

インプラント治療におけるデジタルデンティストリーの「診査／診断編」
— CT 撮影 / CT 診断ならびに模型合成されたインプラントシミュレーション —

十河基文

Digital Dentistry of examination and diagnosis in implant treatment
— CT photography/diagnosis and implant simulation superimposed by study models —

Motofumi Sogo, PhD, DDS

抄 録

歯科においてデジタル技術いわゆるデジタルデンティストリーの恩恵を一番受けているのが「インプラント治療」である。本稿ではそんなインプラント治療における一連のデジタル技術の流れの中で、最初の部分にあたる診査／診断に的を絞る。投稿内容として、少し整理をしないとわからない CT 撮影に関する事、また CT の細かさについての注意点、さらには CT データと模型データを合成したデータ上でのインプラントシミュレーションのコツを私見ではあるが紹介する。

キーワード

CT 撮影, CT 診断, インプラントシミュレーション, 骨量診断, 臨床的骨質診断

I. はじめに

歯科におけるデジタル技術いわゆるデジタルデンティストリーの恩恵を一番受けているのが「インプラント治療」である。診査／診断、外科、補綴といった一連の治療の流れの中に多くのデジタル技術が存在する (図 1)。そんなインプラント治療のはじめに行うデジタル診査が「顎骨の CT 撮影」、「口腔内のスキャン (もしくは印象や研究用模型のスキャン)」そして「顎運動の採得」の 3 つであろう。これらのデジタルデータがコンピュータに入力され、統合したデータとなってパソコン上で「診断」さらには「治療計画」へと続いていく。

現在のデジタル診査／診断において、高い普及を示すのは「顎骨の CT 撮影」であろう。そして近未来では口腔内スキャナーであろうが、すでに一部の先生方

の中には口腔内の印象または研究用模型を「技工用卓上スキャナー」でスキャンして STL や PLY 形式で出力したり、また「CT 装置 (特に歯科用 CT が多い) の撮影視野 (FOV = field of view)」にそれらを設置して CT 撮影することで DICOM データに変換して、それらを既に撮影された顎骨の CT データに重ね合わせる。そして同合成データ上で CAD による診断用ワークスアップを行ったり、最終補綴の歯冠直下にインプラントの埋入シミュレーションを行う (図 2)。また顎運動に関しては通常の臨床でもあまり行われなため、普及の壁は高い。しかし、CAD ワークスアップによる咬合面形態が咬合や顎運動に調和するように作成されることでチェアーサイドで無調整のクラウンが装着できることや、有限要素法などのコンピュータを用いた力学解析で咬合力 / 咀嚼力の骨への伝播¹⁾を診断に加えることでより予知性の高いインプラントの埋入シミュレーションができるなどのメリットが備わる

株式会社アイキャット

大阪大学大学院歯学研究科顎口腔機能再建学講座有床義歯補綴学・高齢者歯科学分野

iCAT Corporation

Department of Prosthodontics, Gerodontology and Oral Rehabilitation, Osaka University Graduate School of Dentistry



図1 インプラント治療におけるデジタルデンティストリーの一連の流れ。CT撮影から最終補綴までをデジタルデータで一気通貫する。ただ、ガイドサージェリーを行ったとしても「手術」というアナログ処置のため、手術後にデータの再採得や修正は現在では必要。

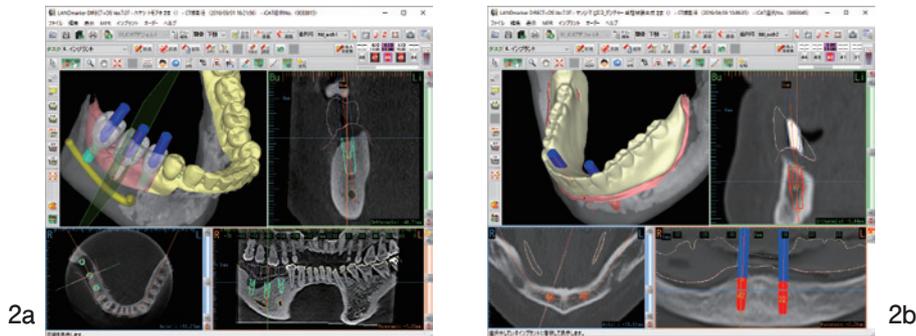


図2 インプラントシミュレーション画像。顎骨のCTデータに口腔内の模型を重ね合わせたデータ上でCADでワックスアップ後シミュレーション (a)、装着中の義歯外形をCTに合成したデータ上でインプラントオーバーデンチャーのシミュレーション。(a：大阪府ご開業 中島 康先生，b：大阪大学 和田誠大先生のご厚意による)

と、その普及は加速するであろう。

II. CT 撮影

本稿では歯科用 CT の話に絞って記載する。

1. 文言定義

近年、普及する歯科用 CT のことを「CBCT」または「コーンビーム CT」と記載されていることが多い。しかし、医科で用いるドーナツ型の全身用 CT も 2000 年以降ではマルチスライス CT といわれるように多列化が進み今では照射 X 線の形状もコーンビームで、また再構成もコーンビーム再構成（フェルド

ガンブ再構成）である。そのため、まさに医科用 CT も「コーンビーム CT」といえる。そこで本稿では CBCT やコーンビーム CT とはいわず「歯科用 CT」ならびに「医科用 CT」と記載する。

2. 歯科用 CT の分類

歯科用 CT の分類では、まず「CT 専用機」とパノラマなど他の装置との「複合機（併用機）」に大別される。

しかしそれ以外の特に X 線関係の分類が少し混乱しやすいので以下に記載する。

1) X 線照射タイミングによる分類 (図 3-1a,b)

X 線の照射タイミングの分類では連続的に X 線が

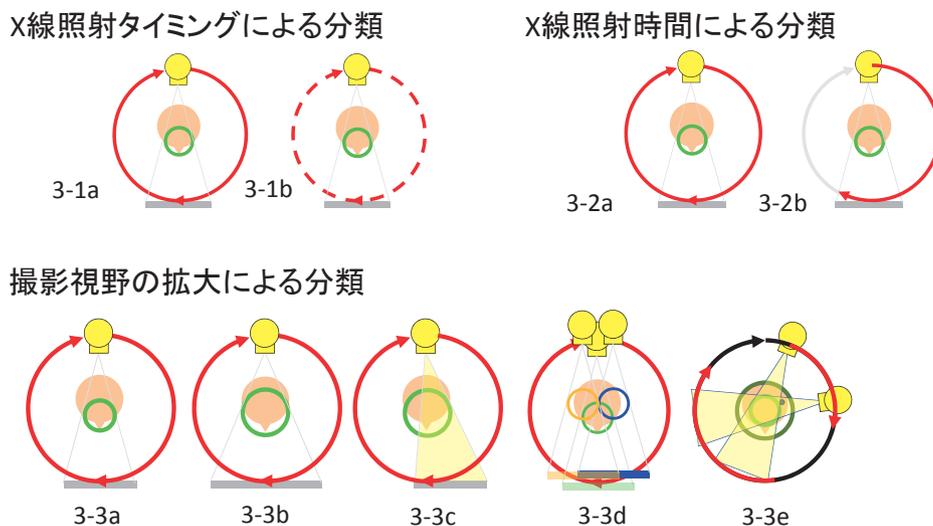


図3 さまざまなCTの分類:3-1:X線照射タイミングによる分類. a:連続X線, b:パルスX線. 3-2:X線照射時間による分類. a:フルスキャン, b:ハーフスキャン. 3-3:撮影視野の拡大による分類. a:ノーマルスキャン, b:大きなサイズの検出器, c:オフセットスキャン, d:ステッチ機能(緑のFOVにオレンジ, 青のFOVを重ね合わせる), e:微小角再構成(左側臼歯部後方付近の小さな青点は赤い円弧の部分の角度データで再構成される)

照射されるのを「連続X線」(図3-1a), 断続的なX線照射を「パルスX線」(図3-1b)という. 昔, 医科用CTでは全てがパルスX線であったが, X線発生装置に求められる要求が高くパルスX線ではまかなえなくなった. そのため, 現在は医科用CTの全てが連続X線である. しかし歯科用CTではパルスX線でも問題はなく, またパルスX線は低被曝というメリットがあるため歯科用CTでは両方が存在する. なお被曝に関しては, 医科用CTではX線のパワーが強く(およそ100~150mAs, 120kVp前後, ここに撮影時間をかけた被曝となる)それに対して歯科用CTは撮影時間が20~30秒と長いもののX線のパワーが弱い(4~15mA, 80~120kVp)のでそもそも歯科用CTの被曝はパルスX線に限らず医科用CTと比較すると一般的には低被曝といえる.

2) X線照射時間による分類(図3-2a,b)

CT撮影の原則は, 対向ビームが存在する360°撮影が基本である. そんな360度のCT撮影を「フルスキャン」(図3-2a)といい, 半分の180°強(実際には180度にX線の広がり角(ファン角)を足した角度)で撮影することを「ハーフスキャン」という(図3-2b). ハーフスキャンでは対向ビームがないために若干画質は落ちるものの, そもそも歯科用CTの管球の1回転が医科用CTに比べて非常に遅いため患者の動きが影響して画像ブレを起こす. そのためハーフスキャンの方が対向ビームはなくとも画像ブレの確率が

少なくなり, 加えて低被曝であることもあり, 歯科ではハーフスキャンが採用されることもある.

3) 撮影視野の拡大による分類(図3-3a~e)

「ノーマルスキャン」「オフセットスキャン」「ステッチ機能」「微小角再構成」を説明する.

撮影範囲(FOV)の広さを求めると, 通常は検出器を大きくしないといけない(図3-3b). しかし価格が上がる. そこで検出器を横に半分弱ずらして360°撮影することで広い範囲が撮影できる方法を「オフセットスキャン」と呼ぶ(図3-3c). オフセットスキャンに対応する呼び方で, 通常の360°撮影を「ノーマルスキャン」と呼ぶ(図3-3a). また「オフセットスキャン」以外でFOVを広くする技術として, CTのアーム回転軸を機械駆動によって移動してそれぞれ360°撮影した画像を縫い合わせて広く見えるようにするのが「ステッチ機能」である(図3-3d). また360度撮影されるFOVの外側は角度は限られているものの投影データが存在する. そんな限られた角度の投影データを用いて再構成することで画質は粗くなるもののFOVを広くする技術が「微小角再構成」である(図3-3e).

III. CT画像

CTは断面のイメージがあるが(図4a)が実際には厚みのある断層である(図4b). そのためパノラマや

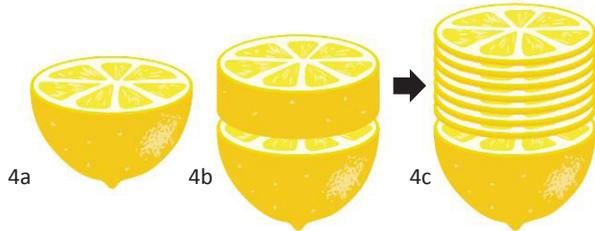


図4 CTは断面を見ているのではなく (a), 断層を見ている (b). ただ従来のX線診断とちがってCTは断層の厚みが薄くできることで何層目に何が存在しているか把握できる (c) ため、奥行き=3次元がわかる.

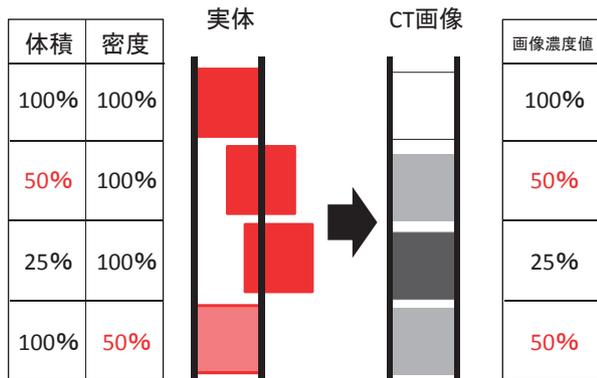


図5 部分体積効果. デジタル画像はアナログ画像と異なり, ひとつのpixel (voxel) の中に占める体積や密度の影響を受ける. そのため体積が半分と体積が100%だが密度が半分は同じ表現となる (赤数字).

デンタルと同じく「重ね合わせ像」であるがそのスライス厚 (断層厚) を薄くできる点で奥行方向の距離感がつかめ立体として認識できる (図4c).

1. 部分体積効果

CT画像で「細かさ」に関する専門用語に「部分体積効果」がある. CT画像はデジタル画像のため, 2次元画像の中の1つの画素 (ピクセル, pixel) や3次元画像の中の1つのvoxelを占める組織の割合と密度で平均化された画像となる (図5). これが部分体積効果である. 歯科は基本的に細かさを追及する領域なのでできる限り歯科用CTではpixelやvoxelをまた医科用CTでは撮影スライス厚を小さくする. また, 部分体積効果による読影上の注意点では体積が50%しか存在しない場合と, 密度が半分で対象物は100%存在する時とでは画像の表現が同じとなる (図5の赤数字). また骨の外形は粘膜など隣合わせの組織と部分体積効果を表現するため, 実際の骨のように明確な境界ラインにならず, グラデーショナルな不明瞭な表現となってしまう.

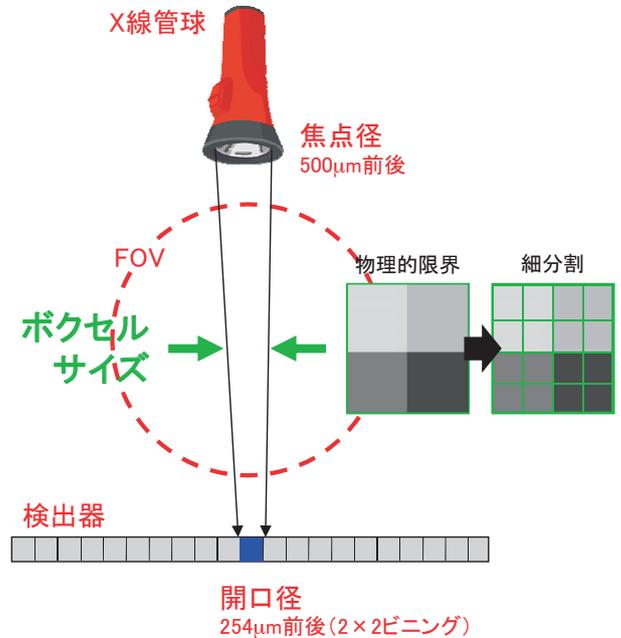


図6 管球の焦点径, 検出器の開口径から作図すると, 254µmよりも小さなボクセルサイズにはならない. しかし, パソコンのスペックが高いと物理的検出能力を超えて細かくすることが可能となり, それがカタログのボクセルサイズとなる.

2. カタログの「ボクセルサイズ」では判断しない
製品のカタログに記載されているボクセルサイズ. その値はCTの細かさの1つの尺度を示す. しかし, 物理的境界を超えての細かさに惑わされてはいけない. 管球, 撮影視野 (FOV), 検出器の幾何学的配置 (ジオメトリー) を作図すると, FOVで示されるボクセルサイズはX線管球の焦点径と検出器のサイズ幅 (開口径) を下回ることはない (図6). 具体的には, 通常歯科用CTの焦点径は500µm前後, また検出器も2素子×2素子 (2×2ピニング) が一般的で一辺254µmとなり, その両値の間に検出能力の物理的境界値がある. しかしパソコンのスペックが高いと物理的境界以上に細かくすることができてしまう (図6の「細分割」と書かれた部分). そんな物理的境界以上に細かくした値がカタログ上ではボクセルサイズと呼ばれ, 100µmや80µmなどと表現されてしまう. しかしボクセルサイズの値で濃淡の識別が細かくできる訳ではないので, ボクセルサイズがCT画像の見える境界の細かさを示している訳ではないことを理解し

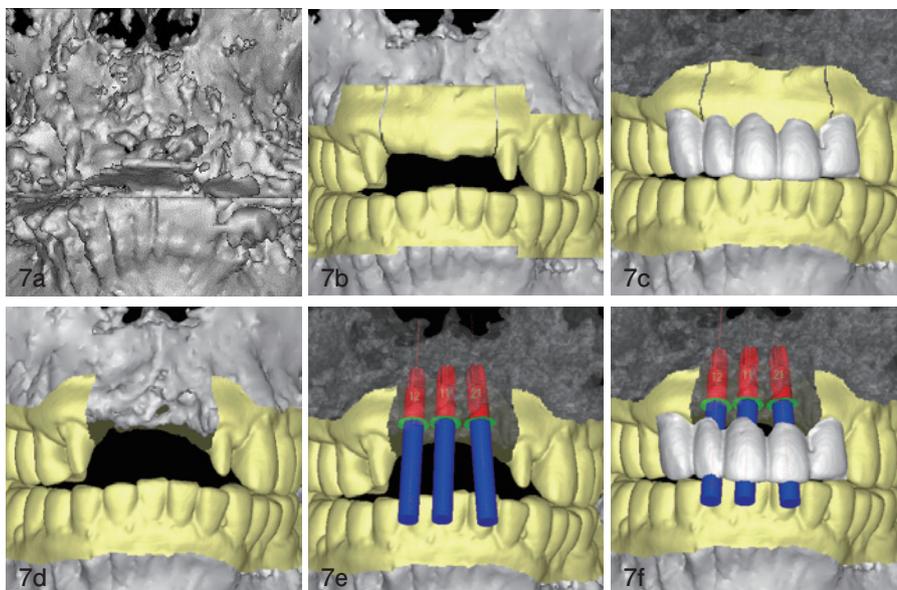


図7 a: 無垢のCT画像から作成した3Dでは歯の欠損歯や残存歯がわからない。b: 欠損模型の合成, c: 現在装着中のプロビジョナルをさらに合成, d, e, f: インプラントシミュレーション(東京都開業 三浦健二先生のご厚意による)

表1 シミュレーション診断の3ステップ(私見)

1	当たり前診断
	1-1) 解剖学的リスクの回避(下顎管, 上顎洞) 1-2) トップダウントリートメント
2	1本のインプラントを見る
	2-1) 頬舌側骨の幅1mm確認
	2-2) 歯頸部のいけるエマーゼンスプロファイル
	2-3) アクセスホール(歯冠位置) 2-4) 臨床的骨質診断
3	インプラント全体を見る
	3-1) 近遠心の骨レベル 3-2) 隣在歯(天然歯)/インプラントの距離
	3-3) 埋入手術のし易さ(一定傾斜, 左右の対称性など)

ておきたい。

IV. コンピュータシミュレーション

1. 骨量診断

CTの断層は他のX線診断と異なり断層厚を薄くできることに加え(図4), フィルムの時代では見たい断面位置が表現されていないこともあった。しかし, コンピュータの時代になって任意の断層位置を読影者が自由に設定できるようになった。結果, 骨の「大きさ」「外形」さらには「内部構造」が3次元で把握できる。

2. 模型合成

CT診断における歯科の最大の困り事といえるのがクラウンなどの金属が作る「金属アーティファクト」である。金属アーティファクトによって欠損部や残存歯などが見えず, 言い換えれば欠損補綴の全ての症例において無垢なCT画像で診断ができないことが多い(図7a)。2次元画像における金属アーティファクト除去は「再構成」に関わる問題なので各CTメーカーの努力に委ねることになるが, 3次元画像についてはデジタルの時代になって前述のように顎骨データに口腔内の歯や粘膜, またCTテンプレートやプロビジョナルなどのデータを重ね合わせをすることで診断能力が向上する(図7b~f)。

3. 骨量診断のポイント

全くの私見であるが, インプラントのコンピュータ・シミュレーションの臨床パス的な手順を表1に示す。

STEP 1: まずはインプラントシミュレーションの「当たり前診断」として, 解剖学的リスクの回避やトップダウントリートメントを考慮して埋入位置を仮決めする。

STEP 2: 続いて1本のインプラント体に着眼し, 3Dと2Dの両画像を活用する。3次元画像において最終補綴の歯冠や顎骨を半透明にして, アクセスホールやインプラントの埋入ポジションを確認する。また

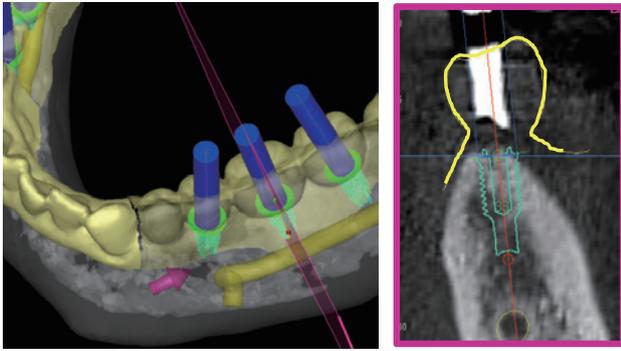


図8 3D画像と2D画像の両方でシミュレーションする。3Dでは最終補綴の歯冠や顎骨を半透明にしてアクセスホールの位置や方向を確認する。また2Dではインプラントから歯冠歯頸部へのエマージェンシープロファイルを想像したり、歯頸部での骨幅（いわゆる骨のバルコニー）なども確認する。

2次元画面では骨幅、インプラントのプラットフォームから歯冠につながるエマージェンシープロファイルイメージなどを行う（図8）。（なお、臨床的骨質診断の説明は後述する）

STEP 3：顎骨を透明にするなどして各々のインプラントの全体バランスを考慮する。例えばインプラントの上部のプラットフォームと骨レベルの上下の高低差をなくし、インプラント同志や天然歯との距離、また傾斜埋入では左右側のバランスや近遠心的バランスを見るとともに手術のしやすさなども吟味する。

4. 臨床的骨質診断

加えてCTデータをフィルムで見ていた時代と異なる点の1つに、パソコンモニターで画素値に色付けをして「臨床的骨質診断」ができるようになったことが挙げられる。医科CTにおいて白黒で示される画像のpixelやvoxelの持つ画素値（画像濃度値いわゆる医科用CTではCT値）から骨密度がわかる。そのためMischの分類やSogoの分類²⁾などを用いて色付けすると「臨床的骨質診断」ができる（図9）^{3,4)}。CT値は水を0、空気を-1000に設定した値であり、単位はCT装置の発明者の名前にちなんで「ハンスフィールド値」と呼ばれ略称でHUと書く。なお、CT値でわかるのは正確には骨密度であり、また骨密度と骨質とはその定義が正しくは異なるため、本稿では骨密度のことを「臨床的骨質」と呼んだ。

また、歯科用CTのCT値について記憶しておくべきひとつが「医科用CTはCT値が表現されるが歯科用CTでは出力されない」ということである⁵⁾。確かに医科用CTと同様のCT値を歯科用CTに見出すこ

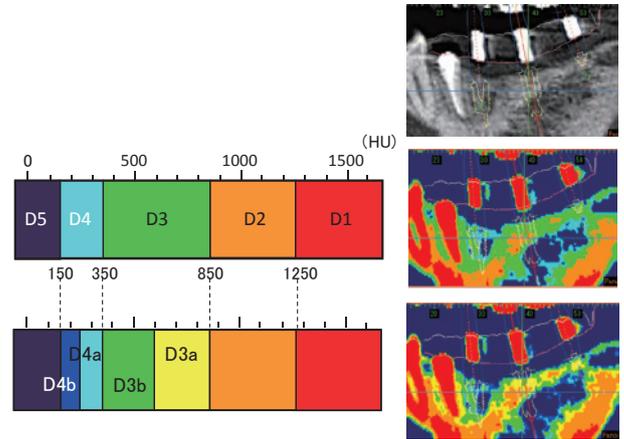


図9 Mischの分類（中段）とSogoの分類（下段）による臨床的骨質（骨密度）の色付け表現。最上段は白黒のグレースケールによる表現。

とはさまざまな理由から無理であろう。しかし、臨床インプラント治療ではCT値の細かな値を活用する訳ではない。そして、医科、歯科ともにCTは全てコンピュータの補正処理の世界。歯科用CTでも再構成処理を工夫することで近似値は出力でき、筆者はそれで充分だと思うため、「歯科用CTもCT値を出せる」と確信している。

V. さいごに

診査/診断におけるデジタル機器やデジタル技術は、細かさ、正確性（精度）、再現性、スピード、データの互換性、購入コストのお手頃感、また装置やソフトの使い易さなどさまざまなハードルがある。しかし、技術は日進月歩の進化を遂げ、歯科においてまずはここ数年の間に口腔内を直接スキャンする口腔内スキャナー（IntraOral Scanner）が普及し、印象材less、石膏lessになるだろう。また、さらに顎運動データもそこに加味され、これらのデジタルデータが最終補綴のCAD/CAMにまで続く一気通貫の時代がもうすぐ目の前にある。よって本稿で記載した内容もすぐに陳腐化してしまうだろう。しかし、デジタルデンティストリーのメリットはコストダウンだけに留まらず、匠技ではなく誰もがいつでも効率的に再現性をもったデジタルデータを用いることで、患者の恩恵につながることは間違いない。

文 献

- 1) Tsutsumi S, Maeda Y, Sogo M. Biomechanics of cranio-maxilla-facial system on form and function. Theo-

- retical and Applied Mechanics 1993; 42: 299-306.
- 2) Sogo M, Ikebe K, Yang TC, Wada M, Maeda Y. Assessment of bone density in the posterior maxilla based on Hounsfield units to enhance the initial stability of implants. Clin Implant Dent Relat Res 2012; 14: 183-187.
 - 3) Wada M, Tsuiki Y, Suganami T, Ikebe K, Sogo M, Maeda Y. The relationship between the bone characters obtained by CBCT and initial stability of the implants. Int J Implant Dent 2015; 1: 3.
 - 4) Wada M, Suganami T, Sogo M, Maeda Y. Can we predict the insertion torque using the bone density around the implant? Int J Oral Maxillofac Surg 2016; 45: 221-225.
 - 5) インプラントの画像診断ガイドライン・第2版. 2008年9月1日. NPO法人日本歯科放射線学会・歯科放射線診療ガイドライン委員会, http://www.dent.niigata-u.ac.jp/radiology/guideline/implant_guideline_2nd_080901.pdf
-

著者連絡先：十河 基文

〒532-0011 大阪市淀川区西中島3-19-15
第3三ツ矢ビル3F 株式会社アイキャット
Tel: 06-6886-7299 (代表)
Fax: 06-6886-7298
E-mail: sogo@icatcorp.jp