

## Peran metode modifikasi permukaan implan terhadap keberhasilan osseointegrasi

Difa Putri Utami<sup>1\*</sup>, Decky Joesiana Indrani<sup>1</sup>, Yosi Kusuma Eriwati<sup>1</sup>

<sup>1</sup>Departemen Ilmu Material Kedokteran Gigi, Fakultas Kedokteran Gigi Universitas Indonesia, Indonesia

\*Korespondensi: [difaputriutami@gmail.com](mailto:difaputriutami@gmail.com)

Submisi: 25 Juli 2018; Penerimaan: 7 Agustus 2019; Publikasi online: 31 Agustus 2019

DOI: [10.24198/jkg.v31i2.17967](https://doi.org/10.24198/jkg.v31i2.17967)

### ABSTRAK

**Pendahuluan:** Dental implan saat ini sudah menjadi pilihan perawatan untuk menggantikan gigi yang hilang. Keberhasilan dari perawatan implan bergantung pada kemampuan materialnya untuk berintegrasi dengan lingkungan sekitarnya. Makalah ini bertujuan untuk membahas modifikasi permukaan implan dengan pengaplikasian HA menggunakan teknik *Plasma Spray* dan *Sol-Gel Dip* serta bagaimana respons logam implan dan tulang dengan adanya aplikasi HA. **Metode:** Penelitian ini menggunakan pencarian pada database di jurnal pada Scencedirect, Pubmed tentang material kedokteran gigi dan sains yang bereputasi internasional dengan menggunakan kata kunci titanium *implant*, *surface modification*, *plasma spray method*, *sol-gel dip method*, *hydroxyapatite*, *coating* dan osseointegrasi. **Hasil:** Osseointegrasi dapat dipengaruhi oleh material implan yang digunakan. Material implan umumnya dibuat dengan *Titanium alloy* yang dilapisi hidroksiapatit. Lapisan hidroksiapatit yang menempel pada permukaan implan merupakan hasil modifikasi dengan teknik *Plasma Spray* dan *Sol-Gel dip*. **Simpulan:** Teknik modifikasi permukaan implan *Plasma Spray* lebih baik dibandingkan permukaan implan *Sol-Gel Dip*. Hal ini karena parameter pelapisan HA pada permukaan implan dengan metode *Plasma Spray* memenuhi nilai standar kristalinitas HA, kemurnian HA, dan kekasaran permukaan yang baik. Dengan memodifikasi permukaan logam dengan HA maka akan terjadi proses adhesi HA dengan implan, yang merupakan salah satu faktor pendukung terbentuknya osseointegrasi.

**Kata kunci:** Implan, osseointegrasi, modifikasi permukaan, *plasma spray*, *sol-gel dip*.

### *The role of implant surface modification method on the success of osseointegration*

### ABSTRACT

**Pendahuluan:** Dental implants are now the treatment of choice for replacing lost teeth. The success of implant treatment depends on the ability of the material to integrate with the surrounding environment. This paper aims to discuss the surface modification of the implant by the application of HA using the *Plasma Spray* and *Sol-Gel Dip* technique and how the implant and bone metal respond to the application of HA. **Methods:** This study used a database search in the journal ScienceDirect, Pubmed on dentistry and science materials with international reputation using the keywords titanium *implant*, *surface modification*, *plasma spray method*, *sol-gel dip method*, *hydroxyapatite*, *coating* and osseointegration. **Results:** Osseointegration can be affected by the implant material used. The implant material was generally made with titanium alloy coated with hydroxyapatite. Hydroxyapatite coating attached to the surface of the implant is the result of modification with the *Plasma Spray* and *Sol-Gel dip* technique. **Conclusion:** The surface modification technique for *Plasma Spray* implants is better than the *Sol-Gel Dip* implant surface. This is because the HA coating parameters on the surface of the implant using the *Plasma Spray* method meet the standard values of HA crystallinity, HA purity, and good surface roughness. By modifying the surface of the metal with HA the HA adhesion process with implants will occur, which is one of the supporting factors for the formation of osseointegration.

**Keywords:** Implant, osseointegration, surface modification, *plasma spray*, *sol-gel dip*.

## PENDAHULUAN

Implan gigi merupakan pilihan perawatan yang dapat diandalkan dalam merehabilitasi kehilangan gigi sebagian ataupun penuh.<sup>1,2</sup> Implan gigi merupakan salah satu metode untuk memberikan retensi dan dukungan kekuatan pada pemasangan gigi tiruan, yang berfungsi untuk mengembalikan fungsi kunyah, estetis dan fungsi bicara.<sup>3</sup> Penggunaan implan gigi memberikan kualitas hidup yang lebih baik dibandingkan perawatan dengan gigi tiruan konvensional.<sup>4</sup>

Keberhasilan implan gigi secara klinis dapat terlihat dari beberapa parameter, antara lain fungsi klinis, estetis, kepuasan pasien, stabilitas protesa, tidak adanya infeksi jaringan lunak peri-implan, tidak goyang, tidak sakit serta kehilangan tulang yang minimal pada gambaran radiografinya.<sup>5</sup> Implan gigi dapat mengembalikan fungsi bicara maupun pengunyahan di dalam rongga mulut dan mengurangi resiko terjadinya karies, mempermudah pembersihan bagian proksimal gigi dengan rata-rata kesuksesan 97% dalam jangka waktu 10 tahun.<sup>3</sup> Pada pasien tanpa gangguan sistemik, tingkat keberhasilan dari implan gigi adalah 91,5% bahkan setelah 15 tahun *follow-up*.<sup>6</sup> Keberhasilan implan secara histologis ditandai dengan adanya pertumbuhan tulang baru yang kemudian membentuk ikatan dengan permukaan implan yang disebut osseointegrasi.<sup>1,2</sup>

Sampai saat ini, material implan yang banyak digunakan untuk implan medis terutama pada bidang ortopedi dan kedokteran gigi adalah jenis *titanium alloy*.<sup>7</sup> Titanium (Ti) memiliki sifat densitas yang rendah, kekuatan yang tinggi, non toksik dan resisten terhadap korosi.<sup>1,7,8</sup> Salah satu kekurangan *Titanium alloy* adalah kurang menghasilkan osseointegrasi yang baik dengan permukaan tulang sehingga dibutuhkan modifikasi pada permukaan implannya. Titanium adalah material yang bersifat bioinert, membutuhkan pelapis yang bersifat bioaktif untuk memicu osseointegrasi dan untuk mengurangi korosi serta pelepasan ion logam.<sup>9</sup>

Material yang dapat digunakan untuk memodifikasi permukaan logam titanium adalah hidroksiapatit (HA), yang komposisinya mirip dengan komponen mineral tulang.<sup>10,11</sup> Terdapat bermacam cara memodifikasi permukaan logam dengan pengaplikasian HA antara lain dengan

teknik modifikasi *Plasma Spray* dan *Sol-Gel Dip*. Pengaplikasian HA ini dapat menghasilkan respons yang baik terhadap logam maupun tulang.<sup>8,12</sup> Makalah ini bertujuan membahas modifikasi permukaan implan dengan pengaplikasian HA menggunakan teknik *Plasma Spray* dan *Sol-Gel Dip* serta bagaimana respons logam implan dan tulang dengan adanya aplikasi HA.

## METODE

Penelitian ini menggunakan pencarian pada database di jurnal pada Scencedirect, Pubmed tentang material kedokteran gigi dan sains yang bereputasi internasional dengan menggunakan kata kunci titanium *implant*, *surface modification*, *plasma spray method*, *sol-gel dip method*, *hydroxyapatite*, *coating* dan osseointegrasi, dari pencarian tersebut ditemukan 22 artikel yang dapat digunakan sebagai referensi dalam ulasan sistematis ini.

## PEMBAHASAN

Pengaplikasian HA pada permukaan logam bertujuan untuk meningkatkan sifat osteokonduktif dari lapisan HA dan kekuatan mekanis dari logam. Pelapisan dengan HA juga dapat mempercepat adaptasi tulang pada permukaan implan.<sup>13</sup> Sebagai bahan pelapis permukaan implan, sifat HA yang diperlukan antara lain sifat kristalinitas dan kemurniannya.<sup>11</sup> Semakin tinggi persentasi kristalinitas HA sebagai pelapis maka semakin rendah biodegradasi dan resorbabilitas yang terjadi.<sup>14</sup> Apabila material pelapis memiliki kristalinitas rendah maka potensi terjadinya degradasi lebih tinggi. Kristalinitas yang tinggi dianggap menguntungkan untuk memicu terjadinya osseointegrasi karena adanya peningkatan ion kalsium dan fosfat yang dilepaskan dari material pelapis.<sup>13</sup> Kemurnian HA sebagai bahan pelapis harus mencapai > 95% menurut *International Standard Organization* (ISO 13779-2:2008) dan *Food and Drug Administration* (FDA, tahun 1992). Kristalinitas dan kemurnian HA juga dapat mempengaruhi stabilitas pelapis terhadap implan.<sup>11</sup>

Modifikasi permukaan Ti dengan pengaplikasian HA dapat dilakukan dengan menggunakan teknik *Plasma Spray*, yaitu dengan cara menginjektikan bubuk partikel HA ke dalam

plasma *torch* dengan temperatur tinggi. Ketika HA mencapai titik leleh, kemudian HA disemprotkan pada permukaan implan untuk membentuk lapisan HA pada permukaan implan.<sup>7,11,15</sup> Metode ini menghasilkan pelapisan HA dengan kualitas yang baik, dengan nilai kekasaran, kristalinitas, dan kemurnian yang memenuhi standar pelapisan HA menurut FDA (Table 1.)

**Tabel 1. Persyaratan pelapisan HA menurut FDA tahun 1992<sup>8,16</sup>**

Sifat	Spesifikasi
Ketebalan	Tidak spesifik
Kristalinitas	Minimal 62%
Kemurnian	Minimal 95%
Rasio Ca/P	1,67-1,76
Densitas	2,98g/cm <sup>3</sup>
Heavy metals	< 50 ppm
Tensile strength	> 50,8 MPa
Shear strength	> 22 MPa
Abrasi	Tidak spesifik

Metode modifikasi permukaan implan dengan teknik *Plasma Spray* merupakan teknik yang paling disukai karena kemampuannya membentuk porusitas pada permukaan implan sehingga kontak yang terbentuk antara implan Ti dan tulang menjadi lebih kuat.<sup>12</sup> Metode ini memiliki kelemahan yaitu homogenitas ketebalan pelapis yang rendah, tidak stabilnya perlekatan antara HA dengan permukaan implan sehingga menyebabkan HA cepat terlarut saat berkontak dengan cairan tubuh.<sup>7,8,11</sup> Levingstone et al<sup>11</sup>, mengemukakan bahwa kestabilan HA sebagai bahan pelapis dipengaruhi oleh parameter metode *Plasma Spraying* (Tabel 2).

Parameter tersebut mempengaruhi dua aspek yaitu, derajat leleh partikel pelapis dalam *plasma jet* dan kecepatan partikel menempel pada permukaan substrat. Masing-masing parameter proses mempengaruhi sifat dari pelapis yang diproduksi, seperti jika menggunakan *current* tinggi maka dapat menghasilkan kekasaran permukaan yang tinggi, namun dapat menurunkan kemurnian dan kristalinitas dari HA.<sup>11</sup> Salah satu metode yang berhasil digunakan untuk mengetahui hubungan antara parameter proses dan sifat-sifat pelapis yang dihasilkan adalah teknik desain eksperimen/*design of experiment* (DOE). Studi DOE dari berbagai lapisan plasma pada metode *Plasma*

*Spraying* telah banyak dilakukan salah satunya adalah rentang parameter yang digunakan pada *Plasma Spraying* HA di bawah ini.

**Tabel 2. Rentang parameter proses pada pelapisan metode plasma spraying<sup>11</sup>**

	Level rendah (-1)	Level tinggi (+1)
Current (A)	450	750
Gas flow rate (slpm/scfh)	33/70	61,4/130
Powder feed rate (g/min)	10	20
Spray Distance (mm)	80	120
Carrier gas flow rate (slpm/scfh)	4.7/10	9.4/20

Metode modifikasi permukaan Ti dengan teknik *Sol-Gel Dip* merupakan kombinasi antara teknik *Sol-gel Route* dengan teknik *Dip Coating*. Metode ini dapat mengontrol komposisi kimia dari material pelapis sehingga dapat menjadi lebih bioaktif dibandingkan dengan komposisi pelapis pada metode *Plasma Spray*.<sup>17,18</sup> Substrat Ti dilapisi larutan HA selama 20 detik dengan 200 rpm dan di-*sintering* pada 550°C selama 2 jam.<sup>8,19</sup> Teknik *Dip Coating* dilakukan dengan tiga tahapan yaitu *dipping*, *withdrawing* dan *drying*.<sup>8,20</sup> Dengan metode ini, HA akan melapisi permukaan implan secara homogen dengan ketebalan lapisan berkisar rata-rata 0,05-15mm.<sup>8,21</sup>

Metode ini dapat menghasilkan lapisan tipis HA tanpa adanya retakan. Tidak adanya retakan pada lapisan HA menunjukkan bahwa terjadi perlindungan substrat terhadap korosi dan lepasnya ion logam yang tidak diinginkan ke dalam cairan tubuh.<sup>8,22</sup> *Sol-Gel Dip* merupakan salah satu teknik modifikasi yang memiliki kemampuan melapisi bentuk permukaan yang kompleks, mirip dengan teknik pelapisan biomimetik, dan metode ini memiliki keunggulan utama berupa kontrol ketebalan pelapisan yang baik dan tidak menghasilkan limbah.<sup>8,10</sup> Dengan memodifikasi permukaan implan akan didapat hasil pelapisan dengan karakter yang berbedadan memberirespons yang baik terhadap material implan dan tulang.

Respons Permukaan Implan dan Tulang pada Modifikasi Permukaan dengan HA. Respons pengaplikasian HA pada permukaan implan pada umumnya berupa terbentuknya kekasaran dan porusitas pada permukaan implan.<sup>23,24,12</sup> Kekasaran permukaan pada metode *Plasma Spray*

dipengaruhi oleh tiga faktor, yaitu *current*, *gas flow rate* dan *powder feed rate* (Tabel 2).

Belem et al<sup>25</sup>, melakukan pelapisan implan dengan metode *Plasma Spray* dengan menginjeksikan bubuk pelapis ke dalam *plasma torch* pada suhu tinggi. Partikel pelapis disemprotkan pada permukaan implan yang kemudian terkondensasi dan bergabung, dan menghasilkan kekasaran permukaan implan sekitar 7 $\mu$ m. Prosedur ini akan meningkatkan area permukaan implan yang berguna untuk mendukung osseointegrasi.<sup>25</sup> Pada penelitian yang dilakukan oleh Levingston et al<sup>11</sup>, kekasaran yang didapatkan berkisar 6,15 $\mu$ m dan 13,4 $\mu$ m, dan kekasaran paling tinggi didapatkan dengan menggunakan *current* yang tinggi, *gas flow rate* rendah dan *powder feed rate* yang tinggi.<sup>11</sup> Dengan menggunakan tekanan gas yang tepat (gas plasma Ar 40 slpm dan gas plasma H<sub>2</sub> 10 slpm) untuk membentuk plasma serta kontrol kecepatan penyemprotan pelapis dari plasma, maka kristalinitas pelapis yang diinginkan bisa didapatkan.<sup>15,26</sup> Selama *Plasma Spraying*, partikel HA mengalami dehidroksilasi termal hingga terbentuk *oxyhydroxylapatite* dan *oxyapatite*, dan akhirnya terjadi dekomposisi termal membentuk tri dan *tetracalcium phosphate*.<sup>27,28</sup> Ketika implan yang sudah diberi pelapis HA berkontak dengan *Simulated Body Fluid* (SBF)/ biofluida, maka sebagian dari pelapis HA akan larut. Kadar ion Ca<sup>2+</sup> dan HPO<sub>4</sub><sup>2-</sup> akan meningkat dalam biofluida yang berdekatan dengan antarmuka jaringan implan, dan ion-ion ini akan diperlukan untuk membantu *remodeling* tulang.<sup>27</sup> Kristalinitas HA yang baik (Tabel 1) diperlukan untuk membatasi jumlah ion-ion dari HA yang terlarut, karena jika jumlah ion-ion yang dilepaskan berlebihan maka dapat memberikan efek sitotoksik pada sel-sel tulang.<sup>27</sup>

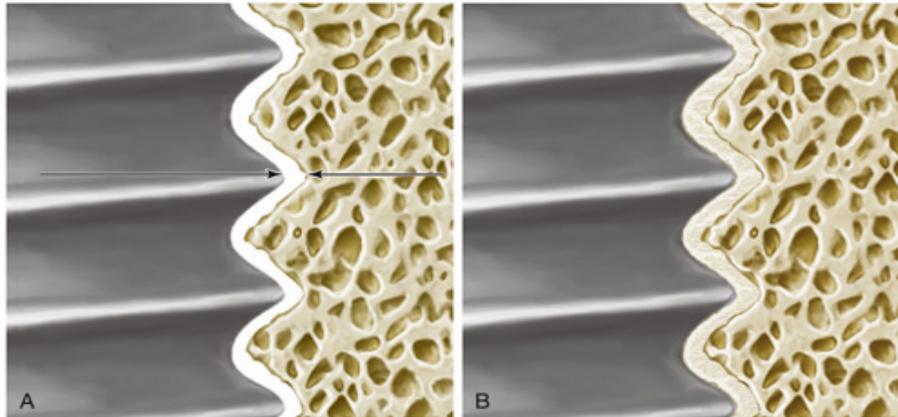
Metode pelapisan *Plasma Spray* menghasilkan permukaan kasar yang berpori dan menghasilkan retensi mikromekanis, yang berfungsi memaksimalkan kontak implan dengan tulang sehingga pembentukan tulang yang lebih cepat dengan pertumbuhan sel yang lebih baik.<sup>12,29</sup> Kekasaran permukaan diperlukan untuk biomineralisasi karena luas permukaan implan yang meningkat.<sup>29,30</sup> Hasil pelapisan yang lebih kasar ini menunjukkan bahwa metode pelapisan *Plasma Spray* lebih baik dibandingkan metode *Sol-Gel Dip* yang menghasilkan pelapisan yang halus.

Metode *Sol-Gel Dip*, kekasaran permukaan implan biasanya didapat dengan 1 kali pencelupan dan dapat menghasilkan kekasaran permukaan yang homogen namun tidak lebih kasar dari hasil pelapisan metode *Plasma Spray*.<sup>7,8,10</sup> Bila pelapisan dibuat dengan 2 lapisan, hasilnya tidak sebaik dengan 1 lapisan karena porositas yang terbentuk menjadi sangat tipis pada permukaan implan. Sebaliknya, lapisan HA yang tebal dengan 2 lapisan dapat memicu terjadinya retakan pada permukaan lapisan implan sehingga dikuatkan tidak dapat memicu osseointegrasi secara sempurna.<sup>10</sup> Pada kondisi *Sol-Gel Dip* ini juga dibutuhkan modifikasi tambahan permukaan implan Ti dengan pembuatan lapisan oksida untuk meningkatkan perlekatan antara pelapis HA dengan permukaan implan.<sup>8</sup> Pada metode ini juga dibutuhkan material lain seperti *polycaprolactone* (PCL) untuk mengatasi retakan yang terjadi karena tebalnya lapisan yang terbentuk.

Respons tulang terhadap modifikasi permukaan implan dengan pengaplikasian HA dapat dilihat dari kemampuan HA untuk membentuk *reservoir* kalsium dan fosfat.<sup>1</sup> Lapisan yang terbentuk dari HA ini dianggap sebagai lapisan bioaktif karena dapat mengendapkan lapisan kalsium dan fosfat yang banyak terdapat pada implan melalui pertukaran larutan ion padat pada antar permukaan tulang dan implan.<sup>3</sup>

Pelapisan HA ini juga dapat meningkatkan proliferasi sel yang lebih baik,<sup>12</sup> sehingga dapat mempermudah pertumbuhan tulang dan membentuk formasi tulang baru yang kuat.<sup>12,25</sup> Peran utama pengaplikasian HA adalah dapat menstimulasi adaptasi tulang, dan memberikan kontak yang erat dan lebih cepat antara tulang-implan.<sup>3</sup> Maturasi tulang juga lebih signifikan pada antar permukaan tulang dan implan, dan pelapisan ini akan meningkatkan maturasi dari jaringan tulang yang baru terbentuk.<sup>2</sup>

Ikatan antara tulang yang baru terbentuk dengan implan (Gambar 1A.) disebut juga sebagai osseointegrasi, yaitu pembentukan kontak intim yang kuat antara permukaan implan dan jaringan tulang di sekitarnya. Antarmuka yang dihasilkan mampu menahan beban-beban normal maupun beban gigi tiruan yang dihasilkan selama mastikasi. Osseointegrasi dapat dicapai jika jarak antar tulang dan implan tidak kurang dari 10 nm dan tidak



**Gambar 1. Osseointegrasi dan biointegrasi** A. Pada osseointegrasi, material implan (kiri) berkontak dengan tulang (kanan). Kontak antara implan dan tulang harus mendekati 10 nm (tanda panah). B. Pada biointegrasi, implan logam dan tulang saling menyatu satu sama lain. Osseointegrasi umumnya terbentuk dengan titanium alloy, sedangkan biointegrasi terjadi pada keramik dan pada implan logam dengan pelapis keramik<sup>31</sup>

mengandung jaringan fibrosa.<sup>3</sup> Jika material implan dilapis maka terdapat dua antarmuka pada pelapis, yaitu bagian luar dan bagian dalam. Pelapis bersifat bioaktif, bagian luarnya akan menyatu dengan tulang di sekitarnya, sementara bagian dalam pelapis berikatan secara fisik dengan permukaan implan logam. Hal ini disebut biointegrasi, dimana terdapat dua ikatan antarmuka pada kontak implan dan tulang (gambar 1B).<sup>31</sup>

Pengaplikasian HA pada permukaan implan dengan berbagai metode modifikasi permukaan implan gigi bertujuan untuk menambah perlekatan mekanis dan biologis antara implan dengan jaringan tulang.<sup>3,30</sup> Dari berbagai macam teknik modifikasi permukaan implan, hanya satu metode yang diterima secara komersial oleh FDA, yaitu metode pelapisan permukaan dengan teknik *Plasma Spray* karena sifat pelapisannya yang baik, dan memenuhi seluruh parameter persyaratan pelapisan HA untuk permukaan implan.

## SIMPULAN

Teknik modifikasi permukaan implan *Plasma Spray* lebih baik dibandingkan permukaan implan *Sol-Gel Dip*. Hal ini karena parameter pelapisan HA pada permukaan implan dengan metode *Plasma Spray* memenuhi nilai standar kristalinitas HA, kemurnian HA, dan kekasaran permukaan yang baik. Dengan memodifikasi permukaan logam dengan HA maka akan terjadi proses adhesi HA dengan implan, yang merupakan salah satu faktor pendukung terbentuknya osseointegrasi.

## DAFTAR PUSTAKA

1. Smeets R, Stadlinger B, Schwarz F, Beck-Broichsitter B, Jung O, Precht C et al. Impact of dental implant surface modifications on osseointegration. 2016. DOI: [10.1155/2016/6285620](https://doi.org/10.1155/2016/6285620).
2. Nil S, Anand PS, Alghamdi H, Janse JA. Dental implant surface enhancement and osseointegration. *Implant Dent - A Rapidly Evol Pract*. 2011. DOI: [10.5772/16475](https://doi.org/10.5772/16475).
3. Tetelepta R, Machmud E. Pengaruh penambahan bahan bioaktif pada implan gigi berdasarkan pemeriksaan histologi (Effect of addition of bioactive materials on dental implant based on the histology examination). 2015;4(4):135-42.
4. Tjikman AP, Lpsodqw G, Wkhuh W. Straightforward case of dental implant in general dentistry. 2011;18(3):1-5.
5. Al-Sabbagh M, Bhavsar I. Key local and surgical factors related to implant failure. *Dent Clin North Am*. 2015;59(1):1-23. DOI: [10.1016/j.cden.2014.09.001](https://doi.org/10.1016/j.cden.2014.09.001).
6. Renvert S, Polyzois I. Risk indicators for peri-implant mucositis: A systematic literature review. *J Clin Periodontol*. 2015;42(S16):S172-86. DOI: [10.1111/jcpe.12346](https://doi.org/10.1111/jcpe.12346).
7. Mohseni E, Zalnezhad E, Bushroa AR. International Journal of Adhesion & Adhesives Comparative investigation on the adhesion of hydroxyapatite coating on Ti-6Al-4V implant: A review paper. *Int J Adhes Adhes*. 2014;48:238-

57. DOI: [10.1016/j.jjadhadh.2013.09.030](https://doi.org/10.1016/j.jjadhadh.2013.09.030).
8. Asri RIM, Harun WSW, Hassan MA, Ghani SAC, Buyong Z. A review of hydroxyapatite-based coating techniques: Sol-gel and electrochemical depositions on biocompatible metals. *J Mech Behav Biomed Mater* 2016;57:95-108. DOI: [10.1016/j.jmbbm.2015.11.031](https://doi.org/10.1016/j.jmbbm.2015.11.031)
9. Wang D, Bierwagen GP. Sol-gel coatings on metals for corrosion protection. *Progress in Organic Coatings* 2009;64:327-8. DOI: [10.1016/j.porgcoat.2008.08.010](https://doi.org/10.1016/j.porgcoat.2008.08.010).
10. Family R, Solati-Hashjin M, Nik SN, Nemati A. Surface modification for titanium implants by hydroxyapatite nanocomposite. *Casp J Intern Med* 2012;(June):460-5.
11. Levingstone TJ, Ardhaoui M, Benyounis K, Looney L, Stokes JT. Surface & coatings technology plasma sprayed hydroxyapatite coatings: understanding process relationships using design of experiment analysis. *Surf Coat Technol.* 2015;283:29-36. DOI: [10.1016/j.surfcoat.2015.10.044](https://doi.org/10.1016/j.surfcoat.2015.10.044).
12. Jemat A, Ghazali MJ, Razali M, Otsuka Y. Surface modifications and their effects on titanium dental implants. *Biomed Res Int.* 2015;:791725. DOI: [10.1155/2015/791725](https://doi.org/10.1155/2015/791725).
13. Chang YL, Lew D, Park JB, Keller JC. Biomechanical and morphometric analysis of hydroxyapatite-coated implants with varying crystallinity. *J Oral Maxillofac Surg.* 1999;57(9):1096-8.
14. Yu P, Wang C, Zhou J, Jiang L, Xue J, Li W. Influence of surface properties on adhesion forces and attachment of streptococcus mutans to zirconia in vitro. *Biomed Res Int.* 2016;8901253 DOI: [10.1155/2016/8901253](https://doi.org/10.1155/2016/8901253).
15. Zafar MS, Farooq I, Awais M. Bioactive surface coatings for enhancing osseointegration of dental implants. Elsevier Ltd.; 2019. DOI: [10.1016/B978-0-08-102196-5.00011-2](https://doi.org/10.1016/B978-0-08-102196-5.00011-2)
16. Yang Y, Kim KH, Ong JL. A review on calcium phosphate coatings produced using a sputtering process - An alternative to plasma spraying. *Biomaterials.* 2005;26(3):327-37. DOI: [10.1016/j.biomaterials.2004.02.029](https://doi.org/10.1016/j.biomaterials.2004.02.029).
17. Catauro M, Bollino F, Papale F. Synthesis of SiO<sub>2</sub> system via sol – gel process : Biocompatibility tests with a fibroblast strain and release kinetics. 2013;(June):1677-680. DOI: [10.1002/jbm.a.34836](https://doi.org/10.1002/jbm.a.34836).
18. Catauro M, Papale F, Bollino F. Characterization and biological properties of TiO<sub>2</sub> / PCL hybrid layers prepared via sol – gel dip coating for surface modification of titanium implants. *J Non Cryst Solids* 2015;415:9-15. DOI: [10.1016/j.jnoncrysol.2014.12.008](https://doi.org/10.1016/j.jnoncrysol.2014.12.008)
19. Zhang TF, Deng QY, Liu B, Wu BJ. Wear and corrosion properties of diamond like carbon (DLC) coating on stainless steel, CoCrMo and Ti6Al4V substrates. *Surf Coatings Technol* 2015;273:12-9. DOI: [10.1016/J.SURFCOAT.2015.03.031](https://doi.org/10.1016/J.SURFCOAT.2015.03.031)
20. Faustini M, Louis B, Albouy PA, Kuemmel M, Grosso D. Preparation of Sol-Gel Films by Dip-Coating in Extreme Conditions. *J Phys Chem C* 2010;114(17):7637-45. DOI: [10.1021/jp9114755](https://doi.org/10.1021/jp9114755).
21. Ben-Nissan B, Choi AH, Roest R, Latella BA, Bendavid A. Adhesion of hydroxyapatite on titanium medical implants. In: *Hydroxyapatite (Hap) for Biomedical Applications.* Elsevier; 2015:21-51. DOI: [10.1016/B978-1-78242-033-0.00002-X](https://doi.org/10.1016/B978-1-78242-033-0.00002-X).
22. Hornberger H, Virtanen S, Boccaccini AR. Biomedical coatings on magnesium alloys – A review. *Acta Biomater* 2012;8(7):2442-55. DOI: [10.1016/J.ACTBIO.2012.04.012](https://doi.org/10.1016/J.ACTBIO.2012.04.012).
23. Domínguez-Trujillo C, Peón E, Chicardi E, Perez H. Sol-gel deposition of hydroxyapatite coatings on porous titanium for biomedical applications. *Surf Coatings Technol.* 2018;333(August 2017):158-62. DOI: [10.1016/j.surfcoat.2017.10.079](https://doi.org/10.1016/j.surfcoat.2017.10.079).
24. Wassmann T, Kreis S, Behr M, Buegers R. The influence of surface texture and wettability on initial bacterial adhesion on titanium and zirconium oxide dental implants. *Int J Implant Dent.* 2017;3(32). DOI: [10.1186/s40729-017-0093-3](https://doi.org/10.1186/s40729-017-0093-3).
25. Belém A, de Souza SL, de Barros RR, Pereira KK, Iezzi G, Piattelli A. Influence of implant surfaces on osseointegration. 2010;21:471-81.
26. Zheng X, Huang M, Ding C. Bond strength of plasma-sprayed hydroxyapatite / Ti composite coatings. 2000;21:841-9.
27. Heimann R. Osseointegrative and Corrosion-Inhibiting Plasma-Sprayed Calcium Phosphate Coatings for Metallic Medical Implants. *Metals (Basel).* 2017;7(11):468. DOI: [10.3390/met7110468](https://doi.org/10.3390/met7110468).

28. Heimann RB. Tracking the thermal decomposition of plasma-sprayed hydroxylapatite. 2015;100:2419-25. DOI: [10.2138/am-2015-5413](https://doi.org/10.2138/am-2015-5413).
29. Kulkarni M, Mazare A, Schmuki P, Igljč A. Biomaterial surface modification of titanium and titanium alloys for medical applications Mukta. In: Nanomedicine. 2015. h. 11-136.
30. Subhaini, Herda E. Perlakuan pada permukaan titanium implan untuk mendapatkan osseointegrasi. Dentika Dent J 2008;13(1):28-32.
31. Sakaguchi RL, Powers JM. Craig's Restorative Dental Material 13<sup>th</sup> ed. 2012. h. 357.