

インプラント窩形成時の骨表面の温度変化の計測

田中 敏史 青木 竜平 佐野 哲文 園川 拓哉
 豊田 博行 浦 啓修 大山 洋子 川口 祥子
 Victor Jose KITANO FLORES 嶋田 淳[§]

明海大学歯学部病態診断治療学講座口腔顎顔面外科学分野

要旨：本研究では、インプラント窩形成時ならびにインプラント埋入時の骨表面に生じる温度上昇を計測し、比較した。被験体にはヒト乾燥無菌下顎骨を用いた。インプラント体はプロネマルクシステムインプラント MkIII TiURP 4.0×10 mm とストローマンボーンレベルインプラント RC SLA 4.1×10 mm を使用した。インプラント窩の形成は、それぞれのマニュアルに則って実施した。ドリルの回転速度とトルクはアイシロプロを用いて管理し、モニターした。骨表面の温度は、熱電対を骨表面に接着して計測した。インプラント窩内部骨表面の温度は熱電対に骨形成直後のドリル先端を接触させることにより計測した。その結果以下の結論を得た。

1. ドリル深度 5 mm での乾燥骨の窩内骨表面の温度は 36.3°C、湿潤骨では 32.1°C、ドリル深度 10 mm では乾燥骨で 40.3°C、湿潤骨で 27.9°C であり湿潤骨で低く有意差を認めた。
2. インプラント窩周囲の下顎骨表面温度はインプラント窩直近の舌側で最高 54.7°C を計測した。

本研究の結果から、インプラント埋入時、サージカルガイドを使用し、あるいは軟組織等により注水が遮断されてドリリング部に注水が及ばないと骨に熱損傷を引き起こし得ることを示唆するものと考えられた。

索引用語：骨結合型インプラント、無菌性骨壊死、熱電対、熱損傷

Measurement of Temperature Changes of Bone Surface During Drilling Procedure for Implant Placement

Toshifumi TANAKA, Ryuhei AOKI, Tetsufumi SANO,
 Takuya SONOKAWA, Hiroyuki TOYOTA, Yoshimichi URA,
 Yoko OHYAMA, Shoko KAWAGUCHI, Victor Jose KITANO FLORES
 and Jun SHIMADA[§]

Division of Oral and Maxillofacial Surgery, Department of Diagnostics and Therapeutic Sciences, Meikai University School of Dentistry

Abstract : Objectives : This study used a thermocouple with improved response time to measure and compare heat elevation at the bone surface ; during implant cavity preparation and implant placement. The two widely used implant systems, Brånemark System and Straumann implants were investigated in this study.

Materials and Methods : Test subjects comprised of dry human edentulous mandibles (n = 10). Implants used were Brånemark System implants (MkIII TiURP, 4.0×10 mm) and Straumann implants (RC SLA, 4.1×10 mm). Implant cavities were prepared according to the manufacturers' instructions using the recommended specialized equipment. The Rotational speed and torque of the drill were precisely controlled and monitored using the appropriate software.

The bone surface temperature of the bone proximal to the implant cavity was measured by affixing a thermocouple temperature sensor to the bone surface.

While the surface temperature of the bone within the implant cavity was measured by allowing the tip of the drill to

come into contact with the thermocouple temperature sensor, immediately after cavity preparation.

Results: Surface temperature within the cavity at a drill depth of 5 mm was lower for wet bone (32.1°C) than for dry bone (36.3°C).

At a drill depth of 10 mm, the temperature was significantly lower for wet bone (27.9°C) than for dry bone (40.3°C). Mandibular bone surface temperature around the implant cavity reached a maximum of 54.7°C at the lingual side nearest to the implant cavity. (What about the buccal side temperature value?) There were only slight increases in temperature in the buccal side bone, the lingual side bone, and the inferior margin of the mandible.

Conclusion: The results of this study suggest that, during implant placement, the use of a surgical guide or soft tissue, etc. may compromise optimal water irrigation of the drilling site. This may lead to a rise in temperature that could cause thermal damage to the bone.

Key words: osseointegrated implant, aseptic osteonecrosis, thermocouple, thermal damage

緒 言

骨切削時の摩擦による発熱で骨壊死が生じることが古くから経験的によく知られている¹⁻³⁾。インプラントは通常高速回転のドリルで顎骨を歯槽頂方向から皮質骨を穿破して海綿骨に到達するインプラント窩を形成して埋入される。この際インプラント窩表面の熱損傷は47°C以上の温度が1分間以上作用した場合生じるとされており⁴⁾、その熱損傷によって引き起こされる骨壊死が骨とインプラントとのインテグレーションを阻害しインプラントの脱落やインプラント体先端周囲の無菌性骨壊死を生じるとされている⁵⁾。

ドリリング時の熱発生程度は骨の硬度、皮質骨の厚さ、ドリルの回転数と直径・形状、ドリリングの深さ、骨形成時の圧力、段階的形成か一期形成か、間歇的か連続形成か、また注水の有無などによって影響を受けるとされている⁶⁾。これまでにインプラント窩形成時およびインプラント埋入時にインプラント窩および周囲の骨に生じる温度についていくつかの研究報告⁷⁻¹⁶⁾がある。計測対象はウサギの脛骨^{7,13)}や牛大腿骨^{5,6,10,11,12,16)}ないし牛下顎骨¹⁴⁾が多く、ヒト下顎骨で計測された報告はErikssonら⁹⁾のみである。動物とヒトでは皮質骨の厚さや硬度に差があると考えられ²²⁾、ヒト下顎骨を用いた温度計測を行い検証する必要があると思われる。

温度の計測方法は熱電対によるものが多い⁷⁻¹⁶⁾が、これらの報告では金属保護管型の熱電対を使用しているため骨のドリリング面からは一定の距離を隔てた箇所を計測している。したがってドリリング面の温度を直接正確

に計測されていない可能性がある。

本研究では、現在使用されている代表的インプラントである Brånemark System® Implant (以下、プロネマルクインプラント)と Straumann® (以下、ストローマンインプラント)について、ヒト下顎骨にインプラント窩を形成し、またインプラントを埋入する時の骨表面、インプラント体表面およびドリル表面に生じる温度上昇を時間応答性に優れた測温接点露出型の熱電対をはじめて使用して直接計測した。実験の結果、興味ある知見が得られたので報告する。

材料と方法

材料

1. 試験体

インプラント窩形成時の温度変化の測定の対象とした材料は印欧系の乾燥下顎骨(羽原骨格標本研究所, 東京)で無歯顎部分を有するもの10個体である。被験下顎骨の性別、年齢については不詳である。実験に先立ち被験下顎骨のCT撮影を行い、骨内病変がないことを確認した。

2. 熱電対による温度計測

骨表面およびインプラント表面の温度計測は、測温接点露出型熱電対温度センサー(絶縁管付熱電対素線, 林電工, 東京)を使用して行った。

使用した熱電対は、素線径0.32 mmの熱電対で測温接点露出型(JIS K-0.32)である。インプラント窩内の温度計測は、熱電対の先端を窩内の骨面に接触させて行った。予備実験の段階で注水の影響について計測することを試みたが、計測値は骨面の温度よりも注水される水

§ 別刷請求先: 嶋田 淳, 〒350-0283 埼玉県坂戸市けやき台1-1
明海大学歯学部病態診断治療学講座顎顔面外科学分野



Fig 1 Temperature measurement method by thermocouple element with an insulating tube.

Left : Temperature measurement in the implant cavity
Right : Drill temperature measurement

の温度の影響を受けやすいことが判明した。本研究ではサージカルガイドや軟組織等により注水が遮断された状態を想定し、ドリリング時の骨の直接的な温度上昇を計測するため、注水下での計測は実施しなかった。ドリルの温度計測はドリルの先端に熱電対の先端を接触させることにより行った (**Fig 1**)。

この絶縁管付熱電対素線の素子末端を、熱電対専用のサーモアダプター (CT-2A, 共和電業, 東京) を介して熱電対カード (CDA-40A, 共和電業, 東京) に接続した。熱電対から出力された熱起電力は専用ケーブルで、ユニバーサルレコーダー (EDX-100A, 共和電業, 東京) の専用スロットに装填した熱電対カードを介して、温度 (°C) に変換した。

変換されたデータは専用の温度解析ソフト (DCS-100 A, version 04.17, 共和電業, 東京) を用いて解析し、パーソナルコンピュータに収録した。なおサンプリング周波数は 1 kHz に設定した。

測定チャンネル数 (計測熱電対数) は 8 個とし、このうち必要なチャンネルを各実験で使用した。

3. インプラント体

インプラント窩の形成および埋入時の骨表面およびインプラント表面の温度計測の対象としたインプラント体は、プロネマルクインプラント Mk III TiU[®] RP ϕ 4.0 × 10 mm とストローマンインプラント Bone Level Implant ϕ 4.1 mm RC, SLA[®] 10 mm である (**Fig 2**)。プロネマルクインプラント埋入のためのインプラント窩の形成は専用の器具とドリル (**Fig 3**) を使用し、メーカーのマニュアルにしたがった。なおドリルはインプラント窩形成ごとに新しいものを使用した。ストローマンインプラント埋入のためのインプラント窩形成には専用の器具 (**Fig 4**) を使用し、メーカー推奨のドリルプロトコールにしたがった。



Fig 2 Implant bodies.

Left : Brånemark System[®] Mk III TiU RP ϕ 4.0 × 10 mm.
Right : Straumann[®] Bone Level Implant ϕ 4.1 mm RC, SLA[®] 10 mm



Fig 3 Brånemark System[®] implant cavity forming drills.



Fig 4 Straumann[®] Bone Level Implant ϕ 4.1 mm RC cavity forming drills.

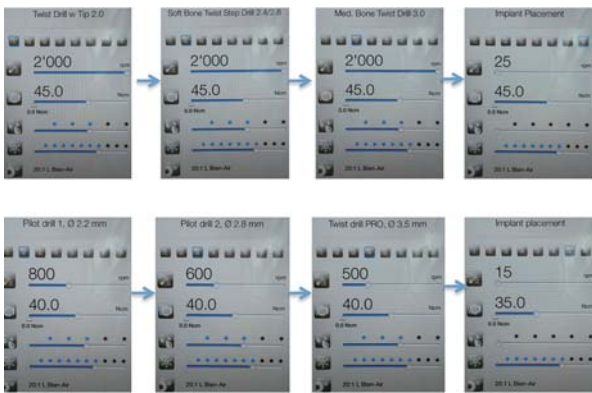


Fig 5 Control of engine speed and the torque by iChiroPro.

ドリルの回転速度とトルクはアイシロプロ (iChiro-Pro, BienAir-モリタ, 京都) を用いて正確に管理し, 専用ソフトでモニターを行った (Fig 5).

なお計測結果の統計学的検定は2群間の比較には Mann Whitney test を用いた. 多群間の比較には one way ANOVA で優位であった場合は, Tukey's multiple comparisons test を行った. 使用した統計ソフトは GraphPad Prism 6 (GraphPad Software Inc, San Diego, USA) である.

実験方法

1. 熱電対の応答速度の検証

熱電対の応答速度を検証するため, デジタル温度計で $96 \pm 0.5^\circ\text{C}$ と測定された温水に熱電対一個を挿入して, 温度上昇の時間を測定した.

2. 骨バーとインプラント窩内骨表面温度の差の検証

インプラント窩内の骨表面温度の計測がドリル表面の温度で代用できるかどうかを検証するために, インプラント窩形成直後のインプラント窩内の骨表面温度とインプラント窩形成後直ちに骨から抜去したドリルの表面温度とを計測して比較した. ドリル深度は皮質骨穿孔までとした. 被験下顎骨は湿潤骨5体である.

3. 骨の湿潤とドリル深度の影響の検証

ドリリング時のインプラント窩内骨表面温度に対する骨湿潤の影響をプロネマルクインプラントのツイストドリル 2 mm でインプラント窩を形成して比較した. 対象は下顎骨5体で, 同一の個体の同名部位について左側で乾燥時, その後24時間生理食塩水に浸漬して右側で湿潤状態の温度を計測した.

4. インプラント窩周囲の骨表面温度の計測

歯槽頂へのインプラント窩形成のためのドリリングが下顎骨周囲の骨表面にどのような温度変化を生じさせるかを計測した. 対象は乾燥下顎骨5体10側である. ドリルはプロネマルクインプラントのラウンド, 2 mm ツイスト, 2.4-2.8 mm ステップドリル, 3 mm ツイストドリルのすべてを使用し, インプラント埋入可能なインプラント窩を形成するまでの過程で最高の温度を計測した. 熱電対8個を, インプラント窩周囲1 mm の距離の歯槽骨の頬側 (CH01), 舌側 (CH02), 遠心 (CH03), 近心 (CH04), さらに歯槽基底骨体部の頬側 (CH05), 歯槽基底骨体部の舌側 (CH06), また舌側骨体部 (CH07) と下顎下縁 (CH08) に設定した.

5. ドリリング部からの距離による骨表面の温度変化の計測

インプラント窩からの距離による温度変化の影響を調べるためにインプラント窩直近, 距離1 mm, 距離2 mm, 距離3 mm の位置での歯槽骨表面の温度を計測した. 使用したドリルはプロネマルクインプラントの $\phi 2$ mm のツイストドリルでドリル深度は10 mm である. ドリリング開始から10 mm 深度になるまで連続して温度変化を記録し, 最高値を計測値とした. 計測値は計測された最高値と計測開始時の温度との差 ($\Delta^\circ\text{C}$) で表記した.

6. インプラント窩形成・インプラント埋入時のインプラント窩内骨温度の計測

いずれのインプラントシステムもインプラント埋入のためのインプラント窩形成のためには, 最低限4種のドリルを使用する. そのドリルステップごとにインプラント窩内骨表面温度を計測した.

結果

1. 熱電対の応答速度の検証

熱電対を湯中に挿入してからデジタル温度計の表示する温度まで上昇する時間を計測したが, 0.3秒であり, 熱電対の温度応答速度が優れていることが確認できた.

2. 骨バーとインプラント窩内骨表面温度の差の検証

プロネマルクインプラントのラウンドバーについては, 両者の温度の差は 0.2°C で有意差は認められなかった (Fig 6A). この結果により, インプラント窩内の骨表面の温度はドリルの表面温度によって計測することと

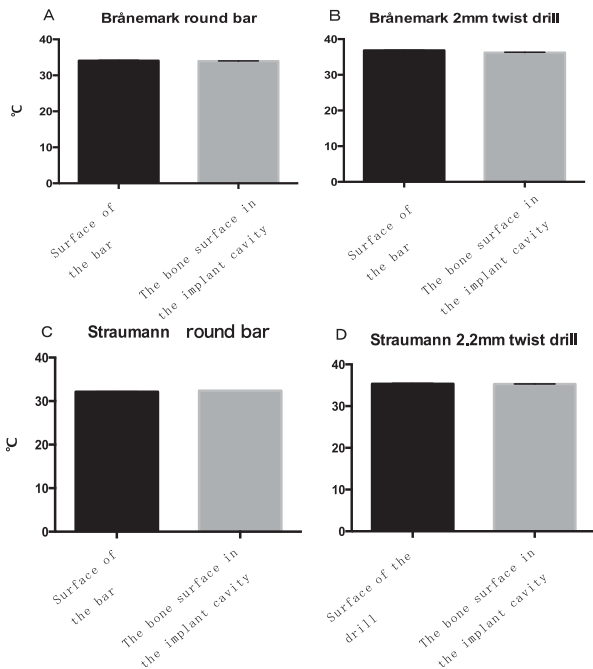


Fig 6
 A : Temperature of surface of the bone and the bone surface in the implant cavity.
 B : Temperature of surface of the bone and the bone surface in the implant cavity.
 C : Temperature of surface of the bone and the bone surface in the implant cavity.
 D : Temperature of surface of the bone and the bone surface in the implant cavity.

した。

またブローネマルクインプラントのツイストドリル φ2 mm でインプラント窩を形成した場合は、バー表面温度が0.6℃ 高く計測されたが統計学有意差はなかった (Fig 6B)。

ストローマンのラウンドバーでも両者間に有意差はなかった (Fig 6C)。ストローマンの φ2.2 mm ツイストドリルでも有意差は認められなかった (Fig 6D)。これらの結果により、ドリルの表面温度がインプラント窩内の骨表面温度と一致することが明らかになった。

3. 骨の湿潤とドリル深度の影響

ドリリング深度 5 mm の時の温度上昇値は湿潤骨で乾燥骨より 4.2℃ 低かった。ドリリング深度 10 mm 時のインプラント窩内骨表面温度は湿潤骨で 12.4℃ 低く、ドリル深度が深いほど乾燥骨で温度が高く、湿潤骨で低いことが明らかとなった (Figs 7, 8)。

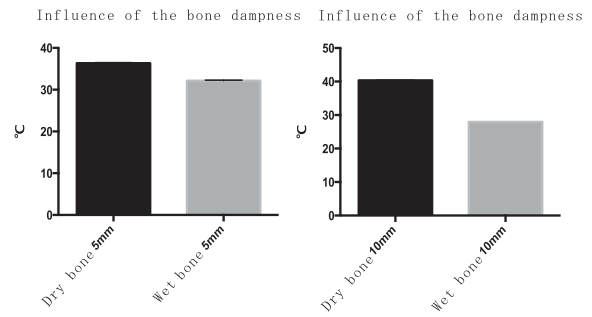


Fig 7 Influence of the bone dampness on bone surface temperature in the implant fossa in the drilling.

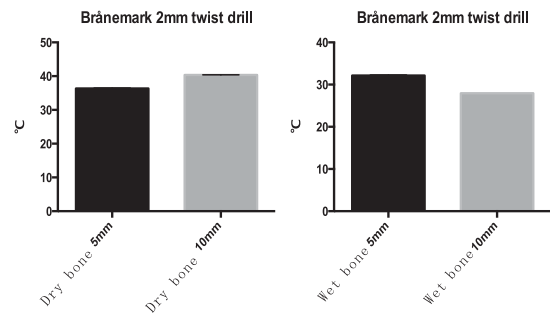


Fig 8 Influence that drilling depth gives to the bone surface temperature in the implant cavity.

Bone surface temperature around the implant cavity

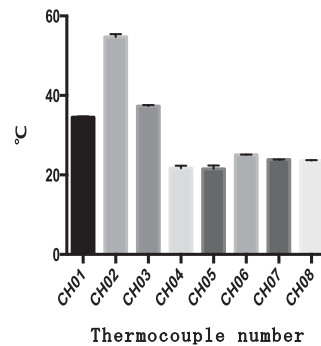


Fig 9 Bone surface temperature around the implant cavity.
 a : b, c = p < 0.0001 a, b : c = p < 0.0001

4. インプラント窩周囲の骨表面温度の計測

CH02 とすべての群間、また CH01 と 03 と他のすべての群間で有意差を認めた。したがってインプラント窩形成のためのドリリングによる発熱はインプラント周囲のみに局限していた。下顎骨高径が低く下顎下縁の皮質骨を穿孔しても下顎下縁の骨に温度上昇は計測されなかった (Fig 9)。

5. ドリリング部からの距離による骨表面の温度変化

インプラント窩周囲の温度上昇はインプラント窩と距離 1 mm の間で有意差がなく、インプラント窩直近と距離 2 mm, 3 mm との間に有意差を認めた (Fig 10).

6. インプラント窩形成・インプラント埋入時のインプラント窩内骨温度

いずれのステップでもプロネマルクインプラントでの温度が高く計測された。両インプラントシステムともツイストドリル 2.4-2.8 mm か 2.8 mm を使用する際に最も高温になっていた (Fig 11)。

インプラント埋入時は骨縁直上のインプラント体に熱電対の先端を接触させながら回転埋入させるときに温度

Bone surface temperature around the implant cavity

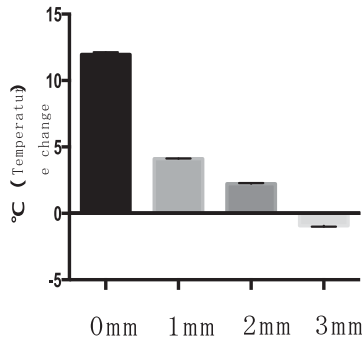


Fig 10 Mandibular bone surface temperature by the distance from an implant cavity (Δ°C).

0 mm vs. 1 mm ns 0 mm vs. 2 mm* 0 mm vs. 3 mm*

* = p < 0.0001

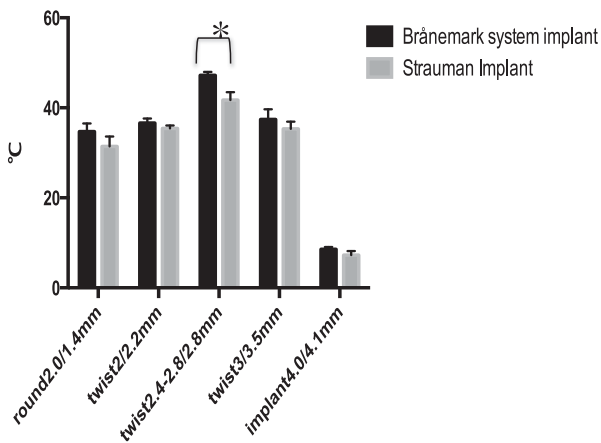


Fig 11 Comparison of the bone temperature in the implant fossa between The implant fossa formation and implant placement.

* = P < 0.05

を計測した結果、インプラント体埋入時の温度はドリリング時に比較して低く計測された。

考 察

骨が損傷を受ける温度限界は、かつてアルカリフォスファターゼが変性する 56°C であると一般的に信じられていた^{17,18)}。しかし Eriksson ら⁴⁾のウサギ脛骨にチャンバー型の金属製の器具を埋設後 30 日以降に組織を加熱して生体組織を観察した研究結果から、47°C 1 分間では骨組織に傷害は生じなかったが、47°C 5 分間では直後に血管の拡張が生じ加熱 30 日以降には 20~30% の骨吸収が生じ、さらに 50°C 1 分間では加熱直後は血流の遮断が起こり 30~40 日後に 30% の骨吸収が生じ脂肪組織に置き換えられる傷害が生じたとされて以降、骨が損傷を受けない温度限界は 47°C であるとされている。

インプラントを埋入するためには通常高速回転の切削器具で骨組織にインプラント窩を形成する必要があり、摩擦熱によりインプラント窩周囲の骨に部分的に壊死組織が形成されると一般的に考えられている⁹⁾。インプラント窩周囲の骨壊死が生じるとインプラント体の脱落につながる。そのためドリリング時の発熱について *In Vitro* と *In Vivo* でそれぞれいくつかの研究がある。それらを取りまとめた Tehemar らの報告によれば¹⁹⁾、*In Vitro* の研究では牛の上腕骨や大腿骨、下顎骨を対象とした研究が多く、ヒト下顎骨を用いた研究は Rafel²⁰⁾のもののみである。*In Vivo* の研究は豚やウサギ、羊の下肢骨を対象としたものがほとんどでヒト下顎骨を用いた研究は Eriksson ら⁹⁾のもののみである。動物を対象とした場合は骨皮質の厚さや骨密度が人体と異なり、得られた発熱の結果がヒトには適用できない可能性がある⁹⁾。実際、インプラント窩の骨形成のみでなく骨固定用プレートのためのネジ穴形成の場合の骨発熱についての研究も含めると、動物骨での切削器具による発熱の報告は 41°C から 300°C にもおよび⁵⁾。ヒト生体を使用した研究は、倫理面で問題が生じる可能性があり、また測定器材の設定などで実験の実施に制約が生じる。Eriksson ら⁹⁾の研究ではヒト下顎骨の唇側面に熱電対挿入用の穿孔を行い、歯槽頂側からドリルで骨切削を行う際の温度を計測しているが、熱電対の先端はドリル切削面から 1~2 mm の位置であり、切削されている骨表面の温度を計測しているのではない。ヒトによる研究による場合でなく動物実験でも、熱電対の形状から骨切削面の直接計測は不可能であり、0.5 mm から 3 mm の距離の温度を計測している⁵⁾。

二種類の異なる金属導体の両端を接続して閉回路を作り、一端を加熱するなどして、両端に温度差を生じさせるとその金属固有の熱起電力が発生し、回路中に電流が流れる。その現象をゼーベック効果と呼び、この原理を利用して温度を計測することができる²⁰⁾。回路の片端を開放すれば、電位差（熱起電力）の形で検出することが可能となる。熱起電力は、組み合わせる金属の種類と両接点の温度差には依存するものの、構成する2つの金属の形状と大きさには関係しない。この現象を利用した温度検出端を熱電対という。熱電対は、中高温領域を中心に、最も多く用いられている温度センサーで、熱起電力が大きく、特性のバラツキが小さく互換性があるなどの特徴を有する。測定方法が簡易な割に測定精度が高く、測定遅れが少ないという利点を有する。特に高温または低温で使用しても、熱起電力が安定で寿命が長いので、インプラント窩形成時の骨表面温度の測定には適した器材である²¹⁾。

本研究では、小型で熱測定反応に優れた測温接点露出型熱電対温度センサーを使用したため、インプラント窩内の骨表面やドリル表面の温度を直接計測できた。また、乾燥ヒト下顎骨を生理食塩水に浸漬して湿潤状態にして実験対象としたため、乾燥状態で計測するよりも生体に近い条件で温度変化が計測できたと考える。Erikssonらの研究⁹⁾で使用された熱電対の誤差精度は0.6℃であったと記されている。本研究で使用した熱電対の誤差は0.1℃で、精度の高い計測が行えたものと考えられる。

ドリリングによる摩擦熱による骨の温度上昇を測定する研究はすべて骨の温度を測定する方法によりなされてきた⁴⁾⁶⁾。この直接骨を計測する方法⁴⁾⁷⁾では耐用性の高い熱電対を使用してもドリルの熱電対による損傷を防ぐためにドリル面と熱電対の間に一定の距離を残す必要がある。本研究では素線径0.32 mmと細くなおかつ10 mm長でインプラント窩内に挿入可能な熱電対を使用し、インプラント窩内骨表面温度を直接計測した。またドリリング直後のドリル表面にも熱電対を接触させて温度を計測した。その結果骨表面温度とドリル表面との間に有意な温度差はなく、骨表面温度でなくドリル表面温度を計測することで発表面温度を計測したのと同じ値が得られることが、プロネマルクインプラントでもストローマンインプラントでもあきらかとなった。

試験体は乾燥ヒト下顎骨であるが、乾燥状態でのドリリングは生体と同様の結果がえられるとは言えず、生理食塩水に24時間浸漬した湿潤骨との比較を行なって、

有意に湿潤骨での温度が低く、湿潤骨での検討を行うこととした。ヒト生体で骨温度を計測したErikssonらの研究では ϕ 2.0 mm 2,000 rpmのドリルで骨温度は25.2-33.8℃であったとしており、本研究の32.1℃（深度5 mm）と27.9℃（深度10 mm）とほぼ同じ値であったとしており、乾燥骨を湿潤させた状態でも生体に近似した計測結果がえられる可能性を示唆した。

インプラント窩形成時の骨温度が骨壊死に及ぼす影響については周囲への広がりも考慮する必要がある。乾燥骨でインプラント窩を形成した下顎オトガイ部の頬舌側に熱電対を設置して計測したところ、温度の上昇がみられたのはインプラント窩周囲1 mmに設定した熱電対のみであり、下顎下縁や頬舌側皮質骨には温度上昇は認められなかった。さらにインプラントから0 mm, 1 mm, 2 mm, 3 mmの位置で骨温度を測定したところ、インプラント窩より有意に温度が低かったのは2 mmと3 mmの距離であり、温度上昇は周辺骨1 mm程度まで伝導すると考えられた。インプラント窩内の温度上昇が生じてインプラント窩壁の骨が熱損傷する場合は、表面のみでなく深度1 mm程度まで発熱の影響が生じる結果でありドリリング時の発熱の影響の大きさを示唆した結果であった。

本研究で使用したインプラント窩形成用のドリルは、プロネマルクインプラントでは ϕ 2.0 mm ラウンドバー 2,000 rpm, ϕ 2.0 mm の twist drill 2,000 rpm, ϕ 2.4/2.8 mm の step drill 2,000 rpm, ϕ 3.0 の twist drill 2,000 rpm である。インプラント埋入は25 rpmで行った。ストローマンインプラントでは ϕ 1.4 mm ラウンドバー 800 rpm, ϕ 2.2 mm pilot drill 800 rpm, ϕ 2.8 mm pilot drill 600 rpm, ϕ 3.5 mm twist drill 500 rpm を使用し、インプラント埋入は15 rpmで行った。圧力を掛けたドリリングは発熱に影響する⁸⁾のでプロネマルクインプラントでは45 Ncmを、ストローマンインプラントでは40 Ncmを越えないように、iChiroProを設定してドリリングを行った。計測結果は10 mmの深さまでドリルを進入させて得られたもので、最高の温度はプロネマルクインプラントのステップドリルで47.2℃、ストローマンインプラントで41.7℃であった。双方のインプラントで第三番目のドリルで温度が高かった理由は不明であるが、ドリル径が増大する量によることが影響していると考えた。特にプロネマルクインプラントでは第三番目のドリルの形状がステップドリルであり、ドリルの段差部分で新たに皮質骨を切削する必要が生じるため温度が上昇しやすく、またドリルの回転速度が2,000 rpmと高速な点も発熱しやす

い理由と考えられた。プロネマルクインプラントの47.2℃という温度はErikssonら⁹⁾が骨の熱損傷が生じる境界値としている温度であり、ドリリングに1分以上の時間を要すれば骨吸収を生じる温度であるため、慎重なドリリングが必要であることが示唆された。

本研究では注水下の計測は行わなかった。ドリリングによる骨の温度上昇は注水の有無と注水する水の温度に大きな影響を受けるとされる¹⁰⁾。これまでの研究ではすべて注水下での骨の温度を計測している。本研究でも注水下の実験を予備実験の段階で行ったが、骨温度は室温と同じ注水の温度に大きく影響された。したがって、本研究では注水が遮断された状態を想定し、ドリリング時の骨の直接的な温度上昇を計測するため注水の影響を排除して研究を行った。口腔内では注水下のドリリングが必須であるが、最近ではインプラント埋入時、あらかじめ予定された位置にインプラントを正確に埋入するためサージカルガイドを使用することが基本となっている。サージカルガイドは骨表面も遮断して注水を妨げる場合があり、牛骨を使用した研究でもサージカルガイドを使用すると有意に温度が上昇するとされている¹⁵⁾。本研究の結果から、インプラント埋入時サージカルガイドを使用し、あるいは軟組織等により注水が遮断されてドリリング部に注水が及ばないと骨に熱損傷を引き起こす程度の温度上昇が起こり得ることを示唆するものと考えられた。

結 論

熱電対を用いてインプラント窩形成時の骨表面温度、インプラント窩内骨表面温度、ドリル表面温度、さらにインプラント埋入時のインプラント体表面温度を計測した。その結果以下の結論を得た。

1. 熱電対の応答時間は0.3秒であった。
2. インプラント窩形成時のインプラント窩内骨表面温度とバー表面温度に有意差はなかった。
3. ドリル深度5 mmでの乾燥骨の窩内骨表面の温度は36.3℃、湿潤骨では32.1℃と湿潤骨で低く、またドリル深度10 mmでは乾燥骨で40.3℃、湿潤骨で27.9℃であり湿潤骨で低く有意差を認めた。
4. インプラント窩周囲の下顎骨表面温度はインプラント窩直近の舌側で最高54.7℃を計測した。頬側骨体や舌側骨体、下顎下縁では温度上昇は僅かであった。
5. インプラント窩周囲への温度伝播は、距離1 mmまでに限局し、2 mm以上離れると低下し、3 mmの距離では骨表面温度の上昇は認められなかった。

6. プロネマルクシステムでは2.4-2.8 mm ステップドリル使用時に最高47.2℃を、ストローマンインプラントでは2.8 mm ツイストドリル使用時に最高41.7℃を計測した。本研究の結果から、インプラント埋入時サージカルガイドを使用し、あるいは軟組織等により注水が遮断されてドリリング部に注水が及ばないと骨に熱損傷を引き起こす程度の温度上昇が起こり得ることを示唆するものと考えられた。

稿を終えるにあたり、ご高閲を賜りました機能保存回復学講座歯科生体材料科学分野 中嶋 裕教授、同 歯科補綴学分野 藤沢政紀教授、病態診断治療学講座歯科放射線分野 奥村泰彦教授に深く感謝の意を表します。

引用文献

- 1) Gillies HD: The replacement and control of maxillofacial fractures. *Br Dent J* **71**, 351-359, 1941
- 2) Anderson R and Finlayson, B. I: Sequelae of transfixation of bone. *Surgery* **13**, 46-54, 1943
- 3) Phillips ED: Greek medicine, Thames and Hudson, London, pp105, 1973
- 4) Eriksson RA and Albrektsson T: Temperature threshold levels for heat induced bone tissue injury. A vital microscopic study in rabbit. *J Prosth Dent* **50**, 101-107, 1983
- 5) Abouzgia MB and James DF: Temperature rise during drilling through bone. *Int J Oral Maxillofac Implants* **12**, 342-252, 1997
- 6) Cordioli G and Majzoub Z: Heat generation during implant site preparation: An in vitro study. *Int J Oral Maxillofac Implants* **12**, 186-193, 1997
- 7) Eriksson A, Albrektsson T, Grane B and McQueen D: Thermal injury to bone. *Int J Oral Surg* **11**, 115-121, 1982
- 8) Eriksson RA, Albrektsson T, Magnusson B: Assessment of bone viability after heat trauma. *Scand J Plast Reconstr Surg* **18**, 261-268, 1984
- 9) Eriksson RA and Adell R: Temperatures during drilling for the placement of implants using the Osseointegration technique. *J Oral Maxillofac Surg* **44**, 4-7, 1986
- 10) Benington IC, Biagioni PA, Briggs J, Sheridan S and Lamey PJ: Thermal changes observed at implant site during internal and external irrigation. *Clin Oral Impl Res* **13**, 293-297, 2001
- 11) Ercoli C, Funkenbusch PD, Lee HJ, Moss ME and Graser GN: The influence of drill wear on cutting efficiency and heat production during osteotomy preparation for dental implants: a study of drill durability. *Int J Oral Maxillofac Implants* **19**, 335-349, 2004
- 12) Chacon GE, Bower DL, Larsen PE, McGlumphy EA and Beck FM: Heat production by 3 implant drill system after repeated drilling and sterilization. *J Oral Maxillofac Surg* **64**, 265-269, 2006
- 13) Queiroz TP, Souza FA, Okamoto R, Margonar R, Pereira-Filho VA, Garcia Júnior IR and Vieira EH: Evaluation of immediate bone-cell viability and of drill wear after implant osteotomies: immunohistochemistry and scanning electron microscopy analysis. *J Oral Maxillofac Surg* **66**, 1233-1240, 2008

- 14) Sener BC, Dergin G, Bahar g, Kelesoglu E and Slih I: Effects of irrigation temperature on heat control in vitro at different drilling depths. *Clin Oral Impl Res* **20**, 294-298, 2009
- 15) Misir AF, Mahmut S, Murat Y and Ergioglu E: Effect of surgical drill guide on heat generated from implant drilling. *J Oral Maxillofac Surg* **67**, 2663-2668, 2009
- 16) Sumer M, Misir AF, Telcioglu NT, Guler AU and Yenisey M: Comparison of heat generation during implant drilling using stainless steel and ceramic drills. *J Oral Maxillofac Surg* **69**, 1350-1354, 2011
- 17) Matthews LS and Hirsh C: Temperature measured in human cortical bone when drilling. *J Bone Joing Surg* **54**, 297-285, 1972
- 18) Rhineland F, Nelson DL, Stewart RD and Stewart CL: Vascular and histological effect. *Clin Orthop* **141**, 74-80, 1979
- 19) Tehemar SH: Factors affecting heat generation during implant site preparation: A review of biologic observations and future. *Int J Oral Maxillofac Implant* **14**, 127-136, 1999
- 20) Rafel SS: Temperature changes during high-speed drilling on bone. *J Oral Surg* **20**, 475-477, 1962
- 21) 松山 裕: 熱電温度計 In: 実用温度測定. 財団法人省エネルギーセンター, 東京, pp17-55, 1998
- 22) Mori R, Kodaka T, Soeta S, Sato J, Kakino J, Hamato S, Takaki H and Kaito Y: Preliminary Study of Histological Comparison on the Growth Patterns of Long-Bone Cortex in Young Calf, Pig, and Sheep. *J. Vet. Med. Sci* **67**, 1223-1229, 2005

(受付日: 2015年10月29日 受理日: 2015年11月25日)