - grãos de 0,25-0,5mm e AE com HCl+H <sub>2</sub> SO <sub>4</sub> ) + lavagem em proteção de N <sub>2</sub> + NaCl isotônica.	n=20, modSLA	n=20, SLA	0-84 dias	RFA	Estabilidade	X	Todos os MI com estabilidade de inserção alta (média 39,25N/cm). ISQ: modSLA 72,7 e SLA 73,8 aos 0 dias; Ambos os grupos apresentaram tendência à diminuição, tendo esta revertido aos 42 e 63 dias, respetivamente para o grupo modSLA e controlo; às 12 semanas, modSLA de 77,8N/cm e controlo 74,5 N/cm.	A modificação química do tratamento SLA influenciou de forma positiva a osteointegração inicial, através da maior eficácia do processo de cicatrização, podendo ter implicação nos protocolos para uso de MI ortodônticos
Manni, A. <i>et al.</i> 2022 <sup>32</sup>	RCT	23F e 16M; 15,55 ± 7.91	39	Ossystem Implant, Maquinados e AE de origem, 1,2-1,4mmx8mm, n=78	AE de origem	n=39, AE de origem	n=39, sem tratamento, maquinados	9.3 meses ± 1.31	Medição taxa de sucesso: análise de performance clínica	Taxa de sucesso	Estabilidade	Taxa de insucesso: 25,6% controlo e 28,2% experimental Sobrevivência média de insucessos: 52 dias. Sem influência do tratamento de superfície, local do microimplante, sexo e diâmetro na estabilidade.	A taxa de sucesso não variou de forma estatisticamente significativa entre grupos em casos de reforço de ancoragem durante tratamento com dispositivo Herbst
Moghaddam, S. <i>et al.</i> 2021 <sup>38</sup>	RCT	8M e 23F; 18,5 anos	31	Dual-Top Anchor System, Jeil, 10mmx2mmn=62	SLA: partículas de alumina 250µm, 4 MPa + limpeza ultrassônica com acetona, 75% etanol e H <sub>2</sub> O, 15min + imersão em 0.11 HF mol/L e 0.09 mol/LHNO <sub>3</sub> , 25°C, 10 min + secagem a 50°C, 24horas.	n=31, SLA	n=31, sem tratamento	3, 6, 10, 14, 18 semanas	Medição TS: análise da performance clínica e mobilidade (<1mm). Medição digital de torques de inserção e remoção	Taxa de sucesso	Estabilidade	TS: SLA 90,3% vs 83,9% controlo (p>0,05); Taxa de sucesso menor quanto menor a idade em ambos os grupos (p<0,05). RTVs: maiores no grupo SLA (p<0,05). Sem diferenças nos ITVs.	Rugosidade de superfície de MI ortodônticos por tratamento SLA não teve influência na taxa de sucesso, mas aumentou torques de remoção de forma significativa.

AE: do inglês, acid etching; BA: área óssea; BIC: do inglês, contacto da interface óssea; BV/TV: razão entre volume ósseo e volume da espessura; C2: grupo controlo 2; EDX/EDS: espectrofotometria por raios-x; FE-SEM: do inglês, field-emission scanning electron microscopy; F- sexo feminino; FTV: valor de torque de fratura; HCL: ácido clorídrico; H2O: água; H2SO4: ácido sulfúrico; ISQ: do inglês, implant stability quotient; ITV: valor de torque de inserção; LED: do inglês, light-emiting diode; LLLT: do inglês, low-level laser therapy; M: sexo masculino; MD: mesiodistal; MI- microimplante; min- minutos; n: tamanho da amostra; NaCl: cloreto de sódio; NaOCl: hipoclorito de sódio; NP2: grupo lavagem 2; NRCT: do inglês, non-randomized controlled trial; PTV: valor de Periotest; RCT: do inglês, randomized controlled trial; P2: grupo condicionamento ácido 2; Retro: Estudo retrospectivo; RFA: do inglês, resonance frequency analysis; RTV: valor de torque de remoção; SEM: do inglês, scanning electron microscopy; SLA: do inglês, sandblasting, large-grit and acid etching; s: segundos; UV: ultravioleta; TS: taxa de sucesso; X: não esclarecido.

**Tabela 2 - Resumo de dados extrapolados de estudos *in vivo* incluídos**

Autor, Ano	Espécie, sexo e idade	n	Tipo e número de MI	Tratamento de superfície (tipo, tempo, dose e protocolo)	Grupo experimental	Grupo controlo	Follow-up	Teste utilizado para avaliar outcomes	Outcome primário	Outcomes secundários	Resultados	Conclusões
Auciello, O. et al. 2022 <sup>27</sup>	Rato Wistar, M, X	10	Ti-6Al-4V <i>AbsoAnchor</i> ; n=20	Tungstênio + UNCD 30 dias; gás de argon + gás árgon/CH4 0.8sccm a 90 mbar + MO 1200W	n=10 Tratamento UNCD	n=10, sem tratamento	30 dias	SEM e AFM; EDS: composição química; análise com microscópio ótico: BIC	Resposta dos tecidos/ Biocompatibilidade	Estabilidade Rugosidade de superfície	Interface W maior (+0.3 nm rms); filme UNCD 3-5nm; grânulos de UNCD aumentam rugosidade de superfície; osteointegração em ambos, sem sinais inflamatórios e sem diferenças estatísticas.	Tratamento UNCD com excelente biocompatibilidade. Sem diferenças na osteointegração. Pode proteger contra a corrosão do titânio.
Bakopoulou, A. et al. 2019 <sup>44</sup>	Coelho New Zealand, M, 4 meses	6	<i>The Sydney Mini Screw</i> (Ti grau 5) + <i>Aarhus</i> , n=24	iBGS; 8 semanas; injeção pela cavidade 1cc	T1: n=8 SMS + iBGS; T2: n=8 SMS	n=8, sem tratamento e <i>Aarhus</i>	8s	FEA: análise de pontos de stress; Micro-CT: estabilidade; Análise histológica	Estabilidade primária	Dispersão do iBGS	Todos os grupos com integração na cortical. Grupo iBGS preencheu lacunas, mas com resposta inflamatória maior (T0); em T8 completa cicatrização. Controlo: integração uniforme por todo o MI em T0 e T8.	Biocompatibilidade e integração uniforme com e sem iBGS. Boa entrega de iBGS ao leito, substituindo o osso em falta quase na totalidade. Bons resultados com as concentrações usadas.
Miura, K. et al. 2014 <sup>45</sup>	Rato Sprague-Dawley, M, 6 meses	7	Ti 1.4mmx4mm; n= 14	LIPUS, 15min/dia, 2 semanas; I:30mW/cm2, F:3.0 MHz a 20% de ciclo;	LIPUS +implante tibia direita	Sem tratamento + implante tibia esquerda	2s	FE-SEM: razão de contacto O/M	Estabilidade	Mobilidade ( <i>periotest</i> )	Grupo experimental: bom contacto O/M; Razão O/M = 72,9%. Controlo: lacunas na interface O/M; Razão O/M = 52.3% (p<0,05)	LIPUS aumentou o contacto osso/microimplante e reduziu mobilidade do microimplante em ratos em crescimento.
Cho, Y-C. et al. 2021 <sup>46</sup>	Coelho New Zealand branco, X	12	Discos 316L 15mm, 1.2mm; n=6 + Micro 316L maquinado 2mmx10mm n=6	AO: C <sub>6</sub> H <sub>8</sub> O <sub>7</sub> e HF, 25°C por 30s + limpeza H <sub>2</sub> O + anodização (0.5, 1, 3, 5 V) 5 min em solução H <sub>2</sub> SO <sub>4</sub> 1M a 98% e C <sub>6</sub> H <sub>8</sub> O <sub>7</sub> 85% a 25°C.	n=6 Anodização	n=6, sem tratamento	8s	FE-SEM: morfologia de superfície, resposta celular; XRD: fase de cristalização; XPS: análise química; análise histológica	Estabilidade	Deposição de compostos; Morfologia da superfície	Grupo 5V: deposição de óxido de crómio. Fibroblastos proliferam em todos grupos às 24horas, mas de forma bem distribuída em superfícies anodizadas, com adesão a locais planos e rugosos. 8 semanas: controlo = 4; grupo anodizado mostra maior osteointegração que controlo.	Anodização a 5V em microimplantes 316L BSS pode gerar estruturas porosas na sua superfície. Esta superfície mostra potencial na melhoria de adesão e recuperação celular, de forma a promover uma maior taxa de sobrevivência do microimplante.
Niwa, K. et al. 2009 <sup>47</sup>	Coelho Japonês branco, X,X	21	Gancho central em Ti que une MI a disco de 5mm em Ti puro perfurado; n=6X21= 126	1. método de <i>spray</i> de plasma - chama aquece pó de β-TCP, depositando α-TCP na superfície do disco; 2. processamento hidrotermal do α-TCP	n=42 T1: α-TCP; n=42 T2: HA	n=42, sem tratamento	1, 2 e 3s	Avaliação radiográfica : posição MI e características do osso; Teste de força elástica. Análise histológica. SE	Tempo de estabilidade inicial	Deposição de compostos. Morfologia da superfície. Cicatrização	Contacto: análise radiográfica às 2 semanas com radiopacidade notável em α-TCP e HA, contrariamente à mínima do controlo. Força da ligação: aumento da força durante a colocação. Formação extensa de osso em todos os grupos: o grupo α-TCP mostrou maior área que no grupo AH (p<0,01).	2 semanas após colocação: formação de novo tecido osteóide em redor dos microimplantes tratados com α-TCP e HA. Às 2 semanas, formou-se um maior volume ósseo nas perfurações dos discos do grupo α-TCP que no HA.
Cho, Y-C. et al. 2013 <sup>48</sup>	Cão Beagle, X, X	4	Modelo 1016106 <i>Orlus Inc.</i> SLA de origem 1,45mmx6mm, n=32	Feixe laser com penetração de íons de plasma a baixas temperaturas	n=16, Tratamento de implantação de íons por plasma	n=16, sem tratamento	0-12s	Sensor de torque de inserção; Periotest: mobilidade; Análise histológica	Estabilidade	Mobilidade, Parâmetros ósseos, Taxa de sucesso	TS: 100% para controlo; 93,75% para grupo experimental. Torque de inserção: experimental ligeiramente maior (p=0,61). Contacto: controlo 64,2% e experimental 72,1%, 3 semanas; 12 semanas, controlo 66,2% e experimental 63,4%.	Microimplantes modificados por íons têm características biológicas semelhantes aos do controlo no que toca aos <i>outcomes</i> avaliados.
Yadav, S. et al. 2015 <sup>49</sup>	Coelho New Zealand branco, M, 4-5 meses	8	X, 6mmx1,6mm n=128	G2 (n=32): AE: 0.11mol/l e HCl por 20min; G3 (n=32): <i>gritblasting</i> com alumina; G4 (n=32): <i>gritblasting</i> + AE 0.11mol/l HCl 65°C por 20 min	G2: AE (n=32); G3: <i>gritblasting</i> (n=32); G4: <i>gritblasting</i> + AE (n=32)	n=32, G1: sem tratamento	8s	Profilómetro Goniómetro. Teste de torque de remoção; Análise histológica: BIC	Integração biológica	Estabilidade	RTVs: sem interação significativa entre o tipo de osso e a superfície; G4 com torque significativamente maior do que G3, G2 e G1. Contacto O/M: significativamente maior em G4 que G3, G2 e G1 e sem diferenças entre estes.	O contacto com líquidos mostrou-se maior para o controlo, e menor para <i>gritblasted</i> com condicionamento. O torque de remoção tanto na tibia como no fémur foi maior no grupo <i>gritblasted</i> com condicionamento.

(Cont.) **Tabela 2** - Resumo de dados extrapolados de estudos *in vivo*

Kim, H-Y. <i>et al.</i> 2016 <sup>50</sup>	Coelho New Zealand branco, M, X	25	OSSH160 6, Osstem Implant, 1,6mmx6m m Ti6Al4V, n=150	G1: AE clorídrico e nítrico; G2: RBM, feixe de Ca3(PO4)2 e lavagem com ácido - retirados de experiência <i>in vivo</i> ; G3: feixe de Ca3(PO4)2 e lavagem com ácido	G1, G2 e G3	G0, sem tratamento	1, 2, 4 e 8s	Testes de torque; Análise histológica; SEM; EDS.	Estabilidade	Capacidade cortante	Osteointegração: às 4 semanas, RTV do controle diminuiu significativamente, mas foi aumentado em G1 (p<0,05 em ambos); G4 com valores aumentados às 2 semanas, e com valores maiores às 8 semanas (p<0,05). Ocorreu infiltração de cálcio e fósforo na superfície tipo osso foi detetada no grupo híbrido/G4.	Grupo RBM parcial/ híbrido com maior estabilidade comparativamente aos outros grupos, sem se verificar redução na capacidade cortante.
Lee, Y-T. <i>et al.</i> 2022 <sup>29</sup>	Coelho New Zealand branco, M, 12 meses	12	Liga Ti LOMAS, Mondeal Medical Systems 9mmx2mm , n=48	Formação de nanotubos à superfície por AO em 1M de H2SO4 e NaF em 3ou7V por 5horas + aquecimento 300°C 3horas.	Set 2, n=6 Grupo microporosos; Sets 3-5, 3 grupos n=6 de nanoporosos nas tíbias direitas	Set 1, n=24 Controlo placebo: não porosos nas tíbias esquerdas	12s	Testes de torque de remoção com sensor; FE-SEM e SEM: composição de superfície e nanotubos	Estabilidade	Morfologia de superfície. Sobrevivência	Diâmetro dos nanotubos aumenta com maior voltagem e concentração; RTV:aumento gradual de set1 para set 5, (p<0,001). Para taxa sobrevivência de 100%, torque mínimo de 6.6±0.8 N-cm e espessura mínima de 22.5±4.8 nm	Microimplantes de superfície nanoporosa promoveram maiores taxas de sobrevivência e maior estabilidade pelos torques de remoção do que microporosos, pensando-se que os resultados se devem às maiores espessuras de TiO2 depositadas à sua superfície por anodização.
Seker, E.D. <i>et al.</i> 2022 <sup>28</sup>	Coelho New Zealand branco, F, 12 meses	14	Ti puro grau IV, 8mmx1,8m m, n=56	n= 56, SLA: Al2O3 (0,25–0,5 mm) + AE clorídrico e sulfúrico, 90°C, 15 min (G1) e 18 min (G2) + limpeza ultrasônica com acetona, etanol 70% e H2O + esterilização por raios gama	n=28, G2:SLA de rugosidade 1.5µm (sem carga e carga imediate, às 4 e às 8 semanas)	n=28, G1: SLA de rugosidade 1µm (sem carga e carga imediate, às 4 e às 8 semanas)	0, 4, 8s	SEM e EDS: análise de estrutura e elementar. IFM: rugosidade de superfície e área de contacto ósseo. RFA: medição do ISQ. Análise histológica	Estabilidade (RFA e ISQ; BIC)	Morfologia de superfície (SEM , EDS, IFM)	Superfície após uso, sem dano ou deformação, e composição idêntica a osso mineralizado. Estabilidade: diferenças entre valores ISQ iniciais e diferenças entre início e fim sem significância; há diferenças intragrupos (protocolo de carga), p<0,05. BIC: em G2, maiores valores às 8 semanas e na carga imediata.	Taxa de sucesso 100% Sem diferenças significativas no volume ósseo entre grupos. Maior estabilidade nos microimplantes sujeitos a carga após período de cicatrização, ao invés de carga imediate: taxa de osteointegração mais alta no G2, com carga às 8 semanas, mas sem diferenças entre G1 e G2.
Li, M. <i>et al.</i> 2022 <sup>24</sup>	Rato Wistar, F, 8 meses	144	Mini-pin (SLA de origem) 5,0mmx1,1 mm, n=144	Imersão em fluido corporal simulado (SBF) 24h, 37°C para formação de BioCaP + imersão em SBF 5x 24h, 37°C para deposição de camada amorfa + solução fosfato de cálcio 20ml (introdução de BSA para leitura SEM)	G2 - Sem tratamento, banho em PBS + BSA; G3 - tratamento amorfo; G4 - tratamento amorfo + BSA; G5 - TC; G6 - TC+ BSA	G1: sem tratamento ou BSA	3 dias, 1, 2 e 4s	SEM: análise de superfícies com e sem BSA; FTIR: propriedades químicas; CLSM: distribuição dos coatings ; Espectrometria: transporte de BSA; atividade fosfatase alcalina e %BIC	Estabilidade	Bioatividade por transporte de agentes biológicos	A espessura de camadas cristalinas é maior 7 vezes que as amorfas. Tratamento por BioCaP cristalino permitiu o transporte farmacológico. Houve um aumento no contacto osso/microimplante na 1ª semana no G4, mas noutros grupos este aumento ocorreu às 2 e 4 semanas.	A capacidade de transporte farmacológico foi 10 vezes maior no tratamento BioCaP do que nos amorfos. O contacto entre osso e microimplante aumentou logo à 1ª semana no grupo cristalino, ao contrário dos restantes, sugerindo que este tratamento é uma técnica que pode aumentar estabilidade e aumentar taxa de sucesso dos microimplantes.
Miyawaki, S. <i>et al.</i> 2015 <sup>25</sup>	Coelho New Zealand branco, 1 M, 1 F, 14 semanas	2	Ti 6mmx1,6m m, n=4	<i>SpikeAnchor</i> , Ti6Al4V, 2 porções: porção que recebe forças e porção com picos que contactam com o osso cortical	Implantação no fêmur com <i>SpikeAnchor</i>	Sem <i>Spike</i>	4s	Teste de deslocamento lateral: forças de retenção mecânica; análise visual de inserção do dispositivo	Estabilidade	Profundidade de implantação	Força de retenção dos foi significativamente maior no grupo experimental nos diferentes deslocamentos (p<0,05). Quanto menor o deslocamento, maiores diferenças nas forças aplicadas no experimental. Os picos foram implantados a 0,3 mm após aplicação de forças compressivas	<i>SpikeAnchor</i> permitiu a implantação automática ao longo do tempo dos picos no osso cortical. Houve aumento da estabilidade do microimplante de 3-5 vezes quando comparado o grupo experimental ao controlo, com ancoragem absoluta.

(Cont.) Tabela 2 - Resumo de dados extrapolados de estudos *in vivo*

El-Wassefy, N. <i>et al.</i> 2015 <sup>51</sup>	Coelho New Zealand branco, M, 6 meses	4	Absoanch or <sup>®</sup> 7mmx1.4m m, n=40	G1: autoclave 30min a 121°C e 18psi; G2: esterilização por raios gama por uma noite a 25kGy; G3: esterilização UV, 90 min 254nm	n=30; G1: esterilização por autoclave; G2: esterilização por raios gama; G3: esterilização por luz UV	n=10 não usados, sem tratamento	30 dias	SEM: caracterização de superfície; Espetrometria de absorção; liberação de iões; Análise de cicatrização; Análise histológica óssea	Propriedade de superfície e mecânicas (potencial reuso)	Libertação iônica; Estabilidade	Todos os microimplantes tinham estabilidade, boa fixação mecânica e ausência de sinais de inflamação ou reação.	O tratamento por esterilização com autoclave mostrou melhores resultados no que toca à atividade celular do que os restantes tratamentos.
Jang, I. <i>et al.</i> 2017 <sup>52</sup>	Coelho New Zealand branco, X1 3-14 semanas	6	Dual Top JA 6mmx1.6m m, n=24	n=18 AO 2 passos, num banho de eletrólitos. Fármacos no interior dos nanotubos	n=18=3x6 G2: AO sem fármaco; G3: AO com RhBMP-2; G4: AO com ibuprofeno	n=6 G1 sem tratamento	8s e 5 dias	Método de deteção do transporte de fármacos. Análise histológica: % BIC	Estabilidade	Capacidade de transporte farmacológico	Grupo ibuprofeno significativamente com maior BIC que controlo (71,6%vs44,3%). Uso dos nanotubos como transportador com sucesso.	O ibuprofeno atuou de forma anti-inflamatória, permitindo melhor osteointegração que nos outros grupos.
Karmarke r, S. <i>et al.</i> 2012 <sup>53</sup>	Coelho branco, X, 10 meses	3	Absoanch or <sup>®</sup> 6mmx1.3mm, n=36	n=18, AO	n=18, superfície anodizada	n=18, sem tratamento	6s	Testes digitais de torque máximo de inserção e de remoção	Estabilidade	X	ITVs: sem diferenças entre grupos. RTVs: maior no grupo anodizado do que no controlo (3.79±1.39 Ncm vs 2.05±1.07 Ncm) (p<0.01). As forças de interface calculadas a partir do RTV foram de 10.6 MPa e 5.74 MPa para grupo experimental e controlo, respetivamente.	Anodização de microimplantes pode potenciar estabilidade inicial, através de maior capacidade de retenção, potenciando a ancoragem absoluta.
Jang, I. <i>et al.</i> 2015 <sup>54</sup>	Coelho New Zealand branco, F, 13-14 semanas	4	Dual Top JA 6mmx1.6m m, n=8	n= 4 AO em 2 passos: Banho de eletrólitos. Fármacos no interior dos nanotubos.	n=4 G2: matriz de nanotubos TiO2	n=4 G1 sem tratamento	8s	FE-SEM: características morfológicas dos microimplantes Micro-CT: %BIC e %BV/TV	Estabilidade	Volume tecidual e ósseo	Grupos experimentais com maior média de contacto microimplante/osso que controlo (52,8% vs 29,3%). Volumes de tecido e osso foram também maiores no grupo experimental.	Nanotubos promoveram superfície rugosa e maior contacto com osso, permitindo osteointegração. As propriedades físicas foram mantidas após o uso em coelhos
Tabuchi, M. <i>et al.</i> 2015 <sup>55</sup>	Ratos Sprague-Dawley 8 semanas	6	Jeil 6mmx1,4m m, (n=12)	Luz UV durante 12 minutos com dispositivo TheraBeam Super Osseo.	Luz UV	Sem tratamento	3s	SEM e EDX: morfologia e análise química; ELISA: atividade metabólica e proliferação; CLSM: crescimento e adesão celular; Testes mecânicos	Estabilidade	Características de superfície; adesão, comportamento e proliferação celular	Teste de pressão lateral: movimento menor no grupo fotofuncionalizado (p<0,05, exceto a 40 N); quanto maior força, maior o deslocamento, mas fotofuncionalização diminuiu este efeito, exceto nos 40 N (p<0,01); às 3 semanas grupo experimental: osso contínuo, formado de novo, sem interface visível entre a cortical e o espaço da medula.	O deslocamento de microimplantes fotofuncionalizados era 30-40% menor que os não tratados. Sugere-se que a fotofuncionalização aumenta a bioatividade dos microimplantes em estudo, bem como a sua capacidade de ancoragem e estabilidade, sem alteração da morfologia mecânica em si.
Jang, T-H. <i>et al.</i> 2018 <sup>56</sup>	Coelho New Zealand branco, M, 5 meses	21 (2 tibias)	Osstem Implant de Ti6Al4V 6mmx1,4m m, n=126	n=42 AE com ácido nítrico ou hidroclórico. ECG: imersão imediata após AE em cloreto de cálcio em local selado, X,X	n=42, ECG: AE com imersão cloreto de cálcio; n=42, EG: AE sem imersão de cloreto de cálcio	n=42, CG sem tratamento	1, 4 e 7s	Testes mecânicos de capacidade cortante e de torque de remoção; SEM: análise de mudanças na morfologia de superfície	Estabilidade	Capacidade cortante	Superfície: estruturas porosas presentes em ambos os grupos experimentais. RTVs: à 1 semana eram significativamente maiores nos grupos experimentais (p<0,05), sem diferenças entre EG e ECG; às 4 e 7 semanas, maiores no grupo ECG, e menores no controlo (p<0,05); sem mudanças no controlo ao longo do tempo.	Podemos aumentar a estabilidade dos microimplantes, aumentando a rugosidade de superfície pelo ácido, e prevenir contaminação pelo cloreto de cálcio.

(Cont.) Tabela 2 - Resumo de dados extrapolados de estudos *in vivo*

Kim, T-W. <i>et al.</i> 2008 <sup>57</sup>	Cão Beagle, M e F, 20 e 14 meses	2 (1 M e 1F)	Jeil, 6,0mmx1,6 mm; n=2X40=8 0	n=40 Microranhuras de 10µm na superfície externa.	n=40 (2 em vestibular, 8 em palatino/ lingual na maxila e mandíbula direitas; Microranhur as à superfície	n=40; sem tratamento	16s	Análise de taxa de sucesso; Análise BIC e BA	Estabilidade	Área óssea de pressão e tensão	BIC: sem diferenças entre grupos, exceto no local de pressão, que foi maior no grupo com microranhuras (p<0,01); locais de pressão superiores no controle e menores que locais de tensão (p<0,01), sem diferenças no grupo experimental. Histologia: amostras com osteointegração presente: sistemas de Havers, osso lamelar e novo osso.	Os microimplantes com microranhuras apresentavam uma disposição perpendicular das fibras conectivas, enquanto o controle tinha paralelas. Microranhuras podem ter efeitos na forma como o tecido gengival conectivo de posiciona, podendo afetar positivamente a adaptação óssea.
Yun, S-D. <i>et al.</i> 2017 <sup>58</sup>	Cão Beagle, M, 12 meses	4	Osstem Implant OSSH140 6 (MS)e OSSH140 6HE(ES), 6mmx1,4m m; n=56 (14x4) + 40=96	Maquinados e AE de origem, colocados na maxila de cães beagle, retirados às 4 semanas e tratados para serem reutilizados e implantados na mandíbula.	n=56; GA: jato ar-água; GB: limpeza mecânica; GC: Limpeza mecânica + química.	n=40 (20MS +20ES); GD: não usados, autoclave	8 e 12s	SEM: diferenças na superfície; EDS: composição elementar; Testador de torque de inserção; Microscopia de luz: %BIC e %BV	Estabilidade	Propriedades da superfície	Compostos remanescentes reduzidos em cada ciclo, sem deformação. Resposta biológica: %BIC e %BV maior às 4s que às 8s (p<0,01), maiores em ES que MS, mas sem significância; %BV dos controles maior que os grupos experimentais (p<0,01), mas sem diferenças no %BIC.	Microimplantes reutilizados podem ter uma composição de superfície equivalente a dispositivos novos. O uso de protocolos com componente mecânica e química pareceu produzir melhores resultados. A resposta biológica já produz outros resultados variantes, que podem implicar que estes tratamentos não sejam os mais indicados de uma perspectiva biomecânica.
Oh, E-J. <i>et al.</i> 2014 <sup>59</sup>	Rato Wistar, M, 7 semanas	16	Ti6Al4V Jeil Medical Corp. 4mmx1,4m m; n=32	n=16 Tratamento APH: solução Glicerol/H2O/NH4F, 20V, 1h + calcificação cíclica por imersão em NaH2PO4 (0.05 M), 80°C e Ca(OH)2 (100°C) 1 min/ciclo por 30 ciclos + tratamento de calor 500°C, 2h.	(n=16) APH; AH: anodização + calor	(n=16) UT: sem tratamento	3 dias, 3 e 6s	FE-SEM; Testes de rugosidade; Estabilidade/ força biomecânica: (Surfrest SV- 3000); Microscopia: hidrofilicidade; Sensor digital de torque; EDS/XRD; análise histológica: %BIC.	Estabilidade	Propriedades da superfície:	Quanto menor o ângulo de contacto, maior a rugosidade; maiores em APH. Estabilidade/ força biomecânica: RTVs maiores no APH às 3 e 6 semanas (p<0,05); Osteointegração: pouca formação óssea às 3s no UT, ao contrário do APH (%BIC: 8.25±6.67% vs 84.00±8.47%, p< 0.05); às 6 semanas formação ocorreu de forma melhor e mais rápida em APH (p<0,05); osteointegração mais rápida e melhor estabilidade.	Tratamento APH acelerou a formação de Hidroxiapatite, melhor formação óssea e apresentou superfícies com bioatividade e biocompatibilidade, que permitirão uma melhoria na estabilidade inicial de microimplantes. Indicação para osso de má qualidade, onde é necessária rápida cicatrização e osteointegração.
Takahashi, M. <i>et al.</i> 2016 <sup>60</sup>	Rato Sprague- Dawley, M, 6 semanas	12	Ti puro, 4mmx1,4m m; n=24	n=12, Luz UV, 15 min, no dispositivo TheraBeam Affiny, Ushio. Carga e sem carga imediata	n=12 luz ultravioleta. Inserção na tíbia direita.	n=12; sem tratamento. Inserção na tíbia esquerda.	2s	Micro-CT: avaliação óssea de BT e BD; FE- SEM: análise contacto O/M (BSC)	Estabilidade	Densidade e espessura óssea	FE-SEM: controles mostraram algumas lacunas na interface O/M; grupos UV com contacto uniforme; com carga ou sem carga imediata, BSCs foram maiores nos grupos UV que nos controles (72,7% e 71,5% vs 38,1% e 40,4%, p<0,05).	Deste modo, a luz UV em microimplantes sujeitos, ou não, a carga imediata, melhorou a estabilidade dos mesmos, por aumentar o seu contacto com o osso subjacente.
Oga, Y. <i>et al.</i> 2018 <sup>61</sup>	Coelho branco Japonês F, 14 semanas	11	Dual-Top, Jeil Medical, 6mmx1,6m m + dispositivo embutido auxiliar Ti6Al4V, ASTM F136-96, PCT + anéis de silicone Durometer ; n=42	n=22 Dispositivo embutido auxiliar Ti6Al4V com duas porções: captação de forças compressivas + três picos inseridos na cortical óssea, X, X	n=11 4s; n=11 8s; Colocação com dispositivo auxiliar	n=9 4s; n=11 8s; Sem tratamento	4 e 8s	Micro-CT: avaliação óssea de espessura, interface M/O e profundidade de inserção	Estabilidade (retenção mecânica e interface M/O)	Espessura óssea e profundidade de inserção	Deslocamento lateral: dispositivo possuiu efeitos significativos no deslocamento lateral (p<0,01), não tendo em conta o tempo. Força retenção: experimental em 4s e 8s maior que controles em todos os deslocamentos.	O dispositivo auxiliar automático de ancoragem acoplado ao microimplante aumentou a sua estabilidade, em média, de 1.6 a 2.8x. Pode ser possível permitir o uso de microimplantes menores em comprimento e diâmetro, características fundamentais em substratos mais difíceis de inserção.



(Cont.) Tabela 2 - Resumo de dados extrapolados de estudos *in vivo*

Oh, N-H. <i>et al.</i> 2014 <sup>62</sup>	Coelho Branco New Zealand, X, X	12 (n=6) dias bêti cos e n=6 saú dá v e is	Cimplant 8,5mmx1,8 mm; n=48	SLA. Grupo experimental em coelhos diabéticos induzidos durante 4 semanas.	Coelhos diabéticos, tratados com SLA e sem tratamento	Coelhos saudáveis, tratados com SLA e sem tratamento	4 e 8s	Medição de massa corporal; Teste de glicose sanguíneo; Testes de torque e energia de inserção e remoção; Análise da %BIC	Estabilidade	Massa corporal e níveis de glicose sanguínea	ITVs: sem diferenças significativas entre grupos e tratamentos, mas energia total de inserção maior no controle. RTVs: sem diferenças entre diabéticos ou não, mas com energia total de remoção maior no grupo diabético, sem diferença significativa (p>0,05); no grupo diabético, torque e energia de remoção ligeiramente maiores no grupo SLA, mas controle sem diferenças nos tratamentos. %BIC: maior no controle que no diabético, sem diferença estatística entre ambos; em ambos os grupos, %BIC maior com tratamento SLA, mas p>0,05.	O uso de microimplantes ortodônticos em doentes diabéticos terá resultados semelhantes que em doentes saudáveis. Tratamentos de superfície nestas condições parecem, também, aplicar-se a doentes diabéticos, com resultados coerentes com os obtidos pra doentes saudáveis.
Choi, S-H. <i>et al.</i> 2021 <sup>63</sup>	Cão Beagle, M, 12-15 meses	8	ORLUS Ti-6Al-4V, 4/7mmx1,8 mm; n=64=8x8	n=32 Luz UV, 12min, pelo dispositivo TheraBeam Super Osseo,	n= 32, luz UV; G4mm e G7mm	n=32, sem tratamento; G4mm e G7mm	7 e 28 dias; 8s	Medição da taxa de sucesso: mobilidade ≤ 1mm (Periost); Testes de torque máximo de inserção e micro-CT: análise %BA e %BV/TV; análise histológica: %BIC.	Estabilidade	Taxa de sucesso	Taxa de sucesso: 100% em 7 mm experimentais e 87,5% em 7mm controle. ITVs e RTVs: os valores aumentam com aumento de comprimento e tratamento de superfície (p<0,05). %BV/TV: tendência equivalente ao %BA, mas sem interação significativa. %BIC: valores aumentam com o uso de tratamento de superfície e com comprimento (p=0,021 e p=0,014 respetivamente).	Fotofuncionalização através de luz UV pode aumentar significativamente a estabilidade biomecânica comparativamente com microimplantes não tratados.
Bayani, S. <i>et al.</i> 2016 <sup>64</sup>	Cão Pastor-Alemão M, 6-8 meses	3	Jeil, 8mmx1,6m m, n=60	n=30 Tratamento com fator de crescimento obtido do plasma (PRGF).	n=30, PRGF, sub-grupos com (150g) ou sem carga imediata	n=30; sem tratamento, sub-grupos com (150g) ou sem carga imediata	12s	Teste de medição de torque máximo de remoção	Estabilidade primária	X	RTVs: houve diferenças entre os 4 grupos - GPRGFsem carga > GPRGFcom carga > Gcontrole sem carga > Gcontrole com carga.	Aplicação de PRGF aumentou significativamente o torque de remoção, e, por isso, da estabilidade dos microimplantes.
Choi, S-H. <i>et al.</i> 2016 <sup>65</sup>	Cão Beagle, M, 12-15 meses	12	Biomateria ls Korea Ti-6Al-4V, 7mmx1,45 mm, n=96=8x1 2	n=48, AO: imersão em solução com eletrólitos por 3min, a 250V	n=48 tratamento por AO	n=48, sem tratamento	3, 9 e 12s	SEM e AFM: rugosidade; Medição de torques de inserção e remoção; Análise da %BIC e %BV/TV	Estabilidade	Propriedades de superfície; Taxa de sucesso	Taxa de sucesso: 100% ITVs: semelhantes quer nos grupos de carga de 3 semanas, como nos de 12 semanas. RTVs: sem diferenças significativas entre os grupos às 12 semanas (4.1N.cm e 4.0Ncm); foram diminuindo em ambos os grupos ao longo dos períodos de carga. BIC e BV/TV: diminuição dos valores, mas sem diferenças significativas.	Os valores de torque máximo de inserção e remoção, bem como razões de BIC e BV/TV depois de 3 e 12 semanas, do grupo anodizado, não são significativamente diferentes. O tratamento não provou ser clinicamente superior em termos de estabilidade biomecânica.
Yucesoy, T. <i>et al.</i> 2019 <sup>66</sup>	Coelho New Zealand, M, 9 meses	18	Ti puro SLA de origem, 8 mmx1.8 mm, n=72	Osseo Pulse LED, 618nm, 20 mW/cm <sup>2</sup> , 5 min, durante 21 dias. Terapia com ozono: (Ozonytron XL, Mymed); concentração 10-100µg/mL, a 90%, 30s de 3 em 3 dias.	G1: LED; G2: Ozono. 3 sub-grupos: carga imediata, às 4s e às 8s	Sem tratamento 3 sub-grupos: carga imediata, às 4s e às 8s	0, 3, 4, 7, 8 e 11s	SEM e IFM: características de superfície análise biomecânica.RR FA: avaliação de estabilidade. Análise da %BIC	Estabilidade	Propriedades de superfície	Ozono G2 com valores maiores significativamente de volume ósseo que restantes G2, sendo que o mesmo se verificou para G3 foto e ozono. RFA: sem diferenças estatísticas entre grupos. Análise histomorfológica: ozono G2 e foto G2 com % significativamente maiores de áreas osteointegradas que o controle G2, e em G3, a fotobiomodulação obteve maiores valores.	Tanto a fotobiomodulação como a terapia com ozono são métodos seguros e eficazes para aumento de volume ósseo, e por isso de estabilidade microimplantar, com implicações não apenas em ortodontia, mas em todas as áreas que usem implantes.

(Cont.) **Tabela 2** - Resumo de dados extrapolados de estudos *in vivo*

Sirisa-Ard, A. <i>et al.</i> 2015 <sup>67</sup>	Coelho New Zealand, M, adultos	24	Ti-6Al-4V Russel Symes & Co, 6mmx1,5mm, n=47	n=23, Tratamento SLA X,X,X	n=23, Tratamento SLA	n=24, sem tratamento(MA)	8 e 16s	Testes digitais de torque de remoção; Análise da %BIC	Estabilidade	X	RTVs: às 0s, grupo SLA com maiores valores que os MA (7,21Ncm vs 5,38Ncm, p<0,05); às 8s, grupo MA com maiores valores que SLA (8Ncm vs 6,59Ncm), mas sem significância; comparando as 0s e as 8s, não houve diferenças significativas no grupo SLA. %BIC: diminuição de valores das 0-8 semanas para os MA estatisticamente significativa (p=0,003); maior no grupo SLA à 8s (p=0,001).	O tratamento de superfície SLA não aumenta o torque de remoção dos microimplantes.
Goymen, M. <i>et al.</i> 2015 <sup>68</sup>	Coelho Branco New Zealand, M, 6 meses	17	Jeil Med Ti6Al4V, 8mmx1,4mm, n=68	n=48 LLLT: GaAlAs laser diodo ( <i>Cheese dental laser, Wuhan Gigaa Optronics Technology Co. Ltd.</i> ), 810 nm, 0,3W, área 5.85 cm <sup>2</sup> ; 195-390seg/ponto durante 10 dias.	G2 (n=12): LLLT 10J/cm <sup>2</sup> sem carga; G3 (n=12): LLLT 20J/cm <sup>2</sup> sem carga; G5 (n=12): LLLT 10J/cm <sup>2</sup> com carga 150g; G6 (n=12): LLLT 20J/cm <sup>2</sup> com carga 150g	G1 (n=8): sem LLT e sem carga; G4 (n=12): sem LLT e carga 150g	10 dias e 4s	Medição digital de torque inicial Análise de %BIC e BT	Estabilidade	X	BIC: G6 com valor mais alto de 83,11±1.75 (p<0,05), seguido dos grupos 5 e 3, grupo 1 com menor valor de 36.15±2.45; presença de diferenças entre todos os grupos. BT: diferenças significativas entre o grupo 1 e cada um dos restantes (p<0,05); grupo 1 com menor valor e grupo 3 com maior (1.93±0,31 comparativamente a 2,16±0,16), seguido do 4 e 2; sem diferenças significativas entre grupos. Sem correlação significativa entre valores BIC e BT.	Utilização de microimplantes como ancoragem ortodôntica é fácil, eficaz e um método de confiança. Os valores BIC dos grupos com 20J/cm <sup>2</sup> (3 e 6) foram maiores que os restantes. LLLT pode ser um método que permite o aumento da estabilidade dos microimplantes. Não houve relação entre valores de BIC e de BT.
Im, C. <i>et al.</i> 2022 <sup>23</sup>	Coelho Branco New Zealand, M, 8 semanas	3	Microimplantes Ti-6Al-4V ELI ( <i>Fort Wayne Metals Research Products Co</i> ) 3,3mmx1,4mm	AO (HNO <sub>3</sub> + HF + H <sub>2</sub> O) 10s + H <sub>2</sub> O + 1.4 wt% NH <sub>4</sub> F) 20V, 60min + P: 0,5vol% silicato, 5min + secagem 1h + 20x (0.05 M NaH <sub>2</sub> PO <sub>4</sub> e Ca(OH) <sub>2</sub> , 90°C, 1min intervalo). Calor furnalha 500°C, 2h.	AH: anodização e tratamento por calor; APH: anodização, pré-calcificação e calor	UT: sem tratamento	4s	Medição digital de torque de remoção; FE-SEM: análise da morfologia da superfície; EDS: análise de diferenças na composição elementar.	Estabilidade	Propriedades de superfície. Bioatividade. Citotoxicidade	Superfície: AH - formação densa e alinhada de nanotubos, com protrusões; APH - presença de precipitado granular Ca <sub>3</sub> (PO <sub>4</sub> ) <sub>2</sub> . Bioatividade: presença de Ca nos grupos AH e APH, ausência no UT; FE-SEM: remoção provoca fraturas não só na interface (UT), mas também em locais de tecido ósseo aderido, principalmente em APH.	A superfície APH obteve nanotubos bem alinhados e com estrutura densa. Precipitados de fosfato de cálcio e hidroxiapatite foram obtidos em clusters, que permitem maior ligação às proteínas formadoras de novo osso endógeno. Comparativamente ao controlo, os grupos experimentais mostraram torque de remoção significativamente maior.
Cho, I.C. <i>et al.</i> 2012 <sup>69</sup>	Cão Beagle, M, 1 ano	6	Ti-6AL4V <i>Biomaterials Korea</i> , 8mmx1,45mm, n=54=18+36	(n=18) SLA: partículas de alumínio de 100µm, 2min, 2 bar + imersão 30% HCl, 60% H <sub>2</sub> SO <sub>4</sub> e solução diluidora. (n=18) SLAO: SLA + anodização oxidativa (acetato de cálcio e β-glicerolfosfato) 3min, 250V	n=6+12 SLA; n=6+12 SLAO	n=6+12, Sem tratamento	8s	Medição digital de torque de inserção e remoção; análise do torque máximo, energia total e energia no pico	Estabilidade	X	3 maiores valores de inserção no controlo (p<0,01); remoção: sem diferenças no TEV e NPE entre grupos, com SLAO com maior MRTV que SLA e controlo (p<0,001).	Tratamento SLAO pode ser uma forma eficaz de reduzir o dano devido à inserção dos microimplantes, tanto no tecido, como no dispositivo, e pode, de igual forma, melhor a sua estabilidade.

(Cont.) Tabela 2 - Resumo de dados extrapolados de estudos *in vivo*

Fernandes, D.J. <i>et al.</i> 2017 <sup>70</sup>	Coelho Branco New Zealand, F, 6 meses	12	Ti6Al4V (ASTM grau V) 6mmx1,5mm, n=48	AE: (HNO <sub>3</sub> + H <sub>2</sub> O + H <sub>2</sub> SO <sub>4</sub> ) em agitação magnética + HNO <sub>3</sub> de novo	n=24 AE (1, 4 e 8 s)	n=24, sem tratamento (1, 4 e 8 s)	1, 4 e 8s	AAS: análise da concentração sanguínea de íons Al e V. Medição de torque de inserção e remoção. Análise histológica.	Estabilidade :	Propriedades da superfície. Concentrações sanguíneas e análise histológica.	Superfície: microporos intercomunicantes no grupo experimental; camada de TiO <sub>2</sub> maior em microimplantes com tratamento, e com % menores de Al e V. Torque: valores maiores para grupo tratado; ITVs>RTVs. Análise histológica: densas partículas Ca/P com osteoblastos proliferantes na interface O/M do grupo tratado às 4s, novo osso formado às 8s.	Tratamento por condicionamento ácido da superfície de microimplantes melhora a morfologia de superfície e a estabilidade mecânica, havendo sinais precoces de osteointegração. Permitiu, também, a diminuição da liberação dos íons Al e V.
Pinto, M. <i>et al.</i> 2013 <sup>71</sup>	Coelho New Zealand, M, 4 meses	16	Ti6Al4V: INP e TF 9mmx1,5mm, n=32x2	LLLT: (DMC Equipment, Whitening Laser Model), 21 dias, 2 dias de intervalo, 10 sessões, Ponto externo e interno da tibia direita, 90J/cm <sup>2</sup> , 25s, 2.5J.	n=32, LLLT em ambas as marcas, tibia direita	n=32, sem tratamento de ambas as marcas, tibia esquerda	21 e 36 dias	Teste mecânico de remoção: medição de valores de carga, força máxima e deslocamento	Estabilidade	X	Controlo: 106,58 a 124,63N. LLLT: 124.63 a 177.39N. Maior força de remoção para grupos tratados. Diferença significativa entre controlo TF e controlo INP (p<0,05). Valores aumentaram nos grupos com LLLT, principalmente no grupo TF.	Terapia de laser de baixa intensidade foi capaz de aumentar a estabilidade de microimplantes. Todos os tipos de microimplantes observados são eficazes para uso clínico, com ou sem LLLT.
Kang, H.K. <i>et al.</i> 2016 <sup>72</sup>	Cão Beagle, F, 10-15 meses	6	316 SS aço inoxidável, 6mmx1,2-1,3mm, n=48	Tratamento Nd-YAG 1064nm Q-switched, X; X; X	n=12, Laser Nd-YAG Q-switched	n=12, sem tratamento (uso de dispositivo que mimica Laser)	0 e 8s	Taxa de sobrevivência/sucesso; Medição de torque de inserção; micro-CT: %BIC 3D (BV/TV); análise histológica: %BIC 2D. Mobilidade	Estabilidade	Propriedades de superfície: rugosidade, topografia	Sem insucessos. Rugosidade de superfície: valores maiores no grupo tratado (p<0,05), aumento para o triplo; Sem diferenças de RTVs e BIC 2D e 3D entre grupos.	Rugosidade de superfície aumentou em mais de 3 vezes devido das reações à superfície criadas pelo laser. microimplantes. Não houve aumento de resistência à fratura, apesar de aumento da rugosidade de superfície. Sem diferenças na estabilidade secundária entre grupos tratados e controlo.
Cuairán, C. <i>et al.</i> 2014 <sup>73</sup>	Cão sem raça, M, 1-2 anos	3	Ancoragem Ortodontica (Neodent) Ti6Al4V, 5mmx1,6mm, n=60	Tratamento com Zoledronato (bifosfonato, Zometa, Novartis): 16 µg em 50µL de solução salina fosfatada no local da cavidade de trepanação, antes de inserção	GZ: n=30, Injeção de Zoledronato	n=30, sem tratamento (injeção de 50 µL de solução salina)	0-8s	RFA (Osstell Mentor): avaliação da estabilidade; micro-CT: BIC 3D	Estabilidade longitudinal	Cicatrização em redor dos MI	Estabilidade: controlos significativamente menos estáveis (p<0,05); valores estáveis para GZ ao longo do tempo, mas aumentos e descidas para controlo. BIC: camadas de osso superficiais com menor quantidade óssea em ambos os grupos, que as 2 mais profundas (p<0,05); às 8 semanas, maior quantidade de osso cortical em redor do controlo e maior de osso trabecular em GZ.	Dose única e localizada de Zoledronato foi capaz de prevenir perda significativa de estabilidade ao longo do tempo, com controlo a demonstrar perdas significativas às 4 semanas e aumento na 6ª, perdendo novamente até à 8ª semana. Maior formação de osso cortical apical no controlo que nos microimplantes tratados.
Ganzorig, K. <i>et al.</i> 2015 <sup>74</sup>	Rato Sprague-Dawley, 6 semanas	40	(Nishimura Metal) Ti6Al4V e SS de 1.6mmx1,5mm, n=140	LIPUS: Osteotron_D IB, Ito Co; 1.5MHz, 30mW/cm <sup>2</sup> ; 24h após inserção, 20 min/dia na tibia direita (1x15 min nas células)	GLIPUS, n=80, LIPUS, tibia direita	n=80, sem tratamento e tibia esquerda (uso de dispositivo que mimica LIPUS)	0-14 dias	SEM e micro-CT: Morfologia óssea, CBT (mm e %) e BIC	Estabilidade e osteogénese	Morfologia de superfície e celular	Do dia 3 ao dia 14, a BIC aumentou gradualmente em todos os grupos. LIPUS aumentou densidade BD, CBT e taxa de formação óssea após inserção (p<0,05). Aumento em GLIPUS de regulação de ALP <i>in vitro</i> , ao 3º dia (p<0,05).	Sugere-se que a aplicação de LIPUS melhora a formação óssea em redor de microimplantes de liga de titânio e aço inoxidável, podendo, por isso, melhorar a sua estabilidade inicial e taxa de sucesso ao longo do tratamento ortodôntico.

(Cont.) **Tabela 2** - Resumo de dados extrapolados de estudos *in vivo*

Omasa, S. <i>et al.</i> 2012 <sup>75</sup>	Rato Sprague-Dawley, M, 6 semanas, rato Fischer, M, 6 semanas	30; 9	Ti Mogi Shokai CO, 7,3mmx1,4 mm Keisei Medical Industrial CO, 3,5mmx1,5 ,mm; n=78	LLLT (Ga-Al-Ar) a 830nm, 200mW, 195J/cm2, 135segx2pontos, 54J/sessão, 1x/dia, 7 dias,	GLLLT, n=39; LLLT, tibia direita	n=39, sem tratamento, tibia esquerda	7 e 35 dias	micro-CT: níveis de nova formação óssea; PCR: análise de expressão de BMP-2	Estabilidade e osteogênes e	X	Osteogênese: formação nova de osso observada aos 5 dias em ambos os grupos, mas mais forte no LLLT; BV significativamente maior no grupo LLLT que no controle ao dia 7 (1.53 x maior); expressão de BMP-2: 1.92x maior em LLLT que no controle ao 1º dia, mas semelhantes nos restantes.	Terapia LLLT melhorou a estabilidade dos microimplantes e acelerou a formação óssea em seu redor, através do aumento da expressão gênica de BMP-2.
Gansukh, O. <i>et al.</i> 2016 <sup>76</sup>	Coelho New Zealand, X, 3 meses	24	Dual-Top (Jeil), Ti6Al4V, 6mmx1,6m m, n=96	Tratamento RBM ( <i>resorbable blasting media</i> ): sandblasting com RBM, CaP e HNO3	n=48, RBM	n=48, sem tratamento	0, 2 e 4s	SEM: análise da topografia; Medição de torques máximos de inserção e remoção, e de momento angular de remoção (RAM). Análise da %BIC e %BA	Estabilidade	Propriedades de superfície	SEM: superfícies RBM rugosas e reticuladas; controle liso; valores de rugosidade maiores no RBM. Análise mecânica: grupo RBM com menores valores de MIT e maiores de MRT e RAM que o controle, às 2 semanas (p<0,05) Sem diferença de BIC às 4 semanas, mas maior BA no grupo RBM . Pouca reabsorção óssea no RBM; Controle apresenta nova formação óssea após reabsorção.	Tratamento de superfície RBM pode manter a estabilidade inicial de microimplantes.
Cha, B-K. <i>et al.</i> 2016 <sup>77</sup>	Coelho Branco New Zealand, X, 13-14 semanas	5	Dual-Top (Jeil), Ti6Al4V, 6mmx1,6m m, n=12	Nanotubos TiO2 por AO + túnel maquinado (sistema de transporte de 1.5mg/mL rhBMP-2): anodização com glicol-etileno e 0.5 wt% NH4F a 60V 60 min + limpeza por ultrassons; anodização de novo após abertura de janela nos nanotubos 15V, 15min + túnel (torsão mecânica)	GTM: n=4 túnel maquinado; GTNM: n=4 nanotubos TiO2 + túnel	GCM n=4, sem tratamento	8s	micro-CT: avaliação óssea de %BV e %BS. Microscopia %BIC , %BA.	Estabilidade	Propriedades de superfície	%BIC e %BS: valores de GTM e GTNM semelhantes, mas maiores que o controle, mas sem diferenças significativas. %BA: nova formação de osso às 3 e 6 semanas em grupos de túnel, e esta é maior que controle. Não se encontrou efeito benéfico adicionado dos nanotubos ao túnel.	Microimplantes com túneis maquinados podem ser acoplados a matrizes de nanotubos de TiO2. O transporte farmacológico de rhBMP-2 ao osso foi bem sucedido. Valores de superfície óssea são maiores nos grupos experimentais (nanotubos > túnel apenas), bem como a quantidade de nova formação óssea. Melhoraria da <i>performance</i> de osteogênese, mas não foi comprovado que os nanotubos têm efeitos adicionados ao do túnel em si.
Mo, S.S. <i>et al.</i> 2010 <sup>78</sup>	Coelho Branco, X, X	42	C-implant 9,5mmx1,8 mm, n=412	SLA	N=180, SLA	n=160, Sem tratamento	2 dias, 1, 6 e 10s	Medição digital de torques de remoção. Medição da taxa de sucesso	Estabilidade	X	Falha de 13 microimplantes. Taxa de sucesso: 96,8%. RTVs: valores maiores para grupo SAE (p<0,0001); diferença significativa entre períodos de carga (p<0,001); sem diferenças entre grupos com carga ou sem carga.	Tratamento SLA para microimplantes, sujeitos a diferentes protocolos de carga, permite taxas de sucesso semelhantes entre estes. RTVs foram maiores para grupo tratado SLA do que controle maquinado durante as primeiras 6 semanas de cicatrização.
Uysal, T. <i>et al.</i> 2012 <sup>79</sup>	Coelho Branco New Zealand, M, adultos	15	Ti Dual-Top 8mmx1,4m m, n=60	LED: Osseo Pulse LED (Biolum Research), 618nm, 20 mW/cm2, 20min, durante 10 dias	n=10x3 LED (0, 150 e 300 cN)	n=10x3 Sem tratamento (0, 150 e 300 cN)	1 e 21 dias	RFA (Osstell Mentor): avaliação da estabilidade	Estabilidade	X	Estabilidade inicial semelhante entre todos os grupos. Diferenças significantes no quociente ISQ entre o grupo experimental e o controle; aumento significante entre grupos de força no grupo LED; no controle quanto maior a força, menor o ISQ.	Terapia por fotobiomodulação com luz LED obteve maior estabilidade do que o controle ao longo dos 21 dias, e pode ter um efeito favorável na cicatrização e inserção de microimplantes ortodônticos.

(Cont.) Tabela 2 - Resumo de dados extrapolados de estudos *in vivo*

Kim, S-H. <i>et al.</i> 2009 <sup>12</sup>	Cão Beagle, M, 7-11 meses	12	C-implant Co. 8,5mmx1,8 mm, n=96	SLA	n=48, SLA	n=48, Sem tratamento	3 e 8s	Taxa de sucesso. Medição de valores de torque: análise de valores máximos (ITV e RTV) e momento angular (MA). Análise da energia total absorvida (TIEV e TREV)	Estabilidade	X	Taxa de sucesso 50% (33 perdidos). MITV e MA do grupo SLA menores significativamente que controle (p=0,034 e p=0,039). TREV significativamente maior em SLA que controle (p=0,046). Sem diferenças entre SLA e controle no TIEV, MRTV e RAMV. Sem diferenças entre rotação em direção do ponteiro do relógio ou contrária a esta.	Microimplantes tratados por SLA têm menores valores de torque e momento angular na inserção, mas maiores valores de energia total absorvida do que o controle, ou seja, maior osteointegração logo após inserção. Têm maior resistência a forças de rotação com período de cicatrização adequado, a osteointegração criada pelo tratamento, e influenciada pelo local e rotação, é suficiente para a resistência a forças ortodônticas.
Espinhar- Escalona, E. <i>et al.</i> 2016 <sup>21</sup>	Coelho Branco New Zealand, X,X	10	MI Ti puro HDC, 9mmx2mm n=20	AE: imersão em 0,35M HF, 15s, 25°C. <i>Gritblasting</i> : partículas de alumina 600 µm, 0,25MPa até saturação de rugosidade. GBA: combinação das técnicas anteriores. Protocolo de limpeza em acetona, 15min + H2O + secagem em N2	n=5 AE: condicionamento ácido; n=5 GB - feixe de alumina; n=5 GBA - AE+GB	n=5 Sem tratamento	10s	FE-SEM: análise da interface O/M. Medição manual de torque de remoção. Análise da %BIC.	Estabilidade	Propriedades de superfície	Rugosidade de GB e GBA maior significativamente que controle e AE, com AE maior que controle. %BIC: GBA 79% e GB 75% (p<0,05), AE 26% e controle com 19%. Sem diferenças no torque de remoção entre grupos AE e controle, mas maiores valores para GB e GBA. Maior rugosidade e molhabilidade nos tratamentos que no controle, levando a maior %BIC e maior RTV.	Tratamentos de superfície em microimplantes como AE, GB e GBA são eficazes na modificação da superfície e melhoram a osteointegração e estabilidade do dispositivo. Estes criam torques de remoção que não comprometem a estabilidade e não potencializam fraturas. Molhabilidade foi o parâmetro que mostrou mais influência no torque, pelos valores obtidos em AE.
Vilani, G. <i>et al.</i> 2015 <sup>80</sup>	Cão sem raça, M, adulto	6	Ti6Al4V, Conexão Sistemas e Próteses, 6.0mmx2mm, n=36=6x6	AE: HNO3 + HCl + H2SO4. X,X	n=18, AE (rugosos), com e sem carga 1.0N	n=18, Sem tratamento (lisos), com e sem carga 1.0N	16s	Medição digital de torques de inserção e remoção. Periotest: análise da mobilidade. Medição digital do deslocamento	Estabilidade	X	Sem diferenças de <i>performance</i> significativas entre grupos. ITVs altos e mobilidade inicial baixa em todos os grupos. RTVs menores que ITVs em ambos grupos. AE permitiu superfície mais rugosa, que resultou em RTVs maiores e mobilidade menor que controle, e por isso, maior estabilidade secundária, mas p>0,05. Menor deslocamento no grupo experimental, sem diferença estatística.	Maior taxa de sucesso para microimplantes tratados com condicionamento ácido. Estabilidade primária maior que estabilidade após 16 semanas. Sem diferenças de estabilidade entre grupos, segundo os parâmetros avaliados.
Liang, Y. <i>et al.</i> 2015 <sup>81</sup>	Rato Sprague-Dawley, F, 3 meses	36 (excisão de ovários n=24)	6,6mmx1,5 mm, n=72	Aplicação de estrôncio (Sr): polimento + HCl + CaCl2 + limpeza ultrassônica em acetona, 10 min + H2O + secagem + ECD (deposição eletroquímica com rede de platina)	n=12 G1: Sem ECD, ovariectomia; n=12 G2: ECD com Sr, ovariectomia	n=12 Sem tratamento + sem ovariectomia	2 e 4s	Análise histológica: %BIC e %BV/TV. Microscopia confocal: determinação de DDL, MAR e MS/BS. Medição torque máximo de remoção	Estabilidade	Taxa de sucesso. Propriedades de superfície	Análise histológica: G1 - menor formação óssea e má continuidade; G2 formação óssea de novo e maior espessura de camada lamelar e descontinuidade %BIC, BV%TV e BT significativamente maiores no G2. RTVs. G2: 27.94±1.43, controle 22.04±2.11 e G1 25.30±1.38 N.cm, com diferenças significativas entre experimentais e controle (p<0,001) e entre experimentais (p<0,01).	Tratamento por estrôncio é facilmente realizado por ECD. Este possui um efeito promotor de osteointegração de microimplantes em animais com osteopenia, e podem ser um novo protocolo de tratamento de doentes com osteoporose.

(Cont.) **Tabela 2** - Resumo de dados extrapolados de estudos *in vivo*

Choi, S-H. <i>et al.</i> 2012 <sup>82</sup>	Cão beagle, X, 1 ano	2	Biomateria Is Korea, 7mmx1,5m, n=8	AO + carga imediata, X; X, X	AO: Anodização oxidativa	Sem tratamento	12s	Medição de torque e mobilidade iniciais. SEM e AFM: análise da superfície e rugosidade	Estabilidade	Propriedades de superfície	Sem diferenças de torque e mobilidade inicial entre grupos. SEM: espira da ponta de grupo AO usado torna-se lisa, comparando com estado inicial. AFM: rugosidade das espiras do grupo AO usado significativamente menor do que no seu estado inicial (p<0,05); espiras do grupo AO usado mais rugosas que as do grupo C usadas e não usadas (p<0,05).	Microimplantes sujeitos a AO obtiveram características de superfície melhores que superfícies maquinadas, apesar das diferenças de textura na inserção e no período inicial de carga.
Chang, C-S. <i>et al.</i> 2009 <sup>83</sup>	Coelho Branco New Zealand, X, adulto	24	AbsoAnchor, Dentos, 1,3mm diâmetro, n=144	SLA: partículas Al <sub>2</sub> O <sub>3</sub> , 355-425µm, 4kg/cm <sup>3</sup> + AE HCl/H <sub>2</sub> SO <sub>4</sub> 70%, 80°C, 30 min. SL/NaOH: SL+ imersão 5M NaOH 60°C, 24h + limpeza + secagem + aquecimento a 600°C em fornalha	n=48, SLA; n=48 SL/NaOH	n=48, sem tratamento	2, 4, 8 e 12s	Medição digital de torque de remoção. FE-SEM: %BIC	Estabilidade	Propriedades de superfície	RTVs: maiores em SLA e SL/NaOH SEM: SLA com rugosidade a nível microscópico a dois níveis; SL/NaOH com rugosidade macroscópica. RTVs: SLA aumentaram significativamente depois de 4 semanas; SL/NaOH aumentou após 8 semanas e às 12 semanas teve valores diferentes (maiores) de SLA (p<0,05); após 12 semanas, %BIC maior nos grupos experimentais que no controle. Há correlação entre a %BIC e RTVs.	Tratamentos SLA e SL/NaOH podem aumentar torque de remoção sobre carga ortodôntica. SLA permitiu melhorias nos RTVs mais rápidas às 4 semanas, enquanto SL/NaOH obteve aumentos apenas após 8 e 12 semanas. A expressão da %BIC foi diferente que a dos RTVs, havendo correlação entre ambas.
Maino, B. <i>et al.</i> 2017 <sup>84</sup>	Coelho Branco New Zealand M, 6 meses	8	Ti6Al4V Spider Screw, 6,5mmx1,5mm, n=64	SLA	n=32, SLA, com e sem carga 100g	n=32, sem tratamento com e sem carga 100g	12s	Avaliação radiológica. Medição digital de torque de remoção. SEM: morfologia de superfície. Análise da %BIC, BV e TE (espessura óssea). Análise histológica.	Estabilidade	Propriedades de superfície	SEM: adesão óssea visível aos microimplantes SLA. RTVs: significativamente maiores para SLA do que controle, com e sem carga. Análise histológica: grupo com carga, presença de fibras irregulares, com osso cortical modificado em redor, indicando remodelação e perda óssea. %BIC: sem diferenças significativas entre grupos. Área óssea cortical diminuída significativamente em SLA com carga.	Titânio grau V em microimplantes SLA tem maior retenção óssea do que superfície maquinada, tanto nos 0, como nos 3 meses. Isto deve-se a melhor interligação aos tecidos. Recomenda-se o uso deste tratamento para uso clínico em situações de difícil retenção e estabilidade.
Aoki, T. <i>et al.</i> 2005 <sup>85</sup>	Cão Beagle, M, 8-10 meses	8	Fixsorb-MX, PLLA, 8,00mmx2,9mm, n=16	Ácido poli-L-lático na constituição e à superfície (PLLA), peso molecular 200,000: material bioabsorvível	n=8, PLLA com carga 100 gf e sem carga, 3 meses e 6 meses	n=8, PLLA sem carga (0 meses)	3 e 6 meses	SEM: propriedades de superfície. Testes de força elástica. Análise histológica: interface óssea. Análise da BA e BIC. Medição de peso molecular	Estabilidade	Propriedades de superfície. Movimento dentário. Bioatividade	0 meses, gaps presentes na interface O/M; BA maior nos 3 que no grupo 0 meses (p<0,01); BIC maior nos 3 meses que no controle (p<0,001); BA e BIC sem diferenças entre 3 e 6 meses. Força de fratura: aumentou ao longo do tempo, com e sem carga; maior aos 3 meses (p<0,001) e aos 6 meses (p<0,01) que o controle; sem diferenças com ou sem carga. Peso molecular: diminuição significativa aos 3 meses, e aos 6 meses (p<0,001 em ambos).	Sugere-se que implantes bioabsorvíveis têm boa biocompatibilidade e resistência à fratura, sendo um protocolo passível de uso clínico em tratamentos ortodônticos.



(Cont.) **Tabela 2** - Resumo de dados extrapolados de estudos *in vivo*

Tabuchi, M. <i>et al.</i> 2015 <sup>86</sup>	Rato Sprague-Dawley, M, 12 semanas	X	Ti6Al4V, Jeil, 6mmx1,4mm, n=X	Luz ultravioleta: TheraBeam Super Osseo, 12 min	n= X, Luz UV	n= X, sem tratamento	3s	SEM: morfologia de superfície. Medição de torque de inserção e remoção. Análise de resistência a força lateral. EDX: composição química de superfície	Estabilidade	Propriedades de superfície	SEM inicial: controlo com superfície hidrofóbica; UV passou a ser superhidrofílico. RTVs: sem diferenças às 0 semanas; às 3 semanas, maior em UV do que controlo. SEM final: Grupo UV com osso regenerado mais intacto e com continuidade do que controlo. Interface O/M com falhas, não coesivas, em ambos os grupos. Resistência a força lateral: menor no grupo controlo, com deslocamento 1,4x maior que UV.	A superfície tratada por luz ultravioleta converteu-se de hidrofóbica para superhidrofílica. Às 3 semanas de cicatrização, o torque de remoção no grupo UV era maior que controlo, e o osso subjacente estava intacto e contíguo. A interface entre complexos, em ambos os grupos, tinha falhas, com fratura não coesiva. Sujeito a forças laterais, o deslocamento foi maior para o grupo não tratado.
Hassan, A. <i>et al.</i> 2003 <sup>26</sup>	Coelho New Zealand, M, maturo	9	Sistema Onplant, Nobel Biocare, n=54	100 µl de rhBMP-2 e 100 µl DMP-1 durante a noite + 100 µl solução neutra, 5 dias.	rBMP-2; rDMP-1; B+D	Sem tratamento imersão em PBS	6s	Caracterização biomecânica: avaliação de força. Análise histológica	Estabilidade	Propriedades de superfície	Grupo BMP2 com maior formação de osso, seguido de B+D. Formação significativa de osso na interface O/M nos grupos BMP-2 e B+D, Caracterização mecânica: BMP-2 com resistência a forças de 3.4-5kg; B+D 3kg; DMP-1 e controlo 0-1,3kg.	Tratamentos preconizados mostram potencial para melhorar a osteointegração de implantes em protocolos de carga imediata ortodôntica.

AAS: Atomic absorption spectrometry; AE: acid etching AFM: microscopia de força atômica; AO: anodização oxidativa; BA: área óssea; BIC: contacto da interface óssea; BSA: albumina de sêrum bovino; BV/TV: razão entre volume ósseo e volume da espessura; CLSM: confocal laser scanning microscope; DDL: distance between double labels; DMP-1: proteína matriz de dentina 1; EDX/EDS: espectrofotometria por raios-x; FEA: finite element analysis; FE-SEM: field-emission scanning electron microscopy; FTIR: Fourier-transform infrared spetroscopy; FTV: valor de torque de fratura; G: grupo; GCF: fluído crevicular gengival; HA - hidroxiapatite; IFM: infinite focus microscopy; iBGS: substituto de enxerto ósseo injetável; ISQ: implant stability quotient; ITV: valor de torque de inserção; LIPUS: low intensity pulsed ultrasound; LED: light emitting diode; LLLT: low-level laser therapy; MAR: mineral apposition rate; modSLA: superfície SLA modificada; MS/BS: mineralizing surface/bone surface ratio; PICF: fluído crevicular peri-implantar; PTV: valor de Periotest; UNCD: diamantado ultracristalino; RBM: do inglês, resorbable blasting media; RFA: resonance frequency analysis; rhBMP-2: proteína recombinante morfogenética de osso humano 2; RTV: valor de torque de remoção; SEM: scanning electron microscopy; SL: sandblasting; SLA: sandblasting, large-grit and acid etching; SL/NaOH: sandblasting e hidróxido de sódio; Sr: estrôncio; TIEV: valor de energia de total absorvida de inserção; TREV: valor de energia de total absorvida de remoção; UV: ultravioleta; vs: do inglês versus; X: não esclarecido; XRD: difrator de raios-x.

**Tabela 3 - Resumo de dados extrapolados de estudos *in vitro* incluídos**

Autor, Ano	Amostra	Tipo e número de Micro.	Tratamento de superfície (tipo, tempo, dose e protocolo)	Grupo experimental	Grupo controle	Período de follow-up	Teste utilizado para avaliar outcomes	Outcome primário	Resultados	Conclusões
Noorollahian, S. <i>et al.</i> 2012 <sup>39</sup>	X	1,4 mmX8mm, 32: n=16 novos, n=16 usados em doentes durante 3 anos	H2O e secagem + gel de ácido fosfórico 37% 1mL + imersão em NaOCl 5,25ml (10mL) por 30 min	n= 16 NP1: irrigação + secagem; P1: irrigação + secagem+ ácido fosfórico + NaOCl	n=16 novos, C1: irrigação + secagem	X	AAS: % ião cálcio na superfície	Quantidade ião Ca2	NP1: 4,7 ppm; P1: 0,43 ppm; C: 0,02 ppm. NP1 significativamente maior que outros grupos (p=0,000), mas P1 e C1 sem diferenças significativas entre si.	Tratamento reduz tecidos remanescentes até níveis de fabrico, permitindo o seu uso no processamento de microimplantes usados.
Fleischmann, L. <i>et al.</i> 2015 <sup>37</sup>	Células <i>Osteoblast-like</i> MG-63	Discos Ti-6Al-4V 14,8mmx 0,6mm	G1: Discos revestidos em TiN com spray de plasma TiN, 6µm; G2: Discos revestidos com PTFE em pó + aquecimento em forno = PTFE de 40 µm	G1: plasma TiN; G2: PTFE	G3: Sem tratamento; G4: células em plástico	48, 120, 168horas	Teste MTT. Microscopia <i>time-lapse</i> Teste de apoptose por citometria de fluxo; atividade fosfatase alcalina e PCR para marcadores de osteogênese	Estabilidade	Viabilidade/Proliferação: 48 horas, valores menores no grupo PTFE e G3 do que G4; 168horas: grupo PTFE e G4 mostraram maior viabilidade celular que nos restantes grupos (p<0,05). Comportamento celular: às 12,5horas adesão às superfícies G3, 50% das células por aderir no grupo PTFE. Apoptose: sem diferenças estatisticamente significativas entre grupos de T1 às 48horas; G1 e G2 têm menor taxa apoptótica (p<0,05) que G4. Expressão gênica: mRNA de fosfatase alcalina e osteocalcina maior no grupo PTFE que no G3 (p<0,05); sem diferenças entre grupos no que toca ao colagénio 1. Osteoprotegerina: maior em PTFE do que em G3(p<0,05).	Tratamento de superfície com PTFE em titânio mostraram melhor biocompatibilidade, quer em relação ao não uso de tratamento, como ao uso de TiN. Sugere-se que este promove osteointegração e hidroflicidade, com menor adesão microbiana. Necessários mais estudos <i>in vivo</i> .
Ly, N. <i>et al.</i> 2019 <sup>88</sup>	Células MC3T3-E1 de rato	Ti-6Al-4V AbsoAnchor + discos TI (Ti-6Al-4V)	Ligação covalente de chitosan; 1. aminofuncionalização (APTES - PM, 221,37 g/mol) em água desionizada, 4h + limpeza com etanol a 70% e secagem + enxerto com espaçador: ácidos succínico (SA - PM, 118,09 g/mol) ou poliacrílico (AA - PM, 150,000 g/mol), 6h + secagem + ligação do chitosan 0,5% (peso molecular baixo, 50,000 g/mol, DDA, 75%) com ácido acético 2%, 8h + lavagem solução salina	Tratamento Ligação covalente de chitosan (espaçador de ácido succínico ou ácido poliacrílico)	Sem tratamento	24 e 72horas	FE-SEM, teste de adesão celular; ELISA: teste de proliferação celular; CLSM: teste de viabilidade; teste de absorvância a 595nm; formação de biofilme	Estabilidade e resposta celular	Menor ângulo de contacto com uso de ácido succínico. Maior contacto com amostras com chitosan e ácido succínico. FE-SEM: às 72h maior adesão celular no grupo experimental SA do que no controlo; às 24h, não havia diferença significativa de proliferação celular entre os grupos experimentais e o controlo; às 72h, tendência modificou-se, maior proliferação significativa com o uso de chitosan (p<0,05). CLSM: às 24h viabilidade semelhante entre o controlo e SA-CH; às 72h, grupo experimental não tem células mortas e aumento de células vivas. Atividade antibacteriana: redução efetiva do biofilme criado em ambas as amostras microbianas através da ação do chitosan (e SA), corroborada pela análise quantitativa, que mostrou reduções significativas (p<0,05)	Ligação covalente do chitosan pela técnica de 3 passos foi bem sucedida. A utilização do espaçador ácido succínico foi mais vantajoso que o ácido poliacrílico. Superfícies modificadas por chitosan, com espaçador SA, apresentaram nanoestruturas hidrofílicas, que promoveram adesão, proliferação e viabilidade celular de células, bem como redução de biofilmes por <i>S. mutans</i> e <i>S.sobrinus</i> , por 53% e 31%, respetivamente. Sugere-se que o tratamento com chitosan pode promover a estabilidade, propriedades antibacterianas, e possivelmente a <i>performance</i> clínica dos microimplantes, bem como alergias e reações de sensibilidade.



(Cont.) Tabela 3 - Resumo de dados extrapolados de estudos *in vitro*

Pop, S. <i>et al.</i> 2017 <sup>89</sup>	Osso sintético de porco, alta densidade	Link da MIS™ e Yesanchor da Orlus™, ambos 1.6x8mm, n=100	G1 (n=10): limpeza ultrassônica 40 kHz, 25°C, dupla + autoclave 121°, 15psi por 20 min; G2 (n=10): limpeza química (gel de ácido fosfórico 37% e líquido 1 mL) 10 min + limpeza, secagem e NaOCl 5.25% 30 min + limpeza + autoclave como G1; G3 (n=10): protocolo inserção e remoção G1 + limpeza ultrassônica detergente 8 min + limpeza água destilada + sandblasting Al2O3-90 µm 60 psi + limpeza e banho ultrassônico 20 min + autoclave; G4 (n=10): água destilada + autoclave. Todos reinseridos após tratamento.	n=40, G1: limpeza ultrassônica e autoclave; G2: limpeza química + autoclave; limpeza ultrassônica + sandblasting + autoclave; G4: limpeza água destilada + autoclave	n=10 novos, não usados, sem tratamento	X	Teste de torque de inserção máximo	Estabilidade	ITV médio variou: Link 22.40 Ncm - 26,94 Ncm; Yesanchor 36.46 Ncm - 42,37 Ncm. Diferenças significativas entre G0 e G4 (p=0.0177), G2 e G3 (p=0.0402) e G3 e G4 (p=0.0135), G3 com maior torque que G2 e G4; sem diferenças entre grupos. Entre grupos Link e Yesanchor, houve diferenças estatisticamente significativas (p<0.001).	Foram encontradas diferenças de torque de inserção máximo específicas às marcas de microimplantes usadas. Diferentes tipos de limpeza química e mecânica dos microimplantes criam efeitos variáveis nos valores de torque, diferenças estas mais pronunciadas nos microimplantes Link. Necessários mais estudos de forma a encontrar outras modificações e a sua influência noutros parâmetros, como a topografia de superfície, ou torque de fratura e remoção.
Iodice, G. <i>et al.</i> 2019 <sup>20</sup>	Células Osteoblast-like Osteosarcoma Saos-2	Placas de titânio grau V Orthoeasy® 10mmx2mm; n=272 (68/tipo)	Tratamento de AO (diferentes espessuras de óxido de titânio na superfície das placas de titânio - grupos rosa, dourado e rosé)	Espessura TiO2 n=68 cada : G.rosa 40-50nm; G.dourado 130nm; G. rosé 140nm	n=68 Grupo cinzento: sem camada de TiO2	12, 24, 40 e 48horas	CLSM: crescimento celular, Live/Dead™ Viability/Cytotoxicity Kit: análise de viabilidade celular; coloração Hoechst e α-tubulina: migração celular	Estabilidade	Crescimento: maior no controlo Procolagénio I: com diferenças entre grupos (p=0,019), Rosé com maiores concentrações. Viabilidade: diferenças nas células vivas (p=0,016), mas ausência nas mortas, bem como nas mortas totais em %. Migração: diferenças nas áreas livres de células às 12h, 24h e 40h, sem áreas livres às 48h menores valores no controlo e com maiores no rosé às 24h e 40h, mostrando, por isso, migração mais rápida e lenta, respetivamente.	Anodização de forma a obter TiO2 produz efeitos menores na viabilidade celular, embora maiores nos tempos iniciais de população. Não existe relação clara entre a espessura e a resposta celular aos microimplantes.
Yadav, S. <i>et al.</i> 2015 <sup>49</sup>	X	Discos circulares 3mmx3mm Ti6Al4V grau V Dentaurum Co.	G2 (n=32): AE 0.11mol/l HCl 65°C por 20 minutos + secagem forno por 24horas; G3 (n=32): gritblasting com alumina 25-50µm; G4 (n=32): gritblasting com alumina 25-50µm + AE 0.11mol/l HCl 65°C por 20 minutos + secagem forno por 24horas	G2: AE (n=32); G3: gritblasting (n=32); G4: gritblasting + condicionamento ácido (n=32)	n=32, G1: sem tratamento	8 semanas	Perfilómetro óptico: rugosidade de superfície; Goniómetro: medição de ângulo de contacto; Teste de torque de remoção; análise histológica (azul de toluidina): BIC	Integração biológica	Superfícies: G1: irregularidades de 1 direção; G2: superfície fina e dura com elevações e depressões; G3: superfície altamente irregular e cavidades; G4: superfície uniforme, com cavidades menores que G3. Dureza: G3<G4. Molhabilidade: G4 menor com sangue e cloreto de sódio (p<0,0002); G2 e G3 menor que G1 (p<0,0003); para DMSO e água, houve diferenças entre todos os grupos. RTV: sem interação significativa entre o tipo de osso e a superfície microimplantar; G4 com torque significativamente maior do que G3, G2 e G1 (p=0,0075, p=0,0035, p=0,0001). Contacto: significativamente maior em G4 que G3, G2 e G1 (p=0,0003, p=0,0001, p=0,0001, respetivamente) e sem diferenças entre estes.	Dureza de superfície mostrou-se maior em microimplantes gritblasted do que noutros, seguindo-se deste acoplado a condicionamento ácido com HCl. O contacto com líquidos mostrou-se maior para o grupo controlo, e menor para gritblasted com condicionamento. O torque de remoção tanto na tibia como no fémur foi maior no grupo gritblasted com condicionamento. Contacto osso/microimplante maior em superfícies mais rugosas que em maquinadas apenas.

(Cont.) Tabela 3 - Resumo de dados extrapolados de estudos *in vitro*

Kim, H-Y. <i>et al.</i> 2016 <sup>50</sup>	X	OSSH1606, Osstem Implant, 1,6mmx6m m Ti6Al4V, n=150	G1: AE hidroclorídrico e nítrico; G2: RBM, feixe de fosfato de cálcio e lavagem com ácido - retirados de experiência <i>in vivo</i> por fraturas na colocação; G3: híbrido: feixe de fosfato de cálcio 75 µm, exceto no 1/3 cortante e lavagem com ácido	G1, G2 e G3	G0: sem tratamento	1, 2, 4 e 8 semanas	Testes de torque de inserção e remoção; Microscopia ótica; SEM: mudanças à superfície; EDS: análise quantitativa da composição de superfície	Estabilidade	Capacidade cortante: inserção mais superficial do grupo RBM que outros grupos (p<0,05) e a maior foi do controle. Osteointegração: às 4 semanas, o torque de remoção do grupo controle diminuiu significativamente, mas foi aumentado em G1 (p<0,05 em ambos); G4 com valores aumentados às 2 semanas, e com valores maiores comparativamente com os outros Gs às 8 semanas (p<0,05). Ocorreu infiltração de cálcio e fósforo na superfície tipo osso foi detetada no grupo híbrido/G4.	Grupo RBM parcial/ híbrido com maior estabilidade comparativamente aos outros grupos, sem se verificar redução na capacidade cortante.
Li, M. <i>et al.</i> 2022 <sup>24</sup>	X	Mini-pin (SLA de origem) 5,0mmx1,1 mm, n=144	Imersão em fluido corporal simulado (SBF) 24horas, 37°C para formação de BioCaP + imersão em SBF 5x 24horas, 37°C para deposição de camada amorfa + solução fosfato de cálcio 20ml (introdução de BSA para leitura SEM)	G2 - Sem tratamento, banho em PBS + BSA; G3 - tratamento amorfo; G4 - tratamento amorfo + BSA; G5 - tratamento cristalino; G6 - tratamento cristalino + BSA	G1: sem tratamento ou BSA	3 dias, 1, 2 e 4 semanas pós-cirurgia	SEM: análise de superfícies com e sem BSA; FTIR: propriedades químicas; CLSM: distribuição dos <i>coatings</i> ; Espetrometria: transporte de BSA; atividade fosfatase alcalina e %BIC	Estabilidade	A espessura de camadas cristalinas é maior 7 vezes que as amorfas. Tratamento por BioCaP cristalino permitiu o transporte farmacológico. Houve um aumento no contacto osso/microimplante na 1ª semana no G4, mas noutros grupos este aumento ocorreu às 2 e 4 semanas.	A capacidade de transporte farmacológico foi 10 vezes maior no tratamento BioCaP do que nos amorfos. O contacto entre osso e microimplante aumentou logo à 1ª semana no grupo cristalino, ao contrário dos restantes, sugerindo que este tratamento é uma técnica que pode aumentar estabilidade e aumentar taxa de sucesso dos microimplantes.
Miyawaki, S. <i>et al.</i> 2015 <sup>25</sup>	X	Ti 6mmx1.6m m, n=4	<i>SpikeAnchor</i> , Ti6Al4V, 2 porções: porção que recebe forças e porção com picos que contactam com o osso cortical	Implantação no fémur com <i>SpikeAnchor</i>	Sem <i>Spike</i>	4 semanas	Teste de deslocamento lateral: forças de retenção mecânica; análise visual de inserção do dispositivo	Estabilidade	Força de retenção dos foi significativamente maior no grupo experimental nos diferentes deslocamentos (p<0,05). Quanto menor o deslocamento, maiores diferenças nas forças aplicadas no experimental. Os picos foram implantados a 0,3 mm após aplicação de forças compressivas	<i>SpikeAnchor</i> permitiu a implantação automática ao longo do tempo dos picos no osso cortical. Houve aumento da estabilidade do microimplante de 3-5 vezes quando comparado o grupo experimental ao controle, com ancoragem absoluta
Iwanami-Kadowaki, K. <i>et al.</i> 2021 <sup>90</sup>		Células <i>Osteoblast-like</i> MG-63 Placas de titânio grau II Kobe Steel, Ltd, 20x50x0,5 mm <sup>3</sup> , n=24	1 g de pó de Hap/Col modificado + suspensão de 100ml 2-propanol, 2ml glicerol, 1-50mg nitrato de magnésio hidratado, 2ml H <sub>2</sub> O + dispersão ultrassônica 10 minutos + voltagem 20-60 V/cm 2-6minutos aplicada nas placas Ti (cátodo) cobertas com placas de aço inoxidável (ânodo) + limpeza com 2-propanol+ secagem .	Placas com tratamento de hidroxiapatite e colagénio a diferentes follow-ups	Placa Ti sem tratamento	1, 3, 5 e 7 dias	Análise de potencial zeta e de sedimentação; SEM e microscopia de laser: rugosidade de superfície; EDS: distribuição de elementos químicos; Teste de fita: força adesiva do <i>coating</i> .	Estabilidade	Bem sucedida a criação do tratamento de superfície, e a espessura aumenta com o tempo de tratamento e voltagem e presença de cracks e fraturas. 2 min a 20 V pareceu ser o protocolo com espessura mais lisa e plana. A existência de cracks não influenciou adesão da camada HAp/Col ao titânio. Viabilidade celular foi idêntica entre o controle e grupo experimental, mas com maior espaço entre células (p<0,01)	Demonstrou-se que o tratamento de superfície de hidroxiapatite e colagénio pôde ser obtido com espessura controlada e alta força de adesão, nas superfícies de titânio. Mostrou também propriedades biológicas excelentes.

(Cont.) Tabela 3 - Resumo de dados extrapolados de estudos *in vitro*

Pavlic, A. et al. 2019 <sup>91</sup>	<i>Lactobacillus reuteri</i> ,	316 Aço inox (SS) Ti grau V OrthoEasy; Ti grau 23 Unitec 3M, n=12x5=60	Imersão em: saliva artificial (AS) 1.5 g/L KCl, 1.5 g/L NaHCO <sub>3</sub> , 0.5 g/L NaH <sub>2</sub> P04xH <sub>2</sub> O, 0.5 g/L KSCN, 0.9 g/L ácido láctico, pH 4.8; bactérias probióticas <i>Lactobacillus reuteri</i> diluídas em AS pH4.8 de 1:1 em 30 mL; Clorexidina-digloconato antiséptica oral 0,05% com fluoreto de sódio a 0,05% com AS pH4.8 de 1:1. Os 3 grupos foram aplicados aos três tipos de microimplantes 5 vezes	G1: saliva artificial; G2: Probiótico; G3: Clorexidina. Para cada tipo de microimplante 5 vezes	Sem tratamento	28 dias	AFM: rugosidade de superfície; Método de Vickers: análise da microdureza. SEM: análise qualitativa da topografia	Estabilidade	Rugosidade: menor significativamente em SS sem tratamento do que em ambos os microimplantes de Ti (p<0,001); menor no Ti grau 5 que grau 23 para parâmetro de média de rugosidade (p<0,002); Ti grau 23 com maior rugosidade, exceto em clorexidina; Ti grau 5 com maior rugosidade em probióticos que noutros meios. Grupo SS perde tratamento em clorexidina; maior rugosidade em Ti grau 23 na saliva; corrosão acentuada no grupo Ti grau 5 probiótico; menor corrosão grupo Ti grau 23 do que noutros. Dureza: igual entre grupos de Ti, e menor nos de SS (p<0,001), AS e probióticos conferem dureza semelhante em todos os grupos, mas clorexidina sem discrepâncias.	Microimplantes de titânio grau 5 mostraram um aumento na rugosidade de superfície em presença de probióticos. SS mostram aumento quando tratados com clorexidina. SA aumentou rugosidade apenas no Ti de grau 23. Orientação de uso de clorexidina em dentes com microimplantes de titânio e probióticos em SS.
Zogheib, T. et al. 2021 <sup>92</sup>	Costela de vaca	Dual Top® Spider Screw®, Absoanchor®, Microdent® 6-8mmx1.4-1.6mm, n=96	G1: (n=12) AO com 0.1 mM/L H <sub>2</sub> SO <sub>4</sub> a 5V por 20 min G2: (n=12) Sandblasting (SB) por projeção de alumina 50-µm, 20 psi, 1min, 1cm distância, ângulo 45° + limpeza ultrassônica 5 min em acetona +secagem; G3: (n=12) Sandblasting G1 e AO (SBAO) com 0.1 mM/L H <sub>2</sub> SO <sub>4</sub> a 5V por 20 minutos	n=8 G1: AO; G2: (n=12) Sandblasting (SB); G3: (n=12) Sandblasting e anodização oxidativa	SEM de n=8 para análise de superfície e G0: n=4 sem tratamento (um cada marca)	X	SEM e EDX: superfície e composição química; Profilômetro ótico: rugosidade de superfície; Método da gota sêssil: ângulo de contacto estático	Estabilidade	Controlo com superfície irregular a contaminantes de origem por materiais de inerentes à produção. Manipulação com as mãos também mostrava outros contaminantes. Maior rugosidade de superfície no grupo SB, e maior ângulo de contacto no grupo SBAO. Observa-se evidência de contaminação do osso com partículas da superfície dos microimplantes, que aumentam com a preparação para os atos clínicos.	Os tratamentos de superfície aumentaram a rugosidade de superfície e o ângulo de contacto osso/microimplante, o que poderá promover osteointegração. A inserção e remoção destes dispositivos deixa partículas contaminantes no osso. O uso de gaze com 0,12% clorexidina é recomendado ao pegar nos microimplantes. Necessários mais estudos.
Mattos, C. T. et al. 2011 <sup>93</sup>	Osso cortical de suíno em segmentos	Ti6Al4V: Conexão, INP, Neodent, SIN e Titanium Fix; n=100	5 grupos, 1 de cada tipo de microimplante; n=10x5. Esterilização em autoclave STERMAX, ciclo de 30 minutos a 121°C	n=50 Esterilização por autoclave	n=50 novos, não usados	X	Testes digitais de torque de fratura	Estabilidade	O efeito da esterilização por autoclave não é um fator significativo afetador da variância de resultados (p=0,4113), ao contrário do fabricante dos microimplantes (p<0,0001), sendo as diferenças de estabilidade observadas dadas a este fator.	A esterilização por autoclave de microimplantes ortodônticos não causou efeitos pronunciados na resistência à fratura dos mesmos, tendo sido o fabricante o fator mais causador de diferenças de resistência entre todos os grupos.
Estelita, S. et al. 2014 <sup>94</sup>	Osso ilíaco suíno em segmentos	Dentos, n=200	n=150; Inserção em osso ilíaco suíno e remoção seguidas de: G1: inserção em osso de alta densidade e remoção; G2: protocolo inicial G1, limpeza ultrassônica 40kHz, 25°C, 20 minutos em detergente + irrigação com H <sub>2</sub> O e ultrassons + esterilização em autoclave; G3: protocolo idêntico, mas inclusão de sandblasting Al <sub>2</sub> O <sub>3</sub> , 90 µm, 60 psi, 20 minutos	n=150; G1: inserção em osso de alta densidade e remoção; G2: limpeza ultrassônica em detergente + irrigação com água desionizada e ultrassons de novo + esterilização em autoclave; G3: protocolo idêntico, mas inclusão de sandblasting Al <sub>2</sub> O <sub>3</sub>	n=50; sem tratamento inseridos e removidos de osso artificial de alta densidade	X	Testes digitais de torque de fratura; Pesagem das amostras: análise de perdas de massa	Estabilidade	Torques de fratura semelhantes, não influenciados pela inserção prévia em osso e tratamentos esterilizadores. Diâmetro do microimplante aumenta o torque de fratura a cada 1mm adicionado, em qualquer grupo. G3 com menor peso comparativamente aos outros. A análise de regressão linear mostrou que apenas o diâmetro do microimplante influencia a variabilidade do torque de fratura, em 97%	Microimplantes não sofrem diminuição da estabilidade por uso anterior, nem por tratamentos de esterilização. Sandblasting provoca perda de massa, mas sem perda de torque. Diferenças de 0,1 mm no diâmetro influenciam torque de remoção, e por isso a estabilidade dos microimplantes.

(Cont.) Tabela 3 - Resumo de dados extrapolados de estudos *in vitro*

Alavi, S. <i>et al.</i> 2020 <sup>95</sup>	X	Jeil; Hubit; 8mmx1.6m m, n=72=6x12	G1: esterilização por vapor (autoclave MELAG, Euroklab) a 121°C, 15psi, 15 minutos; G2: esterilização por calor seco a 161°C, 2horas.	n=4X12 G1: esterilização por vapor com autoclave; G2: esterilização por calor seco	n=12x2; G=0 sem tratamento	X	Testes de torque de inserção e fratura	Estabilidade	Jeil: diferenças nos torques de inserção entre G2 e G0 (p<0,001); diferenças entre grupos no torque de fratura (p<0,001). Hubit: sem diferenças entre todos os grupos tanto nos torques de inserção como de fratura. Verificaram-se diferenças significativas entre os valores de torque entre os dois fabricantes (p<0,001).	Esterilização por vapor não promoveu qualquer efeito adverso na estabilidade dos microimplantes. Já a esterilização por calor seco interferiu com as suas propriedades mecânicas.
Galli, C. <i>et al.</i> 2012 <sup>96</sup>	Células MC3T3 de rato	Discos Titânio grau IV e grau V HDC 10mmx1.5 mm, n=6	Grau IV AE com ácido hidrocloreto. Grau V: AO por protocolo eletroquímico	Grau IV G1: AE; G2: AE + fosfato de cálcio. Grau V: G1: AO; G2: AO + fosfato de cálcio	n=2, sem tratamento em ambos os graus	3 dias	SEM: morfologia celular e de superfícies; Análise viabilidade celular e organização; PCR: análise de expressão gênica	Estabilidade	Proliferação celular maior em superfícies lisas de grau IV comparativamente com rugosas, e sem diferenças no grau V. Fosfato de cálcio no grau IV aumentou quantidade de RNA mensageiro para osteocalcina e fosfatase alcalina. Marcadores osteoblásticos maiores em superfícies de controlo grau V do que em rugosas, semelhantes ao titânio grau IV condicionado com ácido.	Ti grau IV com fosfato de cálcio obteve maior valor de diferenciação <i>in vitro</i> . Ti grau V maquinado teve boa proliferação celular e síntese de matriz óssea, bem como maior expressão de marcadores diferenciadores, o que o torna uma opção para microimplantes ortodônticos.
Tabuchi, M. <i>et al.</i> 2015 <sup>55</sup>	Células medula óssea de ratos Sprague-Dawley de 8 semanas	Jeil 6mmx1,4m m, (n=12); Discos Ti-6Al-4V (n=18) 20mmx1,5 mm	Antes da implantação e colocados em cultura, os microimplantes e discos, respetivamente, foram tratados com luz ultravioleta durante 12 minutos com dispositivo TheraBeam Super Osseo.	Luz UV	Sem tratamento	3 semanas	SEM; EDX; ELISA; CLSM: crescimento e adesão celular; Atividade fosfatase alcalina; Testes mecânicos.	Estabilidade	Número de osteoblastos aderidos à superfície experimental às 3 e 24 h é significativamente maior que no controlo (p<0,05 em ambos); células aderidas às 3h de maior tamanho no grupo experimental, com início de projeções celulares, ao contrário do controlo, com tendência de aumento até às 24h; grupo experimental com maior expressão de vinculina e actina (p<0,001 e p<0,01, respetivamente); significativamente maior número de células no grupo experimental (p<0,01) e maior taxa proliferativa, mas sem significância (p<0,05); área positiva para fosfatase alcalina (ALP) 80% maior nos grupos funcionalizados, e de igual forma na sua atividade e deposição de cálcio (p<0,001).	O deslocamento de microimplantes fotofuncionalizados era 30-40% menor que os não tratados. Sugere-se que a fotofuncionalização aumenta a bioatividade dos microimplantes em estudo, bem como a sua capacidade de ancoragem e estabilidade, sem alteração da morfologia mecânica em si.
Tozlu, M. <i>et al.</i> 2013 <sup>97</sup>	Modelo ósseo de ilio de bovino (articulação o ilio-sacral), com cortical 0,5-2,5mm, em tiras	Ti-6Al-4V grau V cilíndricos TM, Trimed, 9mmx1.6m m; n=48	n=24 Dispositivo MI ring (MIR) com 4 espigões, que entrarão em contacto com a cortical óssea, ao colocar-se o anel no microimplante com um instrumento manual, numa cavidade da cabeça do microimplante, de forma a suportar o anel.	n=24 Mini anel de Ti (Ti-6Al-4V grau V) MIR com espigões, encaixado no micro.	n=24 sem tratamento	X	Teste mecânico: força de ancoragem; Testes de torque de inserção e remoção; Medição de espessura de osso cortical.	Estabilidade	AFR: grupo experimental mostrou valores de forças de ancoragem significativamente maiores que o controlo (p<0,001); a resistência dos grupos controlo foi influenciada pela espessura de cortical (p<0,05). ITVs: maior nos grupos experimentais de forma significativa (p<0,01); a espessura cortical teve, então, influência nos valores de torque de inserção, com valores maiores quanto maior a espessura, para ambos os grupos em análise (p<0,01). RTVs: sem influência significativa dos MIR neste parâmetro; influência da espessura da cortical dos microimplantes de controlo (p<0,05).	O novo dispositivo acoplador MIR aumentou a força de ancoragem e torque de inserção, aumentando, por isso, a estabilidade primária e resistência dos microimplantes em estudo. Este dispositivo não teve influência, no entanto, nos valores de torque de remoção e mobilidade. O seu efeito foi maior em amostras de osso cortical fino, o que permite inferir que os mesmos serão úteis em doentes cujo osso cortical seja, também fino. Necessários estudos clínicos.

(Cont.) Tabela 3 - Resumo de dados extrapolados de estudos *in vitro*

Akyalcin, S. <i>et al.</i> 2013 <sup>98</sup>	X	Vector TAS, Aarhus, Dual-Top, Ortho Anchor 8mmx1.4m m-1.5mm; n=120=30x4	n=80; Esterilização Autoclave (Statim 500 da SciCan) a 132°C, 6 minutos. Inserção em blocos de osso sintético para todos os grupos.	n=20 por marca; G1 (n=10): 5 ciclos de esterilização; G2 (n=10): 10 ciclos de esterilização	n=10 por marca; G0: 1 ciclo de esterilização	X	Imada HTG-2 Torque Wrench (torques máximos de inserção) e Instron Model 4655 (força de deslocamento lateral)	Estabilidade	ITVs: diferenças encontradas entre as 4 marcas e entre os 3 ciclos de esterilização e entre eles (p<0,05), efeito da esterilização foi diferente entre cada grupo; diferenças entre 1 e 10 ciclos, e entre 5 e 10 ciclos (p<0,05). Deslocamento lateral: a força de deslocamento lateral é afetada de forma significativa pela marca, mas não pelo número de ciclos de esterilização; grupo Arhus com diferenças para as restantes marcas (p<0,05).	As diferenças encontradas nos parâmetros avaliados ocorreram entre marcas de microimplantes, ou seja, dependendo do seu fabricante, cada microimplante tem o seu comportamento. Os valores obtidos para a estabilidade dos microimplantes indicam que a esterilização até e incluindo 10 ciclos não afeta a estabilidade clínica destes dispositivos.
Muguruma, T. <i>et al.</i> 2011 <sup>99</sup>	X	Dentos, Ti-6Al-4V, 12mmx1.4 mm; n=25	n=20; Limpeza ultrassônica em etanol e dimetilcetona + imersão em soluções de 450 ppm F (G1 e G3) ou 900ppm F (G2 e G4) por 1 e 24 horas, respectivamente.	n=5x4; G1: 0,1% NaF 1h; G2: 0,2% NaF 1h; G3: 0,1% NaF 24h; G4: 0,2% NaF 24h	n=5; sem tratamento	1 e 24 horas	Teste de torsão: torques e ângulos de fratura.	Estabilidade	Teste de torsão: maiores variações no ângulo de fratura entre grupos do que nos torques de fratura (semelhantes entre grupos), mas sem diferenças significativas comparando com controles.	Uso destas soluções como forma de colutórios pelos doentes não deverá causar diminuição da estabilidade dos microimplantes e da sua <i>performance</i> clínica.
Tejani, H. <i>et al.</i> 2017 <sup>100</sup>	X	Dentos, Ti-6Al-4V, n=120	n=2x30. Grupo novo e grupo de 11 anos; esterilização com autoclave + tratamento luz UV com lâmpada bactericida 5x8W num tubo de 254nm, 12 minutos, com medições de deposição de carbono a seguir a ambos os tratamentos	n=90; Esterilização + Luz UV G1: 6 anos de arquivo; G2: 9 anos de arquivo; G3: 11 anos de arquivo	n=30; G0. Autoclave + Luz UV, fabrico novo	X	XPS: conteúdo de carbono das superfícies de titânio testadas; Teste de ângulo de contacto com água.	Estabilidade	Tempo de arquivo: quanto maior, maior o conteúdo em carbono. Esterilização: aumento de conteúdo de carbono em G0. Luz UV: superfícies descontaminadas de forma significativa (menor % de carbono); G4: com diferenças na carga de carbono devido à luz UV e não à esterilização por autoclave; aumento da hidrofilicidade das amostras por tratamento UV, mas sem aumento da atividade celular	Microimplantes com maior de tempo de arquivo terão maior quantidade de contaminação por carbono na sua superfície. Esterilização por vapor com autoclave aumentou o conteúdo em carbono à superfície, diminuindo, possivelmente, a hidrofilicidade. O tratamento da superfície por luz UV diminuiu o conteúdo em carbono. No entanto, não modificou o comportamento osteoblástico de diferenciação.
Oh, E.-J. <i>et al.</i> 2014 <sup>59</sup>	X	Placas Ti6Al4V Kobe Steel Ltd. , 10 x 10 x 2 mm	n=16 Tratamento APH: nanotubos TiO <sub>2</sub> em solução Glicerol/H <sub>2</sub> O/NH <sub>4</sub> F, 20V, 1 hora + calcificação cíclica para incorporação de CaP e HA por imersão repetida em NaH <sub>2</sub> PO <sub>4</sub> (0.05 M), 80°C e Ca(OH) <sub>2</sub> (100°C) 1 minuto/ciclo por 30 ciclos + tratamento de calor 500°C, 2 horas. Imersão em fluido corporal simulado (SBF)	APH: anodização + pré-calcificação + calor; AH: anodização + calor	UT: sem tratamento	3 dias, 3 e 6 semanas	FE-SEM: diferenças na estrutura após SBF e após remoção das tíbias; Testes de rugosidade de superfície (Ra medida por Surfrest SV-3000); Microscopia avaliação de hidrofilicidade; Medição torques de remoção; EDS/XRD: composição química; análise histológica da %BIC.	Estabilidade e osteointegração	Morfologia: grupo APH com disposição organizada e compacta de nanotubos, precipitado de HA denso e que preenche todos os espaços vazios nos nanotubos. Bioatividade(EDS): grupo APH coberto em protuberâncias de HA; % de Ca e P semelhantes com as HA, indicando boa bioatividade.	Tratamento APH acelerou a formação de Hidroxiapatite, melhor formação óssea e apresentou superfícies com bioatividade e biocompatibilidade, que permitirão uma melhoria na estabilidade inicial de microimplantes. Indicação para osso de má qualidade, onde é necessária rápida cicatrização e osteointegração.



(Cont.) **Tabela 3** - Resumo de dados extrapolados de estudos *in vitro*

Giri, M. <i>et al.</i> 2020 <sup>101</sup>	Fêmur de Boi, X	Ti Dentos; 8mmx10mm x1,3mm cônicos ou cilíndricos; n=24	n=20 Corrente de frequência rádio, <i>Vacuum sputtering unit model BC-300</i> , deposição de Zircônia estabilizada por ítrio	n=20=4x5 Zircônia em 4 grupos	n=4; Ti sem tratamento	X	Testes ITVs; SEM: análise superfície; XRD: estrutura da camada de zircônia	Estabilidade	ITV máximo: sem diferenças significativas entre os valores experimentais e de controle, valores em todos os grupos bastante semelhantes.	Os troques de inserção aumentam quando se usam microimplantes cilíndricos, bem como com maior comprimento. Os microimplantes tratados com <i>coating</i> de zircônia mantiveram a sua integridade estrutural.
Oga, Y. <i>et al.</i> 2018 <sup>102</sup>	X	Dual-Top, Jeil Medical, 6mmx1,6m m + dispositivo embutido auxiliar Ti6Al4V, ASTM F136-96, PCT + anéis de silicone Durometer; n=42	n=22 Dispositivo embutido auxiliar Ti <sub>6</sub> Al <sub>4</sub> V com duas porções: captação de forças compressivas + três picos inseridos na cortical óssea.	n=11 4segundos; n=11 8segundos; Colocação com dispositivo auxiliar	n=9 4segundos; n=11 8segundos; Sem tratamento	4 e 8 semanas	Teste de deslocamento lateral com máquina de compressão de teste: análise retenção mecânica	Estabilidade	Espessura cortical: às 4 s, grupo auxiliar (GA) 1,33m e controle 1,41mm; às 8 s, GA 1,41mm e controle 1,44mm (ambos follow-ups p>0,05). Profundidade inserção dos picos: GA 0,28mm 4s e 0,37mm 8s. Deslocamento lateral: GA possuiu efeitos significativos no deslocamento lateral (p<0,01), não tendo em conta o tempo. Força retenção: GA em 4s e 8s maior que controles em todos os deslocamentos.	O dispositivo auxiliar automático de ancoragem acoplado ao microimplante aumentou a sua estabilidade, em média, de 1.6 a 2.8x. Pode ser possível permitir o uso de microimplantes menores em comprimento e diâmetro, características fundamentais em substratos mais difíceis de inserção
Im, C. <i>et al.</i> 2022 <sup>23</sup>	Células pré-osteoblasticas MC3T3 de rato.	Placas Ti-6Al-4V ELI ( <i>Kobe Steel Ltd.</i> ) 20 mmx10 mmx1 mm; n=18	AO (HNO <sub>3</sub> + HF + H <sub>2</sub> O) 10segundos + H <sub>2</sub> O + 1.4 wt% NH <sub>4</sub> F) 20V, 60minutos + P: 0,5vol% silicato, 5minutos + secagem 1hora + 20x (0.05 M NaH <sub>2</sub> PO <sub>4</sub> e Ca(OH) <sub>2</sub> , 90°C, 1minuto intervalo). Calor: fôrnelha elétrica a 500°C, aumento 10°C/min, 2horas.	AH: anodização e tratamento por calor; APH: anodização, pré-calcificação e calor	UT: sem tratamento	2, 3 e 4 dias	Testes em SBF: análise da bioatividade por EDS; teste WST-8: avaliação da citotoxicidade	Estabilidade	Superfície: AH - formação densa e alinhada de nanotubos, com protrusões; APH - presença de precipitado granular Ca <sub>3</sub> (PO <sub>4</sub> ) <sub>2</sub> . Bioatividade: presença de Ca nos grupos AH e APH, ausência no UT; FE-SEM: remoção provoca fraturas não só na interface (UT), mas também em locais de tecido ósseo aderido, principalmente em APH.	A superfície criada com APH obteve nanotubos bem alinhados e com estrutura densa. Precipitados de fosfato de cálcio e hidroxiapatite foram obtidos em clusters, que permitem maior ligação às proteínas formadoras de novo osso endógeno. Comparativamente ao controle, os grupos experimentais mostraram torque de remoção significativamente maior.
Cho, I.S. <i>et al.</i> 2012 <sup>103</sup>	Bloco esponja de poluretano	Ti-6AL4V <i>Biomaterials Korea</i> , 8mmx1,45 mm, n=54=18+36	(n=18) SLA: partículas de alumínio de 100µm, 2minutos, 2 bar + imersão 30% HCl, 60% H <sub>2</sub> SO <sub>4</sub> e solução diluidora. (n=18) SLAO: SLA + anodização oxidativa (acetato de cálcio e β-glicerolfosfato) 3minutos, 250V	n=6+12 SLA; n=6+12 SLAO	n=6+12, Sem tratamento	8 semanas	Medição digital de ITV e RTV: análise do torque máximo, energia total e energia no pico	Estabilidade	MITV maior no controle (p<0,01), mas sem diferenças nos TEV e NPE de inserção, ou em todos os valores de remoção.	Tratamento SLAO pode ser uma forma eficaz de reduzir o dano devido à inserção dos microimplantes, tanto no tecido, como no dispositivo, e pode, de igual forma, melhor a sua estabilidade.
Hergel, C. <i>et al.</i> 2019 <sup>104</sup>	Osso artificial Sawbone	Dual-Top 8mmx1,6m m; Ortho-Easy 8mmx1,7m m, n=140=70x2	n=60+60. Inserção em osso artificial <i>Sawbone</i> , seguida de remoção. Limpeza ultrassônica 30 minutos, 1LH <sub>2</sub> O, 5ml Endozyme + esterilização em autoclave 135°C. 10 minutos + secagem <i>Statim 7000</i> , 55minutos.	G2: inserção +Esterilização + inserção; G3: (inserção + autoclave) x2 + inserção	n=10+10; sem inserção e tratamento	1 mês	Medição digital de ITVs e RTVs máximos. Testes de resistência vertical e horizontal. SEM. Testes de torque de fratura	Estabilidade	MITV maiores no G1 de forma significativa (p<0,05). Não foram encontradas diferenças e MRTVS e nos restantes testes V-H (mas resistência horizontal OrthoEasy G3 foi ligeiramente maior que G2) e força torsional. SEM: detetada atrofia das espiras dos microimplantes usados, + em apical; camada oxidada desapareceu em alguns locais nos G2 e 3.	Embora tenha sido provado algum uso e atrofia dos microimplantes usados, a sua estabilidade primária e valores de torque de fratura não apresentaram diferenças significantes após uma segunda inserção. Podem ser re-implantados, até em casos de perda precoce, sem grande alteração das suas propriedades.

(Cont.) Tabela 3 - Resumo de dados extrapolados de estudos *in vitro*

Fernandes, D.J. <i>et al.</i> 2017 <sup>70</sup>	X	Discos Ti6Al4V (ASTM grau V), 6.35mm	Polimento com alumina 0,05 µm + lavagem acetona, álcool e água. AE: (HNO <sub>3</sub> + H <sub>2</sub> O + H <sub>2</sub> SO <sub>4</sub> ) em agitação magnética + HNO <sub>3</sub> de novo	n=24 AE (1, 4 e 8 s)	n=24, sem tratamento (1, 4 e 8 s)	1, 4 e 8 semanas	FE-SEM; SPM: medição da espessura e rugosidade da camada de TiO <sub>2</sub> . Goniômetro; <i>Panalytical X'Pert PRO</i> : investigação da estrutura cristalina. XRF: composição de superfície	Estabilidade	Sem fraturas ou infecções. Superfície: microporos intercomunicantes no grupo experimental; rugosidade micro e sub-microscópica; camada de TiO <sub>2</sub> maior em microimplantes com tratamento, e com % menores de Al e V. Torque de inserção e remoção: valores maiores para grupo tratado; ITVs>RTVs. Análise histológica: densas partículas Ca/P com osteoblastos proliferantes na interface O/M do grupo tratado às 4semanas, novo osso formado às 8semanas. Análise sanguínea: % de Al e V diminuídas em todos os follow-ups no grupo tratado.	Tratamento por condicionamento ácido da superfície de microimplantes melhora a morfologia de superfície e a estabilidade mecânica, havendo sinais precoces de osteointegração. Permitiu, também, a diminuição da liberação dos íons Al e V.
Mattos, C.T. <i>et al.</i> 2010 <sup>22</sup>	Osso cortical de fêmur suíno	Ti6Al4V: SIN, 8mmx1,4m m, n=40	n=20 Esterilização em autoclave: STERMAX, 1 ciclo, 30 minutos, 121°C, n=30 Microimplantes recuperados de 19 doentes ortodônticos e limpos ultrasonicamente (Maxiclean 1400A) em solução detergente enzimática.	n=20, esterilização em autoclave. n=30, limpeza ultrassônica	n=20, sem tratamento	X	SEM a 20kV: análise da morfologia de superfície; Testes de torque de fratura (medição digital)	Estabilidade e risco de fratura	SEM: recuperados com superfície com sinais de uso e marcas; corrosão e defeitos ausentes nos grupos esterilizado e recuperado, tal como no controle. Torque de fratura: diferença significativa entre grupo controle e grupo recuperado; recuperados com maior variação de valores.	Microimplantes recuperados possuem superfícies alteradas e uma maior variância de FTVs. A reutilização destes não é recomendada. O uso de novos microimplantes esterilizados por autoclave é uma prática recomendada.
Kang, H.K. <i>et al.</i> 2016 <sup>72</sup>	X	316 SS aço inoxidável 6mmx1,2-1,3mm, n=48	Tratamento Nd-YAG 1064nm Q-switched	n=12, Laser Nd-YAG Q-switched	n=12, sem tratamento	0 e 8 semanas	(ZeGage): medição rugosidade de superfície x3; SEM: avaliação de superfície; Testes de torque de fratura (medição digital).	Estabilidade	Todos microimplantes com mobilidade <1mm. Sem falhas. Rugosidade de superfície: valores maiores no grupo tratado (p<0,05), aumento para o triplo; Sem diferenças no que toca ao torque de fratura e ao BIC 2D e 3D entre grupos.	Rugosidade de superfície aumentou em mais de 3 vezes devido das reações à superfície criadas pelo laser. Não houve aumento de resistência à fratura, apesar de aumento da rugosidade de superfície. Sem diferenças na estabilidade secundária entre grupos tratados e controle.
Ganzorig, K. <i>et al.</i> 2015 <sup>74</sup>	Células MC3T3-E1	Discos 33mm (Nishimura Metal) Ti6Al4V e SS de 1.6mmx1,5 mm, n=140	LIPUS Osteotron_D IB, Ito Co; 1.5MHz, 30mW/cm2, razão de pulsar 1:4; 24horas após inserção, 20 minutos/dia na tibia direita (1x/15 minutos nas células)	GLIPUS, n=80, LIPUS	n=80, sem tratamento	0-14 dias	Teste fosfatase alcalina. Microscopia de luz; Análise da presença de minerais; PCR.	Estabilidade e osteogênese	Do dia 3 ao dia 14, a BIC aumentou gradualmente em todos os grupos. LIPUS aumentou densidade BD, CBT e taxa de formação óssea após inserção (p<0,05). Aumento em GLIPUS de regulação de ALP <i>in vitro</i> , ao 3º dia (p<0,05).	Sugere-se que a aplicação de LIPUS melhora a formação óssea em redor de microimplantes de liga de titânio e aço inoxidável, podendo, por isso, melhorar a sua estabilidade inicial e taxa de sucesso ao longo do tratamento ortodôntico.
Kaci, N. <i>et al.</i> 2018 <sup>105</sup>	X, X	Ti grau 23, 8mmx2mm, n=52; CPT Ti puro 10mmx2mm	Reutilização de microimplantes de 4 tempos distintos: G1 0 dias de uso; G2 2 meses de uso; G3 1 ano de uso; G4 14 meses de uso. Reinserção na região posterior superior	G1: n=6; G2: n=6; G3 n=20; G4 n=20	G0: CPT novos 10mmx2mm	X	Imagem ótica polarizada: análise superfície. Testes mecânicos de torção: resistência à fratura	Estabilidade e resistência à fratura	Características de superfície para usos menores não revelaram defeitos a nível micron, e com torques de fratura de cerca de 53 N/cm2. G3 e G4 com alterações da superfície evidentes, principalmente no local onde havia interface com a gengiva, e com torque de fratura de 42-39N/cm2, respetivamente.	Titânio de grau 23 é um bom meio-termo entre titânio puro e aço inoxidável. Mecanicamente, o reuso de microimplantes que tenham sido usados 0-2 meses é possível, mas o mesmo não se recomenda para os de uso mais prolongado, pois há uma diminuição da sua resistência, derivado, também, do seu contínuo desgaste.

(Cont.) Tabela 3 - Resumo de dados extrapolados de estudos *in vitro*

Serra, G. <i>et al.</i> 2013 <sup>106</sup>	X	Conexão Sistemas de Próteses, 6mmx2mm, n=15	Nanoestruturação à superfície (nTi) por deformação plástica severa: Ti grau 4 pressionado a 450°C em rotação de eixo longitudinal (ECAP) + forja e desenho em deformação de 80% + reaquecimento a 300-350-°C 1hora.	G2: Ti-6Al-4 V; G3: nTi. Maquinados + limpos + HNO3	G1: Ti puro	X	Testes de força elástica. Testes de torque máximo de resistência (MTR). SEM.	Estabilidade	Força elástica: G3 com resistência à fadiga quase 80% maior que G1. MTR com valores aumentados no G3 comparativamente com controlo (p<0,05), e sem diferenças entre G3 e G2. SEM: G3 com morfologia lisa e aspeto de fratura transgranular; G3 com superfície mais rugosa de todos os grupos.	Microimplantes nTi congregam a biocompatibilidade de Titânio puro e da resistência mecânica de Ti-6Al-4 V. Possuem maior resistência à torsão que Ti puro e igualam a da liga de titânio grau V. Todos os grupos tinham um processo de fratura semelhante. Sugere-se que nTi seja uma modificação benéfica.
Jongwannasiri, C. <i>et al.</i> 2019 <sup>107</sup>	Osso mandibular suíno	Osstem Implant Co Ti6Al4V, 10mmx1,8 mm	DLC (diamond-like carbon): película fina de carbono diamantado reforçados por Flúor ou Silica, através de mistura de gases que continham C2H2, CF4 e Si(CH3)4 ou tetrametilsilano (TMS) numa camara de vácuo, 2Pa, 5kV.	G DLC, sem F ou Si, G F-DLC, G Si-DLC	Sem tratamento	X	Testes de fricção: ar seco e ar ambiente a 20°C. Método de de Dulbecco modificado. Medição de torques de inserção	Estabilidade e cicatrização	0%RH e 40%RH, F-DLC influenciou os coeficientes de fricção e Si-DLC influenciou significativamente a morfologia das películas de carbono (menor fricção quanto maior Si), sendo estas menos citotóxicas que nos restantes grupos. Torques de inserção mais baixos para os grupos F e Si.	Estes tratamentos podem ser considerados para melhorar a <i>performance</i> de microimplantes ortodônticos.
Espinar-Escalona, E. <i>et al.</i> 2016 <sup>21</sup>	X	Ti puro HDC, 9mmx2mm n=20	AE: imersão em 0,35M HF, 15s, 25°C. <i>Gritblasting</i> : partículas de alumina 600 µm, 0,25MPa até saturação de rugosidade. GBA: combinação das técnicas anteriores. Protocolo de limpeza em acetona, 15minutos + H <sub>2</sub> O + secagem em N <sub>2</sub>	n=5 AE: condicionamento ácido; n=5 GB - feixe de alumina; n=5 GBA - AE+GB	n=5 Sem tratamento	10 semanas	FE-SEM: análise da interface O/M. Medição manual de torque de remoção. Análise da %BIC.	Estabilidade	Rugosidade de GB e GBA maior significativamente que controlo e AE. GB e GBA significativamente mais hidrofóbicos que restantes. %BIC: GBA 79% e GB 75% (p<0,05), AE 26% e controlo com 19%. Sem diferenças no torque de remoção entre grupos AE e controlo, mas maiores valores para GB e GBA. Maior rugosidade e molhabilidade nos tratamentos que no controlo, levando a maior %BIC e maior RTV.	Tratamentos de superfície em microimplantes como AE, GB e GBA são eficazes na modificação da superfície e melhoram a osteointegração e estabilidade do dispositivo. Estes criam torques de remoção que não comprometem a estabilidade e não potenciam fraturas. Molhabilidade foi o parâmetro que mostrou mais influência no torque, pelos valores obtidos em AE.
Liang, Y. <i>et al.</i> 2015 <sup>81</sup>	X	Ti grau 4: placas 10x10x2mm	Aplicação de estrôncio (Sr): polimento + HCl + CaCl <sub>2</sub> + limpeza ultrassônica em acetona, 10 minutos + H <sub>2</sub> O + secagem + ECD (deposição eletroquímica com rede de platina)	n= 12 G1: Sem ECD, ovariectomia; n=12 G2: ECD com Sr, ovariectomia	n=12 Sem tratamento + sem ovariectomia	2 e 4 semanas	XRD: análise da composição química; FE-SEM: morfologia de superfície e do tratamento.	Estabilidade	XRD: <i>coating</i> com SrHPO <sub>4</sub> , com intensidade de pico maior que outros cristais. FE-SEM: espessura 25µm; morfologia de cristais lamelares em <i>clusters</i>	Tratamento por estrôncio é facilmente realizado por ECD. Este possui um efeito promotor de osteointegração de microimplantes em animais com osteopenia, e podem ser um novo protocolo em doentes com osteoporose.
Pop, S. <i>et al.</i> 2018 <sup>108</sup>	Mandíbula suína; Osso artificial 1cm3	YesAnchor, Orlus, 8mmx1,6m, n=50	1. Limpeza ultrassônica + esterilização em autoclave; 2. limpeza com gel fosfórico 37%, 10 minutos + imersão em NaOCl 5,25%, 30 minutos + esterilização em autoclave; 3. inserção e remoção + limpeza + <i>sandblasting</i> Al <sub>2</sub> O <sub>3</sub> + esterilização em autoclave; 4. inserção e remoção + limpeza H <sub>2</sub> O + esterilização em autoclave. Todos os grupos posteriormente inseridos em osso artificial (incluindo YA0)	n=10x4 YA1; YA2; YA3; YA4	n=10, YA0: novos, sem tratamento ou inserção	X	Medição de energia de inserção. Microscopia: análise do grau de alteração da morfologia	Estabilidade	Grupo YA1 com maior valor médio de energia de inserção. Apenas diferenças significativas de energia máxima de inserção entre o YA1 e YA3 (p=0,04).	Sem diferenças significativas no comportamento dos microimplantes dos grupos YA1, YA3 e YA4. Diminuição da energia total de inserção no grupo YA3 devido ao uso de <i>sandblasting</i> . Esterilização por autoclave seguida de limpeza com água destilada não promoveu uma eliminação total do tecido orgânico remanescente na superfície do grupo YA4. Presença de corrosão química se usada limpeza química.



*AE: acid etching; AFM: Microscopia de força atômica; AO: anodização oxidativa; BA: área óssea; BIC: contacto da interface óssea; BSA: albumina de sêrum bovino; BV/TV: razão entre volume ósseo e volume da espessura; CaP: fosfato de cálcio; Ca<sup>2+</sup>: ião cálcio; CLSM: confocal laser scanning microscope; C1: grupo controlo 1; EDX/EDS: espectrofotometria por raios-x; ELISA: enzyme linked immunoabsorbent assay; FE-SEM: field-emission scanning electron microscopy; FTIR: Fourier-transform infrared spectroscopy; FTV: valor de torque de fratura; G: grupo; ISQ: implant stability quotient; HCl: ácido clorídrico; H<sub>2</sub>O: água; ITV: valor de torque de inserção; LED: light emitting diode; LIPUS: low intensity pulsed ultrasound; LLLT: low-level laser therapy; Micro.: Microimplantes; MTT: ensaio de redução MTT para viabilidade celular; NaOCl: hipoclorito de sódio; NP1: grupo sem condicionamento ácido 2; PCR: real time chain polimerization reaction; PTV: valor de Periotest; PTFE: politetrafluoretileno; P1: grupo condicionamento ácido 1; RFA: resonance frequency analysis; RTV: valor de torque de remoção; ; SEM: scanning electron microscopy; SLA: sandblasting, large-grit and acid etching; Ti: titânio; TiO<sub>2</sub>: óxido de titânio; X: não esclarecido.*

**Tabela 4 - Avaliação do Risco de Viés de Estudos Clínicos Controlados e Randomizados**

	Processo de randomização	Desvios das intervenções pretendidas	Dados de outcome ausentes	Medição de outcomes	Seleção de comunicação de resultados	Risco de viés geral
Noorollahian, S. <i>et al.</i> 2012 <sup>39</sup>	S	S	S	S	S	Leve
Park, H.J. <i>et al.</i> 2019 <sup>40</sup>	S	S	S	S	S	Leve
Rampurawala, A. <i>et al.</i> 2020 <sup>14</sup>	S	S	S	S	S	Leve
Matys, J. <i>et al.</i> 2020 <sup>36</sup>	S	S	S	AP	S	AP
Flieger, R. <i>et al.</i> 2019 <sup>37</sup>	S	S	S	AP	S	AP
Ekizer, A. <i>et al.</i> 2016 <sup>42</sup>	S	S	S	S	S	Leve
Schaetzle, M.A. <i>et al.</i> 2009 <sup>43</sup>	S	S	S	S	S	Leve
Manni, A. <i>et al.</i> 2022 <sup>32</sup>	S	S	S	S	S	Leve
Moghaddam, S. <i>et al.</i> 2021 <sup>38</sup>	N	S	S	S	S	Alto

S: sim; AP: algumas preocupações, N: não

**Tabela 5 - Avaliação do Risco de Viés de Estudos Clínicos Não Randomizados**

	Viés devido a variável de confusão	Seleção de participantes	Classificação de intervenções	Desvios das intervenções pretendidas	Dados ausentes	Medição de outcomes	Seleção de comunicação de resultados	Risco de viés geral
Calderón, J.H. <i>et al.</i> 2019 <sup>34</sup>	S	S	S	S	S	M	S	M
Kim, S-H. <i>et al.</i> 2012 <sup>33</sup>	S	S	S	S	S	M	S	M
Bratu, D. C. <i>et al.</i> 2014 <sup>41</sup>	S	S	S	S	S	M	S	M
Chaddad, K. <i>et al.</i> 2008 <sup>31</sup>	S	S	S	S	S	M	S	M
Kim, S-H. <i>et al.</i> 2008 <sup>30</sup>	S	S	S	S	S	M	S	M

S: sim, M: moderado

**Tabela 6 - Avaliação do Risco de Viés de Estudos In vivo**

	Criação da sequência de alocação	Características iniciais da amostra	Ocultação da alocação	Alojamento aleatório	Ocultação de investigadores e/ou	Seleção aleatória de avaliadores de <i>outcomes</i>	Ocultação dos avaliadores de <i>outcomes</i>	Abordagem a dados incompletos	Comunicação seletiva de <i>outcomes</i>	Outras fontes de viés
Auciello, O. <i>et al.</i> 2022 <sup>27</sup>	N	S	N	NE	N	S	S	S	S	S
Bakopoulou, A. <i>et al.</i> 2019 <sup>44</sup>	S	S	S	S	NE	S	NE	S	S	S
Miura, K. <i>et al.</i> 2014 <sup>45</sup>	N	S	N	NE	N	S	S	S	S	S
Cho, Y-C. <i>et al.</i> 2021 <sup>46</sup>	S	S	N	S	N	S	NE	S	S	S
Niwa, K. <i>et al.</i> 2009 <sup>47</sup>	N	S	N	NE	N	S	NE	NE	S	S
Cho, Y-C. <i>et al.</i> 2013 <sup>48</sup>	N	S	N	N	N	S	NE	S	S	S
Yadav, S. <i>et al.</i> 2015 <sup>49</sup>	S	S	S	S	S	S	S	S	S	S
Kim, H-Y. <i>et al.</i> 2016 <sup>50</sup>	N	S	N	NE	N	S	N	S	S	S
Lee, Y-T. <i>et al.</i> 2022 <sup>29</sup>	S	S	N	S	N	S	N	S	S	S
Seker, E.D. <i>et al.</i> 2022 <sup>28</sup>	S	S	N	NE	N	S	N	S	S	S
Li, M. <i>et al.</i> 2022 <sup>24</sup>	N	S	N	S	N	S	S	S	S	S
Miyawaki, S. <i>et al.</i> 2015 <sup>25</sup>	N	S	N	N	N	NE	N	S	S	N
El-Wassefy, N. <i>et al.</i> 2015 <sup>51</sup>	N	S	N	NE	N	S	N	S	S	S
Jang, I. <i>et al.</i> 2017 <sup>52</sup>	N	S	N	S	N	S	N	N	S	S
Karmarker, S. <i>et al.</i> 2012 <sup>53</sup>	N	S	N	S	N	S	N	S	S	S
Jang, I. <i>et al.</i> 2015 <sup>54</sup>	N	S	N	S	N	S	NE	S	S	S
Tabuchi, M. <i>et al.</i> 2015 <sup>55</sup>	N	S	N	S	N	S	N	S	S	S
Jang, T-H. <i>et al.</i> 2018 <sup>56</sup>	S	S	N	S	N	S	NE	N	S	S
Kim, T-W. <i>et al.</i> 2008 <sup>57</sup>	N	S	N	NE	N	N	N	S	N	S
Yun, S-D. <i>et al.</i> 2017 <sup>58</sup>	N	S	N	S	N	NE	N	N	S	S
Oh, E-J. <i>et al.</i> 2014 <sup>59</sup>	N	S	N	S	N	S	S	NE	S	S
Takahashi, M. <i>et al.</i> 2016 <sup>60</sup>	N	S	N	N	N	S	S	S	S	S
Oga, Y. <i>et al.</i> 2018 <sup>61</sup>	N	S	N	NE	N	S	S	NE	S	S
Oh, N-H. <i>et al.</i> 2014 <sup>62</sup>	S	S	N	S	N	S	S	S	S	S
Choi, S-H. <i>et al.</i> 2021 <sup>63</sup>	S	S	N	S	N	S	S	S	S	S
Bayani, S. <i>et al.</i> 2016 <sup>64</sup>	N	S	N	S	N	S	NE	S	S	S
Choi, S-H. <i>et al.</i> 2016 <sup>65</sup>	S	S	S	S	N	S	S	S	S	S
Yucesoy, T. <i>et al.</i> 2019 <sup>66</sup>	S	S	N	S	N	S	N	S	S	S
Sirisa-Ard, A. <i>et al.</i> 2015 <sup>67</sup>	N	S	N	S	N	S	NE	S	S	S
Goymen, M. <i>et al.</i> 2015 <sup>68</sup>	S	S	NE	NE	N	S	N	S	S	S
Im, C. <i>et al.</i> 2022 <sup>23</sup>	N	S	N	S	N	S	N	S	S	S
Cho, I.C. <i>et al.</i> 2012 <sup>69</sup>	S	S	N	S	N	S	S	S	S	S
Fernandes, D.J. <i>et al.</i> 2017 <sup>70</sup>	N	S	N	S	N	S	NE	S	S	S
Pinto, M. <i>et al.</i> 2013 <sup>71</sup>	S	S	N	S	N	S	S	S	S	S
Kang, H.K. <i>et al.</i> 2016 <sup>72</sup>	S	S	N	S	N	S	NE	S	S	S
Cuairán, C. <i>et al.</i> 2014 <sup>73</sup>	S	S	N	S	N	S	S	S	S	S
Ganzorig, K. <i>et al.</i> 2015 <sup>74</sup>	N	S	N	S	N	NE	N	S	S	S
Omasa, S. <i>et al.</i> 2012 <sup>75</sup>	N	S	N	S	N	S	S	S	S	S
Gansukh, O. <i>et al.</i> 2016 <sup>76</sup>	N	S	N	S	N	S	S	S	S	S
Cha, B-K. <i>et al.</i> 2016 <sup>77</sup>	N	S	N	S	N	S	S	S	S	S
Mo, S.S. <i>et al.</i> 2010 <sup>78</sup>	S	S	N	S	NE	S	S	S	S	S
Uysal, T. <i>et al.</i> 2012 <sup>79</sup>	S	S	N	S	NE	S	S	S	S	NE
Kim, S-H. <i>et al.</i> 2009 <sup>12</sup>	S	S	NE	S	NE	S	S	S	S	S
Espinar-Escalona, E. <i>et al.</i> 2016 <sup>21</sup>	N	S	N	S	N	S	N	S	S	S
Vilani, G. <i>et al.</i> 2015 <sup>80</sup>	N	S	N	S	N	S	N	S	S	S

Continuação da página anterior	Criação da sequência de alocação	Características iniciais da amostra	Ocultação da alocação	Alojamento aleatório	Ocultação de investigadores e/ou cuidadores sobre a	Seleção aleatória de avaliadores de <i>outcomes</i>	Ocultação dos avaliadores de <i>outcomes</i>	Abordagem a dados incompletos	Comunicação seletiva de <i>outcomes</i>	Outras fontes de viés
Liang, Y. <i>et al.</i> 2015 <sup>81</sup>	S	S	NE	S	NE	S	NE	S	S	S
Choi, S-H. <i>et al.</i> 2012 <sup>82</sup>	N	S	N	N	N	N	N	S	S	NE
Chang, C-S. <i>et al.</i> 2009 <sup>83</sup>	N	S	N	N	N	NE	N	S	N	S
Maino, B. <i>et al.</i> 2017 <sup>84</sup>	S	S	N	S	NE	S	N	S	S	S
Aoki, T, <i>et al.</i> 2005 <sup>85</sup>	N	S	N	NE	N	S	N	S	S	S
Tabuchi, M. <i>et al.</i> 2015 <sup>86</sup>	N	S	N	NE	N	S	S	S	S	S
Hassan, A. <i>et al.</i> 2003 <sup>26</sup>	N	S	N	S	N	S	N	S	S	S

S: sim, NE: não especificado, N: não

**Tabela 7 - Avaliação do Risco de Viés dos Estudos In vitro**

	Resumo estruturado	Base científica e explicação do raciocínio	Objetivos e/ou hipóteses	Intervenções em cada grupo	Definição do outcome	Determinação do tamanho da amostra	Alocação aleatória	Mecanismo de alocação aleatória	Implementação	Ocultação	Métodos estatísticos	Resultados e precisão	Limitações	Financiamento	Protocolo
Noorollahian, S. <i>et al.</i> 2012 <sup>39</sup>	S	S	S	S	S	N	S	N	S	S	S	S	N	S	N
Fleischmann, L. <i>et al.</i> 2015 <sup>39</sup>	S	S	S	S	S	N	N	N	N	N	S	S	S	S	N
Ly, N. <i>et al.</i> 2019 <sup>88</sup>	S	S	S	S	S	N	N	N	N	N	S	S	N	S	N
Pop, S. <i>et al.</i> 2017 <sup>89</sup>	S	S	S	S	S	N	S	N	N	N	S	S	S	S	N
Iodice, G. <i>et al.</i> 2019 <sup>20</sup>	S	S	S	S	S	N	N	N	N	N	S	S	S	S	N
Yadav, S. <i>et al.</i> 2015 <sup>49</sup>	S	S	S	S	S	N	N	N	N	N	S	S	N	S	N
Kim, H-Y. <i>et al.</i> 2016 <sup>50</sup>	S	S	S	S	S	N	S	N	N	N	S	S	S	S	N
Li, M. <i>et al.</i> 2022 <sup>24</sup>	S	S	S	S	S	N	N	N	N	N	S	S	S	S	N
Miyawaki, S. <i>et al.</i> 2015 <sup>25</sup>	S	S	S	S	S	N	N	N	N	N	S	S	S	S	N
Iwanami-Kadowaki, K. <i>et al.</i> 2021 <sup>90</sup>	S	S	S	S	S	N	N	N	N	N	S	S	S	S	N
Pavlic, A. <i>et al.</i> 2019 <sup>91</sup>	S	S	S	S	S	S	N	N	N	N	S	S	S	S	N
Zogheib, T. <i>et al.</i> 2021 <sup>92</sup>	S	S	S	S	S	N	N	N	N	N	S	S	N	S	N
Mattos, C. T. <i>et al.</i> 2011 <sup>93</sup>	S	S	S	S	S	N	S	N	N	N	S	S	S	N	N
Estelita, S. <i>et al.</i> 2014 <sup>94</sup>	S	S	S	S	S	N	S	N	N	N	S	S	S	N	N
Alavi, S. <i>et al.</i> 2020 <sup>95</sup>	S	S	S	S	S	N	S	S	S	S	S	S	S	S	N
Galli, C. <i>et al.</i> 2012 <sup>96</sup>	S	S	S	S	S	N	N	N	S	S	S	S	S	S	N
Tabuchi, M. <i>et al.</i> 2015 <sup>55</sup>	S	S	S	S	S	N	N	N	N	N	S	S	S	N	N
Tozlu, M. <i>et al.</i> 2013 <sup>97</sup>	S	S	S	S	S	N	N	N	N	N	S	S	S	N	N
Akyalcin, S. <i>et al.</i> 2013 <sup>98</sup>	S	S	S	S	S	S	S	S	S	S	S	S	S	N	N
Muguruma, T. <i>et al.</i> 2011 <sup>99</sup>	S	S	S	S	S	N	N	N	N	N	S	S	S	N	N
Tejani, H. <i>et al.</i> 2017 <sup>100</sup>	S	S	S	S	S	N	S	N	N	N	S	S	N	N	N
Oh, E-J. <i>et al.</i> 2014 <sup>59</sup>	S	S	S	S	S	N	S	N	N	N	S	S	N	S	N
Giri, M. <i>et al.</i> 2020 <sup>101</sup>	S	S	S	S	S	S	N	N	N	N	S	S	S	S	N
Oga, Y. <i>et al.</i> 2018 <sup>102</sup>	S	S	S	S	S	N	N	N	N	N	S	S	S	S	N
Im, C. <i>et al.</i> 2022 <sup>23</sup>	S	S	S	S	S	N	N	N	N	N	S	S	N	S	N
Cho, I.S. <i>et al.</i> 2012 <sup>103</sup>	S	S	S	S	S	N	N	N	N	N	S	S	S	N	N
Hergel, C. <i>et al.</i> 2019 <sup>104</sup>	S	S	S	S	S	N	S	S	N	N	S	S	S	S	N
Fernandes, D.J. <i>et al.</i> 2017 <sup>70</sup>	S	S	S	S	S	N	N	N	N	N	S	S	N	S	N
Mattos, C.T. <i>et al.</i> 2010 <sup>22</sup>	S	S	S	S	S	N	N	N	N	N	S	S	N	S	N
Kang, H.K. <i>et al.</i> 2016 <sup>72</sup>	S	S	S	S	S	N	S	N	N	N	S	S	S	N	N
Ganzorig, K. <i>et al.</i> 2015 <sup>74</sup>	S	S	S	S	S	N	N	N	N	N	S	S	S	S	S
Kaci, N. <i>et al.</i> 2018 <sup>105</sup>	S	S	S	S	S	N	N	N	N	N	N	S	N	N	N
Serra, G. <i>et al.</i> 2013 <sup>106</sup>	S	S	S	S	S	N	N	N	N	N	S	S	S	N	N
Jongwannasiri, C. <i>et al.</i> 2019 <sup>107</sup>	S	S	S	S	S	N	N	N	N	N	N	S	N	S	N
Espinar-Escalona, E. <i>et al.</i> 2016 <sup>21</sup>	S	S	S	S	S	N	N	N	N	N	S	S	N	S	N
Liang, Y. <i>et al.</i> 2015 <sup>81</sup>	S	S	S	S	S	N	N	N	N	N	S	S	N	S	N
Pop, S. <i>et al.</i> 2018 <sup>108</sup>	S	S	S	S	S	N	N	N	N	N	S	S	N	S	N

S: sim, N: não

#### 4. Discussão

A realização da presente revisão sistemática teve como objetivo efetuar uma síntese dos tratamentos de superfície disponíveis em microimplantes, de forma a compreender quais poderão ser adotados em clínica, e comparar a sua eficácia na melhoria dos *outcomes* propostos nos métodos.

Um estudo anterior de *Al-Thomali et al.* incluiu uma meta-análise de 14 estudos, sugerindo que estas técnicas podem melhorar a estabilidade dos microimplantes. No entanto, os resultados deste estudo devem ser avaliados com cautela, uma vez que apresenta diversas limitações na sua metodologia, nomeadamente: heterogeneidade e fraca qualidade dos estudos animais incluídos;<sup>12</sup> observam-se falhas na metodologia como a avaliação de apenas um *outcome* e a falta de abrangência de estudos *in vitro* e *ex vivo* e, não foram seguidas as orientações PRISMA.<sup>15</sup> Assim, a presente revisão adotou as orientações do PRISMA,<sup>15</sup> de forma a colmatar as limitações anteriormente descritas.

O tratamento de superfície SLA foi testado em todos os tipos de estudos revistos. Preconiza o uso de um feixe de partículas de óxido de alumínio de 100 a 500 µm, a pressão constante, seguido de limpeza e, posteriormente, condicionamento ácido.<sup>38,43,103</sup> O seu objetivo é aumentar a rugosidade de superfície, promovendo retenção mecânica e maior integração no osso subjacente, através de maior diferenciação e proliferação fibroblástica.<sup>38</sup> Esta, por sua vez, permite maior adesão celular e absorção de proteínas.<sup>38</sup> No que toca à modificação da topografia, *Chang et al.* reportaram a rugosidade a nível microscópico, através de pequenas covas criadas pelo ácido, e a nível macroscópico, pelo feixe de óxido, com *pits* sobre uma superfície de textura macro-rugosa. Observando os resultados de *Moghaddam et al.* inerentes à estabilidade, os valores de torque de inserção são menores no grupo experimental, mas os de remoção maiores,<sup>38</sup> com melhorias nas primeiras semanas de cicatrização.<sup>38,78</sup> Note-se o risco de viés elevado deste estudo, devido à ausência de descrição do processo de randomização.

*Oh et al.* verificaram que SLA afetou a estabilidade de microimplantes inseridos em coelhos saudáveis e diabéticos, por indução farmacológica. *Diabetes mellitus* é uma patologia metabólica que afeta o metabolismo ósseo.<sup>62</sup> No entanto, este estudo concluiu que o uso de SLA em doentes diabéticos terá resultados semelhantes a doentes saudáveis.<sup>62</sup> Estes resultados vão ao encontro do estudo de *Cervino et al.*, que realizaram uma revisão sistemática com o objetivo de avaliar o efeito do SLA na superfície dos implantes dentários. Estes autores concluíram que a ação deste tratamento de superfície se relaciona com a

melhor adesão celular da superfície e, através da excelente molhabilidade de todos os processos biológicos que dela derivam, tais como o aumento da superfície exposta do implante, ocorre aumento do contacto osso-implante.<sup>109</sup>

O condicionamento ácido de superfícies foi investigado através da imersão em vários ácidos em solução, como ácido nítrico,<sup>56</sup> sulfúrico,<sup>70,80</sup> fosfórico,<sup>39</sup> fluorídrico<sup>21</sup> e clorídrico.<sup>49,56,80,96</sup> Não houve nenhum estudo incluído que comparasse a eficácia entre os diversos tipos de ácido. Segundo *Park et al.* e *Vilani et al.*, o condicionamento ácido de superfície cria valores maiores de torque de inserção do que nos controlos sem tratamento. *Fernandes et al.* realçaram que os valores de torque de inserção são, normalmente, maiores do que os de remoção, devido ao predomínio de forças compressivas na inserção, que se vão dispersando com a cicatrização, diminuindo a estabilidade até um ponto estável.<sup>70</sup> Já *Espinar-Escalona et al.* não refere aumentos significativos de torque. No que diz respeito à taxa de sucesso deste tratamento, *Park et al.* demonstrou que embora exista aumento do número de microimplantes bem sucedidos, esta diferença não é significativa. Estes resultados são concordantes com os presentes na literatura acerca dos implantes dentários. *Jalkh et al.* referiram que condicionamento ácido suplementar aumenta significativamente os parâmetros de rugosidade *Sa* e *Sq*, sem comprometer a energia superficial ou o ângulo de contacto. Este aumento influencia positivamente o contacto osso-implante, bem como a resistência ao torque nos estádios iniciais da osteointegração.<sup>110</sup>

Alguns estudos propuseram protocolos de anodização oxidativa. Este tratamento é possível através da imersão do microimplante numa solução eletrolítica, em voltagem constante, promovendo um sistema potenciostático que cria uma matriz nanoestruturada de óxido de titânio.<sup>54</sup> O processo de anodização pode ser realizado a um<sup>29,46,111</sup> ou, pelo menos, dois passos,<sup>52,54,77</sup> com abertura de poros e deposição de óxidos, que conferem à superfície nanoporosidades que permitem proliferação fibroblástica.<sup>46</sup> Estas células aderem a locais planos e rugosos, inferindo-se biocompatibilidade, com formação de tecido ósseo denso.<sup>46</sup> Os dados são concordantes com a revisão sistemática e meta-análise de *Nagay et al.*, na qual se pretendeu entender a eficácia clínica de implantes sujeitos a anodização, utilizados em diferentes soluções prostodônticas implanto-suportadas. Concluiu-se que o uso de implantes anodizados, como forma de suporte de reabilitações protéticas, é seguro, mas este método não aumenta a eficácia do procedimento.<sup>112</sup>

Concomitantemente, *Lee et al.* referiu que são necessários valores mínimos de espessura de óxido de titânio de  $22.5 \pm 4.8$  nm, e de  $6.6 \pm 0.8$  N.cm de torque de remoção para sobrevivência de 100% de microimplantes anodizados.<sup>29</sup> Adicionalmente, podem ser criadas estruturas em túnel, com adjuvação de fármacos no leito ósseo,<sup>52,54</sup> como rhBMP-2 (proteína recombinante morfogenética do osso humano 2), ou o ibuprofeno. A adição do rhBMP-2 parece ser eficaz quando adicionado a um substituinte ósseo, uma vez que apresenta resultados semelhantes em relação ao volume ósseo, preenchimento e altura à técnica padrão com enxerto ósseo da crista ilíaca.<sup>113</sup>

O tratamento APH (do inglês, anodization, pre-calcification and heat treatment) pressupõe do uso da anodização, seguida de pré-calcificação, para incorporação de fosfato de cálcio e hidroxiapatite, e aquecimento.<sup>59</sup> Os resultados deste protocolo são mais favorecidos que os da anodização, com maiores valores de torque de remoção e de formação óssea.<sup>59</sup> Sugere-se que ocorre aceleração da formação de hidroxiapatite, preponderante na obtenção de estabilidade em quadros clínicos de osso de menor qualidade.<sup>59</sup> Deve ser tido em conta, no entanto, o risco de viés obtido na interpretação dos resultados. De facto, os autores falharam em promover condições para uma correta randomização das intervenções, bem como o cegamento dos intervenientes e dos avaliadores dos *outcomes*.

Através de dispositivos irradiadores de energia é possível realizar a fotofuncionalização por luz ultravioleta,<sup>14,55,60,63,86</sup> fotobiomodulação através de laser de baixa intensidade<sup>36,37,68,71,72,75</sup> e emissão de luz dídodo.<sup>42,66,79</sup>

Na fotofuncionalização por luz UV coloca-se o microimplante numa câmara de raios ultravioletas, como *TheraBeam SuperOsseo*, por 12 a 15 minutos. A radiação confere superhidrofilicidade à superfície, com aumento de estabilidade e melhoria de valores de mobilidade, contacto ósseo, resistência à pressão lateral e torque de remoção.<sup>14,55,60,63,86</sup> Complementarmente, uma revisão sistemática e meta-análise de *Dini et al.* demonstrou resultados semelhantes no que concerne à osteointegração e estabilidade de implantes dentários convencionais sujeitos a fotofuncionalização através de luz ultravioleta, em modelos *in vivo*. Ocorreu uma melhoria na osteointegração após o período inicial de cicatrização, através do aumento do contacto ósseo e força de coesão medidos, embora se ressalve o alto risco de viés dos estudos incluídos nesta publicação, bem como a inclusão limitada de desenhos de estudos (modelos animais).<sup>114</sup>



Já a fotobiomodulação pode ser levada a cabo por emissão laser em comprimentos de onda baixos, 635 a 1064nm. *Flieger et al.* e *Matys et al.* empregaram lasers de 635 nm e 808 nm, respetivamente, e avaliaram a estabilidade e a perceção de dor. Observaram valores menores de mobilidade nos grupos tratados, e ausência de diferenças significativas nos questionários de perceção de dor.<sup>36,37</sup> Porém, a interpretação da perceção da dor nestes estudos produz algumas preocupações na avaliação de risco de viés, devido à sua subjetividade.

Relativamente aos procedimentos de esterilização, verificou-se que não promovem diminuição da estabilidade devido a uso anterior ou esterilização,<sup>94</sup> nem efeitos pronunciados na resistência à fratura.<sup>93</sup> O fabricante do microimplante é o fator mais diferenciador na resistência.<sup>93</sup> Ressalva-se a esterilização por calor seco, que interferiu com as propriedades mecânicas dos microimplantes.<sup>95</sup>

Ao refletir sobre a grande quantidade de estudos *in vivo* e *in vitro* revistos, embora cheguem a conclusões, na sua maioria, concordantes sobre variados tratamentos de superfície, e o seu efeito na estabilidade dos microimplantes, incorrem em viés associado a cegamento e alocação, bem como randomização. Reconhece-se, por isso, que a experiência dos investigadores, dos clínicos, e dos colaboradores envolvidos na realização dos diferentes estudos, podem ter influenciado a avaliação dos resultados criados. Paralelamente, os mesmos não são suportados por estudos clínicos em quantidade e qualidade suficientes, constituindo uma limitação da presente revisão.

Por outro lado, no que toca aos resultados da revisão aqui explanada, observou-se heterogeneidade metodológica e clínica, dada por variações extensas no tamanho das amostras, e do tempo de intervenção e *follow-up*, dos estudos incluídos, bem como das diferentes unidades de medida utilizadas nos variados testes empregues para avaliação de *outcomes*. Deste modo, contabilizou-se apenas de forma qualitativa os achados da revisão sistemática, não permitido realização de meta-análise.

Em jeito de conclusão, os tratamentos de superfície em microimplantes como condicionamento ácido, *sandblasting*, *large-grit*, *acid etching*, fotofuncionalização por luz ultravioleta e fotobiomodulação são protocolos testados, bem definidos e confiáveis para o aumento da estabilidade e o sucesso do tratamento ortodôntico. Técnicas como a anodização oxidativa, anodização com pré-calcificação e calor, e deposição de compostos químicos devem ser estudadas mais profundamente, preferencialmente em estudos clínicos randomizados e controlados.

## 5. Agradecimentos

Começo por agradecer às Sra. Professora Doutora Inês Francisco e Sra. Professora Raquel Travassos por toda a ajuda e esforço que investiram nos últimos dois anos, que tornaram este trabalho possível.

Agradeço, ainda, o auxílio do Sr. Professor Doutor Miguel Marto na criação das chaves de pesquisa bibliográfica.

Ao Sr. Professor Doutor Francisco Vale, estarei para sempre grata por me ter inspirado a curiosidade na Ortodontia, e por me ter acompanhado e encorajado sempre que precisei.

Ao Avô Carlos, por ter sido, para além de meu avô, um dos meus maiores exemplos a seguir de humanidade, compaixão, perseverança e trabalho. Obrigada por dezanove anos de alegria e muitas lições, e por olhares por mim todos os dias, mesmo já não estando cá comigo.

Ao Tio Mário, que sempre me disse que um dia faria coisas difíceis como o Papá, e que de certo está lá cima ao pé do avô, a apoiar-me.

À Mamã e ao Papá, que me ensinaram desde pequenina a nunca desistir, a lutar pelo que queria, mas sem nunca comprometer os meus valores. Obrigada pelo carinho e pela força, pela paciência, e por todo o vosso esforço, para que um dia eu pudesse escrever estas palavras.

À Inês e à Luisinha, as melhores irmãs que podia pedir, agradeço todas as conversas tolas, todas as lutas, discussões e sessões de choro, e por todos os dias que aturam o meu mau feitio. Nada disto tinha sido possível sem vocês. E obrigada ao Fernando, por todas as neuras que já presenciou e aturou.

Ao Diogo, obrigada por cada sorriso e cada momento, e especialmente por seres sempre tu.

Aos meus avós, Emília, Célia e Alfredo, aos meus tios, Bé e João, aos meus primos, Luisinho, Joaninha e Zé Pedro, João e Adriana, à Fátima, à D. Graça, à Paula e à Iá, obrigada por estarem sempre presentes, e por torcerem por mim em todas as etapas.

À Carolina e à Francisca, por tudo o que já passamos, e por todos os dias em que me apoiaram.

Às minhas meninas do curso, obrigada por todos os dias e noites, choros e gargalhadas. Foram vocês que me tiraram da concha, e Coimbra é muito mais bonita convosco.

## 6. Referências

1. Proffit W, Fields H, Larson B, Sarver D. Contemporary Orthodontics. 5th ed: Elsevier; 2012.
2. Chang HP, Tseng YC. Miniscrew implant applications in contemporary orthodontics. *Kaohsiung J Med Sci.* 2014;30(3):111-5.
3. Kanomi R. Mini-implant for orthodontic anchorage. *J Clin Orthod.* 1997;31(11):763-7.
4. Papadopoulos MA, Tarawneh F. The use of miniscrew implants for temporary skeletal anchorage in orthodontics: A comprehensive review. *Oral Surgery, Oral Medicine, Oral Pathology, Oral Radiology, and Endodontology.* 2007;103(5):e6-e15.
5. Watanabe K, Mitchell B, Sakamaki T, Hirai Y, Kim D-G, Deguchi T, et al. Mechanical stability of orthodontic miniscrew depends on a thread shape. *Journal of Dental Sciences.* 2022;17(3):1244-52.
6. Jasoria G, Shamim W, Rathore S, Kalra A, Manchanda M, Jaggi N. Miniscrew implants as temporary anchorage devices in orthodontics: a comprehensive review. *J Contemp Dent Pract.* 2013;14(5):993-9.
7. Papadopoulos MA, Papageorgiou SN, Zogakis IP. Clinical effectiveness of orthodontic miniscrew implants: a meta-analysis. *J Dent Res.* 2011;90(8):969-76.
8. Inoue M, Kuroda S, Yasue A, Horiuchi S, Kyung HM, Tanaka E. Torque ratio as a predictable factor on primary stability of orthodontic miniscrew implants. *Implant Dent.* 2014;23(5):576-81.
9. Papageorgiou SN, Zogakis IP, Papadopoulos MA. Failure rates and associated risk factors of orthodontic miniscrew implants: a meta-analysis. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 2012;142(5):577-95.e7.
10. Giudice AL, Rustico L, Longo M, Oteri G, Papadopoulos MA, Nucera R. Complications reported with the use of orthodontic miniscrews: A systematic review. *Korean Journal of Orthodontics.* 2021;51(3):199-216.
11. Kravitz ND, Kusnoto B. Risks and complications of orthodontic miniscrews. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 2007;131(4 Suppl):S43-51.
12. Kim SH, Lee SJ, Cho IS, Kim SK, Kim TW. Rotational resistance of surface-treated mini-implants. *Angle Orthod.* 2009;79(5):899-907.
13. Al-Thomali Y, Basha S, Mohamed RN. Effect of surface treatment on the mechanical stability of orthodontic miniscrews. *Angle Orthod.* 2022;92(1):127-36.
14. Rampurawala AH, Patil AS, Bhosale VI. Bone-Miniscrew Contact and Surface Element Deposition on Orthodontic Miniscrews After Ultraviolet Photofunctionalization. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2020;35(6):1090-7.

15. Page MJ, McKenzie JE, Bossuyt PM, Boutron I, Hoffmann TC, Mulrow CD, et al. The PRISMA 2020 statement: an updated guideline for reporting systematic reviews. *BMJ*. 2021;n71.
16. Faggion CM, Jr. Guidelines for reporting pre-clinical in vitro studies on dental materials. *J Evid Based Dent Pract*. 2012;12(4):182-9.
17. Hooijmans CR, Rovers Mm Fau - de Vries RBM, de Vries Rb et al. SYRCLE's risk of bias tool for animal studies. *BMC Med Res Methodol* 14,43 (2014).
18. Sterne JAC, Savović J, Page MJ, Elbers RG, Blencowe NS, Boutron I, et al. RoB 2: a revised tool for assessing risk of bias in randomised trials. *BMJ*. 2019;366:l4898.
19. Sterne JAC, Hernán MA, Reeves BC, Savović J, Berkman ND, Viswanathan M, et al. ROBINS-I: a tool for assessing risk of bias in non-randomised studies of interventions. *BMJ*. 2016;355:i4919.
20. Iodice G, Perinetti G, Ludwig B, Polishchuk EV, Polishchuk RS. Biological Effects of Anodic Oxidation on Titanium Miniscrews: An In Vitro Study on Human Cells. *Dent J (Basel)*. 2019;7(4).
21. Espinar-Escalona E, Bravo-Gonzalez LA, Pegueroles M, Gil FJ. Roughness and wettability effect on histological and mechanical response of self-drilling orthodontic mini-implants. *Clinical oral investigations*. 2016;20(5):1115-20.
22. Mattos CT, de Oliveira Ruellas AC, Elias CN. Is it Possible to Re-use Mini-implants for Orthodontic Anchorage? Results of an In Vitro Study. *Materials Research-Ibero-American Journal of Materials*. 2010;13(4):521-5.
23. Im C, Park JH, Jeon YM, Kim JG, Jang YS, Lee MH, et al. Improvement of osseointegration of Ti-6Al-4V ELI alloy orthodontic mini-screws through anodization, cyclic pre-calcification, and heat treatments. *Prog Orthod*. 2022;23(1):11.
24. Li M, Wu G, Wang M, Hunziker EB, Liu Y. Crystalline Biomimetic Calcium Phosphate Coating on Mini-Pin Implants to Accelerate Osseointegration and Extend Drug Release Duration for an Orthodontic Application. *Nanomaterials (Basel)*. 2022;12(14).
25. Miyawaki S, Tomonari H, Yagi T, Kuninori T, Oga Y, Kikuchi M. Development of a novel spike-like auxiliary skeletal anchorage device to enhance miniscrew stability. *American journal of orthodontics and dentofacial orthopedics : official publication of the American Association of Orthodontists, its constituent societies, and the American Board of Orthodontics*. 2015;148(2):338-44.
26. Hassan AH, Evans CA, Zaki AM, George A. Use of bone morphogenetic protein-2 and dentin matrix protein-1 to enhance the osteointegration of the onplant system. *Connective Tissue Research*. 2003;44(1):30-41.

27. Auciello O, Renou S, Kang K, Tasat D, Olmedo D. A Biocompatible Ultrananocrystalline Diamond (UNCD) Coating for a New Generation of Dental Implants. *Nanomaterials (Basel)*. 2022;12(5).
28. Seker ED, Yavuz I, Yucesoy T, Cenkci E, Yay A. Comparison of the Stability of Sandblasted, Large-Grit, and Acid-Etched Treated Mini-Screws With Two Different Surface Roughness Values: A Histomorphometric Study. *J Craniofac Surg*. 2022;33(1):41-7.
29. Lee YT, Liou EJ, Chen SW. Comparison between microporous and nanoporous orthodontic miniscrews : An experimental study in rabbits. *J Orofac Orthop*. 2022.
30. Kim SH, Cho JH, Chung KR, Kook YA, Nelson G. Removal torque values of surface-treated mini-implants after loading. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*. 2008;134(1):36-43.
31. Chaddad K, Ferreira AFH, Geurs N, Reddy MS. Influence of surface characteristics on survival rates of mini-implants. *Angle Orthodontist*. 2008;78(1):107-13.
32. Manni A, Drago S, Migliorati M. Success rate of surface-treated and non-treated orthodontic miniscrews as anchorage reinforcement in the lower arch for the Herbst appliance: A single-centre, randomised split-mouth clinical trial. *European journal of orthodontics*. 2022;44(4):452-7.
33. Kim SH, Choi JH, Chung KR, Nelson G. Do sand blasted with large grit and acid etched surface treated mini-implants remain stationary under orthodontic forces? *Angle Orthodontist*. 2012;82(2):304-12.
34. Calderón JH, Valencia RM, Casasa AA, Sánchez MA, Espinosa R, Ceja I. Biomechanical anchorage evaluation of mini-implants treated with sandblasting and acid etching in orthodontics. *Implant Dentistry*. 2011;20(4):273-9.
35. Rampurawala AH, Patil AS, Bhosale VI. Bone-Miniscrew Contact and Surface Element Deposition on Orthodontic Miniscrews After Ultraviolet Photofunctionalization. *International Journal Of Oral & Maxillofacial Implants*. 2020;35(6):1090-7.
36. Matys J, Flieger R, Gedrange T, Janowicz K, Kempisty B, Grzech-Lesniak K, et al. Effect of 808 nm Semiconductor Laser on the Stability of Orthodontic Micro-Implants: A Split-Mouth Study. *Materials (Basel, Switzerland)*, 2020; 13(10), 2265.
37. Flieger R, Gedrange T, Grzech-Leśniak KA-O, Dominiak M, Matys JA-O. Low-Level Laser Therapy with a 635 nm Diode Laser Affects Orthodontic Mini-Implants Stability: A Randomized Clinical Split-Mouth Trial. *Journal of clinical medicine*. 2019; 9(1), 112.
38. Moghaddam SF, Mohammadi A, Behroozian A. The effect of sandblasting and acid etching on survival rate of orthodontic miniscrews: a split-mouth randomized controlled trial. *Progress in Orthodontics*. 2021;22(1).
39. Noorollahian S, Alavi S, Monirifard M. A processing method for orthodontic mini-screws reuse. *Dent Res J (Isfahan)*. 2012;9(4):447-51.

40. Park HJ, Choi SH, Choi YJ, Park YB, Kim KM, Yu HS. A prospective, split-mouth, clinical study of orthodontic titanium miniscrews with machined and acid-etched surfaces. *The Angle orthodontist*. 2019;89(3):411-7.
41. Bratu DC, Popa G, Petrescu H, Karancsi OL, Bratu EA. Influence of Chemically-Modified Implant Surfaces on the Stability of Orthodontic Mini-Implants. *Revista de Chimie*. 2014;65(10):1222-5.
42. Ekizer A, Turker G, Uysal T, Guray E, Tasdemir Z. Light Emitting Diode Mediated Photobiomodulation Therapy Improves Orthodontic Tooth Movement and Miniscrew Stability: A Randomized Controlled Clinical Trial. *Lasers in Surgery and Medicine*. 2016;48(10):936-43.
43. Schaetzle M, Maennchen R, Balbach U, Haemmerle CHF, Toutenburg H, Jung RE. Stability change of chemically modified sandblasted/acid-etched titanium palatal implants. A randomized-controlled clinical trial. *Clinical Oral Implants Research*. 2009;20(5):489-95.
44. Bakopoulou A, Hoang P, Fathi A, Foley M, Dunstan C, Dalci O, et al. A comparative histomorphological and micro computed tomography study of the primary stability and the osseointegration of The Sydney Mini Screw; a qualitative pilot animal study in New Zealand rabbits. *European journal of orthodontics*. 2019;41(4):360-9.
45. Miura K, Motoyoshi M, Inaba M, Iwai H, Karasawa Y, Shimizu N. A preliminary study of the effects of low-intensity pulsed ultrasound exposure on the stability of orthodontic miniscrews in growing rats. *European journal of orthodontics*. 2014;36(4):419-24.
46. Cho Y-C, Hung W-C, Lan W-C, Saito T, Huang B-H, Lee C-H, et al. Anodized Biomedical Stainless-Steel Mini-Implant for Rapid Recovery in a Rabbit Model. *Metals*. 2021;11(10).
47. Niwa K, Ogawa K, Miyazawa K, Aoki T, Kawai T, Goto S. Application of alpha-tricalcium phosphate coatings on titanium subperiosteal orthodontic implants reduces the time for absolute anchorage: a study using rabbit femora. *Dent Mater J*. 2009;28(4):477-86.
48. Cho YC, Cha JY, Hwang CJ, Park YC, Jung HS, Yu HS. Biologic stability of plasma ion-implanted miniscrews. *Korean J Orthod*. 2013;43(3):120-6.
49. Yadav S, Upadhyay M, Roberts WE. Biomechanical and histomorphometric properties of four different mini-implant surfaces. *European journal of orthodontics*. 2015;37(6):627-35.
50. Kim HY, Kim SC. Bone cutting capacity and osseointegration of surface-treated orthodontic mini-implants. *Korean J Orthod*. 2016;46(6):386-94.
51. El-Wassefy N, El-Fallal A, Taha M. Effect of different sterilization modes on the surface morphology, ion release, and bone reaction of retrieved micro-implants. *The Angle orthodontist*. 2015;85(1):39-47.

52. Jang I, Choi DS, Lee JK, Kim WT, Cha BK, Choi WY. Effect of drug-loaded TiO<sub>2</sub> nanotube arrays on osseointegration in an orthodontic miniscrew: an in-vivo pilot study. *Biomed Microdevices*. 2017;19(4):94.
53. Karmarker S, Yu W, Kyung HM. Effect of surface anodization on stability of orthodontic microimplant. *Korean J Orthod*. 2012;42(1):4-10.
54. Jang I, Shim SC, Choi DS, Cha BK, Lee JK, Choe BH, et al. Effect of TiO<sub>2</sub> nanotubes arrays on osseointegration of orthodontic miniscrew. *Biomedical microdevices*. 2015;17(4):76.
55. Tabuchi M, Ikeda T, Hirota M, Nakagawa K, Park W, Miyazawa K, et al. Effect of UV Photofunctionalization on Biologic and Anchoring Capability of Orthodontic Miniscrews. *The International journal of oral & maxillofacial implants*. 2015;30(4):868-79.
56. Jang TH, Park JH, Moon W, Chae JM, Chang NY, Kang KH. Effects of acid etching and calcium chloride immersion on removal torque and bone-cutting ability of orthodontic mini-implants. *American journal of orthodontics and dentofacial orthopedics : official publication of the American Association of Orthodontists, its constituent societies, and the American Board of Orthodontics*. 2018;154(1):108-14.
57. Kim TW, Baek SH, Kim JW, Chang YI. Effects of microgrooves on the success rate and soft tissue adaptation of orthodontic miniscrews. *Angle Orthodontist*. 2008;78(6):1057-64.
58. Yun SD, Choi SH, Cha JY, Yu HS, Kim KM, Kim J, et al. Effects of recycling on the biomechanical characteristics of retrieved orthodontic miniscrews. *Korean J Orthod*. 2017;47(4):238-47.
59. Oh EJ, Nguyen TD, Lee SY, Jeon YM, Bae TS, Kim JG. Enhanced compatibility and initial stability of Ti6Al4V alloy orthodontic miniscrews subjected to anodization, cyclic precalcification, and heat treatment. *Korean J Orthod*. 2014;44(5):246-53.
60. Takahashi M, Motoyoshi M, Inaba M, Hagiwara Y, Shimizu N. Enhancement of Orthodontic Anchor Screw Stability Under Immediate Loading by Ultraviolet Photofunctionalization Technology. *The International journal of oral & maxillofacial implants*. 2016;31(6):1320-6.
61. Oga Y, Tomonari H, Kwon S, Kuninori T, Yagi T, Miyawaki S. Evaluation of miniscrew stability using an automatic embedding auxiliary skeletal anchorage device. *Angle Orthod*. 2019;89(1):47-53.
62. Oh NH, Kim EY, Paek J, Kook YA, Jeong DM, Cho IS, et al. Evaluation of stability of surface-treated mini-implants in diabetic rabbits. *Int J Dent*. 2014;2014:838356.
63. Choi SH, Shin J, Cha JK, Kwon JS, Cha JY, Hwang CJ. Evaluation of success rate and biomechanical stability of ultraviolet-photofunctionalized miniscrews with short lengths. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*. 2021;159(2):158-66.

64. Bayani S, Masoomi F, Aghaabbasi S, Farsinejad A. Evaluation of the Effect of Platelet-Released Growth Factor and Immediate Orthodontic Loading on the Removal Torque of Miniscrews. *International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*. 2016;31(2):471-7.
65. Choi SH, Kim SJ, Lee KJ, Sung SJ, Chun YS, Hwang CJ. Stress distributions in peri-miniscrew areas from cylindrical and tapered miniscrews inserted at different angles. *Korean J Orthod*. 2016;46(4):189-98.
66. Yücesoy T, Seker ED, Cenkci E, Yay A, Alkan A. Histologic and biomechanical evaluation of osseointegrated miniscrew implants treated with ozone therapy and photobiomodulation at different loading times. *International Journal of Oral and Maxillofacial Implants*. 2019;34(6):1337-45.
67. Sirisa-Ard A, Woodroffe Michael SN, Ahmed K, Dunstan CR, Pearce SG, Bilgin AA, et al. Histomorphological and torque removal comparison of 6 mm orthodontic miniscrews with and without surface treatment in New Zealand rabbits. *European journal of orthodontics*. 2015;37(6):578-83.
68. Goymen M, Isman E, Taner L, Kurkcu M. Histomorphometric Evaluation of the Effects of Various Diode Lasers and Force Levels on Orthodontic Mini Screw Stability. *Photomedicine and Laser Surgery*. 2015;33(1):29-34.
69. Cho IS, Kim TW, Ahn SJ, Yang IH, Baek SH. Effects of insertion angle and implant thread type on the fracture properties of orthodontic mini-implants during insertion. *Angle Orthodontist*. 2013;83(4):698-704.
70. Fernandes DJ, Marques RG, Elias CN. Influence of acid treatment on surface properties and in vivo performance of Ti6Al4V alloy for biomedical applications. *Journal of Materials Science - Materials in Medicine*. 2017;28(10).
71. Pinto MR, dos Santos RL, Pithon MM, Araújo MT, Braga JP, Nojima LI. Influence of low-intensity laser therapy on the stability of orthodontic mini-implants: a study in rabbits. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol*. 2013;115(2):e26-30.
72. Kang HK, Chu TM, Dechow P, Stewart K, Kyung HM, Liu SS. Laser-treated stainless steel mini-screw implants: 3D surface roughness, bone-implant contact, and fracture resistance analysis. *Eur J Orthod*. 2016;38(2):154-62.
73. Cuairán C, Campbell PM, Kontogiorgos E, Taylor RW, Melo AC, Buschang PH. Local application of zoledronate enhances miniscrew implant stability in dogs. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*. 2014;145(6):737-49.
74. Ganzorig K, Kuroda S, Maeda Y, Mansjur K, Sato M, Nagata K, et al. Low-intensity pulsed ultrasound enhances bone formation around miniscrew implants. *Archives of oral biology*. 2015;60(6):902-10.



75. Omasa S, Motoyoshi M, Arai Y, Ejima K, Shimizu N. Low-level laser therapy enhances the stability of orthodontic mini-implants via bone formation related to BMP-2 expression in a rat model. *Photomed Laser Surg.* 2012;30(5):255-61.
76. Gansukh O, Jeong JW, Kim JW, Lee JH, Kim TW. Mechanical and Histological Effects of Resorbable Blasting Media Surface Treatment on the Initial Stability of Orthodontic Mini-Implants. *BioMed Research International.* 2016.
77. Cha BK, Choi DS, Jang I, Choe BH, Choi WY. Orthodontic tunnel miniscrews with and without TiO<sub>2</sub> nanotube arrays as a drug-delivery system: In vivo study. *Bio-Medical Materials and Engineering.* 2016;27(4):375-87.
78. Mo SS, Kim SH, Kook YA, Jeong DM, Chung KR, Nelson G. Resistance To immediate orthodontic loading of surface-treated mini-implants. *Angle Orthodontist.* 2010;80(1):123-9.
79. Uysal T, Ekizer A, Akcay H, Etoz O, Guray E. Resonance frequency analysis of orthodontic miniscrews subjected to light-emitting diode photobiomodulation therapy. *Eur J Orthod.* 2012;34(1):44-51.
80. Vilani GN, Ruellas AC, Elias CN, Mattos CT. Stability of smooth and rough mini-implants: clinical and biomechanical evaluation - an in vivostudy. *Dental press journal of orthodontics.* 2015;20(5):35-42.
81. Liang Y, Li H, Xu J, Li X, Yan Y, Qi M, et al. Strontium coating by electrochemical deposition improves implant osseointegration in osteopenic models. *Experimental and Therapeutic Medicine.* 2015;9(1):172-6.
82. Choi SH, Cha JY, Joo UH, Hwang CJ. Surface changes of anodic oxidized orthodontic titanium miniscrew. *Angle Orthodontist.* 2012;82(3):522-8.
83. Chang CS, Lee TM, Chang CH, Liu JK. The effect of microrough surface treatment on miniscrews used as orthodontic anchors. *Clinical Oral Implants Research.* 2009;20(10):1178-84.
84. Maino BG, Di Blasio A, Spadoni D, Ravanetti F, Galli C, Cacchioli A, et al. The integration of orthodontic miniscrews under mechanical loading: a pre-clinical study in rabbit. *European journal of orthodontics.* 2017;39(5):519-27.
85. Aoki T, Ogawa K, Miyazawa K, Kawai T, Goto S. The use of bioabsorbable implants as orthodontic anchorage in dogs. *Dent Mater J.* 2005;24(4):628-35.
86. Tabuchi M, Ikeda T, Nakagawa K, Hirota M, Park W, Miyazawa K, et al. Ultraviolet photofunctionalization increases removal torque values and horizontal stability of orthodontic miniscrews. *American journal of orthodontics and dentofacial orthopedics : official publication of the American Association of Orthodontists, its constituent societies, and the American Board of Orthodontics.* 2015;148(2):274-82.

87. Fleischmann L, Crismani A, Falkensammer F, Bantleon HP, Rausch-Fan X, Andrukhov O. Behavior of osteoblasts on TI surface with two different coating designed for orthodontic devices. *Journal of Materials Science: Materials in Medicine*. 2015;26(1):1-9.
88. Nguyen Thi Khanh L, Shin H, Gupta KC, Kang IK, Yu W. Bioactive Antibacterial Modification of Orthodontic Microimplants Using Chitosan Biopolymer. *Macromolecular Research*. 2019;27(5):504-10.
89. Pop SI, Bratu DC, Chiorean R, Balan RA, Bud A, Petrescu HP, et al. Biochemical Characteristics of Mini-implants Sterilised by Different Chemical and Physical Procedures. *Materiale Plastice*. 2017;54(2):253-6.
90. Iwanami-Kadowaki K, Uchikoshi T, Uezono M, Kikuchi M, Moriyama K. Development of novel bone-like nanocomposite coating of hydroxyapatite/collagen on titanium by modified electrophoretic deposition. *Journal of Biomedical Materials Research - Part A*. 2021;109(10):1905-11.
91. Pavlic A, Perissinotto F, Turco G, Contardo L, Stjepan S. Do chlorhexidine and probiotics solutions provoke corrosion of orthodontic mini-implants? An in vitro study. *International Journal of Oral and Maxillofacial Implants*. 2019;34(6):1379-88.
92. Zogheib T, Walter-Solana A, de la Iglesia F, Espinar E, Gil J, Puigdollers A. Do Titanium Mini-Implants Have the Same Quality of Finishing and Degree of Contamination before and after Different Manipulations? An In Vitro Study. *Metals*. 2021;11(2).
93. Mattos CT, Ruellas AC, Sant'Anna EF. Effect of autoclaving on the fracture torque of mini-implants used for orthodontic anchorage. *Journal of Orthodontics*. 2011;38(1):15-20.
94. Estelita S, Janson G, Chiqueto K, Ferreira ES. Effect of recycling protocol on mechanical strength of used mini-implants. *Int J Dent*. 2014;2014:424923.
95. Alavi S, Asadi F, Raji S, Samie S. Effect of steam and dry heat sterilization on the insertion and fracture torque of orthodontic miniscrews. *Dental Research Journal*. 2020;17(3):219-24.
96. Galli C, Piemontese M, Ravanetti F, Lumetti S, Passeri G, Gandolfini M, et al. Effect of surface treatment on cell responses to grades 4 and 5 titanium for orthodontic mini-implants. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*. 2012;141(6):705-14.
97. Tozlu M, Nalbantgil D, Ozdemir F. Effects of a newly designed apparatus on orthodontic skeletal anchorage. *Eur J Dent*. 2013;7(Suppl 1):S083-s8.
98. Akyalcin S, McIver HP, English JD, Ontiveros JC, Gallerano RL. Effects of repeated sterilization cycles on primary stability of orthodontic mini-screws. *Angle Orthodontist*. 2013;83(4):674-9.

99. Muguruma T, Iijima M, Brantley WA, Yuasa T, Kyung HM, Mizoguchi I. Effects of sodium fluoride mouth rinses on the torsional properties of miniscrew implants. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 2011;139(5):588-93.
100. Tejani H, Venugopal A, et al. Effects of UV treatment on orthodontic microimplant surface after autoclaving. *Korean Journal of Dental Materials.* 2017;44(2):119-27.
101. Giri M, Sabapathy K, Govindasamy B, Rajamurugan H. Evaluation of insertion torque and surface integrity of zirconia-coated titanium mini screw implants. *J World Fed Orthod.* 2020;9(1):13-7.
102. Oga Y, Tomonari H, Kwon S, Kuninori T, Yagi T, Miyawaki S. Evaluation of miniscrew stability using an automatic embedding auxiliary skeletal anchorage device. *Angle Orthod.* 2018;89(1):47-53.
103. Cho IS, Kim SK, Chang YI, Baek SH. In vitro and in vivo mechanical stability of orthodontic mini-implants. *Angle Orthod.* 2012;82(4):611-7.
104. Hergel CA, Acar YB, Ates M, Kucukkeles N. In-vitro evaluation of the effects of insertion and sterilization procedures on the mechanical and surface characteristics of mini screws. *Eur Oral Res.* 2019;53(1):25-31.
105. Kaci N, Hakem K, Laraba S, Benrekaa N, Le Gall M. Micrographic study and torsional strength of grade 23 titanium mini-implants recycled for orthodontic purposes. *International orthodontics.* 2018;16(2):246-57.
106. Serra G, Morais L, Elias CN, Semenova IP, Valiev R, Salimgareeva G, et al. Nanostructured severe plastic deformation processed titanium for orthodontic mini-implants. *Materials science & engineering C, Materials for biological applications.* 2013;33(7):4197-202.
107. Jongwannasiri C, Charasseangpaisarn T, Watanabe S. Preliminary testing for reduction of insertion torque of orthodontic mini-screw implant using diamond-like carbon films. *Journal of Physics Conference Series.* 2019; 1380(1)
108. Pop SI, Chiorean R, Bratu DC, Pacurar M, Merie V, Manuc D, et al. Surface Properties and Maximum Insertion Energy of Sterilized Orthodontic Mini-Implants with Different Chemical Materials. *Revista de Chimie.* 2018;69(11):4118-20.
109. Cervino G, Fiorillo L, Iannello G, Santonocito D, Risitano G, Cicciù M. materials Sandblasted and Acid Etched Titanium Dental Implant Surfaces Systematic Review and Confocal Microscopy Evaluation. *Materials.* 2019;12.
110. Benalcázar Jalkh EB, Parra M, Torroni A, Nayak VV, Tovar N, Castellano A, et al. Effect of supplemental acid-etching on the early stages of osseointegration: A preclinical model. *Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials.* 2021;122:104682.
111. Choi SH, Jang SH, Cha JY, Hwang CJ. Evaluation of the surface characteristics of anodic oxidized miniscrews and their impact on biomechanical stability: An experimental

study in beagle dogs. *American journal of orthodontics and dentofacial orthopedics* : official publication of the American Association of Orthodontists, its constituent societies, and the American Board of Orthodontics. 2016;149(1):31-8.

112. Nagay B, Dini C, Borges G, Mesquita M, Cavalcanti Y, Magno M, et al. Clinical efficacy of anodized dental implants for implant-supported prostheses after different loading protocols: A systematic review and meta-analysis. *Clinical Oral Implants Research*. 2021;32.

113. Francisco I, Paula AB, Oliveiros B, Fernandes MH, Carrilho E, Marto CM, et al. Regenerative Strategies in Cleft Palate: An Umbrella Review. *Bioengineering (Basel, Switzerland)*. 2021; 8(6).

114. Dini C, Nagay B, Magno M, Maia L, Barao V. Photofunctionalization as a suitable approach to improve the osseointegration of implants in animal models – A systematic review and meta-analysis. *Clinical Oral Implants Research*. 2020;31.

## 7. Anexos

### Anexo I - Fatores do desenho de microimplantes

<b>Estabilidade e sucesso</b>	<b>Facilidade de uso</b>
<b>Distância das espiras entre si: <i>tight</i> ou <i>loose pitch</i></b>	Necessidade de ponto de trepanação no osso
<b>Comprimento - 6.0 a 10.0 mm</b>	Necessidade de ponto de trepanação no tecido mole
<b>Diâmetro - 1.3 a 2.0 mm</b>	Torque de inserção
<b>Forma - cilíndrica, cônica ou misto</b>	Equipamento necessário à colocação
<b>Ponta cortante ou não cortante</b>	Tipo de ancoragem: direta ou indireta
<b>Superfície maquinada comparativamente a superfície tratada</b>	

Adaptado de *Proffit, W. Contemporary Orthodontics*

## Anexo II - Construção da questão PICO

### QUESTÃO PICO

<b>POPULAÇÃO</b>	Doentes ortodônticos tratados com microimplantes
<b>INTERVENÇÃO</b>	Tratamentos de superfície em microimplantes
<b>COMPARAÇÃO</b>	Qualquer tipo de tratamento de superfície usado como grupo comparador ou estudos nos quais não há grupo controlo
<b>OUTCOME</b>	Estabilidade mecânica dos microimplantes

### Anexo III - Chaves de Pesquisa

Base de Dados	Frase de pesquisa																																																																										
<b>PubMed via Medline</b>	(Miniscrew* OR mini-screw* OR mini-implant* OR "mini implant*" OR "Mini Dental Implant*" OR microimplant* OR micro-implant* OR "Dental Implants, Mini" OR "Dental Implant, Mini" OR "Skeletal anchorage" OR "absolute anchorage" OR "Temporary anchorage device*" OR "Orthodontic Anchorage Procedures"[Mesh] OR "Orthodontic Anchorage Procedure*" OR "Anchorage Procedure, Orthodontic" OR "Anchorage Procedures, Orthodontic" OR "Procedure, Orthodontic Anchorage" OR "Procedures, Orthodontic Anchorage" OR "Orthodontic Anchorage Technique*" OR "Anchorage Technique, Orthodontic" OR "Anchorage Techniques, Orthodontic" OR "Technique, Orthodontic Anchorage" OR "Techniques, Orthodontic Anchorage") AND ("Surface Properties"[Mesh] OR surface* OR "Osseointegration"[Mesh] OR Osseointegration OR "Endosseous Healing" OR "Healing, Peri-implant Endosseous" OR "Healings, Peri-implant Endosseous" OR "Mechanical stability") AND ("Orthodontics"[Mesh] OR Orthodontic*)																																																																										
<b>Cochrane Library</b>	<table border="0"> <tr> <td style="vertical-align: top;">ID</td> <td style="vertical-align: top;">Search</td> </tr> <tr> <td>#1</td> <td>Miniscrew*</td> </tr> <tr> <td>#2</td> <td>mini-screw*</td> </tr> <tr> <td>#3</td> <td>mini-implant*</td> </tr> <tr> <td>#4</td> <td>"mini implant"</td> </tr> <tr> <td>#5</td> <td>"Mini Dental Implant"</td> </tr> <tr> <td>#6</td> <td>microimplant*</td> </tr> <tr> <td>#7</td> <td>micro-implant*</td> </tr> <tr> <td>#8</td> <td>"Dental Implants, Mini"</td> </tr> <tr> <td>#9</td> <td>"Dental Implant, Mini"</td> </tr> <tr> <td>#10</td> <td>"Skeletal anchorage"</td> </tr> <tr> <td>#11</td> <td>"absolute anchorage"</td> </tr> <tr> <td>#12</td> <td>"Temporary anchorage device"</td> </tr> <tr> <td>#13</td> <td>MeSH descriptor: [Orthodontic Anchorage Procedures] explode all trees</td> </tr> <tr> <td>#14</td> <td>"Orthodontic Anchorage Procedure"</td> </tr> <tr> <td>#15</td> <td>"Anchorage Procedure, Orthodontic"</td> </tr> <tr> <td>#16</td> <td>"Anchorage Procedures, Orthodontic"</td> </tr> <tr> <td>#17</td> <td>"Procedure, Orthodontic Anchorage"</td> </tr> <tr> <td>#18</td> <td>"Procedures, Orthodontic Anchorage"</td> </tr> <tr> <td>#19</td> <td>"Orthodontic Anchorage Technique"</td> </tr> <tr> <td>#20</td> <td>"Anchorage Technique, Orthodontic"</td> </tr> <tr> <td>#21</td> <td>"Anchorage Techniques, Orthodontic"</td> </tr> <tr> <td>#22</td> <td>"Technique, Orthodontic Anchorage"</td> </tr> <tr> <td>#23</td> <td>"Techniques, Orthodontic Anchorage"</td> </tr> <tr> <td>#24</td> <td>MeSH descriptor: [Surface Properties] explode all trees</td> </tr> <tr> <td></td> <td>surface*</td> </tr> <tr> <td>#25</td> <td>MeSH descriptor: [Osseointegration] explode all trees</td> </tr> <tr> <td>#26</td> <td>Osseointegration</td> </tr> <tr> <td></td> <td>"Endosseous Healing"</td> </tr> <tr> <td>#27</td> <td>"Healing, Peri-implant Endosseous"</td> </tr> <tr> <td>#28</td> <td>"Healings, Peri-implant Endosseous"</td> </tr> <tr> <td>#29</td> <td>"Mechanical stability"</td> </tr> <tr> <td>#30</td> <td>MeSH descriptor: [Orthodontics] explode all trees</td> </tr> <tr> <td>#31</td> <td>Orthodontic*</td> </tr> <tr> <td>#32</td> <td>(#1 OR #2 OR #3 OR #4 OR #5 OR #6 OR #7 OR #8 OR #9 OR #10 OR #11 OR #12 #13 OR #14 OR #15 OR #16 OR #17 OR #18 OR #19 OR #20 OR #21 OR #22 OR #23) AND (#24 OR #25 OR #26 OR #27 OR #28 OR #29 OR #30 OR #31) AND (#32 OR #33)</td> </tr> <tr> <td>#33</td> <td></td> </tr> <tr> <td>#34</td> <td></td> </tr> </table>	ID	Search	#1	Miniscrew*	#2	mini-screw*	#3	mini-implant*	#4	"mini implant"	#5	"Mini Dental Implant"	#6	microimplant*	#7	micro-implant*	#8	"Dental Implants, Mini"	#9	"Dental Implant, Mini"	#10	"Skeletal anchorage"	#11	"absolute anchorage"	#12	"Temporary anchorage device"	#13	MeSH descriptor: [Orthodontic Anchorage Procedures] explode all trees	#14	"Orthodontic Anchorage Procedure"	#15	"Anchorage Procedure, Orthodontic"	#16	"Anchorage Procedures, Orthodontic"	#17	"Procedure, Orthodontic Anchorage"	#18	"Procedures, Orthodontic Anchorage"	#19	"Orthodontic Anchorage Technique"	#20	"Anchorage Technique, Orthodontic"	#21	"Anchorage Techniques, Orthodontic"	#22	"Technique, Orthodontic Anchorage"	#23	"Techniques, Orthodontic Anchorage"	#24	MeSH descriptor: [Surface Properties] explode all trees		surface*	#25	MeSH descriptor: [Osseointegration] explode all trees	#26	Osseointegration		"Endosseous Healing"	#27	"Healing, Peri-implant Endosseous"	#28	"Healings, Peri-implant Endosseous"	#29	"Mechanical stability"	#30	MeSH descriptor: [Orthodontics] explode all trees	#31	Orthodontic*	#32	(#1 OR #2 OR #3 OR #4 OR #5 OR #6 OR #7 OR #8 OR #9 OR #10 OR #11 OR #12 #13 OR #14 OR #15 OR #16 OR #17 OR #18 OR #19 OR #20 OR #21 OR #22 OR #23) AND (#24 OR #25 OR #26 OR #27 OR #28 OR #29 OR #30 OR #31) AND (#32 OR #33)	#33		#34	
ID	Search																																																																										
#1	Miniscrew*																																																																										
#2	mini-screw*																																																																										
#3	mini-implant*																																																																										
#4	"mini implant"																																																																										
#5	"Mini Dental Implant"																																																																										
#6	microimplant*																																																																										
#7	micro-implant*																																																																										
#8	"Dental Implants, Mini"																																																																										
#9	"Dental Implant, Mini"																																																																										
#10	"Skeletal anchorage"																																																																										
#11	"absolute anchorage"																																																																										
#12	"Temporary anchorage device"																																																																										
#13	MeSH descriptor: [Orthodontic Anchorage Procedures] explode all trees																																																																										
#14	"Orthodontic Anchorage Procedure"																																																																										
#15	"Anchorage Procedure, Orthodontic"																																																																										
#16	"Anchorage Procedures, Orthodontic"																																																																										
#17	"Procedure, Orthodontic Anchorage"																																																																										
#18	"Procedures, Orthodontic Anchorage"																																																																										
#19	"Orthodontic Anchorage Technique"																																																																										
#20	"Anchorage Technique, Orthodontic"																																																																										
#21	"Anchorage Techniques, Orthodontic"																																																																										
#22	"Technique, Orthodontic Anchorage"																																																																										
#23	"Techniques, Orthodontic Anchorage"																																																																										
#24	MeSH descriptor: [Surface Properties] explode all trees																																																																										
	surface*																																																																										
#25	MeSH descriptor: [Osseointegration] explode all trees																																																																										
#26	Osseointegration																																																																										
	"Endosseous Healing"																																																																										
#27	"Healing, Peri-implant Endosseous"																																																																										
#28	"Healings, Peri-implant Endosseous"																																																																										
#29	"Mechanical stability"																																																																										
#30	MeSH descriptor: [Orthodontics] explode all trees																																																																										
#31	Orthodontic*																																																																										
#32	(#1 OR #2 OR #3 OR #4 OR #5 OR #6 OR #7 OR #8 OR #9 OR #10 OR #11 OR #12 #13 OR #14 OR #15 OR #16 OR #17 OR #18 OR #19 OR #20 OR #21 OR #22 OR #23) AND (#24 OR #25 OR #26 OR #27 OR #28 OR #29 OR #30 OR #31) AND (#32 OR #33)																																																																										
#33																																																																											
#34																																																																											
<b>Embase</b>	(miniscrew*:ti,ab,kw OR 'mini screw*:ti,ab,kw OR 'mini implant*:ti,ab,kw OR 'mini dental implant*:ti,ab,kw OR microimplant*:ti,ab,kw OR 'micro implant*:ti,ab,kw OR 'dental implants, mini':ti,ab,kw OR 'dental implant, mini':ti,ab,kw OR 'skeletal anchorage':ti,ab,kw OR 'absolute anchorage':ti,ab,kw OR 'temporary anchorage device*:ti,ab,kw OR tad:ti,ab,kw OR tads:ti,ab,kw OR 'orthodontic anchorage'/exp OR 'orthodontic anchorage procedure*:ti,ab,kw OR 'anchorage procedure, orthodontic':ti,ab,kw OR 'anchorage procedures, orthodontic':ti,ab,kw OR 'procedure, orthodontic anchorage':ti,ab,kw OR 'procedures, orthodontic anchorage':ti,ab,kw OR 'orthodontic anchorage technique*:ti,ab,kw OR 'anchorage technique, orthodontic':ti,ab,kw OR 'anchorage techniques, orthodontic':ti,ab,kw OR 'technique, orthodontic anchorage':ti,ab,kw OR 'techniques, orthodontic anchorage':ti,ab,kw) AND ('surface property'/exp OR surface*:ti,ab,kw OR 'osseointegration'/exp OR osseointegration:ti,ab,kw OR 'endosseous healing':ti,ab,kw OR 'healing, peri-implant endosseous':ti,ab,kw OR 'healings, peri-implant endosseous':ti,ab,kw OR 'mechanical stability':ti,ab,kw) AND ('orthodontics'/exp OR orthodontic*:ti,ab,kw)																																																																										
<b>Web of Science</b>	(Miniscrew* OR mini-screw* OR mini-implant* OR "mini implant*" OR "Mini Dental Implant*" OR microimplant* OR micro-implant* OR "Dental Implants, Mini" OR "Dental Implant, Mini" OR "Skeletal anchorage" OR "absolute anchorage" OR "Temporary anchorage device*" OR "Orthodontic Anchorage Procedure*" OR "Anchorage Procedure, Orthodontic" OR "Anchorage Procedures, Orthodontic" OR "Procedure, Orthodontic Anchorage" OR "Procedures, Orthodontic Anchorage" OR "Orthodontic Anchorage Technique*" OR "Anchorage Technique, Orthodontic" OR "Anchorage Techniques, Orthodontic" OR "Technique, Orthodontic Anchorage" OR "Techniques, Orthodontic Anchorage") AND (surface* OR Osseointegration OR "Endosseous Healing" OR "Healing, Peri-implant Endosseous" OR "Healings, Peri-implant Endosseous" OR "Mechanical stability") AND (Orthodontic*)																																																																										

## Anexo IV - Resumo de dados sobre *outcomes* secundários dos estudos incluídos

Autor, Ano	Teste utilizado para avaliar <i>outcomes</i>	Outcomes secundários da revisão	Resultados
Park, H.J <i>et al.</i> 2019 <sup>40</sup>	Análise da mobilidade: <i>Periotest</i>	Mobilidade	Sem diferenças estatisticamente significativas e não têm diferenças relativas ao tratamento de superfície e maxilar.
Matys, J. <i>et al.</i> 2020 <sup>36</sup>	Escala de avaliação de dor NRS-11	Valores de escala da dor (escala NRS-11)	Valores de percepção de dor: sem diferenças significativas entre quadrantes ( $p=0,499$ ), mas os valores nos grupos do laser tinham uma variação menor que os controlos. A maior pontuação de dor foi dada até às 24h; há um aumento da estabilidade secundária dos microimplantes ao longo do tempo.
Flieger, R. <i>et al.</i> 2019 <sup>37</sup>	Escala de avaliação de dor NRS-11	Valores de escala da dor (escala NRS-11)	Não houve diferenças significativas nos valores de dor pela escala NRS-11 em ambos os lados da maxila.
Chaddad, K. <i>et al.</i> 2008 <sup>31</sup>	Escala de percepção de dificuldade cirúrgica (3 itens). Escala de avaliação de dor pós-cirúrgica (4 itens)	Dificuldade cirúrgica e dor pós-operatória	Dificuldade cirúrgica maior no grupo tratado (93,3% pontuação moderada e 94,1% pontuação fácil do controlo). 80% dos doentes reportaram algum desconforto, ou nenhuma dor, enquanto que os restantes 20% deram pontuação de dor moderada nos primeiros dias. Doentes com microimplantes falhados sem dor.
Ekizer, A. <i>et al.</i> 2016 <sup>42</sup>	Medição de movimento dentário: impressões em alginato 0, 1, 2 e 3 meses e superimposição digital 3D. Amostras GCF e PICF: medição de níveis de IL-1 $\beta$ (todos follow-ups)	Taxa de distalzação canina e efeito inflamatório (IL-1 $\beta$ em GCF e PICF)	Distalzação canina: aumento do movimento no grupo tratado no 1º mês (1.58x controlo, $p<0,001$ ), 2º (1.21x, $p<0,05$ ) e 3º (1.31x, $p<0,001$ ). IL-1 $\beta$ : níveis sem diferenças entre grupos em todos os follow-ups e fluídos; diferenças intra-grupos ao 1º e 7º dia para GCF e PICF.
Miura, K. <i>et al.</i> 2014 <sup>45</sup>	Medição da mobilidade: <i>Periotest</i>	Mobilidade	Grupo experimental: diminuição da mobilidade de forma estatisticamente significativa, comparativamente com o controlo ( $p<0,05$ ).
Cho, Y-C. <i>et al.</i> 2013 <sup>48</sup>	Medição da mobilidade: <i>Periotest</i>	Mobilidade	Mobilidade: maior no controlo inicialmente, com aumento até às 12 semanas e depois diminuição; experimental com aumento até 6 semanas e diminuição às 9, com novo aumento às 12, mas sem diferenças significativas ( $p=0,79$ ).
Yun, S-D. <i>et al.</i> 2017 <sup>58</sup>	Medição da mobilidade: <i>Periotest</i>	Mobilidade	Mobilidade com aumento ao longo da cicatrização, principalmente às 8 semanas ( $p<0,01$ ).
Takahashi, M. <i>et al.</i> 2016 <sup>60</sup>	Medição da mobilidade: <i>Periotest</i>	Mobilidade	Mobilidade: grupo sem carga e com carga com valores maiores no controlo que no UV, ou seja, mobilidade significativamente menor nos grupos UV ( $p<0,05$ ).
Bayani, S. <i>et al.</i> 2016 <sup>64</sup>	Medição da mobilidade: <i>Periotest</i>	Mobilidade	Mobilidade: sem diferenças significativas entre grupos, mas os valores de mobilidade diminuíram desde T0 até antes da remoção, em todos os grupos. %
Omasa, S. <i>et al.</i> 2012 <sup>75</sup>	Medição da mobilidade: <i>Periotest</i>	Mobilidade	Periotest: grupo LLLT com valores significativamente mais baixos que controlo, aos dias 7 e 35(0.65-0.79x).
Aoki, T, <i>et al.</i> 2005 <sup>85</sup>	Medição de movimento dentário: comparação de impressões em alginato	Movimento dentário	Movimento dentário: grupo 3 meses com menor distância que grupo de 6 meses (2,64mm e 5,41mm).
Tozlu, M. <i>et al.</i> 2013 <sup>97</sup>	Medição da mobilidade	Mobilidade	Mobilidade: maior quantidade de microimplantes móveis no grupo de controlo, mas sem significância ( $p>0,05$ ).



