

Title	インプラント体の形状ならびに骨密度が初期固定に及ぼす影響
Author(s)	菅波, 透
Citation	大阪大学, 2015, 博士論文
Version Type	VoR
URL	https://doi.org/10.18910/52352
rights	
Note	

Osaka University Knowledge Archive : OUKA

<https://ir.library.osaka-u.ac.jp/>

Osaka University

インプラント体の形状ならびに
骨密度が初期固定に与える影響

大阪大学大学院歯学研究科

顎口腔機能再建学講座

菅波 透

指導教員

大阪大学大学院歯学研究科

顎口腔機能再建学講座

前田 芳信 教授

緒言

近年、インプラント体埋入手術後に良好な初期固定を確保することは、初期の成功に重要であることが報告されている¹⁻⁴。Orensteinらは2770本のインプラント体の3年生存率を調べ、インプラント体埋入時に動揺を認めず初期固定が得られたものは93.4%、得られなかったものは79.8%であったと報告している⁵。そのため実際の臨床においては、埋入トルク値を測定し、初期固定を確認する必要がある⁶⁻⁹。埋入トルク値とは、インプラント体埋入時に骨内に埋入される際の抵抗力を数値化したもので、単位はニュートンセンチメートル（以下Ncm）で表される。埋入トルク値は実際にインプラント体を埋入した際に測定されるため、インプラント治療の診断において予後を評価するためには、初期固定に影響を与える因子について詳細に理解しなければならない。これまで初期固定にはインプラント体の形状や埋入部位の骨密度、手術手技など様々な因子が影響することが報告されている^{5, 10-16}。これらの因子の中で骨密度は、CT値や皮質骨の厚みから評価することができる^{17, 18}。CT値とは、CT撮影において被写体の中の小さな単位容積（ボクセル）内の物質のエックス線吸収度を測定した数値のことで、水の0、空気の-1000を基準とし、骨はおおむね100から1000前後に分類され、単位はハウンスフィールドユニット（以下HU）で表される。ヒト乾燥骨にインプラント体を埋入した研究において、埋入トルク値とCT値の間に有意な相関関係を認め、このことから術前のCT撮影から得られたCT値は骨密度を評価するのに有用であると報告している¹⁹。一方、医科用CTから得られるCT値と異なり、歯科用Cone-beam CT（以下CBCT）では骨密度の評価にボクセル値を使用している。CBCTは医科用CTと比較し、空間分解能が高く、インプラント治療の診断に有効であり²⁰、さらに被曝線量が少ないため²¹⁻²³、歯科診療所ではインプラント治療

の診断にCBCTが広く活用されている。このような背景から、CT値のみならず、今日までCBCTによる骨密度の診断の可能性についてさまざまな議論がされているが、日々のX線量のキャリブレーションが行われていないこと、撮影領域が限局的でその領域外に種々の解剖学的構造が存在すること、散乱線が多いことなどの理由から現在までボクセル値はCT値のように絶対的数値ではなく、相対的な数値であり、CBCTでは医科用CTほど正確な骨密度の客観的評価はできないと考えられている²⁴⁻²⁶。しかし、埋入トルク値とボクセル値に有意な相関関係がみられたという報告もあり²⁷、一部ではその有効性も示唆されている。このようにインプラント治療の診断時において、評価可能な因子であるCT値、ボクセル値や皮質骨の厚みなどの骨密度の指標や、選択可能な因子であるインプラント体のサイズ、幅径や長径、そして形状がそれぞれ初期固定にどれほど影響しているのかといった詳細な報告はない。

そこで本研究は、初期固定に影響を与える因子の関係性を明らかにすることを目的として、実験Ⅰでは豚骨を用いて詳細な検討を行うとともに、実験Ⅱにおいて実際にインプラント治療を実施した患者から得られたデータについても検討を加えた。なお、本研究では埋入トルク値を初期固定として評価し、CT値、ボクセル値および皮質骨の厚みを骨密度の指標として評価した。

実験Ⅰ．埋入トルク値に影響を与える因子の関係性の評価 (*in vitro* study)

本実験では、初期固定に影響を与える因子の関係性を明らかにすることを目的に、豚骨を用いた*in vitro* studyを行った。

1．実験方法

1) 実験骨の準備

電動のこぎりを用いて、豚腸骨の近心端および遠心端を切断した。骨に付着した軟組織は粘膜剥離子、メスおよび外科用はさみを用いて除去し、骨面を露出した(図1-a)。

2) 埋入窩の形成

テクノ社製骨形成用ドリリング装置を用いてメーカー推奨の標準プロトコールに従って埋入窩を形成した(図2-a)。ツイストドリル、カウンターボアドリルの順に回転速度 800rpm (回転数/分) , 無注水下にて所定の深さまで形成を行った。使用したツイストドリルの最終ドリル径は、 ϕ 3.8mm, 4.4mm, 5mmのインプラント体でそれぞれ ϕ 3.1mm, 3.7mm, 4.3mmで、埋入予定のインプラント体の幅径からすべて -0.7 mmのサイズであった。カウンターボアドリルのドリル径は、 ϕ 3.8mm, 4.4mm, 5mmのインプラント体でそれぞれ ϕ 3.8mm, 4.4mm, 5mmであった。

3) 歯科用Cone-Beam CT撮影

CT画像上におけるインプラント体埋入部位の正確な把握を目的として、すべての豚骨に対して埋入窩の形成後に歯科用Cone-Beam CT撮影を行った。

① 撮影方法

撮影には歯科用Cone-Beam CT (GENDEX, Imaging Science International社製)を用いた。歯槽骨周囲に軟組織がある状態と可能な限り同様の撮影環境にするため、水を入れたポリプロピレン容器に骨全体を浸漬した後、Field of View (FOV)内に収まるように骨を設置し、歯科用Cone-Beam CT撮影を行った(図2-b)。

② 撮影条件

歯科用Cone-Beam CTの撮影条件はすべて下記のように統一した。

Field of View (FOV)はφ85mm×H85mm, 管電流5mA, 管電圧120 kVp, 再構成スライス厚0.2 mm, 再構成間隔0.2 mmとした。

4) ボクセル値および皮質骨の厚みの測定

撮影したCTデータはインプラントシミュレーションソフト (LANDmarkerVer. 6.13, iCAT社製)を用いて、埋入窩周囲骨のボクセル値と皮質骨の厚みを測定した。

① ボクセル値の測定方法

埋入窩と中心軸を一致するように仮想インプラントを植立し(図3-a), 仮想インプラント体外周の内側0.35mmと外側0.5mmの合計0.85mm幅を測定した(図3-b)。次に、測定部位のボクセル値をExcelに抽出した。その後、抽出されたボクセル値の平均を算出し、その値を各インプラント体周囲全体の骨のボクセル値 (以下:ボクセル値) とした。

② 皮質骨の厚みの測定方法

皮質骨の厚みは、インプラント体長軸に沿ったスライス画像を360度回転させ、目測によりまず最大値を測定し、同部位を起点として90度ごとに合計4点を計測し、平均の厚みを算出した(図4)。目測による測定方法の再現性は、級内相関

係数 (ICC) にて確認を行った。

5) インプラント体の埋入および埋入トルク値の測定

歯科用Cone-Beam CT撮影後, インプラント体を埋入し, 最大埋入トルク値 (Ncm) を測定した (図5)。インプラント体はGC社製歯科用インプラント: ジェネシオ plus ストレート形状9種類 [幅径(ϕ): 3.8 / 4.4 / 5mm, 長径(L): 6.5 / 10 / 12 mm], テーパー形状6種類 [幅径(ϕ): 3.8 / 4.4mm, 長径(L): 6.5 / 10 / 12mm] を使用した (図6)。このインプラント体は全体的に粗面加工が施され, また上部に1.5mm幅のマикроグループが付与されている一般的な形状を有する。なお, 同インプラントはエクスターナルヘックスおよびインターナルヘックス連結機構を有する2種類の形状が存在するが, 連結機構が埋入トルク値に影響を与えるとは考えにくいため, 日常臨床にて使用頻度の高いインターナルヘックス機構を有するインプラント体を選択した。埋入トルク値の測定にはハンディータイプトルク計 (HTG2-200NC, イマダ社製) を用いた。ハンディータイプトルク計の測定最大トルクは200Ncm, 測定精度は $\pm 0.5\%$ F. S. 以内, 最小分解機能は0.1Ncmであり, 今回の実験における埋入トルク値の測定 (最大で126.9Ncm) に十分な測定範囲を有している。

6) 統計解析

埋入トルク値, ボクセル値および皮質骨の厚みそれぞれの関係の検討には Spearmanの順位相関係数, インプラント体の幅径, 長径や形状と埋入トルク値の関係の検討には共分散分析, 埋入トルク値に対するそれぞれの因子の影響の割合の検討には重回帰分析を用いて, それぞれ統計解析を行った。重回帰分析の従属変数は埋入トルク値とし, 独立変数はボクセル値, 皮質骨の厚み, インプラント体の幅径, 長径および形状とした。なお, 統計解析にはSPSS (Ver. 20,

SPSS. Inc., Chicago, IL, USA) を使用し, 有意水準は5%とした.

2. 実験結果

1) 使用したインプラント体の本数, 豚骨のボクセル値および皮質骨の厚み, 埋入トルク値の分布

今回埋入されたインプラント体は293本, インプラント体が埋入された豚骨のボクセル値の平均±標準偏差は 203.13 ± 58.92 , 皮質骨の厚みの平均±標準偏差は $1.27 \pm 0.48\text{cm}$, 埋入トルク値の平均±標準偏差は $38.13 \pm 20.84\text{Ncm}$ であった(表1). それぞれのデータの分布を図に示す(図7-9).

2) ボクセル値と埋入トルク値の関係

Spearmanの順位相関係数の結果, ストレート形状において, $\phi 3.8\text{mm}$ では, L6.5mm, 10mm, 12mmのインプラント体における相関係数(r)はそれぞれ $r=0.571$ [有意確率(p)=0.007], $r=0.568$ ($p=0.009$), $r=0.669$ ($p=0.007$), $\phi 4.4\text{mm}$ ではL6.5mm, 10mm, 12mmでそれぞれ $r=0.744$ ($p<0.001$), $r=0.555$ ($p=0.009$), $r=0.596$ ($p=0.025$), $\phi 5\text{mm}$ ではL6.5mm, 10mm, 12mmでそれぞれ $r=0.8$ ($p<0.001$), $r=0.75$ ($p=0.007$), $r=0.571$ ($p=0.007$)であった(図10-12).

テーパ形状において, $\phi 3.8\text{mm}$ ではL6.5mm, 10mm, 12mmでそれぞれ $r=0.675$ ($p=0.001$), $r=0.704$ ($p=0.001$), $r=0.66$ ($p=0.002$), $\phi 4.4\text{mm}$ ではL6.5mm, 10mm, 12mmでそれぞれ $r=0.632$ ($p=0.003$), $r=0.648$ ($p=0.002$), $r=0.74$ ($p<0.001$)であった(図13, 14).

以上によりストレート形状の9種類, テーパー形状の6種類全ての種類のインプラント体においてボクセル値と埋入トルク値との間に有意な正の相関関係が認められた(表2).

3) 皮質骨の厚みと埋入トルク値の関係

Spearmanの順位相関係数の結果、ストレート形状において、 $\phi 3.8\text{mm}$ ではL6.5mm, 10mm, 12mmのインプラント体における相関係数はそれぞれ $r=0.548$ ($p=0.01$), $r=0.553$ ($p=0.011$), $r=-0.177$ ($p=0.483$), $\phi 4.4\text{mm}$ ではL6.5mm, 10mm, 12mmでそれぞれ $r=0.574$ ($p=0.006$), $r=0.478$ ($p=0.028$), $r=0.389$ ($p=0.169$), $\phi 5\text{mm}$ ではL6.5mm, 10mm, 12mmでそれぞれ $r=0.661$ ($p=0.001$), $r=0.759$ ($p<0.001$), $r=0.8$ ($p<0.001$)であった(図15-17).

テーパ形状において、 $\phi 3.8\text{mm}$ ではL6.5mm, 10mm, 12mmでそれぞれ $r=0.534$ ($p=0.015$), $r=0.563$ ($p=0.01$), $r=0.523$ ($p=0.018$), $\phi 4.4\text{mm}$ ではL6.5mm, 10mm, 12mmでそれぞれ $r=0.185$ ($p=0.435$), $r=0.514$ ($p=0.02$), $r=0.537$ ($p=0.015$)であった(図18, 19).

以上によりストレート形状の $\phi 3.8\text{mm}\times\text{L}12\text{mm}$, $\phi 4.4\text{mm}\times\text{L}12\text{mm}$, テーパー形状の $\phi 4.4\text{mm}\times\text{L}6.5\text{mm}$ 以外の種類のインプラント体において皮質骨の厚みと埋入トルク値との間に有意な正の相関関係が認められた(表3). また, 皮質骨の測定方法の再現性は級内相関係数で $\text{ICC}(1, 3)=0.937$ であった.

4) ボクセル値と皮質骨の厚みの関係

Spearmanの順位相関係数の結果、ストレート形状において、 $\phi 3.8\text{mm}$ ではL6.5mm, 10mm, 12mmのインプラント体における相関係数はそれぞれ $r=0.654$ ($p=0.001$), $r=0.78$ ($p<0.001$), $r=-0.151$ ($p=0.55$), $\phi 4.4\text{mm}$ ではL6.5mm, 10mm, 12mmでそれぞれ $r=0.646$ ($p=0.002$), $r=0.545$ ($p=0.011$), $r=0.609$ ($p=0.021$), $\phi 5\text{mm}$ ではL6.5mm, 10mm, 12mmでそれぞれ $r=0.583$ ($p=0.006$), $r=0.809$ ($p<0.001$), $r=0.6$ ($p=0.018$)であった(図20-22).

テーパ形状において、 $\phi 3.8\text{mm}$ ではL6.5mm, 10mm, 12mmでそれぞれ $r=0.891$ ($p<0.001$) , $r=0.734$ ($p<0.001$) , $r=0.713$ ($p<0.001$) , $\phi 4.4\text{mm}$ ではL6.5mm, 10mm, 12mmでそれぞれ $r=0.649$ ($p=0.001$) , $r=0.745$ ($p<0.001$) , $r=0.665$ ($p=0.001$)であった(図23, 24).

以上によりストレート形状の $\phi 3.8\text{mm}\times\text{L}12\text{mm}$ 以外の種類のインプラント体を埋入した部位のボクセル値と皮質骨の厚みとの間に有意な正の相関関係が認められた(表4).

5) インプラント体の幅径と埋入トルク値の関係

インプラント体の幅径と埋入トルク値の関係を調べるため、ボクセル値、皮質骨の厚みおよびインプラント体の長径を調整因子として共分散分析を行った。その結果、ストレート形状のインプラント体の推定平均埋入トルク値は $\phi 3.8\text{mm}$, 4.4mm , 5mm でそれぞれ $23.75\pm 1.87\text{Ncm}$, $36.04\pm 1.92\text{Ncm}$, $49.54\pm 1.94\text{Ncm}$ となり、 $\phi 3.8\text{mm}$ と $\phi 4.4\text{mm}$, $\phi 3.8\text{mm}$ と $\phi 5\text{mm}$, $\phi 4.4\text{mm}$ と $\phi 5\text{mm}$ それぞれの間の推定平均埋入トルク値に有意差 ($p<0.001$) が認められた。

テーパ形状のインプラント体の推定平均埋入トルク値は $\phi 3.8\text{mm}$, 4.4mm でそれぞれ $34.1\pm 1.32\text{Ncm}$, $47.34\pm 1.29\text{Ncm}$ となり、 $\phi 3.8\text{mm}$ と $\phi 4.4\text{mm}$ の間の推定平均埋入トルク値に有意差 ($p<0.001$) が認められた。

以上により、ストレート形状およびテーパ形状のすべての種類の幅径間において埋入トルク値に有意差が認められた(図25)。

6) インプラント体の長径と埋入トルク値の関係

インプラント体の長径と埋入トルク値の関係を調べるため、ボクセル値、皮質骨の厚みおよびインプラント体の幅径を調整因子として共分散分析を行った。

その結果、ストレート形状のインプラント体の推定平均埋入トルク値はL6.5mm, 10mm, 12mmでそれぞれ 30.52 ± 1.79 Ncm, 40.11 ± 1.85 Ncm, 38.62 ± 2.07 Ncmとなり, L6.5mmとL10mmの間($p=0.001$)およびL6.5mmとL12mmの間($p=0.01$)において推定平均埋入トルク値に有意差を認めたが, L10mmとL12mmの間において推定平均埋入トルク値に有意差は認められなかった.

テーパ形状のインプラント体の推定平均埋入トルク値はL6.5mm 10mm, 12mmでそれぞれ 34.75 ± 1.61 Ncm, 40.59 ± 1.61 Ncm, 47.31 ± 1.6 Ncmとなり, L6.5mmとL10mmの間($p=0.035$), L6.5mmとL12mmの間($p<0.001$), L10mmとL12mmの間($p=0.011$)において推定平均埋入トルク値に有意差を認めた.

以上により, ストレート形状の長径10mmと12mmの間以外のすべての種類の長径間において埋入トルク値に有意差が認められた(図26).

7) インプラント体の形状と埋入トルク値の関係

インプラント体の形状と埋入トルク値の関係を調べるため, ボクセル値, 皮質骨の厚み, インプラント体の幅径および長径を調整因子として共分散分析を行った. その結果, ストレート形状における推定平均埋入トルク値は 33.68 ± 1.03 Ncm, テーパー形状における推定平均埋入トルク値は 44.29 ± 1.22 Ncmとなり, ストレート形状とテーパ形状の間の埋入トルク値に有意差 ($p<0.001$) が認められた(図27).

8) 埋入トルク値に影響を与える因子の関係性

重回帰分析の結果, 決定係数 (R^2) は0.611となり, ボクセル値 ($p<0.001$), インプラントの幅径 ($p<0.001$), 形状 ($p<0.001$) および長径 ($p<0.001$) が有意な説明変数となった. そして, 標準偏回帰係数 (β) の大きさからボクセル

値 ($\beta = 0.615$) , インプラント体の幅径 ($\beta = 0.347$) , 形状 ($\beta = 0.288$) ,
長径 ($\beta = 0.204$) の順で埋入トルク値に与える影響が大きいことが示唆された
(表5).

実験Ⅱ．ヒトにおける埋入トルク値とCT値の関係の評価 (*in vivo* study)

本実験では、ヒトにおける埋入トルク値とCT値の関係を検討することを目的に、患者を対象とした*in vivo* studyを行った。

1. 実験方法

1) 研究対象者

対象は本研究に同意が得られた大阪大学歯学部附属病院咀嚼補綴科に通院するインプラント治療を行う患者11名（男性3名，女性8名，平均年齢：67.5±6.5歳）とし，除外基準は3カ月以内に抜歯を行っている，インプラント埋入と同時に骨造成処置を必要とするものとした．なお，本研究は大阪大学大学院歯学研究科倫理委員会の承認（承認番号:H23-E34）を得て実施した．

2) CT撮影

① 撮影方法

すべての患者に対して，インプラント埋入手術前にCT撮影を行った．撮影にはMulti-Detector CT（LightSpeed VCT，GE MEDICAL SYSTEMS社製）を用いた．

② 撮影条件

Multi-Detector CTの撮影条件はすべて下記のように統一した．

Field of View (FOV)はφ250mm×H250mm，管電流100mA，管電圧120kVp，再構成スライス厚1.25 mm，再構成間隔0.5 mmとした．

3) インプラント体の埋入および埋入トルク値の測定

インプラント体は実験Ⅰと同様，GC社製歯科用インプラント：ジェネシオplus ストレート（幅径：φ3.8mm，長径：8 / 10mm），長径8mmにおいて12本，長径10mm

において13本，合計25本を埋入した．一名のインプラント専門医により下記のようにメーカー推奨の標準プロトコールに従って埋入窩を形成した．まず， ϕ 1.8mmラウンドバーにて起始点の形成を行った後， ϕ 2.2mmデプスドリル， ϕ 3.1mmパイロットドリル， ϕ 3.1mmツイストドリル， ϕ 3.8mmカウンターボアドリルの順に所定の深さまで形成した．形成は全て注水下で，回転速度は800rpm（回転数/分）にて行った．埋入窩形成後，インプラント体を埋入し，最大埋入トルク値（Ncm）を測定した(図28)．測定にはマイクロモーター(SURGIC PRO+，ナカニシ社製)を使用した．

4) 模型合成

実験Ⅰで使用した豚腸骨に対して埋入部位の正確な把握のためインプラント体埋入窩形成後にCBCTを撮影しているが，ヒトに対してインプラント体を埋入する実験Ⅱにおいてはこの方法は困難である．そのため，作業用模型と術前に撮影したCTデータの合成を行うことで，埋入されたインプラント体の位置情報をインプラントシミュレーションソフト上に再現することとした．手順としては，免荷期間ののち，通法に従ってプロビジョナルレストレーションを製作し，製作に使用した作業用模型に高さ16mmのプロビジョナルコーピングを装着した状態でCTスキャンを行い，サーフェイスレンダリング処理を行った後，インプラントシミュレーションソフト(LANDmarkerVer. 6.13，iCAT社製)を用いて，術前に撮影したCTデータから得られた3Dデータに合成した(図29)．

5) CT値の測定

3Dデータ上のプロビジョナルコーピングを指標として，実際に埋入したインプラントと同サイズの仮想インプラントを設置し(図30)，インプラント体外周

の内側0.35mm外側0.5mm合計0.85mmの厚みの平均CT値を測定した.

6) 統計解析

埋入トルク値とCT値の関係についてSpearmanの順位相関係数を用いて統計学的検討を行った. 統計解析にはSPSS (Ver. 20, SPSS. Inc., Chicago, IL, USA) を使用し, 有意水準は5%とした.

2. 実験結果

長径8mmのインプラント体において埋入部位は下顎臼歯部12本, 埋入部位の平均CT値は 538.46 ± 215.5 HU, 平均埋入トルク値は 26.3 ± 12 HUであった. 長径10mmのインプラント体において埋入部位は下顎臼歯部11本, 上顎臼歯部2本, 埋入部位の平均CT値は 583.38 ± 285.56 HU, 平均埋入トルク値は 28.08 ± 14.59 HUであった.

長径8mmのインプラント体では相関係数が0.699 ($p=0.011$), 長径10mmのインプラント体では相関係数が0.771 ($p=0.002$) となり, 長径8mm, 10mmのインプラント体共に, インプラント体周囲骨のCT値と埋入トルク値の間に有意な正の相関関係が認められた (図31).

考察

1) 実験骨モデルについて

これまで *in vitro* study にて初期固定と骨密度の関係を検討した過去の報告ではヒト乾燥骨もしくは豚骨を対象としたものが多い^{8, 11, 19, 27-30}。本研究では、以下の理由にて豚腸骨を使用した。まず *in vitro* study を行うにあたり、日本国内ではヒト乾燥骨の使用が困難であるため、それに代替可能な骨が必要となる。豚骨はヒト顎骨と類似した皮質骨と海綿骨からなる解剖学的構造を有し(図1-b)、また入手が容易なため、屠殺後1日程度の新鮮な状態で実験を行うことができる点はヒト乾燥骨よりも生体に近い条件として有利と考えられる。さらに腸骨はインプラントを埋入しやすい平らな面を有し、埋入部位により骨密度にばらつきがあることから(表1)、今回の実験骨モデルとして採用した。

2) ボクセル値およびCT値の測定部位について

今回の実験では、インプラント体の初期固定に影響を与える部位の骨密度を正確に測定する必要がある。そのためには、まずインプラント体の埋入予定部位の正確な把握が重要である。過去の報告では前頭断面において1枚のスライス画像のみで評価する方法³¹、仮想インプラント体外周の周囲1mmの範囲を測定する方法¹⁵などがあるが、これらの方法は術前のCTデータ上で測定しており、実際の埋入部位とずれている可能性があり、データの信頼性が低い。Isodaら²⁷はインプラント体埋入窩形成後にCTを撮影しているため、埋入部位の把握は正確である。実験Ⅰではこの方法を採用した。ヒトに対してインプラント体を埋入する実験Ⅱにおいては、この方法は困難のため、作業用模型と術前に撮影したCTデータの合成を行うことで、埋入されたインプラント体の位置情報を正確にイ

ンプラントシミュレーションソフト上に再現することが可能になった。模型合成によるインプラント体位置情報の再現性の誤差は事前に最大0.1mm以下であることを確認している。

次にインプラント体が圧迫する骨の範囲として、本実験では仮想インプラント体外周の内側0.35mmと外側0.5mmの合計0.85mm幅と設定した。その根拠として、まず埋入されたインプラント体の幅径よりも埋入窩の幅径が0.7mm小さいため、仮想インプラント体外周内側の両側0.35mmの骨が圧迫されることが考えられる。さらに過去の研究から、埋入窩のサイズにかかわらずインプラント体外周の骨は外側最大0.5mmまで圧迫されることが報告されている³²。以上の事から、本実験において内側0.35mmと外側0.5mmの合計0.85mm幅をインプラント体により圧迫される骨の範囲とした。

3) 皮質骨の厚みの測定方法について

Nkenkeら²⁸はヒト乾燥骨を用いて、インプラント体埋入部位において歯槽骨の前頭断面の頬舌側の2点を目測にて測定し、平均の皮質骨の厚みを評価している。この方法では、インプラント体周囲の近遠心の皮質骨を測定していないため、インプラント体に接触する皮質骨を正確に評価できない。そこで本研究では、インプラント体長軸に沿ったスライス画像を360度回転させ、目測によりまず皮質骨の厚みの最大値を測定し、同部位を起点として90度ごとに合計4点を計測し、平均の厚みを算出した。目測による測定方法の再現性は、級内相関係数（ICC）にて確認を行った。まず1名の測定者によって20本のインプラント体埋入予定部位の皮質骨の厚みの最大値を各3回ずつ測定し、級内相関係数を測定した。その結果、 $ICC(1, 3)=0.937$ という良好な再現性を確認後、改めて1名の測定者が各1回ずつ最大値を測定し、同部位を起点として90度ごとに合計4点を

測定した4部位の平均の厚みを算出した。

4) 歯科用 Cone-beam CT による骨密度の評価について

これまで歯科用 Cone-beam CT から得られるボクセル値はCT 値のように絶対的数値ではなく、相対的な数値であり、歯科用 Cone-beam CT では医科用 CT ほど正確な骨密度の客観的評価はできないと考えられていた²⁴⁻²⁶。その一方で、一部の歯科用 Cone-beam CT より算出されるボクセル値と医科用 CT から算出されるCT 値の間に有意な相関関係を認めたことが報告されている。Aranyarachkulら³³は、ヒト屍体の顎骨を用いて、歯科用 Cone-beam CT (NewTom, QR-DVT9000 ; QR, Verona 社製)および医科用 CT にて撮影を行い、ボクセル値およびCT 値を計測した。その結果、ボクセル値とCT 値の相関係数は0.92~0.98を示し、歯科用 Cone-beam CT はインプラント治療の術前検査における骨密度評価において有効であるとしている。また、十河らは希釈した水溶性造影剤 (Iopamiron, Bayer Schering Pharma AG, Berlin) で作製した自家製ファントムを用いて、医科用 CT (Activion™16, 東芝製) と本実験で用いた歯科用 Cone-beam CT (GENDEX, Imaging Science International 社製) にてファントムが FOV 内に収まるように撮影を行い、それぞれから算出されるCT 値およびボクセル値を比較した。その結果、それらはほぼ同様の値を示した。以上のことから歯科用 Cone-beam CT であっても特定の機種で、撮影領域のはみ出しがなければ、医科用 CT と同程度の骨密度の評価が可能であることを明らかにした³⁴。したがって、本研究で使用した歯科用 Cone-beam CT から算出されるボクセル値の信頼性は高いと考えられる。今回は十河らの報告にある歯科用 Cone-beam CT を使用し、骨密度の評価を行った。

5) ボクセル値と埋入トルク値の関係について

術前のCT画像より得られるボクセル値から骨密度の正確な評価を行うことで、インプラント埋入予定部位、インプラント体のデザインや手術手技の決定の参考となる。

Isodaら²⁷は、豚骨に18本のインプラント体を埋入し、CBCTから得られたボクセル値と埋入トルク値の関連を認めたと報告している。この報告では対象を一種類のインプラントに限定しているのに対し、今回の実験ではインプラント体の幅径、長径さらには形状の因子も加えてボクセル値と埋入トルク値の関係について検討を行った。その結果、ストレート形状の9種類、テーパ形状の6種類全ての種類のインプラント体においてボクセル値と埋入トルク値との間に有意な正の相関関係が認められた。ストレート形状において相関係数は0.555～0.882の範囲となり、テーパ形状において相関係数は0.632～0.74の範囲となり、共に高い値を示した。このことから今回使用した15種類全てのインプラント体においてインプラント体埋入予定部位の骨密度が埋入トルク値と関連していることが示唆された。

6) 皮質骨の厚みと埋入トルク値の関係について

骨密度はCT値やボクセル値以外に皮質骨の厚みからも評価できることが報告されている¹⁸。また澤田らによれば、CBCTは医科用CTと比較し、距離計測精度が優れている³⁵。本研究ではCBCTにて正確に測定できる皮質骨の厚さを骨密度の指標として使用した。Motoyoshiら³⁶は、32人の患者を対象に歯科用Cone-beam CT撮影（3D Accuitomo, モリタ社製）を行った後、87本の矯正用ミニインプラントを臼歯部の頬側歯槽骨に埋入した。その結果、CT画像から測定した皮質骨の厚みと埋入トルク値との間に有意な正の相関関係を認めたと報告している。

Tabassumら³⁷⁾は擬似骨(Sawbones, Pacific Research Laboratories社製)を用いて、160本のインプラント体を埋入し、皮質骨が厚いほど埋入トルク値が上昇したとしている。

今回の結果から、ストレート形状の $\phi 3.8\text{mm} \times 12\text{mm}$ 、 $\phi 4.4\text{mm} \times 12\text{mm}$ 、テーパ形状の $\phi 4.4\text{mm} \times 6.5\text{mm}$ 以外の種類のインプラント体において皮質骨の厚みと埋入トルク値との間に有意な正の相関関係が認められた。相関関係が認められなかったのは3種類のインプラントであった。ストレート形状において相関係数は $-0.177 \sim 0.8$ の範囲となり、テーパ形状において相関係数は $0.185 \sim 0.563$ の範囲となった。ストレート形状の $\phi 5\text{mm} \times 10\text{mm}$ 以外の全ての種類のインプラント体において、ボクセル値と埋入トルク値の間の相関係数と比較し、皮質骨の厚みと埋入トルク値の間の相関係数は低い値を示した。さらにストレート形状の $\phi 3.8\text{mm} \times 12\text{mm}$ のインプラント体において、皮質骨の厚みとボクセル値の間に有意な相関関係が認められず($r = -0.151$, $p = 0.55$)、皮質骨の厚みと埋入トルク値の間にも有意な相関関係が認められなかった($r = -0.177$, $p = 0.483$)が、ボクセル値と埋入トルク値の間には有意な正の相関関係が認められた($r = 0.596$, $p = 0.025$)。以上から骨上部の皮質骨だけでなく下部の海綿骨もインプラント体の埋入トルク値に影響していることが考えられる。つまり、術前に埋入トルク値を予測する場合、皮質骨の厚みよりもボクセル値(全体の骨密度)を評価する必要があることが示唆された。

7) インプラント体の幅径および長径と埋入トルク値の関係について

Eliasら¹¹⁾は豚骨および擬似骨を用いて、255本のインプラント体を埋入し、埋入トルク値に対するインプラント体の幅径および長径の影響を調べた。その結果、同じ形状であれば幅径および長径が大きいほど、埋入トルク値が上昇した

と報告している。またAkkocaogluら¹²は4つのヒト屍体の下顎骨小白歯部に対して、φ4.1/4.8mmのインプラント体を埋入し、埋入トルク値を測定した。その結果、φ4.8mmのインプラント体はφ4.1mmと比較し、埋入トルク値が高かったとしている。

今回の共分散分析の結果から、同じ形状であればすべての種類の幅径間において埋入トルク値に有意差 ($p < 0.001$) が認められた。また、ストレート形状の長径10mmと12mm間以外のすべての種類の長径間において埋入トルク値に有意差 ($p < 0.001$) が認められた。以上のことから過去の報告と同様に、インプラント体が大きいほど、埋入トルク値が上昇することが示唆された。ストレート形状の長径10mmと12mm間において埋入トルク値に有意差が認められなかった原因としては、6.5mmと10mmと比較し、10mmと12mmでは長さの差が少ないこと、またテーパ形状では長径10mmと12mm間においても埋入トルク値に有意差が認められたことからテーパ形状と比較し、ストレート形状ではインプラント体の長径の変化に対して圧迫する骨量の増減が少ない可能性が考えられる。

8) インプラント体の形状と埋入トルク値の関係について

O'Sullivanら¹⁴はヒト屍体の顎骨を用いて、ストレート形状およびテーパ形状のインプラント体を埋入し、埋入トルク値を測定した。その結果、テーパ形状のインプラント体はストレート形状のものと比較し、有意に埋入トルク値が高かったと報告している。Menicucciら¹⁰は患者を対象に57本のインプラント体を埋入した結果、テーパ形状のインプラント体はストレート形状のものと比較し埋入トルク値が高かったとしている。

共分散分析の結果、ストレート形状とテーパ形状間の埋入トルク値に有意差 ($p < 0.001$) が認められた。このことはこれまでの報告を裏付けるものであり、

ストレート形状と比較し、テーパ形状のインプラント体の方が先細り形状であることから埋入窩周囲の骨をより圧迫していくことで埋入トルク値を高めることが実際に確認できた。しかし、高すぎる埋入トルク値は異常に骨を圧迫し、血液供給を阻害し、インプラント周囲骨の吸収を引き起こすことが報告されており^{14, 38, 39}、またインプラントネック部や埋入用器具の破折を引き起こすため、テーパ形状のインプラント体は低い骨密度の部位に使用することが推奨されている¹⁴。

9) 埋入トルク値に影響を与える因子の関係性について

初期固定に影響を与える因子の関係性を明らかにすることを目的として多変量解析法のひとつである重回帰分析を行った。今回の結果から、ボクセル値 ($p < 0.001$)、インプラントの幅径 ($p < 0.001$)、形状 ($p < 0.001$) および長径 ($p < 0.001$) が有意な説明変数となった。そして、標準偏回帰係数 (β) の大きさからボクセル値 ($\beta = 0.615$)、インプラント体の幅径 ($\beta = 0.347$)、形状 ($\beta = 0.288$)、長径 ($\beta = 0.204$) の順で埋入トルク値に与える影響が大きいことが示唆された。そして、骨密度が高いほど、インプラント体の幅径および長径が大きいほど、ストレート形状よりもテーパ形状の方が埋入トルク値を高めることが示唆された。これはインプラント体埋入窩周囲の圧迫する骨量の変化によるものと考えられる。皮質骨の厚みについては有意な説明変数とならなかった。これは皮質骨の厚みとボクセル値との間に関連があり、また海綿骨も埋入トルク値に影響を与える可能性が高いためと考えられる。つまり、皮質骨の厚みよりもインプラント体埋入窩周囲の平均ボクセル値 (全体の骨密度) が初期固定を予測するためにはより重要であると考察できる。以上の結果からインプラント体の初期固定をより詳細に予測することが可能となった。しかし、今回の実験は豚腸

骨を用いた実験であり，この実験から得られた各因子の関係性をそのままヒトに適応することは困難であるため，実験Ⅱではヒトにおける骨密度とインプラント体の初期固定の関係についてさらに検討を加えた．

1 0) ヒトにおけるCT値と埋入トルク値の関係について

実際の患者を対象としてCT値と埋入トルク値の関係を調べた研究はいくつかあり，Ikumiら¹⁵は13人の患者に対して56本のインプラント体を埋入し，術前のCT撮影（Aquilion Multi TSX-101/4A，東芝製）から得られたCT値と埋入トルク値の関係を調べ，CT値と埋入トルク値の間に有意に強い正の相関関係（ $r=0.773$ ）が認められたと報告している．またTurkyilmazら¹⁶は，111人の患者に対し，300本のインプラント体を埋入し，埋入トルク値を測定した．術前撮影されたCT（AR-SP 40，Siemens社製）から得られたCT値と埋入トルク値の間に有意な正の相関関係（ $r=0.768$ ）が認められたとしている．しかしながらこれらの方法は術前のCTデータ上で測定しており，実際の埋入部位とずれている可能性があり，データの信頼性が低い．そこで今回作業用模型と術前に撮影したCTデータの合成を行うことで，埋入されたインプラント体の位置情報を正確にインプラントシミュレーションソフト上に再現することでより正確にインプラント体埋入部位のCT値と埋入トルク値の関係を評価した．

Spearmanの順位相関係数の結果から過去の報告と同様に，長径8mmのインプラントでは相関係数が0.699（ $p=0.011$ ），長径10mmのインプラントでは相関係数が0.771（ $p=0.002$ ）となり，長径8mm，10mmのインプラント共に，インプラント体周囲骨のCT値と埋入トルク値の間に有意な正の相関関係が認められた．以上のことから今回の実験においても埋入部位の骨密度からインプラント体の初期固定をある程度予測できることが示唆された．今回使用したインプラントは25

本と少数であり，またインプラント体の幅径は1種類，長径は2種類，形状は1種類であるため，インプラント体のサイズや形状の違いによる埋入トルク値の比較を行うことはできなかった．今後症例数を増やし，実験Ⅰで行った多変量解析をヒトのデータを用いて行うことでより詳細に埋入トルク値を予測できると考えている．

総括ならびに結論

本研究では、インプラント体の形状ならびに骨密度が初期固定に影響を与えらるゝとの仮説を立証することを目的として、埋入トルク値に関連する因子を評価するために *in vitro* study および *in vivo* study を行った。その結果、以下のような結論が得られた。

1. 埋入トルク値とインプラント体埋入予定部位のボクセル値の間に有意な正の相関関係が認められた。
2. インプラント体の幅径、長径および形状の違いにより埋入トルク値に有意差が認められた。
3. 埋入トルク値に対してボクセル値ならびにインプラント体の幅径、形状や長径が有意な説明変数となり、上記の順で埋入トルク値に与える影響が大きいことが示唆された。
4. ヒトにおいても、埋入トルク値とCT値の間に有意な正の相関関係が認められた。

以上より、インプラント体の埋入トルク値には埋入予定部位の骨密度やインプラント体の幅径、形状や長径が関連しており、上記の順で埋入トルク値に与える影響が大きいことが示唆された。これらの結果は、術前に初期固定を予測できる可能性を示唆するものと考えられる。

謝辞

稿を終えるにあたり，本研究を行う機会を与えて頂き，かつ終始変わらぬ御指導，御高閲を賜りました大阪大学大学院歯学研究科顎口腔機能再建学講座前田芳信教授に慎んで感謝の意を表します．また，本研究に際し，終始御理解と御協力を頂きました同教室 和田誠大助教，十河基文招聘教員（アイキャット社）および大阪大学大学院歯学研究科顎口腔機能再建学講座教室員各位に厚く御礼申し上げます．最後に，これまで私を深い愛情をもって育て，いつも支えてくれた両親，祖父母に心より感謝します．

文献

1. Raghavendra S, Wood MC, Taylor TD. Early wound healing around endosseous implants: a review of the literature. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2005; **20**: 425-431.
2. Morris HF, Ochi S, Orenstein IH, Petrazzuolo V. AICRG, Part V: Factors Influencing Implant Stability at Placement and Their Influence on Survival of Ankylos Implants. *Journal of Oral Implantology* 2004; **30**: 162-170.
3. Ottoni J, Oliveira Z, Mansini R, Cabral AM. Correlation between placement torque and survival of single-tooth implants. *The International Journal of Oral & Maxillofacial Implants* 2004; **20**: 769-776.
4. Javed F, Romanos GE. The role of primary stability for successful immediate loading of dental implants. A literature review. *J Dent* 2010; **38**: 612-620.
5. Orenstein IH, Tarnow DP, Morris HF, Ochi S. Three-year post-placement survival of implants mobile at placement. *Ann Periodontol* 2000; **5**: 32-41.
6. Schincaglia GP, Marzola R, Scapoli C, Scotti R. Immediate loading of dental implants supporting fixed partial dentures in the posterior mandible: a randomized controlled split-mouth study--machined versus titanium oxide implant surface. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2007; **22**: 35-46.
7. Ostman PO, Hellman M, Sennerby L. Immediate occlusal loading of implants in the partially edentate mandible: a prospective 1-year radiographic

- and 4-year clinical study. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2008; **23**: 315-322.
8. Ohta K, Takechi M, Minami M, Shigeishi H, Hiraoka M, Nishimura M, Kamata N. Influence of factors related to implant stability detected by wireless resonance frequency analysis device. *J Oral Rehabil* 2010; **37**: 131-137.
9. Cehreli MC, Karasoy D, Akca K, Eckert SE. Meta-analysis of Methods Used to Assess Implant Stability. *International Journal of Oral & Maxillofacial Implants* 2009; **24**: 1015-1032.
10. Menicucci G, Pachie E, Lorenzetti M, Migliaretti G, Carossa S. Comparison of Primary Stability of Straight-Walled and Tapered Implants Using an Insertion Torque Device. *International Journal of Prosthodontics* 2012; **25**: 465-471.
11. Elias CN, Rocha FA, Nascimento AL, Coelho PG. Influence of implant shape, surface morphology, surgical technique and bone quality on the primary stability of dental implants. *J Mech Behav Biomed Mater* 2012; **16**: 169-180.
12. Akkocaoglu M, Uysal S, Tekdemir I, Akca K, Cehreli MC. Implant design and intraosseous stability of immediately placed implants: a human cadaver study. *Clinical Oral Implants Research* 2005; **16**: 202-209.
13. O'Sullivan D, Sennerby L, Jagger D, Meredith N. A comparison of two methods of enhancing implant primary stability. *Clin Implant Dent Relat Res* 2004; **6**: 48-57.
14. O'Sullivan D, Sennerby L, Meredith N. Measurements comparing the initial stability of five designs of dental implants: a human cadaver study.

- Clin Implant Dent Relat Res* 2000; **2**: 85-92.
15. Ikumi N, Tsutsumi S. Assessment of correlation between computerized tomography values of the bone and cutting torque values at implant placement: a clinical study. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2005; **20**: 253-260.
 16. Turkeyilmaz I, McGlumphy EA. Influence of bone density on implant stability parameters and implant success: a retrospective clinical study. *BMC Oral Health* 2008; **8**: 32.
 17. CE M. Contemporary Implant Dentistry. Mosby St Louis
 18. Lekholm U Z, G (1985) Patient selection and preparation. *Osseointegration in Clinical Dentistry. Chicago*, pp 199-209
 19. Turkeyilmaz I, Sennerby L, McGlumphy EA, Tozum TF. Biomechanical aspects of primary implant stability: a human cadaver study. *Clin Implant Dent Relat Res* 2009; **11**: 113-119.
 20. Hatcher DC, Dial C, Mayorga C. Cone beam CT for pre-surgical assessment of implant sites. *J Calif Dent Assoc* 2003; **31**: 825-833.
 21. Mah JK, Danforth RA, Bumann A, Hatcher D. Radiation absorbed in maxillofacial imaging with a new dental computed tomography device. *Oral Surgery Oral Medicine Oral Pathology Oral Radiology and Endodontics* 2003; **96**: 508-513.
 22. Schulze D, Heiland M, Thurmann H, Adam G. Radiation exposure during midfacial imaging using 4-and 16-slice computed tomography, cone beam computed tomography systems and conventional radiography. *Dentomaxillofacial Radiology* 2004; **33**: 83-86.

23. De Vos W, Casselman J, Swennen GRJ. Cone-beam computerized tomography (CBCT) imaging of the oral and maxillofacial region: A systematic review of the literature. *International Journal of Oral and Maxillofacial Surgery* 2009; **38**: 609–625.
24. Nackaerts O, Maes F, Yan H, Souza PC, Pauwels R, Jacobs R. Analysis of intensity variability in multislice and cone beam computed tomography. *Clinical Oral Implants Research* 2011; **22**: 873–879.
25. Eskandarloo A, Abdinian M, Salemi F, Hashemzadeh Z, Safaei M. Effect of object location on the density measurement in cone-beam computed tomography versus multislice computed tomography. *Dent Res J (Isfahan)* 2012; **9**: S81–87.
26. Araki K, Okano T. The effect of surrounding conditions on pixel value of cone beam computed tomography. *Clinical Oral Implants Research* 2013; **24**: 862–865.
27. Isoda K, Ayukawa Y, Tsukiyama Y, Sogo M, Matsushita Y, Koyano K. Relationship between the bone density estimated by cone-beam computed tomography and the primary stability of dental implants. *Clin Oral Implants Res* 2012; **23**: 832–836.
28. Nkenke E, Hahn M, Weinzierl K, Radespiel-Tröger M, Neukam FW, Engelke K. Implant stability and histomorphometry: a correlation study in human cadavers using stepped cylinder implants. *Clin Oral Implants Res* 2003; **14**: 601–609.
29. Su YY, Wilmes B, Honscheid R, Drescher D. Application of a wireless resonance frequency transducer to assess primary stability of

- orthodontic mini-implants: an in vitro study in pig ilia. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2009; **24**: 647-654.
30. Olsen S, Ferguson SJ, Sigrist C, Fritz WR, Nolte LP, Hallermann W, Caversaccio M. A novel computational method for real-time preoperative assessment of primary dental implant stability. *Clinical Oral Implants Research* 2005; **16**: 53-59.
31. Turkyilmaz I, Tozum TF, Tumer C, Ozbek EN. Assessment of correlation between computerized tomography values of the bone, and maximum torque and resonance frequency values at dental implant placement. *Journal of Oral Rehabilitation* 2006; **33**: 881-888.
32. Tabassum A, Meijer GJ, Walboomers XF, Jansen JA. Evaluation of primary and secondary stability of titanium implants using different surgical techniques. *Clin Oral Implants Res* 2014; **25**: 487-492.
33. Aranyarachkul P, Caruso J, Gantes B, Schulz E, Riggs M, Dus I, Yamada JM, Crigger M. Bone density assessments of dental implant sites: 2. Quantitative cone-beam computerized tomography. *International Journal of Oral & Maxillofacial Implants* 2005; **20**: 416-424.
34. Sogo M Evaluation of clinical bone quality on implant installation -reliability about hounsfield unit on MSCT and CBCT. vol Special Issue Journal of Japanese Society of Oral Implantology 2009; 119.
35. 澤田久仁彦, 松本邦史, 加島正浩, 里見智恵子, 萩原芳幸, 新井嘉則 口腔インプラント術前診査に対する歯科用CTとマルチスライスCTの有用性の基礎的検討. 日大歯学 2006; 5-9.
36. Motoyoshi M, Yoshida T, Ono A, Shimizu N. Effect of cortical bone

- thickness and implant placement torque on stability of orthodontic mini-implants. *International Journal of Oral & Maxillofacial Implants* 2007; **22**: 779-784.
37. Tabassum A, Meijer GJ, Wolke JGC, Jansen JA. Influence of surgical technique and surface roughness on the primary stability of an implant in artificial bone with different cortical thickness: a laboratory study. *Clinical Oral Implants Research* 2010; **21**: 213-220.
38. Khayat PG, Arnal HM, Tourbah BI, Sennerby L. Clinical Outcome of Dental Implants Placed with High Insertion Torques (Up to 176Ncm). *Clinical Implant Dentistry and Related Research* 2013; **15**: 227-233.
39. Ueda M, Matsuki M, Jacobsson M, Tjellström A. Relationship between insertion torque and removal torque analyzed in fresh temporal bone. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1991; **6**: 442-447.

図表の説明

- 表1** ボクセル値，皮質骨の厚みおよび埋入トルク値の平均，標準偏差，最小値および最大値
- 表2** Spearmanの順位相関係数を用いたボクセル値と埋入トルク値の関係
- a) ストレート形状
 - b) テーパー形状
- 表3** Spearmanの順位相関係数を用いた皮質骨の厚みと埋入トルク値の関係
- a) ストレート形状
 - b) テーパー形状
- 表4** Spearmanの順位相関係数を用いたボクセル値と皮質骨の厚みの関係
- a) ストレート形状
 - b) テーパー形状
- 表5** 重回帰分析を用いた埋入トルク値に与える影響の評価
- 表6** ヒトにおけるCT値および埋入トルク値の平均，標準偏差，最小値および最大値
- 図1** 豚腸骨
- a) 整形した状態
 - b) 皮質骨と海綿骨が見られる骨断面
- 図2**
- a) 骨形成用ドリリング装置，テクノ社製
 - b) 水を入れたポリプロピレン容器に浸漬した豚腸骨
- 図3**
- a) インプラントシミュレーションソフト上における仮想インプラントの植立
 - b) ボクセル値の測定範囲

- 図4 皮質骨の厚みの測定
- 図5 最大埋入トルク値の測定
- 図6 歯科用インプラント，GC社製
 - a) ジェネシオplusストレート形状
 - b) ジェネシオplusテーパー形状
- 図7 豚骨におけるボクセル値の分布
- 図8 豚骨における皮質骨の厚みの分布
- 図9 豚骨における埋入トルク値の分布
- 図10 埋入トルク値とボクセル値の関係 (幅径:3.8 mm, ストレート形状)
- 図11 埋入トルク値とボクセル値の関係 (幅径:4.4 mm, ストレート形状)
- 図12 埋入トルク値とボクセル値の関係 (幅径:5 mm, ストレート形状)
- 図13 埋入トルク値とボクセル値の関係 (幅径:3.8 mm, テーパー形状)
- 図14 埋入トルク値とボクセル値の関係 (幅径:4.4 mm, テーパー形状)
- 図15 埋入トルク値と皮質骨の厚みの関係 (幅径:3.8 mm, ストレート形状)
- 図16 埋入トルク値と皮質骨の厚みの関係 (幅径:4.4 mm, ストレート形状)
- 図17 埋入トルク値と皮質骨の厚みの関係 (幅径:5 mm, ストレート形状)
- 図18 埋入トルク値と皮質骨の厚みの関係 (幅径:3.8 mm, テーパー形状)
- 図19 埋入トルク値と皮質骨の厚みの関係 (幅径:4.4 mm, テーパー形状)
- 図20 ボクセル値と皮質骨の厚みの関係 (幅径:3.8 mm, ストレート形状)
- 図21 ボクセル値と皮質骨の厚みの関係 (幅径:4.4 mm, ストレート形状)
- 図22 ボクセル値と皮質骨の厚みの関係 (幅径:5 mm, ストレート形状)
- 図23 ボクセル値と皮質骨の厚みの関係 (幅径:3.8 mm, テーパー形状)
- 図24 ボクセル値と皮質骨の厚みの関係 (幅径:4.4 mm, テーパー形状)
- 図25 インプラント体の幅径と埋入トルク値の関係

- 図26 インプラント体の長径と埋入トルク値の関係
- 図27 インプラント体の形状と埋入トルク値の関係
- 図28 インプラント体の埋入
- 図29 作業用模型と術前のCTデータの合成
- a) プロビジョナルレストレーション製作用の作業用模型にコーピングを装着
 - b) 作業用模型のスキャンによる3Dデータ
 - c) 術前のCTデータから得られた3Dデータ
 - d) 作業用模型と術前のCTデータの合成
- 図30 仮想インプラントの植立および埋入トルク値の測定
- a) 仮想インプラントの植立
 - b) 作業用模型のスキャンによる3Dデータ
- 図31 ヒトにおける埋入トルク値とCT値の関係

	ボクセル値	皮質骨の厚み (cm)	埋入トルク値 (Ncm)
平均値	203.13	1.27	38.13
標準偏差	58.92	0.48	20.84
最小値	108.82	0.44	3.10
最大値	556.75	3.34	126.90

表1 ボクセル値, 皮質骨の厚みおよび埋入トルク値の
平均, 標準偏差, 最小値および最大値 (n = 293)

幅径 (mm)	長径 (mm)		
3.8	6.5	相関係数	.571
		有意確率	.007
		n	21
	10	相関係数	.568
		有意確率	.009
		n	20
	12	相関係数	.669
		有意確率	.002
		n	18
4.4	6.5	相関係数	.744
		有意確率	<.001
		n	21
	10	相関係数	.555
		有意確率	.009
		n	21
	12	相関係数	.596
		有意確率	.025
		n	14
5	6.5	相関係数	.8
		有意確率	<.001
		n	21
	10	相関係数	.75
		有意確率	<.001
		n	19
	12	相関係数	.882
		有意確率	<.001
		n	15

a)

幅径 (mm)	長径 (mm)		
3.8	6.5	相関係数	.675
		有意確率	.001
		n	20
	10	相関係数	.704
		有意確率	.001
		n	20
	12	相関係数	.66
		有意確率	.002
		n	20
4.4	6.5	相関係数	.632
		有意確率	.003
		n	21
	10	相関係数	.648
		有意確率	.002
		n	21
	12	相関係数	.74
		有意確率	<.001
		n	21

b)

表2 Spearmanの順位相関係数を用いたボクセル値と埋入トルク値の関係

a) ストレート形状

b) テーパー形状

幅径 (mm)	長径 (mm)		
3.8	6.5	相関係数	.548
		有意確率	.010
		n	21
	10	相関係数	.553
		有意確率	.011
		n	20
	12	相関係数	-.177
		有意確率	.483
		n	18
4.4	6.5	相関係数	.574
		有意確率	.006
		n	21
	10	相関係数	.478
		有意確率	.028
		n	21
	12	相関係数	.389
		有意確率	.169
		n	14
5	6.5	相関係数	.661
		有意確率	.001
		n	21
	10	相関係数	.759
		有意確率	<.001
		n	19
	12	相関係数	.8
		有意確率	<.001
		n	15

a)

幅径 (mm)	長径 (mm)		
3.8	6.5	相関係数	.534
		有意確率	.015
		n	20
	10	相関係数	.563
		有意確率	.010
		n	20
	12	相関係数	.523
		有意確率	.018
		n	20
4.4	6.5	相関係数	.185
		有意確率	.435
		n	21
	10	相関係数	.514
		有意確率	.020
		n	21
	12	相関係数	.537
		有意確率	.015
		n	21

b)

表3 Spearmanの順位相関係数を用いた皮質骨の厚みと埋入トルク値の関係

a) ストレート形状

b) テーパー形状

幅径 (mm)	長径 (mm)		
3.8	6.5	相関係数	.654
		有意確率	.001
		n	21
	10	相関係数	.780
		有意確率	<.001
		n	20
	12	相関係数	-.151
		有意確率	.550
		n	18
4.4	6.5	相関係数	.646
		有意確率	.002
		n	21
	10	相関係数	.545
		有意確率	.011
		n	21
	12	相関係数	.609
		有意確率	.021
		n	14
5	6.5	相関係数	.583
		有意確率	.006
		n	21
	10	相関係数	.809
		有意確率	<.001
		n	19
	12	相関係数	.600
		有意確率	.018
		n	15

a)

幅径 (mm)	長径 (mm)		
3.8	6.5	相関係数	.891
		有意確率	<.001
		n	20
	10	相関係数	.734
		有意確率	<.001
		n	20
	12	相関係数	.713
		有意確率	<.001
		n	20
4.4	6.5	相関係数	.649
		有意確率	.001
		n	21
	10	相関係数	.745
		有意確率	<.001
		n	21
	12	相関係数	.665
		有意確率	.001
		n	21

b)

表4 Spearmanの順位相関係数を用いたボクセル値と皮質骨の厚みの関係

a) ストレート形状

b) テーパー形状

従属変数=埋入トルク値 (n = 238)	
説明変数	標準偏回帰係数 (有意確率)
ボクセル値	.615 (<.001)
幅径	.347 (<.001)
形状	.288 (<.001)
長径	.204 (<.001)
皮質骨の厚み	-.003 (.945)

R²=0.611

表5 重回帰分析を用いた埋入トルク値に与える影響の評価

長径		CT 値 (HU)	埋入トルク値 (Ncm)
8mm	平均値	538.46	26.31
	標準偏差	215.50	12.00
	最小値	248	8
	最大値	900	50
10mm	平均値	583.38	28.08
	標準偏差	285.56	14.59
	最小値	268	3
	最大値	1047	50

表6 ヒトにおけるCT値および埋入トルク値の
平均，標準偏差，最小値および最大値



a)



b)

図1 豚腸骨

a) 整形した状態

b) 皮質骨と海綿骨が見られる骨断面

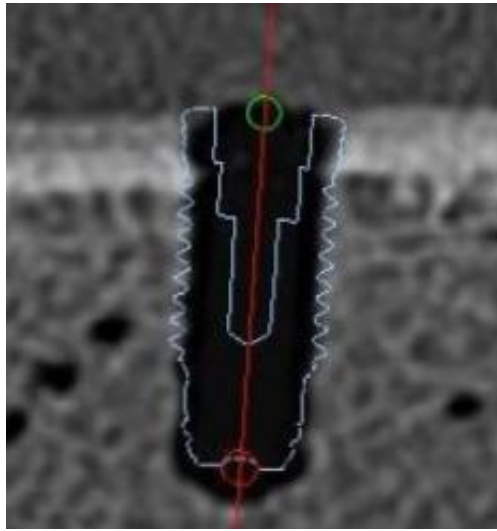


a)



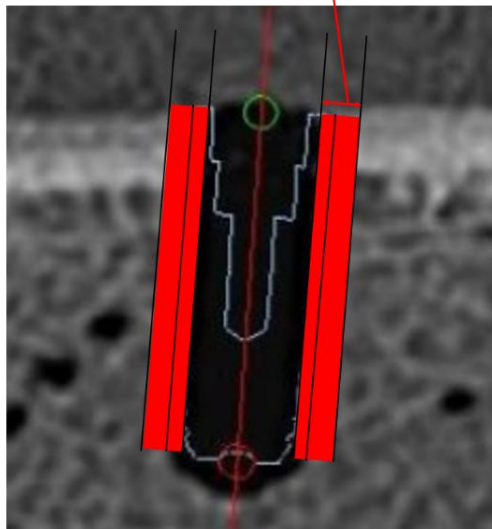
b)

図2 a) 骨形成用ドリリング装置, テクノ社製
b) 水を入れたポリプロピレン容器に浸漬した豚腸骨



a)

内側:0.35mm
外側:0.5mm } 0.85mm



計測範囲

b)

図3 a) インプラントシミュレーションソフト上における
仮想インプラントの植立

b) ボクセル値の測定範囲
仮想インプラント体外周の内側0.35mmと
外側0.5mmの合計0.85mm幅を測定

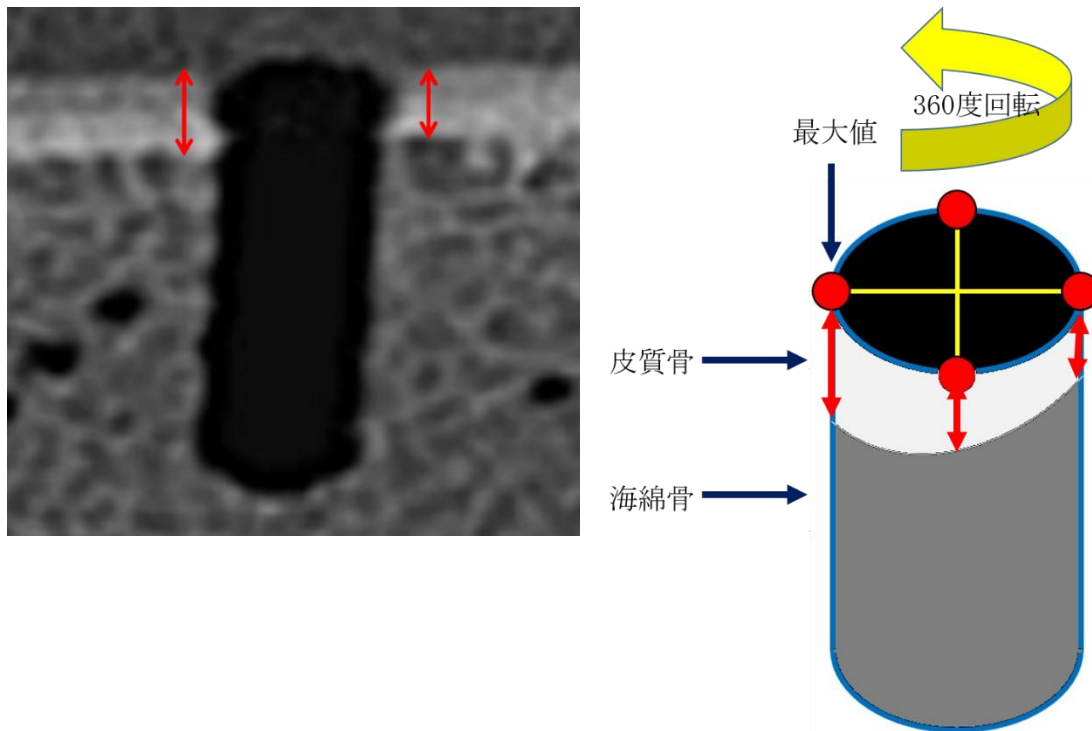


図4 皮質骨の厚みの測定

インプラント体長軸に沿ったスライス画像を360度回転させ、
 目測によりまず最大値を測定し、
 同部位を起点として90度ごとに合計4点を計測し、平均の厚みを算出

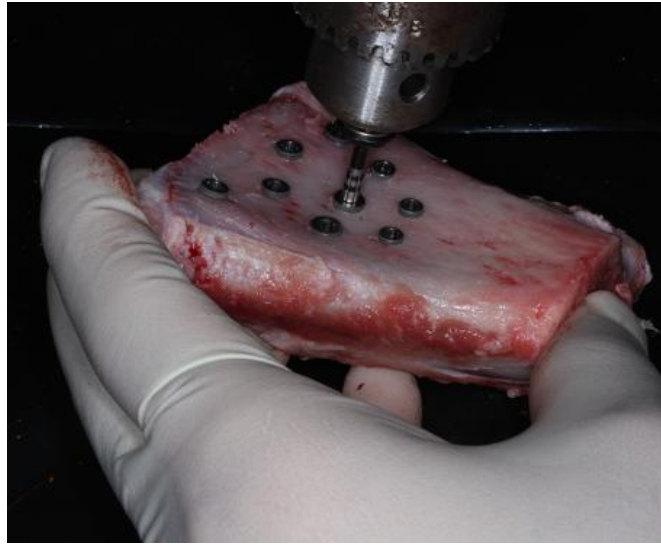
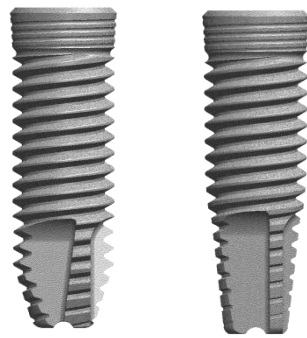


図5 最大埋入トルク値の測定



a)

b)

図6 歯科用インプラント，GC社製

a) ジェネシオplusストレート形状

b) ジェネシオplusテーパー形状

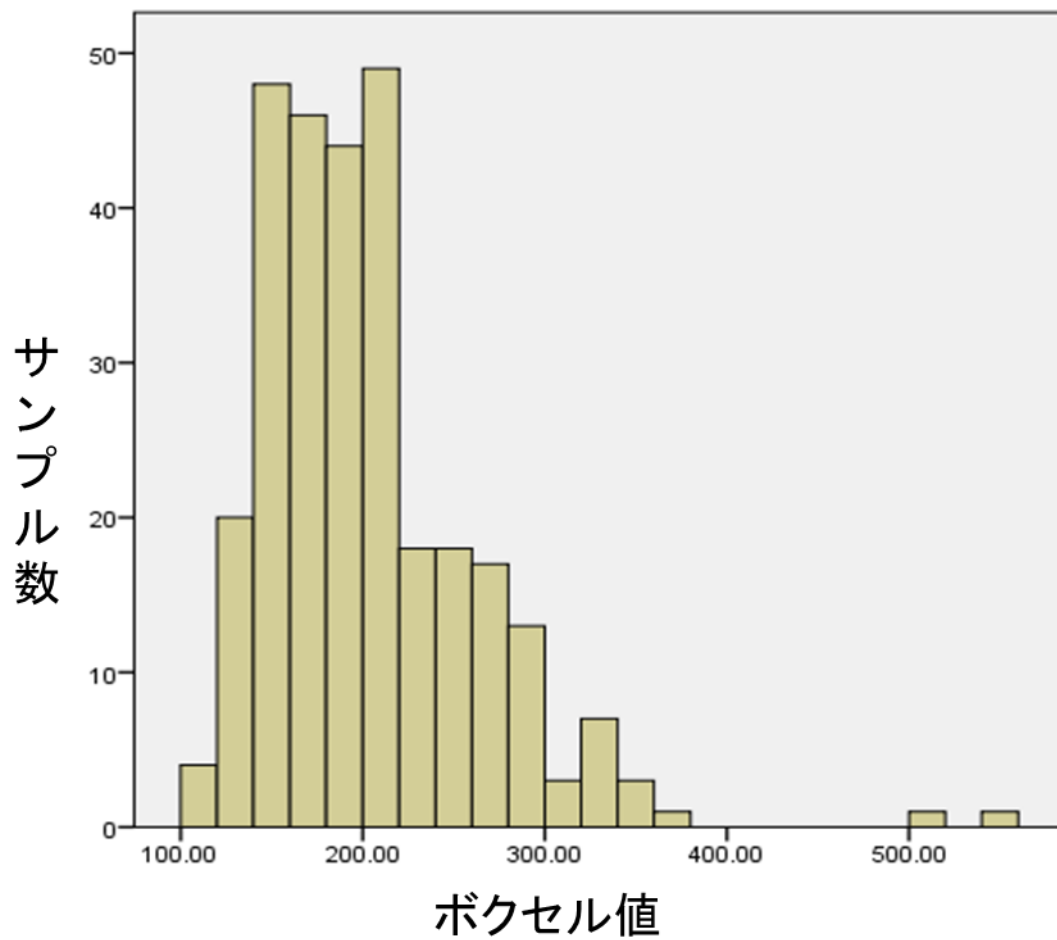


図7 豚骨におけるボクセル値の分布 (n=293)

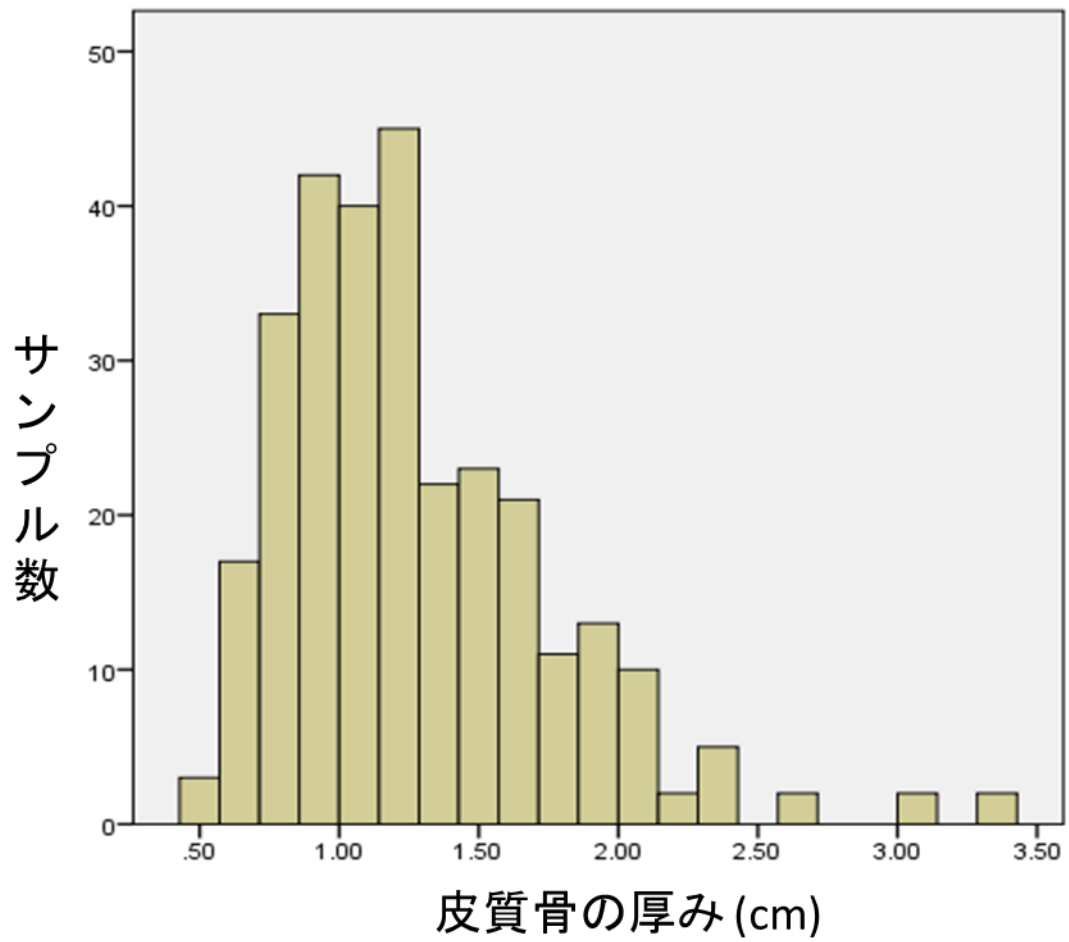


図8 豚骨における皮質骨の厚みの分布 (n=293)

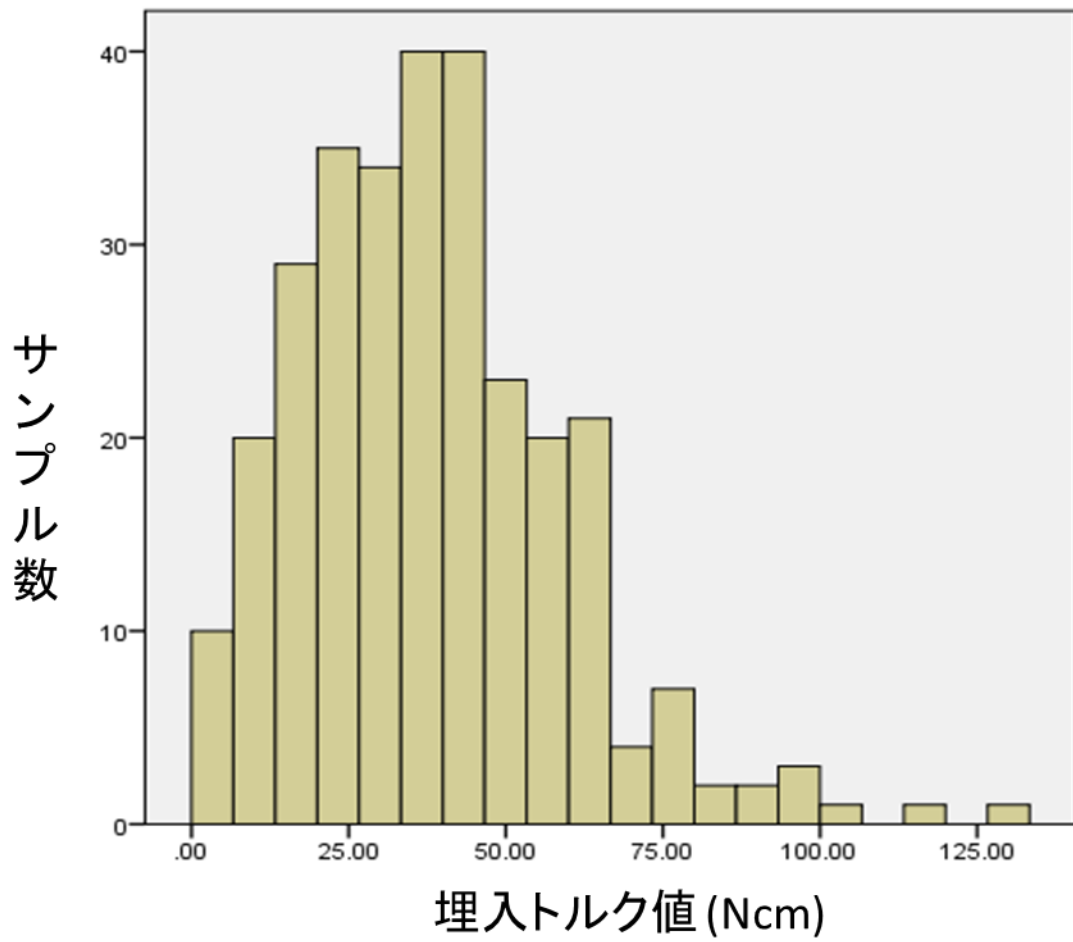
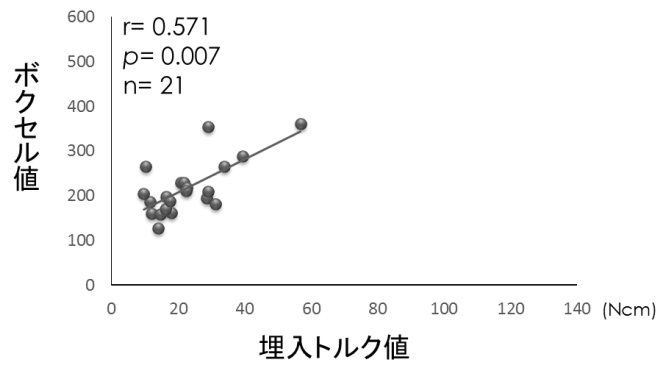
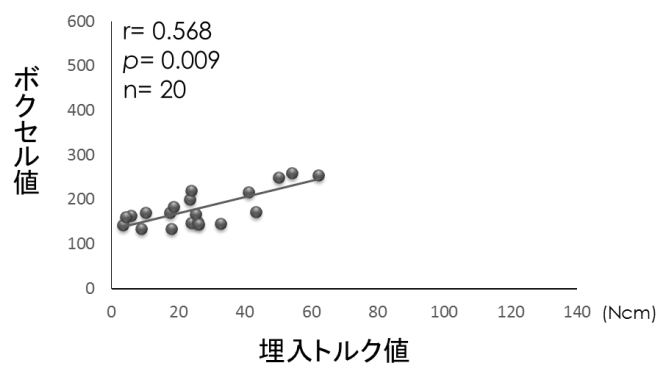


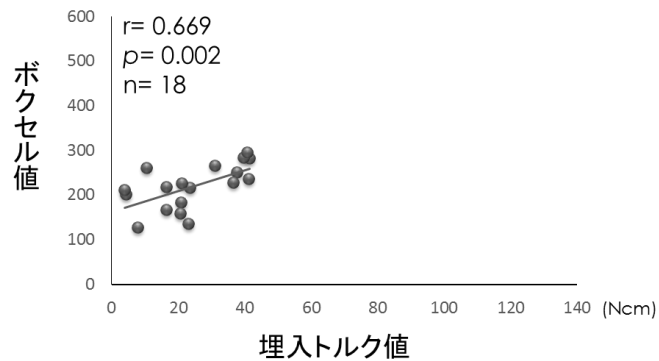
図9 豚骨における埋入トルク値の分布 (n=293)



a)

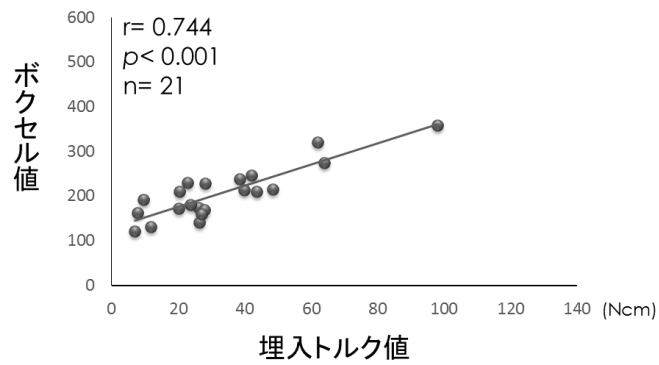


b)

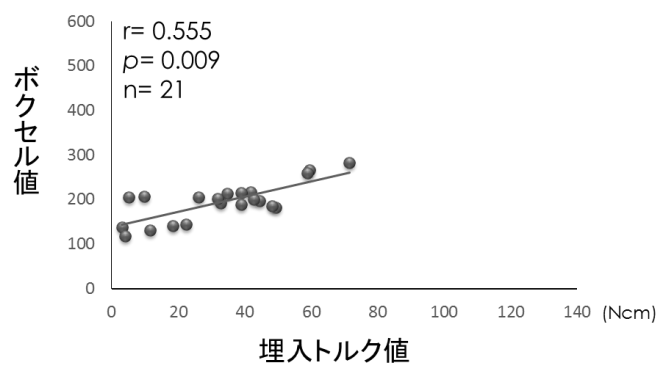


c)

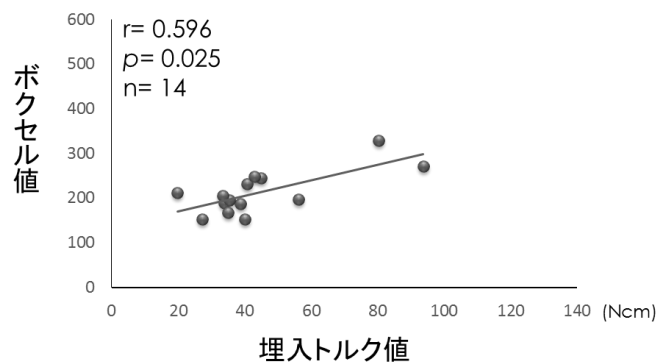
図10 埋入トルク値とボクセル値の関係
 (Spearmanの順位相関係数を用いた統計解析)
 幅径:3.8 mm, ストレート形状
 a) 長径:6.5 mm b) 長径:10 mm c) 長径:12 mm
 r: 相関係数, p: 有意確率, n: サンプル数



a)

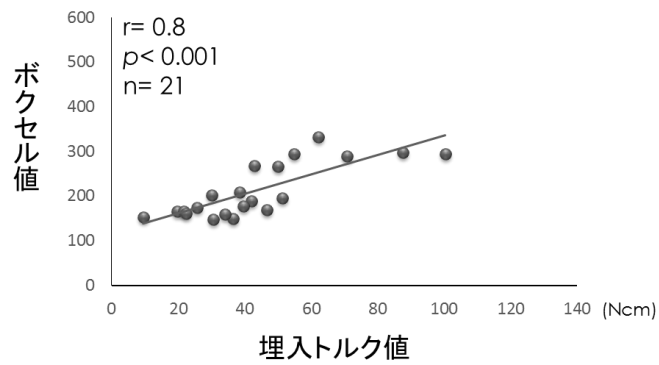


b)

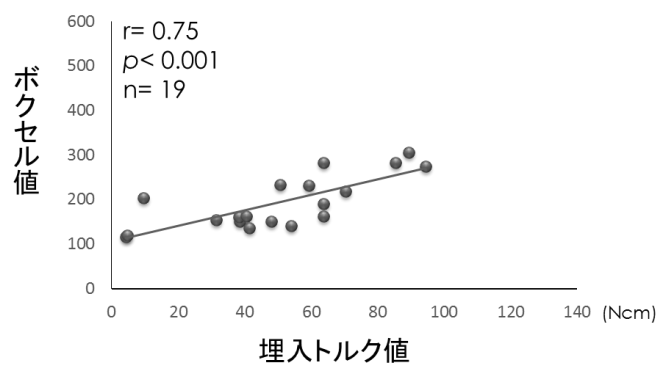


c)

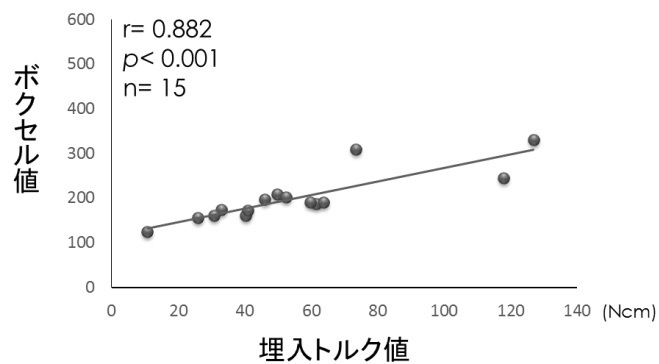
図11 埋入トルク値とボクセル値の関係
 (Spearmanの順位相関係数を用いた統計解析)
 幅径:4.4 mm, ストレート形状
 a) 長径:6.5 mm b) 長径:10 mm c) 長径:12 mm
 r : 相関係数, p : 有意確率, n : サンプル数



a)

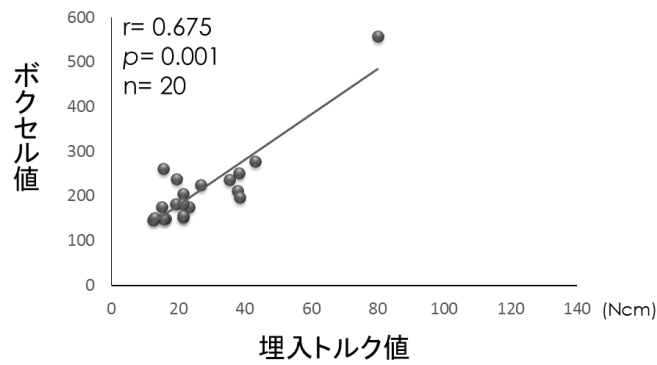


b)

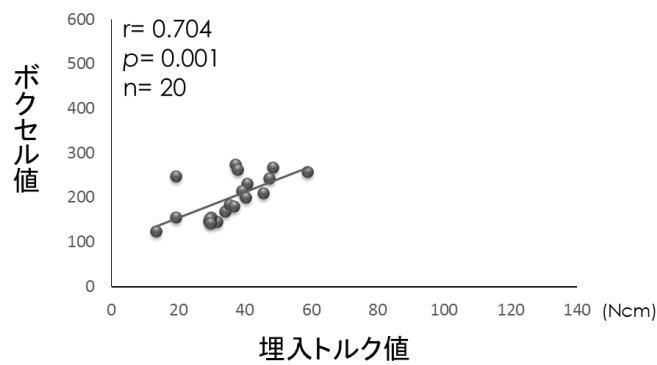


c)

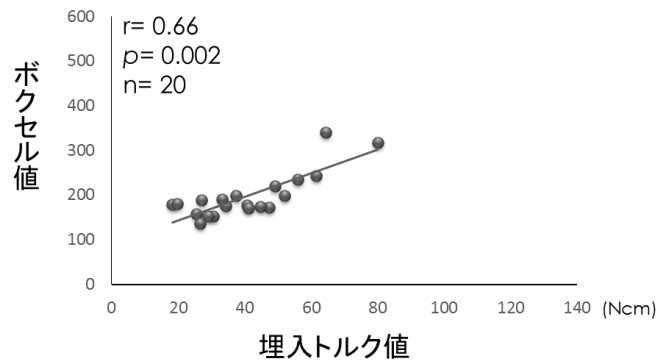
図12 埋入トルク値とボクセル値の関係
 (Spearmanの順位相関係数を用いた統計解析)
 幅径:5 mm, ストレート形状
 a) 長径:6.5 mm b) 長径:10 mm c) 長径:12 mm
 r: 相関係数, p: 有意確率, n: サンプル数



a)

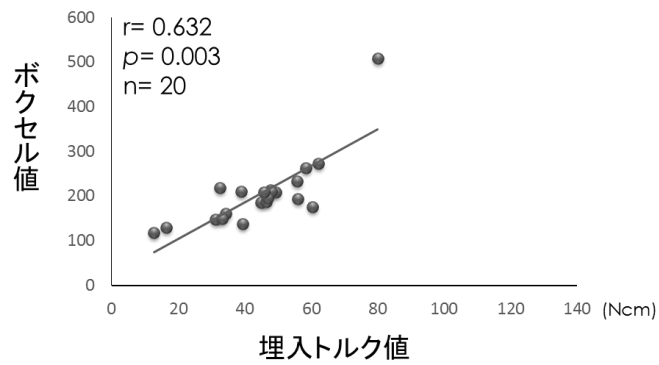


b)

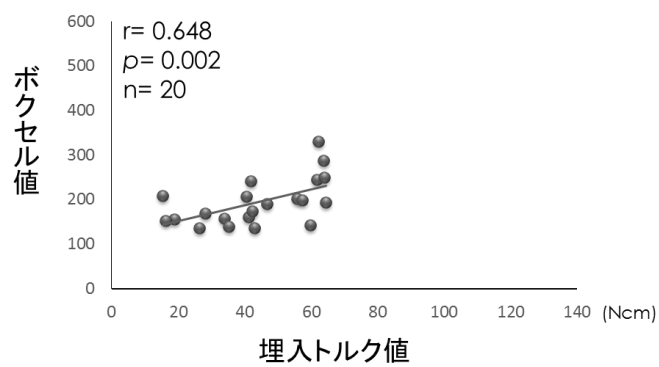


c)

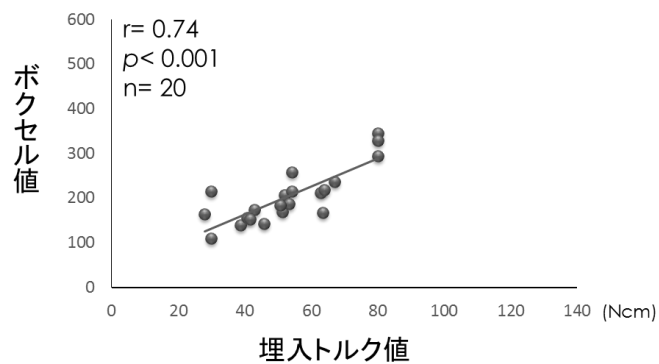
図13 埋入トルク値とボクセル値の関係
 (Spearmanの順位相関係数を用いた統計解析)
 幅径:3.8 mm, テーパー形状
 a) 長径:6.5 mm b) 長径:10 mm c) 長径:12 mm
 r : 相関係数, p : 有意確率, n : サンプル数



a)

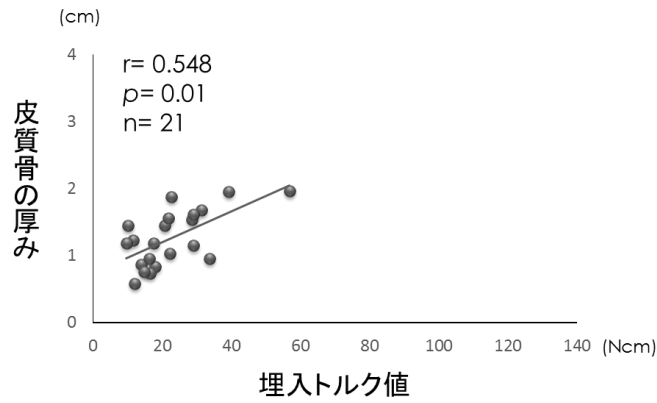


b)

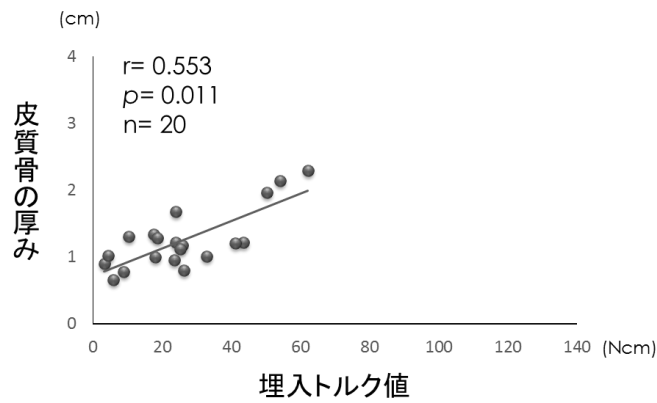


c)

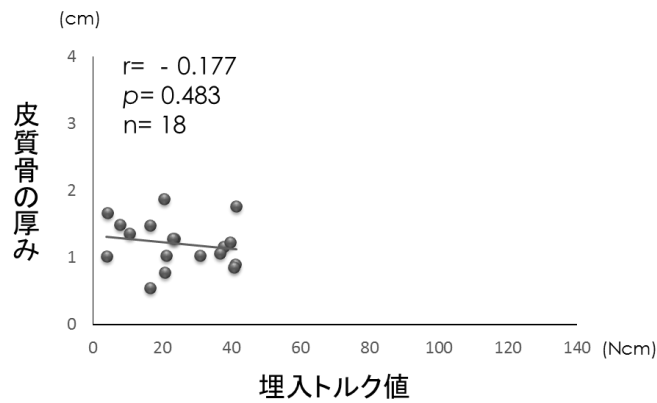
図14 埋入トルク値とボクセル値の関係
 (Spearmanの順位相関係数を用いた統計解析)
 幅径:4.4 mm, テーパー形状
 a) 長径:6.5 mm b) 長径:10 mm c) 長径:12 mm
 r : 相関係数, p : 有意確率, n : サンプル数



a)

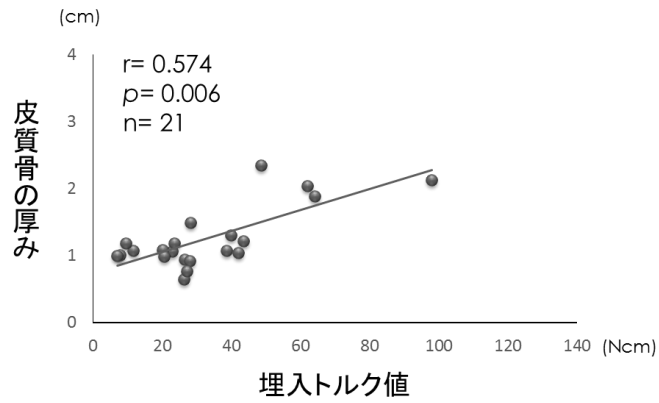


b)

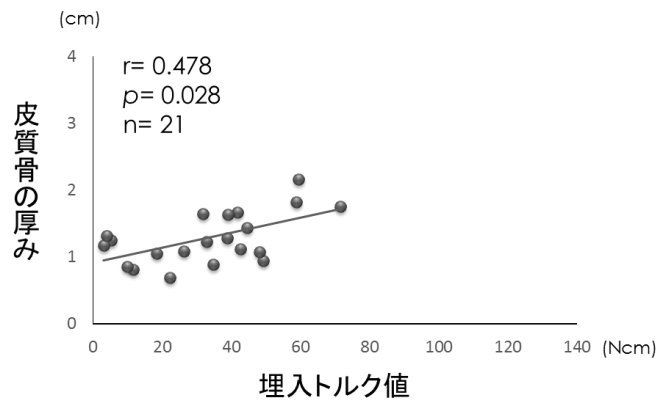


c)

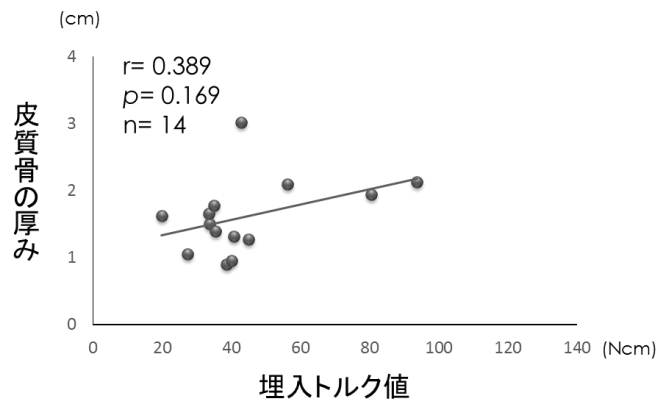
図15 埋入トルク値と皮質骨の厚みの関係
 (Spearmanの順位相関係数を用いた統計解析)
 幅径:3.8 mm, ストレート形状
 a) 長径:6.5 mm b) 長径:10 mm c) 長径:12 mm
 r: 相関係数, p: 有意確率, n: サンプル数



a)



b)



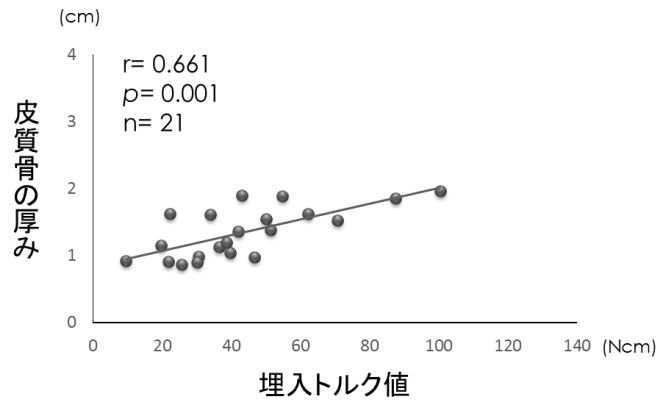
c)

図16 埋入トルク値と皮質骨の厚みの関係
 (Spearmanの順位相関係数を用いた統計解析)

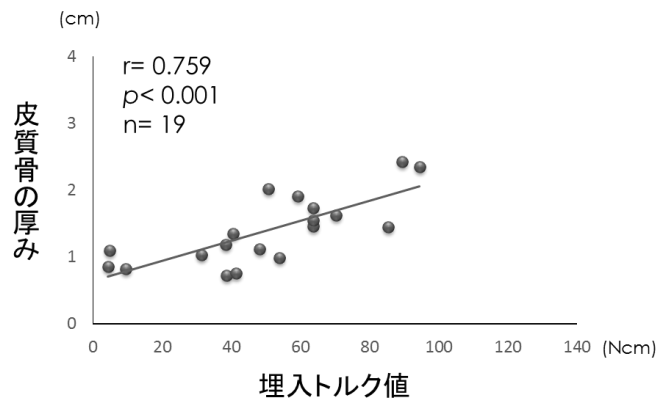
幅径:4.4 mm, ストレート形状

a) 長径:6.5 mm b) 長径:10 mm c) 長径:12 mm

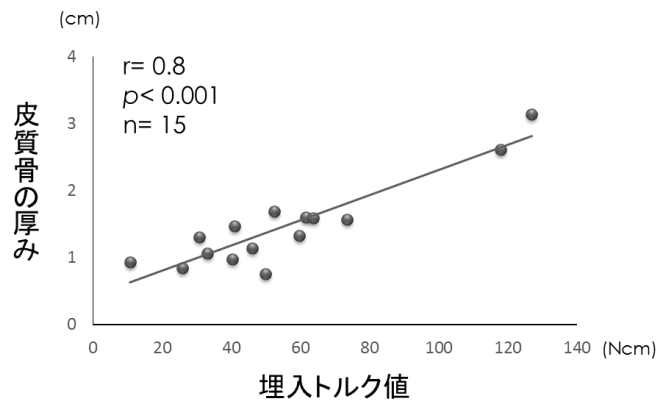
r: 相関係数, p: 有意確率, n: サンプル数



a)



b)

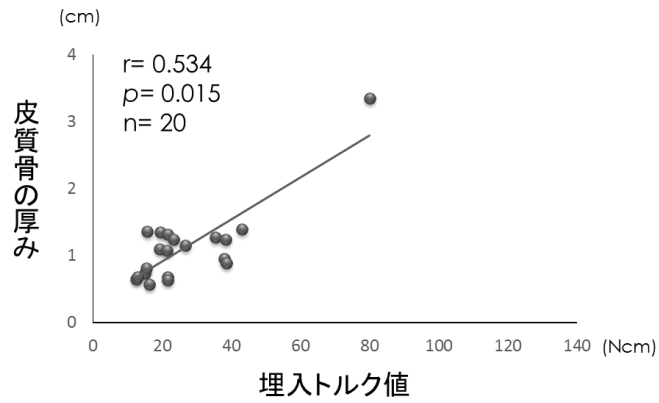


c)

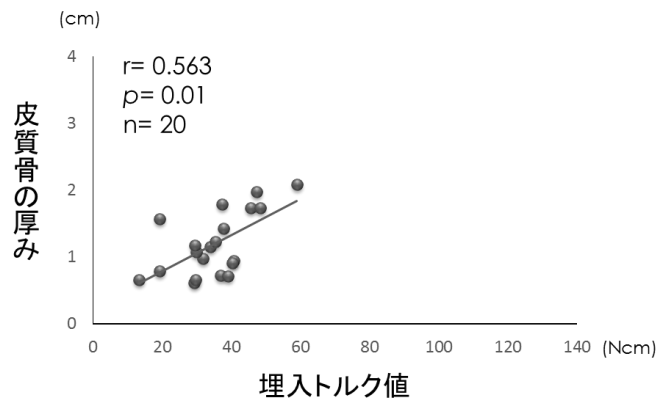
図17 埋入トルク値と皮質骨の厚みの関係
 (Spearmanの順位相関係数を用いた統計解析)
 幅径:5 mm, ストレート形状

a) 長径:6.5 mm b) 長径:10 mm c) 長径:12 mm

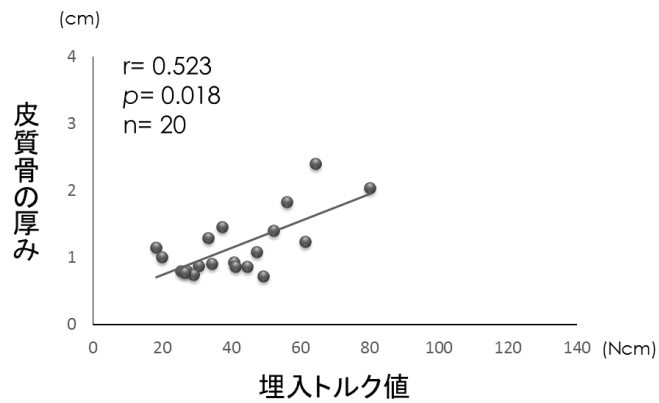
r: 相関係数, p: 有意確率, n: サンプル数



a)

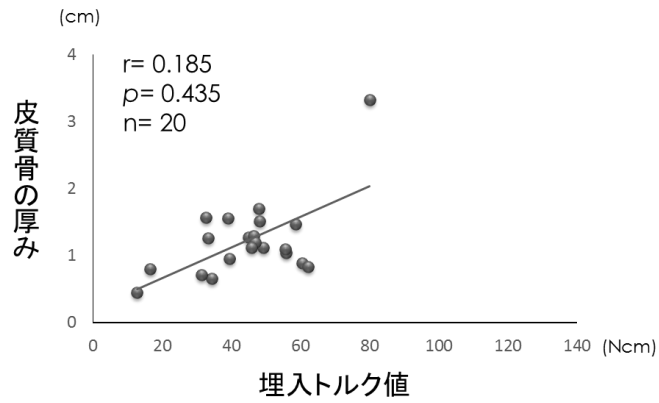


b)

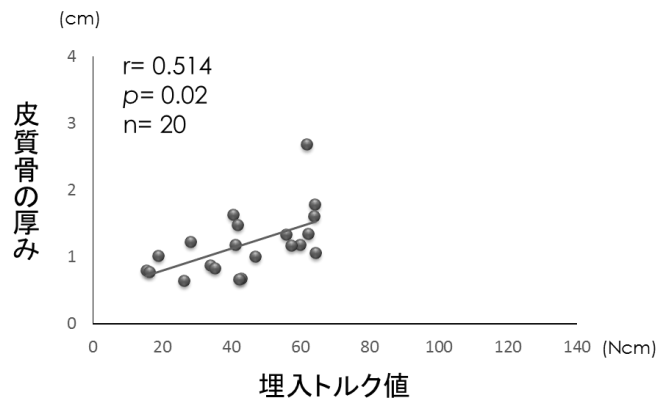


c)

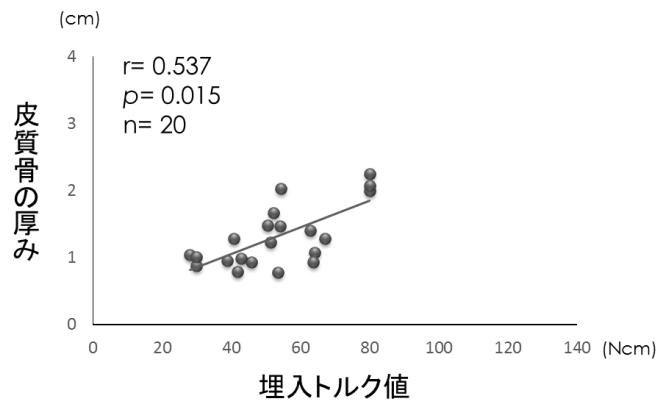
図18 埋入トルク値と皮質骨の厚みの関係
 (Spearmanの順位相関係数を用いた統計解析)
 幅径:3.8 mm, テーパー形状
 a) 長径:6.5 mm b) 長径:10 mm c) 長径:12 mm
 r: 相関係数, p: 有意確率, n: サンプル数



a)

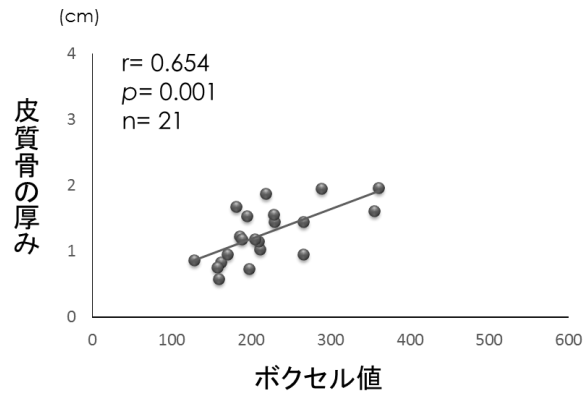


b)

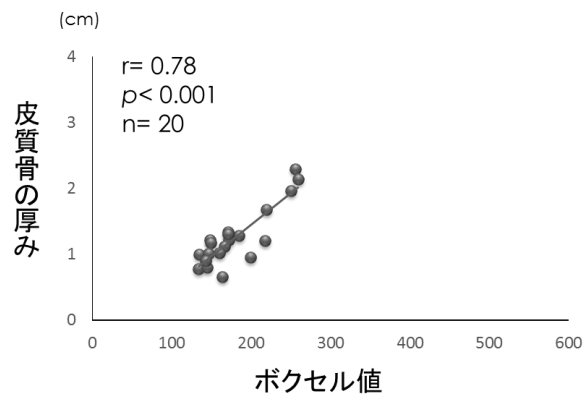


c)

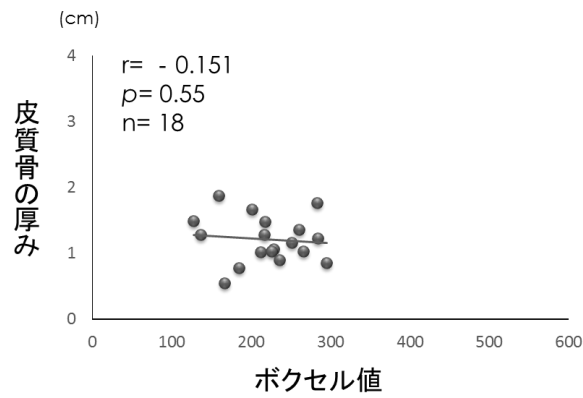
図19 埋入トルク値と皮質骨の厚みの関係
 (Spearmanの順位相関係数を用いた統計解析)
 幅径:4.4 mm, テーパー形状
 a) 長径:6.5 mm b) 長径:10 mm c) 長径:12 mm
 r: 相関係数, p: 有意確率, n: サンプル数



a)

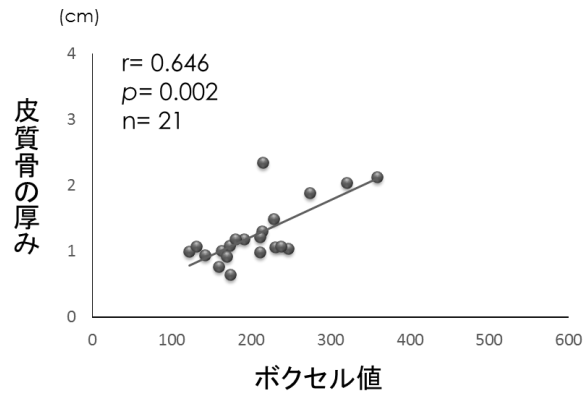


b)

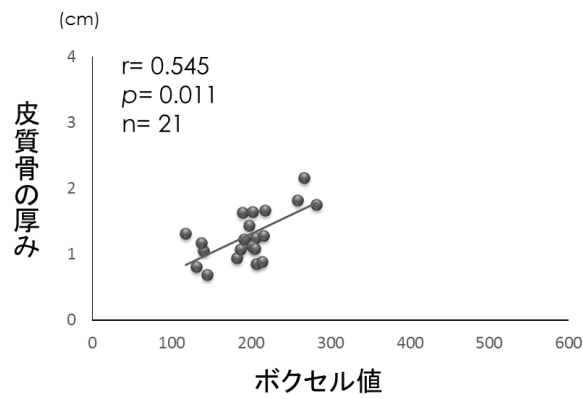


c)

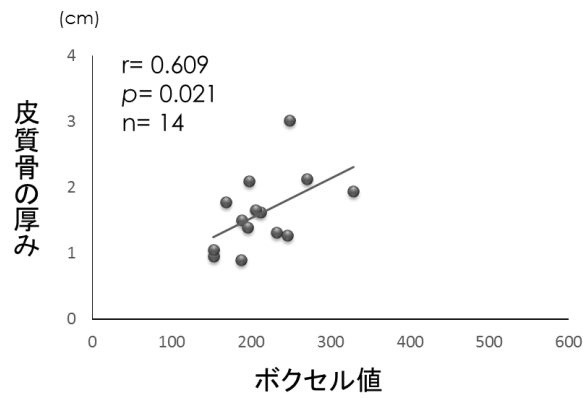
図20 ボクセル値と皮質骨の厚みの関係
 (Spearmanの順位相関係数を用いた統計解析)
 幅径:3.8 mm, ストレート形状
 a) 長径:6.5 mm b) 長径:10 mm c) 長径:12 mm
 r: 相関係数, p: 有意確率, n: サンプル数



a)

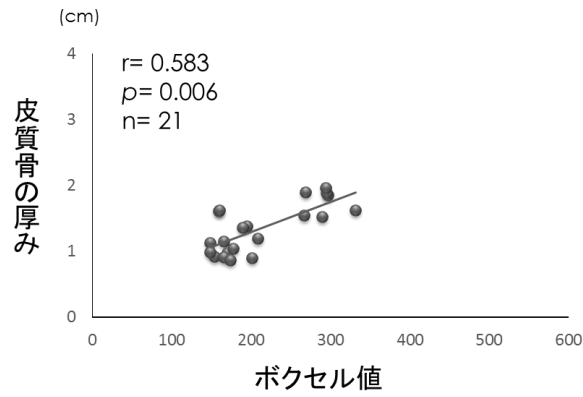


b)

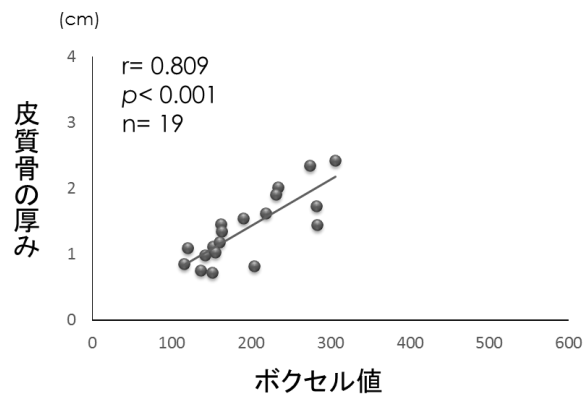


c)

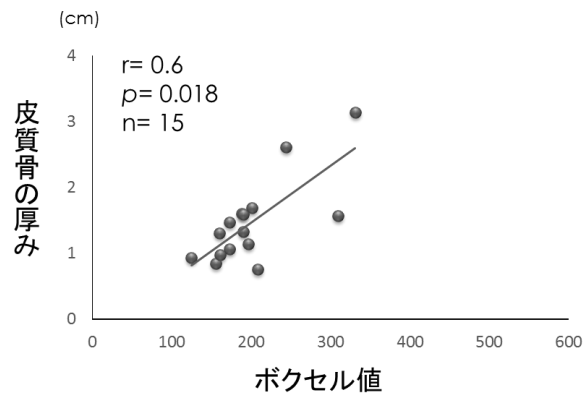
図21 ボクセル値と皮質骨の厚みの関係
 (Spearmanの順位相関係数を用いた統計解析)
 幅径:4.4 mm, ストレート形状
 a) 長径:6.5 mm b) 長径:10 mm c) 長径:12 mm
 r: 相関係数, p: 有意確率, n: サンプル数



a)

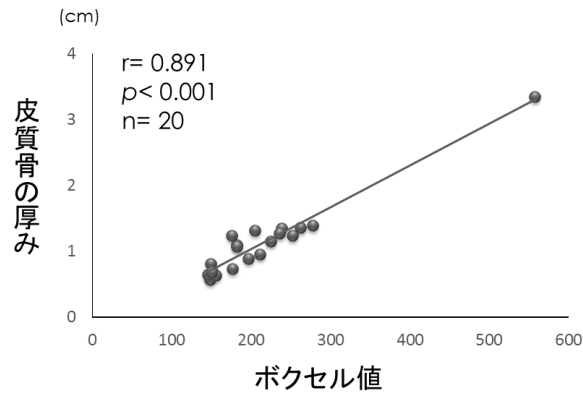


b)

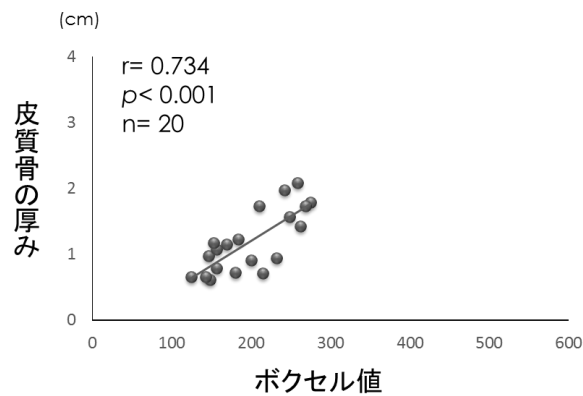


c)

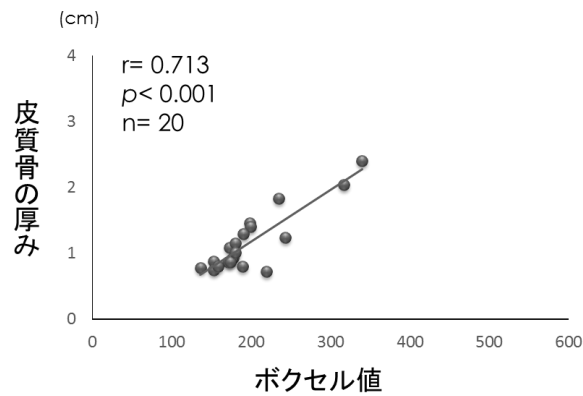
図22 ボクセル値と皮質骨の厚みの関係
 (Spearmanの順位相関係数を用いた統計解析)
 幅径:5 mm, ストレート形状
 a) 長径:6.5 mm b) 長径:10 mm c) 長径:12 mm
 r: 相関係数, p: 有意確率, n: サンプル数



a)



b)



c)

図23

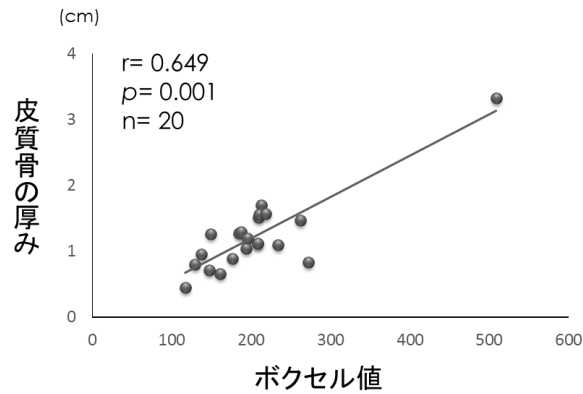
ボクセル値と皮質骨の厚みの関係

(Spearmanの順位相関係数を用いた統計解析)

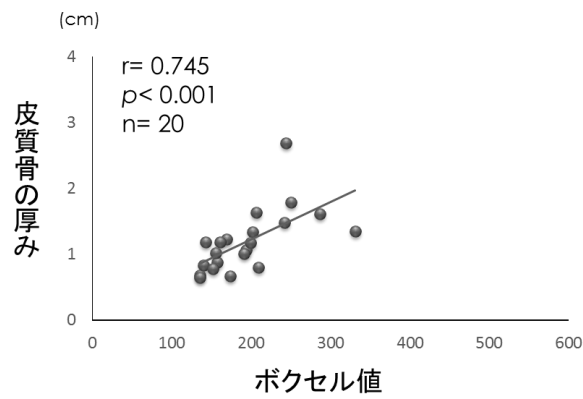
幅径:3.8 mm, テーパー形状

a) 長径:6.5 mm b) 長径:10 mm c) 長径:12 mm

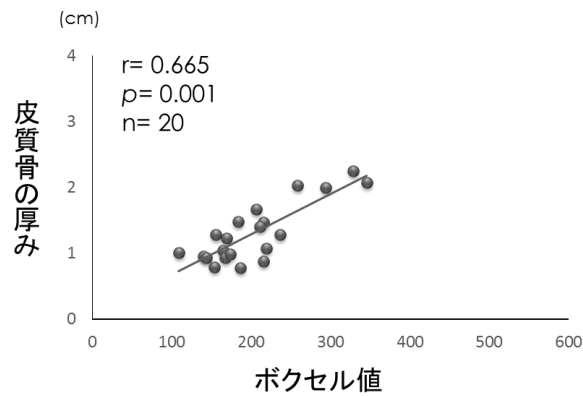
r: 相関係数, p: 有意確率, n: サンプル数



a)



b)



c)

図24 ボクセル値と皮質骨の厚みの関係
 (Spearmanの順位相関係数を用いた統計解析)
 幅径:4.4 mm, テーパー形状
 a) 長径:6.5 mm b) 長径:10 mm c) 長径:12 mm
 r: 相関係数, p: 有意確率, n: サンプル数

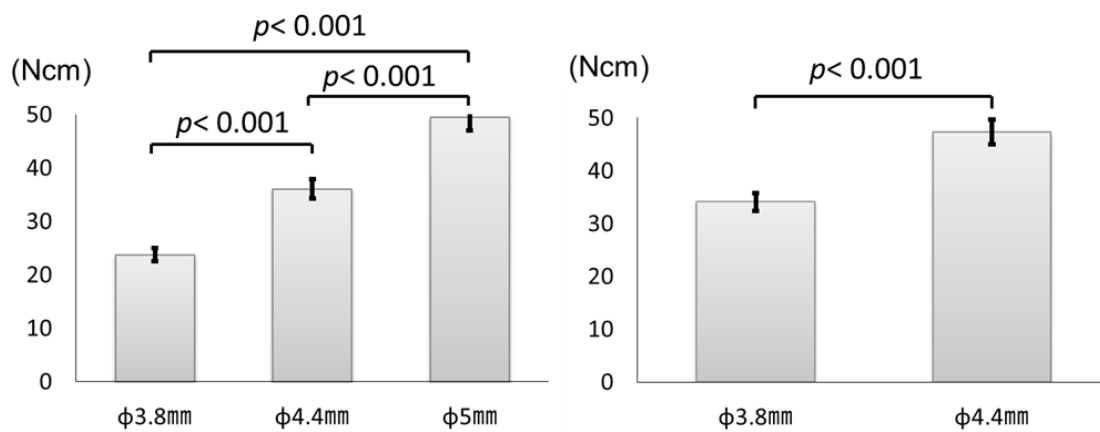


図25 インプラント体の幅径と埋入トルク値の関係
(共分散分析を用いた統計解析)

p: 有意確率

—: 95% CI

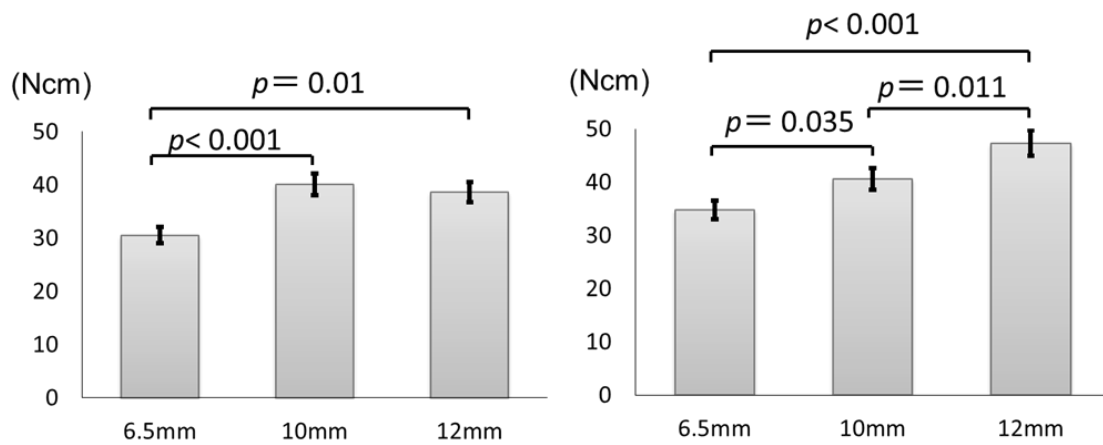


図26 インプラント体の長径と埋入トルク値の関係
(共分散分析を用いた統計解析)

p : 有意確率

—: 95% CI

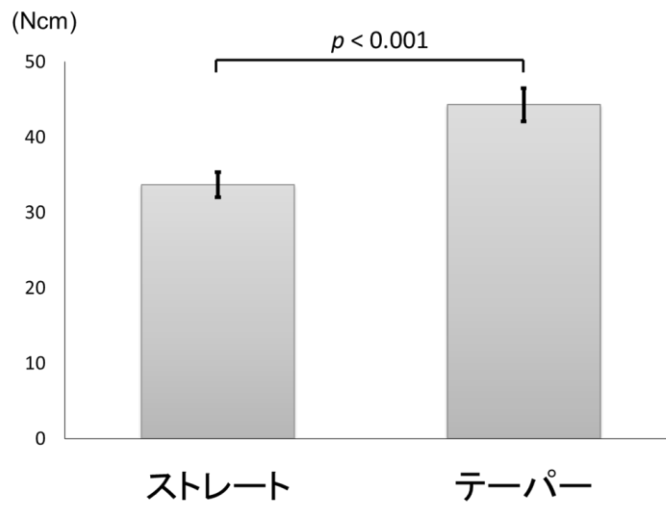


図27 インプラント体の形状と埋入トルク値の関係
(共分散分析を用いた統計解析)

p : 有意確率

—: 95% CI

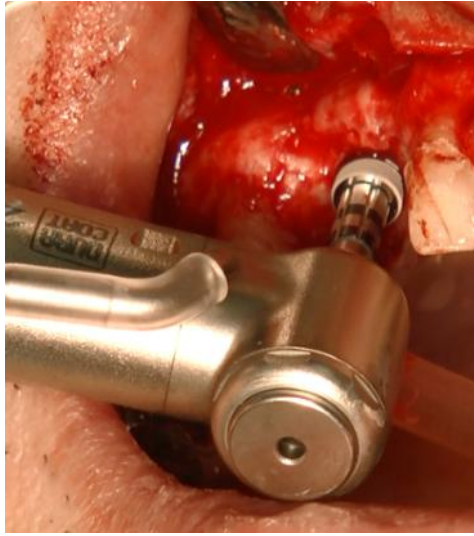


図28 インプラント体の埋入

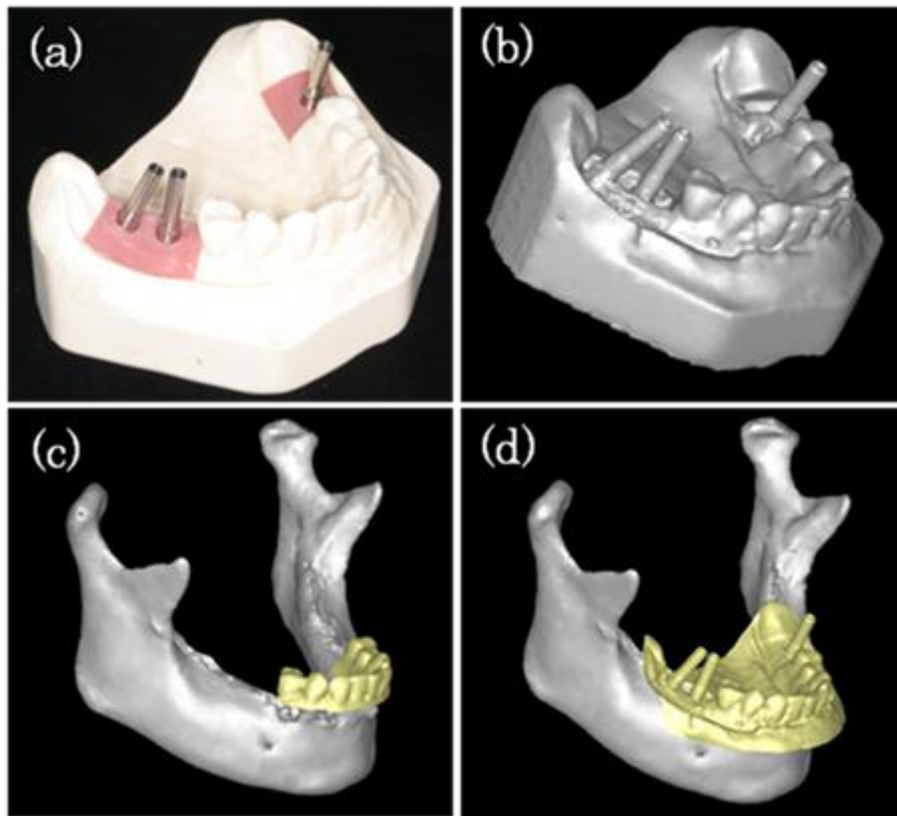


図29 作業用模型と術前のCTデータの合成

- a) プロビジョナルレストレーション製作用の作業用模型にコーピングを装着
- b) 作業用模型のスキャンによる3Dデータ
- c) 術前のCTデータから得られた3Dデータ
- d) 作業用模型と術前のCTデータの合成

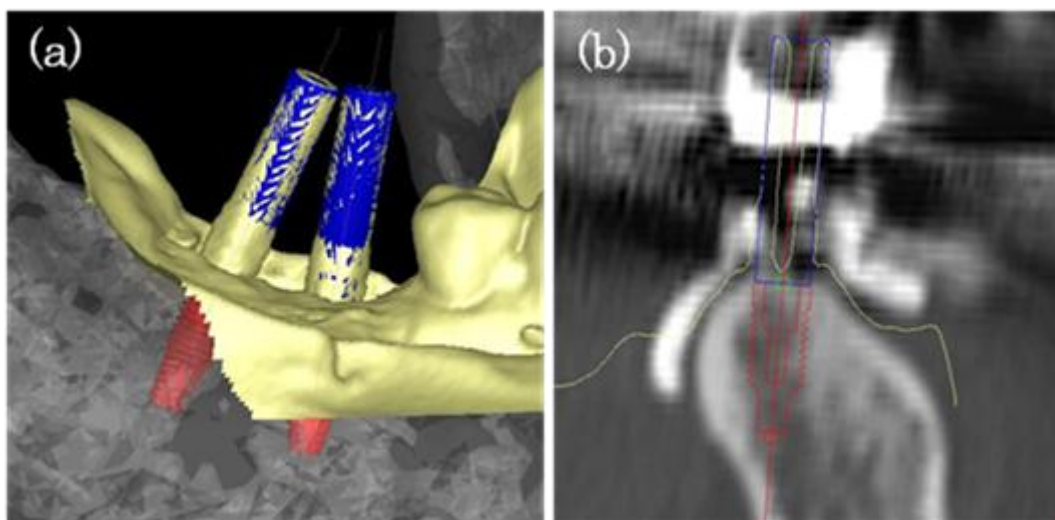


図30 仮想インプラントの植立および埋入トルク値の測定

a) 仮想インプラントの植立

b) 作業用模型のスキャンによる3Dデータ

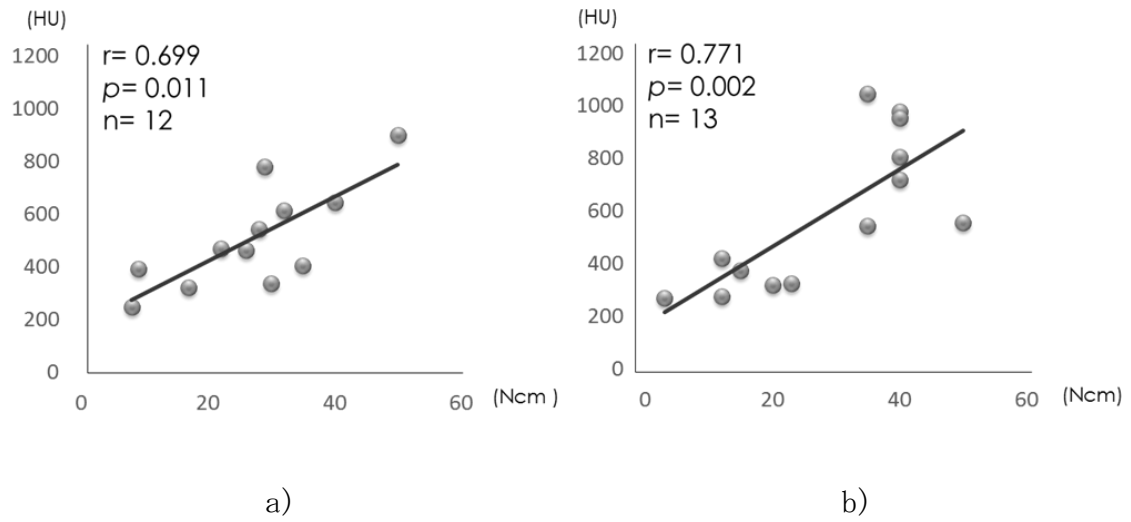


図31 ヒトにおける埋入トルク値とCT値の関係
 (Spearmanの順位相関係数を用いた統計解析)
 a) 長径 8 mm b) 長径 10 mm
 r: 相関係数, p: 有意確率, n: サンプル数