

Received: 2019.10.06

Accepted: 2019.11.01

Available online: 2020.01.22

Published: 2020.02.20

様々なタイプの表面を有する歯科インプラントで 試験された汚染除去方法の抗菌効果

Authors' Contribution:
Study Design A
Data Collection B
Statistical Analysis C
Data Interpretation D
Manuscript Preparation E
Literature Search F
Funds Collection G

ACDEF 1 **Paweł Kubasiewicz-Ross**

AE 1 **Jakub Hadzik**

AD 2 **Tomasz Gedrange**

AB 1 **Marzena Dominiak**

BCDE 1 **Kamil Jurczyszyn**

BDEF 1 **Artur Pitułaj**

CD 3 **Izabela Nawrot-Hadzik**

ABD 4 **Olga Bortkiewicz**

ABD 4 **Małgorzata Fleischer**

1 Department of Oral Surgery, Wrocław Medical University, Wrocław, Poland
2 Department of Orthodontics, Dresden Technical University, Dresden, Germany
3 Department of Biology and Botany, Wrocław Medical University, Wrocław, Poland
4 Department of Microbiology, Wrocław Medical University, Wrocław, Poland

Corresponding Author: Paweł Kubasiewicz-Ross, e-mail: pawelkubasiewicz@wp.pl
Source of support: Departmental sources

Background: インプラント周囲炎は、インプラント周囲の硬組織と軟組織に影響を及ぼす炎症反応である。この病的状態は、インプラント周囲の隙間レベルでインプラントとアバットメント表面をコロニー化する多細菌性の侵襲性バイオフィームによって引き起こされる。今回のin vitro研究では、インプラント表面のさまざまな汚染除去方法を評価し、インプラント表面のタイプが結果に影響するかどうかを評価した。

Material/Methods: 本研究は、30本のインプラントを用いて、インプラント周囲炎のin vitroモデルで実施された。インプラントは表面性状により3つのグループに分けられた: 機械加工表面、サンドブラストと酸エッチング、そしてHAコーティングである。インプラントは大腸菌バイオフィームでコーティングされた。培養期間後、4つの異なる方法(音波スケーラー、Perisolv®配合薬剤を用いた音波スケーラー、Er:YAGレーザー治療、メチレンブルーを光増感剤とするPDT治療)で除染した。

Results: 機械加工表面インプラントと、化学的・機械的治療とEr: YAGレーザー治療の組み合わせで、最高レベルの除染が達成された。

Conclusions: 本研究の結果から、インプラントの汚染除去の方法は、インプラント表面のタイプに合わせてカスタマイズする必要があることが示唆された。

MeSH Keywords: **Biofilms • Decontamination • Laser Therapy • Peri-Implantitis • Photochemotherapy**

Full-text PDF: <https://www.medscimonit.com/abstract/index/idArt/920513>

 2219

 6

 3

 31



Background

インプラント周囲炎は、歯科インプラント周囲の組織における炎症プロセスであり、徐々に支持骨の喪失につながる[1]。グラム陰性菌と嫌気性菌から主に構成されるバイオフィームは、この病態と強く関連している [2]。バイオフィームに存在する最も一般的な微生物は、Aggregatibacter actinomycetemcomitans、Porphyromonas gingivalis、Prevotella intermedia、Fusobacterium spp、Tannerella forsythia、Treponema denticola、Selenomonas sputigenaである[3]。その他の微生物としては、黄色ブドウ球菌、表皮ブドウ球菌、エンテロバクター・アエロゲネス、エンテロバクター・クロエース、大腸菌、ヘリコバクター・ピロリ、パルモナス・ミクラ、シュードモナス属、カンジダ属などが挙げられる。

インプラントの使用の増加とインプラント周囲炎との間には直接的な相関関係があり、治療しなければ、接合部上皮に影響を与えるだけでなく、骨髄にまで広がる可能性がある。

その複雑さゆえに、インプラント周囲炎の治療は困難であり、骨と軟組織を再生させるための多くのテクニックが必要となります。詳細の如何に関わらず、全ての治療において最も重要な最初のステップは、インプラント表面の汚染除去である。この目的のために、多くの機械的介入(例えば、研磨エアパウダー、テフロンおよびプラスチックキュレット、超音波装置)および化学的薬剤(例えば、クロルヘキシジンおよび過酸化水素)が、単独で、または組み合わせて使用される。これらの手技はいずれもある程度の成功を収めているが、優れた手技はない。近年、Er:YAGレーザーと光線力学的療法(PDT)の応用が、より優れた選択肢として導入された [5-8]

歯科用インプラントの表面導電性が向上して以来、歯科用インプラントの汚染除去の問題が複雑化している。以前使用されていた機械加工面インプラントは、細菌膜に覆われる可能性が低く、歯科医院で上記のような手順で除染することが容易であった。しかし、表面が粗いSLAインプラントの導入に伴い、この問題はより深刻になった。SLAインプラントは、骨とインプラントの接触(BIC)のレベルが高く、その結果、オステオインテグレーションがより早く、より強固になるため、人気が高まっている [9]。SLAインプラントの使用とは別に、オステオインテグレーションを改善するもう一つの選択肢は、チタンインプラントをCa:Pでコーティングすることである。多くの欠点があるため、以前使用されていたプラズマ溶射(溶射HA)インプラントは、電気化学的脱位置に置き換えられ、最適な溶解性と再吸収性を持つマイクロポラス構造が形成されるようになった[10]。結晶性が高く溶解性に乏しいプラズマ溶射HAコーティングとは異なり、電気化学的コーティング技術は微細な結晶構造をもたらす。この技術により、硬い粒子やコーティングの剥がれがなくなる [11]。

今回のin vitro研究では、様々なタイプの表面を有する歯科インプラントの細菌バイオフィーム除染の様々な方法を評価した。インプラント周囲炎は、グラム陰性菌と嫌気性菌によって引き起こされる。グラム陰性菌のモデルとして、インプラント周囲炎の初期段階に関連する微生物である大腸菌を使用した[12]。

Material and Methods

Implants

本研究では合計30本のインプラントを使用し、3つのグループに分けた。すべてのインプラントは同じ長さと同直径(L12Ø4 mm)であった。第1グループは、平均表面粗さ(Ra)0.4µmの機械加工表面(M)インプラント(SGS Dental Implant System Holding -Zn St. Gallen スイス)で構成された(機械加工グループ)。第2群(SLA群)では、Dentium Superline II(Dentium、韓国)のSLAを使用した(Ra1.35 µm)を使用した。第3のグループ(HAグループ)は、HAコーティングを施した歯科用インプラント(SGS Dental Implant System Holding - Zn St.Gallen、スイス)を使用した(Ra 1.3 µm)。

Bacterial species choice and cultivation

MacConkey 培地 (BioMaxima/Biocorp)、糖ブロス (BioMaxima/Biocorp)、サポニン (SIGMA)、大腸菌参照株 ATCC 25922を用いた。

Conduct of the experiment

○接種菌の準備

培地で培養した大腸菌 ATCC 25922株を糖ブロスに播種し、37°Cで24時間培養した。

○インプラントコーティング

500 µlの植菌液を50mLの砂糖ブロスに接種した。その後、インプラントを無菌的に挿入し、全体を37°Cで24時間培養した。

○更なる検査に向けたインプラントの準備

培養後、インプラントを培養液から取り出し、10mLの滅菌生理食塩水で3回洗浄し、培養液のプランクトン形態を除去し、表面に大腸菌が形成したバイオフィームのみを残した。このようにして調製されたインプラントは、さらなる試験に移された。



Figure 1. ウッドペッカー社製ソニックスケーラーPT5(中国)を用い、水圧0.5MPa、先端振動数28kHz、出力20Wのパラメーターで2分間連続作業を行い、機械的バイオフィルム除去のみを行った。

○顎のモデル

顎のインプラント周囲炎モデルは、アクリロニトリル・ブタジエン・スチレン(ABS)から作成した。CIST(Cumulative Interceptive Supportive Therapy)のガイドラインに従い、進行期のインプラント周囲炎を代表するモデルとして、6mmの骨欠損モデルを選択した。骨欠損を模倣した人工欠損は、較正されたドリルでインプラント側周囲の材料を除去することで作製した。汚染除去の前に、各インプラントをインプラント周囲炎の顎模型に埋入した。

○汚染除去プロトコール

すべてのインプラントグループは、4つの異なる方法で除染された。本研究では、以下の除染プロトコールを使用した:

1. ウッドペッカーPT5音波スケーラー(Woodpecker, China)を用いた機械的バイオフィルム除去のみ(s)。各インプラントは、水圧0.5MPa、先端振動数28kHz、出力20Wのパラメーターを設定し、音波装置を単独で2分間使用した。
2. 音波スケーラーによる機械的デブリダメントと化学薬品 Perisolv® (Regedent AG, Switzerland)の併用。各インプラントにPerisolv®を前処理し、表面全体が覆われたことを確認して30秒間放置した後、水圧0.5MPa、先端振動周波数28kHz、出力20W(s+p)の設定条件で音波スケーラーを2分間使用した(図1)。



Figure 2. Er:YAG(LiteTouch™、イスラエル)レーザーをTip1.3×17mmにて照射し、2分間連続的に上下させ、レーザービームのパラメーターを40 mJ、0.80 W、20 Hzに設定した。



Figure 3. 3,7-ビス(ジメチルアミノ)フェナザチオニウムクロリド3水和物(メチレンブルー)を0.005%(w/v)の濃度で1mlの光増感剤を添加した。PDT(Periowave™, Vancouver, BC, Canada [k 660-675 nm, 11 mW])を用いた。

3. Er:YAGレーザー治療。インプラントはEr:YAG(LiteTouch™、イスラエル)レーザー照射で汚染除去され、Tip1.3×17mmで2分間連続的に上下し、レーザービームのパラメーターは40mJ、0.80W、20Hz(Er:YAG)に設定された(図2)。
4. PDT (Periowave™, Vancouver, BC, Canada [k 660-675 nm, 11 mW]) was used. PDT(Periowave™, Vancouver, BC, Canada [k 660-675 nm, 11 mW])を用いた。

0.005%(w/v)の3,7-ビス(ジメチル-イル-アミノ)フェナザチオニウムクロリド三水和物(メチレンブルー)からなる光増感剤1ミリリットルを、各インプラントに、表面全体が覆われるように添加し、照射前に60秒間放置した。

パルスダイオードソフトレーザー(Periowave™, Vancouver, BC, Canada)のTipから、インプラントから10cmの固定距離で均一な光を照射した。インプラント全体への静的照射(25 mW/cm²)は60秒で終了した。その後、インプラントを0.9%NaClで洗浄した(図3)

各インプラントは特定の方法で処理され、さらなる微生物学的評価に回された。

○インプラント表面のバイオフィルムに存在する微生物の定量的評価

インプラント表面からバイオフィルムを除去するために、水性サポニン溶液を使用した。各インプラントを1mLの0.5%サポニン溶液に別々に入れ、1分間振盪した(2500rpm; ボルテックス: Heidolph Reax Control)。得られた菌株の懸濁液(サポニン溶液と、インプラントから剥離し懸濁させた細菌)は、直ちにMacConkey培地で培養した。菌の接種には、希釈していない懸濁液を使用し、接種量は1:10から1:1000に希釈した懸濁液を使用した: 10L, 20L, 50L, 100L。

MacConkey培地を接種したプレートを37°Cで22-24時間培養した。

○結果を読み解く

培養後、プレート上で増殖したコロニーを数え、得られた結果を1mLあたりのCFU(コロニー形成単位)数とした

バイオフィルム減少率R[%]の算出には、以下の式を用いた:

$$R = [(S_C - S) / S_C] \times 100\%$$

SC(CFU/mL) - 試験因子を作用させずにインプラントコーティングのバイオフィルムから剥離した大腸菌細胞の総数(対照インプラント上のCFU/mL数)。

S(CFU/mL) - インプラントコーティングのバイオフィルムから剥離した大腸菌の総数。

さらに、測定誤差を比較・軽減するため、極端な値を除外した上でバイオフィルムの減少度を算出した:

$$R' = [(S'_C - S') / S'_C] \times 100\%$$

S'(CFU/mL) - 試験因子を作用させずにインプラントコーティングのバイオフィルムから剥離した大腸菌細胞の総数(コントロールインプラント上のCFU/mL数)で、最大値も最小値もない。

S'(CFU/mL) - インプラントコーティングのバイオフィルムから剥離した大腸菌の総数で、試験因子が作用した後も残存し、最大値も最小値もない。

Statistical analysis 統計分析

Shapiro-Wilk検定を用いて分布の正規性を評価した。次に、Tukey's HSD検定を用いて、治療方法間、インプラントグループ間、グループ間の差異を検証した。

Results

機械加工表面インプラントとSLAインプラントが最も高い除染レベルを達成し、このグループの平均除染有効率は、Mが96.25%(R)以上、SLAが95.80%(R)以上、それぞれ93.19%、92.21%で、統計的に有意な差はなかった。除染が最も困難なタイプのインプラント表面は、HAコートインプラント(81.87%および81.06%)であり、除染レベルの平均値は他のグループと統計的に有意な差があった(表1~4)。レーザー照射は95.23%(R)および94.83%(R)であり、PDT群とは統計的に有意な差が認められたが、他の群とは差が認められなかった(表5, 6)。SLAインプラントに対してのみ、スケーラーによる除染+ペリソルブ®の塗布がレーザー照射と同等の効果を示した(群間で統計的に有意差なし)。他の2群では、レーザー照射が他の治療法よりも優れていた。事実、HAコートインプラントでは、レーザー照射が90%以上のレベルを達成した唯一の除染方法であった。意外なことに、除染の結果が最も悪かったのは一般にPDT治療であり、S+PおよびEr:YAGiに対して統計的に有意な差がみられた。Perisolv®を追加することで、一般的にスケーラーの有効性が向上し、機械加工表面のインプラントでは、機械的処理、機械的処理と化学的処理の併用とともに、比較的に高い結果が得られた(表6)。

Discussion

歴史的に、歯科用インプラントの汚染除去やインプラント周囲炎に対処する最初の方法は、一般歯科や歯周病学から輸入されたものであった。しかし、その効果は限定的であり、使用された方法はインプラント表面を損傷していたため、さらなる研究が必要であった。Schwarz氏は、Er:YAGレーザーと歯周病治療を比較した最初の一人である。中等度から進行したインプラント周囲炎患者20名を対象に、(次のページに続く)

Table 1. M群における除染結果。

Method of decontamination	R[%]	R'[%]	R[%]	R'[%]	R[%]	R'[%]	R[%]	R'[%]
	s+p	s+p	s	s	Pdt	pdt	Er: YAG	Er: YAG
	97.31	97.35	99.61	99.61	88.36	88.25	98.03	99.38
	98.87	99.08	99.10	99.25	87.52	87.25	99.99	99.02
	100.00	100.00	97.13	97.44	86.06	85.92	97.95	98.97
	99.19	99.22	98.49	98.66	88.27	88.07	99.58	98.99
	98.87	98.92	99.79	98.70	87.92	87.89	99.82	99.95
	99.01	98.14	99.08	99.05	87.34	87.11	99.66	89.91
	98.84	99.49	96.91	99.85	86.41	86.68	98.79	99.97
	99.76	97.36	98.26	98.35	87.51	86.97	99.75	99.54
	96.93	98.07	99.79	97.65	88.02	88.09	99.89	99.94
	97.95	98.45	97.99	98.03	97.04	87.45	99.29	99.99
Average	98.67	98.61	98.62	98.66	88.45	87.37	99.28	98.57

Table 2. SLA群における除染結果。

Method of decontamination	R[%]	R'[%]	R[%]	R'[%]	R[%]	R'[%]	R[%]	R'[%]
	s+p	s+p	s	s	Pdt	pdt	Er: YAG	Er: YAG
	97.71	98.14	93.20	92.38	97.72	97.34	99.31	99.22
	93.10	93.19	97.52	97.85	74.82	74.58	94.15	94.56
	96.28	96.44	92.58	92.42	98.45	98.49	99.92	99.93
	95.71	99.03	95.32	95.09	92.29	92.13	99.56	99.60
	94.91	98.92	89.29	90.55	77.25	76.90	99.86	99.84
	96.71	91.91	93.65	93.67	86.79	86.97	96.87	96.99
	93.51	96.04	95.62	95.02	84.34	81.67	88.86	86.38
	91.37	93.56	91.44	92.09	89.04	88.55	90.22	90.53
	97.92	97.23	95.06	92.52	88.64	88.09	96.11	96.85
	97.99	97.51	92.04	94.97	86.49	86.22	95.99	94.86
Average	95.52	96.20	93.57	93.66	87.58	87.09	96.09	95.88

Er: YAGレーザーとプラスチックキュレットによる機械的デブライメントおよび0.2%クロルヘキシジンによる消毒療法を比較した。Er: YAGレーザーによるプロービング・インデックス上の出血の減少効果は、統計的に有意であったと報告されている[14]。歯石除去におけるErレーザー照射の優位性は、クエン酸塗布と比較した場合、汚染されたプラスト処理されたインプラントでのin vitro研究でも報告されている[15]。Denisson他。

Denissonらは、歯科インプラントの除染に化学的プロトコルと機械的プロトコルを比較した最初のグループ

の1つであり、3つの異なる歯科インプラント表面(TPS、HAコート、機械加工)に対して、クエン酸溶液と同様に炭酸水素ナトリウムを含む空気粉体研磨剤と0.12%クロルヘキシジンを除染方法として用いたin vitro研究を行った。

Table 3. HA群における除染結果。

	R[%]	R'[%]	R[%]	R'[%]	R[%]	R'[%]	R[%]	R'[%]
Method of decontamination	s+p	s+p	s	s	Pdt	pdt	Er: YAG	Er: YAG
	93.48	94.03	79.03	78.99	95.01	95.44	84.70	84.25
	69.27	65.61	65.35	65.13	88.36	87.32	99.93	99.93
	94.22	94.02	86.07	86.07	13.34	30.07	99.73	99.74
	87.61	87.02	86.25	86.65	63.67	65.59	79.32	78.53
	86.14	85.18	80.02	79.29	17.95	13.70	69.75	68.47
	87.24	85.26	79.21	86.78	91.73	91.94	98.64	98.65
	85.67	85.02	78.91	76.04	90.50	91.69	99.85	99.88
	85.78	86.04	81.06	78.87	82.90	78.48	91.34	90.77
	86.27	84.95	78.09	76.41	88.65	89.07	89.06	90.34
	86.37	85.48	78.01	73.95	85.44	84.92	91.04	89.88
Average	86.21	85.26	79.20	78.82	71.76	70.12	90.34	90.04

Table 4. Tukey's HSD検定。表面間の差。統計的に有意な差は太字で強調表示。

Surface	1	2	3
M		0.00002	0.20822
HA	0.00002		0.00002
SLA	0.20822	0.00002	

Table 5. Tukey's HSD検定。除染方法の違い。統計的に有意な差は太字で強調表示されている。

Method	1	2	3	4	5	6	7	8
S+P R		1.000	0.997	0.999	0.002	0.001	0.998	0.999
S+P R'	1.000		0.965	0.959	0.002	0.001	0.997	0.999
S R	0.957	0.965		1.000	0.076	0.024	0.656	0.751
S R'	0.950	0.957	1.000		0.083	0.026	0.635	0.732
PDT R	0.002	0.002	0.076	0.083		0.999	0.001	0.001
PDT R'	0.001	0.001	0.024	0.026	0.999		0.001	0.001
Er: YAG R	0.998	0.997	0.656	0.635	0.001	0.001		1.000
Er: YAG R'	0.999	0.999	0.751	0.732	0.001	0.001	1.000	

彼らは、化学的な方法が普及していることを発見した。私たちの研究と同様に、機械加工されたインプラントは、他の表面と比較して、あらゆる種類の処理によって、より効果的に除染されることがわかった [16]。Ferreiraらの研究は、インプラント表面の汚染除去に大腸菌をモデルとして使用した最初の研究の一つである。大腸菌をインプラント表面の除染モデルとして使用した最初の研究である。この研究はSLAインプラントを対象に行われ、除染プロトコールには異なるパラメーターのCO2レーザー照射が含まれた。2.5Wの連続波(CW)と2Wのスーパーパルス波(SPW)を

100Hzの周波数で照射した場合(51.7%)、最も高い除染レベル(85.5%)を示した。

Table 6. TukeyのHSD検定。統計的に有意な差は太字で強調表示されている。

Surface	Method	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10	11	12	13	14	15	16	17	18	19	20	21	22	23	24
M	S+P R'	1.000	1.000	1.000	0.894	0.765	1.000	1.000	0.578	0.419	0.008	0.006	0.001	0.001	0.988	0.982	1.000	1.000	0.999	0.999	0.795	0.724	1.000	1.000	
M	S R	1.000	1.000	1.000	0.893	0.764	1.000	1.000	0.576	0.417	0.008	0.006	0.001	0.001	0.988	0.982	1.000	1.000	0.999	0.999	0.794	0.723	1.000	1.000	
M	S R'	1.000	1.000	1.000	0.889	0.758	1.000	1.000	0.569	0.410	0.008	0.006	0.001	0.001	0.987	0.981	1.000	1.000	0.999	0.999	0.787	0.716	1.000	1.000	
M	PDT R	0.888	0.894	0.893	0.889	1.000	0.821	0.898	1.000	1.000	0.958	0.936	0.071	0.001	1.000	1.000	0.998	0.995	0.999	0.999	1.000	1.000	0.996	0.997	
M	PDT R'	0.756	0.764	0.764	0.758	1.000	0.661	0.771	1.000	1.000	0.990	0.982	0.138	0.001	1.000	1.000	0.990	0.974	0.999	0.999	1.000	1.000	0.978	0.983	
M	Er: YAG R	1.000	1.000	1.000	1.000	0.821	0.661	1.000	0.464	0.317	0.005	0.003	0.001	0.001	0.971	0.958	1.000	1.000	0.999	0.999	0.696	0.615	1.000	1.000	
M	Er: YAG R'	1.000	1.000	1.000	1.000	0.898	0.771	1.000	0.585	0.425	0.009	0.006	0.001	0.001	0.989	0.983	1.000	1.000	0.999	0.999	0.801	0.731	1.000	1.000	
HA	S+P R	0.567	0.578	0.576	0.569	1.000	1.000	0.464	0.585	1.000	0.998	0.997	0.258	0.104	1.000	1.000	0.954	0.909	0.999	0.997	1.000	1.000	0.918	0.933	
HA	S+P R'	0.408	0.419	0.417	0.410	1.000	1.000	0.317	0.425	1.000	0.999	0.999	0.393	0.181	0.999	0.999	0.885	0.807	0.986	0.986	1.000	1.000	0.821	0.847	
HA	S R	0.008	0.008	0.008	0.008	0.959	0.990	0.005	0.009	0.998	0.999	1.000	0.997	0.965	0.780	0.819	0.090	0.057	0.258	0.258	0.986	0.993	0.062	0.071	
HA	S R'	0.006	0.006	0.006	0.006	0.936	0.982	0.003	0.006	0.997	0.999	1.000	0.998	0.978	0.723	0.767	0.070	0.438	0.213	0.213	0.976	0.998	0.047	0.055	
HA	PDT R	0.001	0.001	0.001	0.001	0.070	0.138	0.001	0.001	0.258	0.393	0.997	0.998	1.000	0.017	0.022	0.001	0.001	0.001	0.001	0.122	0.162	0.001	0.001	
HA	PDT R'	0.001	0.001	0.001	0.001	0.021	0.048	0.001	0.001	0.104	0.181	0.965	0.978	1.000	0.004	0.005	0.001	0.001	0.001	0.001	0.041	0.058	0.001	0.001	
HA	Er: YAG R	0.987	0.988	0.988	0.987	1.000	1.000	0.971	0.989	1.000	0.999	0.780	0.723	0.017	0.004	1.000	0.999	0.999	1.000	1.000	1.000	1.000	0.999	0.999	
HA	Er: YAG R'	0.980	0.982	0.982	0.981	1.000	1.000	0.958	0.983	1.000	0.999	0.819	0.767	0.022	0.005	1.000	0.999	0.999	1.000	1.000	1.000	1.000	0.999	0.999	
SLA	S+P R	1.000	1.000	1.000	1.000	0.998	0.990	1.000	1.000	0.954	0.885	0.090	0.070	0.001	0.001	0.999	0.999	1.000	1.000	1.000	0.993	0.985	1.000	1.000	
SLA	S+P R'	1.000	1.000	1.000	1.000	0.995	0.974	1.000	1.000	0.909	0.807	0.057	0.043	0.001	0.001	0.999	0.999	1.000	1.000	1.000	0.981	0.964	1.000	1.000	
SLA	S R	0.999	0.999	0.999	0.999	0.999	0.999	0.999	0.999	0.999	0.997	0.987	0.268	0.222	0.001	0.001	1.000	1.000	1.000	1.000	1.000	0.999	0.999	1.000	1.000
SLA	S R'	0.999	0.999	0.999	0.999	0.999	0.999	0.999	0.999	0.999	0.997	0.986	0.252	0.213	0.001	0.001	1.000	1.000	1.000	1.000	1.000	0.999	0.999	1.000	1.000
SLA	PDT R	0.787	0.795	0.794	0.788	1.000	1.000	0.696	0.801	1.000	1.000	0.998	0.976	0.122	0.041	1.000	1.000	0.993	0.981	0.999	0.999	1.000	0.983	0.988	
SLA	PDT R'	0.714	0.724	0.723	0.716	1.000	1.000	0.615	0.731	1.000	1.000	0.993	0.988	0.162	0.058	1.000	1.000	0.985	0.964	0.999	0.999	1.000	0.969	0.976	
SLA	Er: YAG R	1.000	1.000	1.000	1.000	0.996	0.978	1.000	1.000	0.918	0.821	0.062	0.047	0.001	0.001	0.999	0.999	1.000	1.000	1.000	1.000	0.983	0.969	1.000	
SLA	Er: Yag R'	1.000	1.000	1.000	1.000	0.997	0.983	1.000	1.000	0.933	0.847	0.071	0.055	0.001	0.001	0.999	0.999	1.000	1.000	1.000	1.000	0.988	0.976	1.000	

しかし、SEM評価では、溶解クレーターのような損傷とインプラント表面への溶解付着が認められ、これは使用するパワーとともに徐々に増加した [17]。そのため、壊れやすいインプラント表面にダメージを与えない、代替のレーザーによるインプラントの除染方法が注目された。Shinらは、100mj/パルス、10Hzの強度で1分間照射した後、HAコートインプラントやフッ化物修飾TiO2プラスチックインプラントに変化が観察されなかったことから、その目的に対するEr: YAGレーザーの応用の安全性を証明した。その結果、表面の平坦化や微小破砕などの軽微な表面変化は見られたものの、照射後の一般的な粗さにおいて、試験インプラントとコントロールインプラントの間に統計的に有意な差は認められなかった[18]。さらに、Saffarpourらは、Er: YAGレーザー照射と630 nmの発光ダイオードおよびトリルジウムレーザーを光増感剤として使用したPDTでは、サンドブラスト処理を施した大粒径の酸エッチングを施したインプラントの表面に変化がないことを証明した[6]。

Al-Hashediらは、有機汚染物質や細菌を除去する物理的方法とEr: YAGレーザーとの比較において、物理的方法の優位性を報告している。あるいは、Er: YAGレーザーで処理した表面は、生菌と死菌の比率が最も低いことを示した[19]。それとは逆に、Eickらは、Er: YAGレーザー照射によるチタンディスク上の細菌バイオフィルムの除染が、コンバインキュレートやPDT照射を含む他のどの方法よりも有意に高いことを報告している[20]。インプラント表面の除染に対する別のアプローチは、高い殺微生物性を持つ表面を実現するために、表面を改質することである。一つの可能な方法は、銀ナノ粒子の沈着である。Godoy-Gallardoらは、電気化学的陽極酸化プロセスで作製した銀ドーパチタンインプラント表面を評価し、細菌付着の有意な減少を報告し、チタン対照群に対して銀濃度が最も高い群で最大98%に達した [21]。

Conclusions

我々は、SLAおよび機械加工表面インプラントにおいて、Er:YAGレーザー処理と化学的・機械的複合法によるインプラント表面の汚染除去の優位性を実証した。Er:YAGレーザー照射は、HAコーティングされたインプラントの除染に最適であることが判明した。本研究の結果から、インプラント周囲炎の管理方法の選択は、インプラント表面のタイプによって異なることが示唆された。

References:

1. Lindhe J, Meyle J: Peri-implant diseases: Consensus report of the sixth European workshop on periodontology. *J Clin Periodontol*, 2008; 35: 282-85
2. Kumar PS, Mason MR, Broker MR, O'Brien K: Pyrosequencing reveals unique microbial signatures associated with healthy and failing dental implants. *J Clin Periodontol*, 2012; 39(5): 425-23
3. Belibasakis GN, Charalampakis G, Bostanci N, Stadlinger B: Peri-implant infections of oral biofilm etiology. *Adv Exp Med Biol*, 2015; 830: 69-74
4. Belibasakis GN: Microbiological and immuno-pathological aspects of peri-implant diseases. *Arch Oral Biol*, 2014; 59(1): 66-62
5. Heitz-Mayfield L, Lang NP: Comparative biology of chronic and aggressive periodontitis vs. peri-implantitis. *Periodontol* 2000; 2010; 53: 167-71
6. Saffarpour A, Nozari A, Fekrazad R et al: Evaluation of contaminated implant surface treated by laser, photodynamic therapy, and Chlorhexidine 2 percent. *Int J Oral Maxillofac Implants*, 2018; 33(5): 1019-26
7. Jin SH, Lee EM, Park JB et al: Decontamination methods to restore the biocompatibility of contaminated titanium surfaces. *J Periodontal Implant Sci*, 2019; 49(3): 193-94
8. Kuo HN, Mei HI, Liu TY et al: *In vitro* laser treatment platform construction with dental implant thread surface on bacterial adhesion for peri-implantitis. *Biomed Res Int*, 2017; 2017: e4732302
9. Lang NP, Salvi GE, Huynh-Ba G et al: Early osseointegration to hydrophilic and hydrophobic implant surfaces in humans. *Clin Oral Implants Res*, 2011; 22(4): 349-46
10. De Groot K, Wolke JCG, Jansen JA: State of the art: Hydroxyapatite coatings for dental implants. *J Oral Implant*, 1994; 20: 232
11. Becker P, Neumann H-G, Nebe B et al: Cellular investigation on electrochemically deposited calcium phosphate composites. *J Mater Sci Mater Med*, 2004; 15: 437-40
12. Medina CMA, Villa-Correa YA: Gram-negative enteric rods associated to early implant failure and peri-implantitis: Case report and systematic literature review. *Int J Odontostomat*, 2015; 9(2): 329-36
13. Shumaker ND, Metcalf BT, Toscano NT, Holtzclaw DJ: Periodontal and peri-implant maintenance: A critical factor in long-term treatment success. *Comp Contin Educ Dent*, 2009; 30: 388-90
14. Schwarz F, Sculean A, Rothamel D et al: Clinical evaluation of an Er: YAG laser for nonsurgical treatment of peri-implantitis: A pilot study. *Clin Oral Impl Res*, 2004; 16(1): 44-52
15. Gholami GA, Karamlou M, Fekrazad R et al: Comparison of the effects of Er, Cr: YSGG laser and super-saturated citric acid on the debritement of contaminated implant surfaces. *J Lasers Med Sci*, 2018; 9(4): 254-60
16. Dennison DK, Huerzeler MB, Quinones C, Caffesse RG: Contaminated implant surfaces: An *in vitro* comparison of implant surface coating and treatment modalities for decontamination. *J Periodontol*, 1994; 65(10): 942-48
17. Ferreira CF, Babu J, Migliorati EK et al: Assessment of the effect of CO2 laser irradiation on the reduction of bacteria seeded on commercially available sandblasted acid-etched titanium dental implants: An *in vitro* study. *Int J Maxillofac Implants*, 2015; 30(3): 588-95
18. Shin SI, Lee EK, Kim JH et al: The effect of Er: YAG laser irradiation on hydroxyapatite-coated implants and fluoride-modified TiO2-blasted implant surfaces: A microstructural analysis. *Lasers Med Sci*, 2013; 28(3): 823-31
19. Al-Hashedi AA, Laurenti M, Benhamou V, Tamimi F: Decontamination of titanium implants using physical methods. *Clin Oral Impl Res*, 2017; 28(8): 1013-21
20. Eick S, Meier I, Spoerlé F et al: *In vitro* activity of Er: YAG laser in comparison with other treatment modalities on biofilm ablation from implant and tooth surfaces. *PLoS One* 2017; 12(1). e0171086
21. Godoy-Gallardo M, Rodríguez-Hernández AG, Delgado LM et al: Silver deposition on titanium surface by electrochemical anodizing process reduces bacterial adhesion of *Streptococcus sanguinis* and *Lactobacillus salivarius*. *Clin Oral Impl Res*, 2014; 26(10): 1170-79

Conflicts of interests

None.