



Title	頭蓋骨3次元Computer Graphics における立体マーカを用いた基準平面と基準点の設定
Author(s)	茶谷, 竜仁
Citation	北海道大学. 博士(歯学) 甲第13042号
Issue Date	2018-03-22
DOI	10.14943/doctoral.k13042
Doc URL	http://hdl.handle.net/2115/70745
Type	theses (doctoral)
File Information	Tatsuhito_Chaya.pdf



[Instructions for use](#)

博士論文

頭蓋骨 3 次元 Computer Graphics における立体マ
ーカーを用いた基準平面と基準点の設定

平成 30 年 3 月申請

北海道大学
大学院歯学研究科口腔医学専攻

茶 谷 竜 仁

抄録

Computed Tomography (以下 CT) 撮影で得られた頭蓋骨の 3 次元 Computer Graphics(以下 3DCG)において、立体マーカーを用いて基準平面と計測点の設定を自動化する方法を考案し、撮影方向および骨抽出条件の閾値の違いによる再現性について検討した。乾燥頭蓋骨 7 体を試料とし、異なる 7 方向からスライス厚 0.50mm で CT 撮影 (東芝, Aquilion Prime) を行い、計 49 データを得た。このうち正面方向で撮影した 7 データにおいて、Hounsfield Unit(以下 HU)値の閾値を 24 段階に変えて計 168 データを得た。得られた 217 データの各 3DCG において左右眼窩 2 点 (以下 Eye Ball) と左右外耳道 2 点 (以下 Ear Ball) に対して球体マーカーを用いて基準平面を設定した。基準平面をもとに球体、円柱、直方体の形状の立体マーカーを使用して、任意の 21 計測点を自動設定し、各々の計測点において計測点間の距離を計測した。このうち頭蓋骨 1 体で 7 方向から撮影し得られた左右 Eye Ball, Ear Ball の設定位置と計測者 7 名による手作業での 4 計測点 (左右の Porion, Orbitale) の設定位置の平均座標と各々の計測点との距離を比較した。7 体の乾燥頭蓋骨で 25 点すべての計測点は、撮影方向が異なる場合においても、HU 値の閾値を-600HU から+400HU の範囲で変化させた場合においても、計測点間の距離の最大が 0.50mm 以下であった。立体マーカーによる計測点設定方法における計測点のばらつきは、手作業による計測設定のばらつきと Wilcoxon の順位和検定で比較すると有意に小さかった。CT から作成した頭蓋骨 3DCG において、立体マーカーを用いることで、頭部の水平面方向の傾きや骨抽出条件による影響が少ない基準平面および計測点の設定を、再現性を持って、自動で行う方法が確立された。

キーワード : Computed Tomography, Computer Graphics, 立体マーカー, 基準平面, 自動設定

【緒言】

矯正歯科治療における頭蓋顎顔面形態の評価は、従来、頭部エックス線規格写真(以下セファログラム)を用いて、3次元の構造物を2次元フィルムに投影して分析が行われてきた¹⁻⁵⁾。しかし、側面のみならず、正面や軸位方向のセファログラム撮影を行い、これらの分析を加えても、2次元的分析方法で頭蓋顎顔面形態の3次元的な構造を定量的に把握するには限界があり⁶⁻⁷⁾、直接3次元的に分析する手法の確立が望まれてきた⁸⁾。一方、1972年にHounsfield⁹⁾によってComputed Tomography(以下CT)が発明されて以来、特に顎変形症の症例などでは3次元Computer Graphics(以下3DCG)を用いて骨格の3次元の様相を分析し、臨床的評価を行う試みが少しずつ検討されてきている¹⁰⁻¹⁴⁾。歯科矯正学の領域においても、3次元的分析が用いられるようになり¹⁵⁻²⁵⁾、近年では森山ら²⁶⁾による6自由度探索法といった、3次元的な計測点の設定も可能となってきた。

CT撮影によって得られる3DCGを用いて頭蓋顎顔面形態の3次元的分析を行うためには、再現性の高い基準点や基準平面の設定が必須である²⁷⁻³¹⁾。このうち、計測点の設定に際しては、従来の2次元セファログラムの解剖学的特徴に対応させた3DCG上の計測点を用いることが多いが^{6-8, 12, 13, 16, 25)}、計測点設定に際し、CT撮影時における頭位の変化による撮影方向の変動や、立体構築時における骨抽出条件の閾値の設定によって生じる3DCG上での描出の違いに対しては、重要性は理解されていても、評価はほとんどなされていないのが現状である^{32, 33)}。このため、計測点や基準平面の再現性に対する検討は十分とはいえず、3次元分析を行うための大きな課題となっている^{34, 35)}。こうしたことから、3次元的に再現性の高い基準平面、計測点を設定するには、撮影時の頭位の変化や骨抽出条件の閾値の設定によって生じる3DCGによる誤差に対する検討が重要になる。さらに、これまで行われてきた人為的にポイントを抽出する手法は、設定に際しての誤

差も生じやすいと指摘されている³⁶⁾。こうしたことを踏まえると、可及的に自動化して基準平面や計測点を設置する方が再現性は高いが³⁶⁾、現状では複雑な 3 次元的形態を抽出するための自動化した手法は確立されていないという課題もある。

そこで、本研究では、CT から作成された頭蓋骨格の 3DCG から各種立体マーカを用いて 3 次元的な基準平面を自動で設定すること、これを基準として任意の計測点の座標化を可及的に自動化して行うこと、これらの再現性や精度がどの程度であるかを確認すること、を目的として研究を行った。

【材料と方法】

I)3DCG モデルの構築

試料として乾燥頭蓋骨(以下頭蓋骨)7 体を用いた。CT 撮影には CT 撮影装置(東芝, Aquilion Prime Ver.6.0)を用いた。撮影に際しては、撮影方向が 3DCG 上の描出される骨形態にどのように影響を与えるかを検討するために、右側 90 度から始めて左側 90 度まで分度器でおよそ 30 度ずつ 7 回水平面方向に角度を変えた状態の頭蓋骨を枕とベルトにて固定し、それぞれに対してスライス厚 0.50mm, 管電圧 120kv, 管電流 40mA, field of view 256×256mm, スライス数 901 枚で撮影を行った。7 体の頭蓋骨において、それぞれ 7 方向から撮影することで計 49 の頭蓋骨の Digital Imaging and Communication in Medicine(以下 DICOM)データを得た。

次に、骨抽出条件の閾値の差異が骨形態にどのように影響を与えるかを検討するために、正面方向で撮影した DICOM データを用いて、Hounsfield Unit(以下 HU)値の骨抽出条件の閾値を-700HU から+500HU の範囲で 50HU ずつ 24 段階変えて、7 個体分計 168 データを得た。上記あわせて 217 の頭蓋骨の DICOM データから医用画像処理ソフトウェア(日本マテリアライズ,

Mimics Innovation Suite Ver19.0)を使用し、再構築間隔 0.50mm でそれぞれ別々に頭蓋骨の 3DCG を構築した(図 1, 2).

II)3 次元基準平面の設定

2次元での分析に用いられる基準平面である Frankfort horizontal plane(以下 FH 平面)にならって、3DCG に対して基準平面(以下 3DFH)を設定するにあたり、基準点を左右眼窩と左右外耳道の骨形態を利用して以下のように設定した。なお、本研究はすべて Mimics 上で行う事は可能であるが、扱う情報量が膨大であるため、一部で独自にマクロを組んでいる。

1. 眼窩の基準点の設定

まず、眼窩の中央と考えられる部分に手動で任意の探索開始点を設定した(図 3)。次に、眼窩の骨形態に対して、眼窩内に最も大きく接する球体マーカの位置を探索することとし、探索開始点を起点として上下、前後、左右に 0.20mm 単位でこの球体マーカを少しずつ大きくしながらコンピュータ上で自動的に動かしていくことで探索した。すなわち、球体と骨の CG が交叉する体積を算出するために Mimics 上で Boolean 演算³⁷⁾を行い、交叉する部分の体積がない球体を「骨に接していない球(図 4a)」と定義し、その中心座標の位置を変えずに直径を 1.0mm ずつ大きくしていき、球体と骨が交叉し体積が生じている球体を「骨に接している球(図 4b)」と定義したうえで、球体のなかで、最大限に大きいものでかつ骨の CG と交叉する部分が最も小さい球体を Eye Ball と設定し、その中心を Eye Ball Center とした。これを、左右の眼窩について同様に設定した。このように、周囲骨と交叉する体積を最少にする形で立体マーカの空間的位置を決定する方法を(立体マーカ空間位置設定方法 1)とした。

2. 外耳道部の基準点の設定

頭蓋骨 3DCG の側面観において、およそその外耳道の入り口を探索開始点として任意に設定し、コンピュータ上で球体マーカが最も頭蓋骨の内側に近づく位置を探索した。すなわち、上下、前後に 0.20mm 単位で骨に接していない球体の位置を左右外耳道で自動的に探索し、Ear Ball と設定した(図 5)。この際、0.50mm 単位で鼓室に到達しない最小の球体を調べたところ、すべての頭蓋骨で 6.0mm であったため、外耳道の基準点設定に用いた球体マーカの直径を 6.0mm と設定した。このように、交叉する体積を生じさせないように立体マーカの空間的位置を設定する方法を(立体マーカ空間位置設定方法 2)とした。

3. 3DFH の設定 (図 6)

①3次元空間上の右と左の Ear Ball の中心 (Ear Ball Center) を通る直線を X 軸とし、左右 Ear Ball Center の中点を Ear Ball Midpoint とした。②Ear Ball Midpoint を仮の原点とし、Eye Ball を表示した上で、後方を+とした Y 軸、上方が+とした Z 軸からなる直交座標系を定め、YZ 平面を設定した。③Eye Ball の中心座標 (Eye Ball Center) を通り、XY 平面に垂直でかつ YZ 平面に平行な平面を設定した。④この平面において、X 軸から Eye Ball に接線を引き、Eye Ball の接点を Eye Ball Tangent とした。⑤～⑦Eye Ball Tangent を左右の Eye Ball で設定し、左右の Eye Ball Tangent の中点を Eye Ball Tangent Midpoint と設定した。⑧Eye Ball Tangent Midpoint と左右の Ear Ball Center で作られる平面が水平面(XY 平面)となるように頭蓋骨の CG を X 軸周りに回転させ、水平面を 3DFH とした。⑨左右の Eye Ball Center の中点(Eye Ball Midpoint)の X 座標の値が 0 となるように頭蓋骨の CG を X 軸方向に平行移動し、Eye Ball Midpoint を含む YZ 平面が正中矢状面となる新たな直交座標系を設定し 3D 正中矢状面(図 7)とした。

III)計測点の設定

計測点の設定に際しては、上記立体マーカ空間位置設定法 1 および 2 に加えて交叉する体積

が最大となる方法を用いた。本研究では、セファロ分析に用いることが多い計測点を想定した 21 計測点の設定を行った(表 1)。ただし、セファロ分析に用いている点を想定しているが、定義が異なるため計測点の名前の後に (3D) を付与している。突出点にマーカを設定する例として、ANS_(3D) における立体マーカの設定方法を挙げる。矢状面断において 3DCG とマーカの重なり合う体積を評価する際に、複数のボクセル情報をもとに計測点設定するために、横 (y 座標) を 1 ボクセル (0.50mm) に対して縦 (z 座標) 5 ボクセル分を評価できる直径 5.0mm の円柱マーカを利用した。矢状面に垂直な直径 5.0mm の円柱マーカを用いて探索した。すなわち、マーカを Y 軸および Z 軸方向に 0.20mm 単位で移動させながら、探索範囲を突出点の外側から突出点の方向に 0.20mm ずつ近づけていき(Y 軸+方向), 突出点に初めて交叉した際のマーカの座標のうち、マーカの中心の Y 座標が最も小さい Y, Z 座標をもつマーカを求め、Z 座標が複数ある場合は周囲骨と交叉する体積が最大となる立体マーカを求めた。求める計測点 ANS_(3D)の座標は立体マーカが 3DCG と重なり合う部分の重心として設定した。

このように、座標情報を用いて周囲骨と交叉する体積が最大となる立体マーカを設定する方法を(立体マーカ空間位置設定法 3)とした。3DCG 上における求めようとする計測点は、3DFH 及び 3D 正中矢状面を基準にし、立体マーカを立体マーカ空間位置設定法 1)~3) (図 8)のいずれかに従って設定することで、表現できる。前述した Eye Ball や S_(3D)といった計測点については周囲を骨に覆われているため、(立体マーカ空間位置設定法 1)を用いる。N_(3D) (図 9-ab), PointA_(3D), PointB_(3D), Me_(3D), JL_(3D), JR_(3D)といった計測点は最陥凹点として表現できるため、これも立体マーカ空間位置設定法 1 を用いることで設定が可能になる。前述した Ear Ball を設定したように、漏斗状の構造物にマーカを設定する場合は(立体マーカ空間位置設定法 2)を用いて設定する。また、ANS_(3D) (図 10-ab), PNS_(3D), Pog_(3D), Go_(3D), Ar_(3D)といった点は最突出点として表現

できるため (立体マーカー空間位置設定法 3)を用いる。また、解剖学的構造の内部に探索開始点を
設け(立体マーカー空間位置設定法 3)を用いることで、U1A_(3D) (上顎左側中切歯根尖 (図 11)),
U1E_(3D) (上顎左側中切歯切端), L1A_(3D) (下顎左側中切歯根尖), L1E_(3D) (下顎左側中切歯切端),
U3C_(3D) (犬歯の咬頭), U6C_(3D) (上顎左側第一大臼歯近心頬側咬頭頂)といった解剖学的構造の内部
から突出点を表現することも可能である。なお、計測点は設定方法 1, 3 を用いて設定した場合、
立体マーカーが 3DCG と重なり合う部分の重心を (図 9b), 設定方法 2 で設定した場合は立体マー
カーの中心をそれぞれ計測点として設定した。

IV)計測点の再現性の確認

1. 撮影方向が 3DCG 上に描出される骨形態に与える影響の検討

各頭蓋骨における撮影方向を変えた 7 データから構築された 3DCG モデルにおいて、各計測点
の座標のばらつきを調べるために、それぞれにおいて探索し求められた計測点の平均座標と各々の
計測点との距離および 7 計測点間の距離を計測した。ボクセルの一辺の長さが 0.50mm であるた
め、評価は 0.50mm 以下を許容範囲とした。

2. 骨抽出条件の閾値の差異が 3DCG 上に描出される骨形態に与える影響の検討

各頭蓋骨における HU 値の閾値を 24 段階変えた 24 データの 3DCG 上の計測点において計測点
間の距離を計測した。

3. 計測点設定のばらつきの検討

計測点設定のばらつきを検討するにあたっては、1 体の頭蓋骨を用い、従来法の中では再現性が
高いとされる手作業によるポインティング法²⁹⁾(表 2, 図 12)を用いて計測した。計測は、2 次元セ
ファログラムの分析に習熟した臨床経験 2 年目以上の計測者 7 人が各 2 回設定を行い、計測点の

座標の平均を計測した。本法による撮影方向を変えることで生じる計測点設定のばらつきとポイントニング法による計測点設定のばらつきについて、計測点の平均座標と各々の計測点との距離を計測し、Wilcoxon の順位和検定で比較検討を行い、 $p < 0.05$ を有意水準とした。

【結果】

結果 1

3次元基準平面の設定

3DCG 上で眼窩の基準点および外耳道部の基準点はすべてのデータにおいて、1つのみ設定することができた。さらに、これらの基準点から基準平面として 3DFH が1つのみ設定された。

結果 2

計測点の設定についても、立体マーカー空間位置設定法の 1)~3)を用いることで、今回選択した全ての点の設定と座標化が可能であった(図 13)。

結果 3

計測点の再現性の確認

1.撮影方向が 3DCG 上に描出される骨形態に与える影響の検討

すべての頭蓋骨において、基準平面設定に利用した眼窩および外耳道部の 4点を含む合計 25点すべての計測点について検討した。すべての頭蓋骨の計測点については撮影方向が異なる 7種の撮影を行ったことによって 7計測点を得られるが、これらの計測点間距離について比較したところ、最大となったものを算出しても、0.50mm 以内であった(表 3)

2. 骨抽出条件の閾値の差異が 3DCG 上に描出される骨形態に与える影響の検討

7 体の頭蓋骨において、基準平面設定に利用した眼窩および外耳道部の 4 点を含む 25 点すべての計測点について、HU 値の下限を-600HU から+400HU の範囲で変化をさせた場合において、骨抽出条件の閾値を変化させた際に設定される計測点間の最大となる距離が 0.50mm 以下であった(表 4).

3. 計測点設定のばらつきの検討

1 体の乾燥頭蓋骨において、撮影方向が異なる 7 体の頭蓋骨の DICOM データの 3DCG 上で、外耳道および眼窩部の 4 か所における球体マーカの中心の平均座標と各々の計測点との距離の平均は、Eye Ball Center で左側 $0.15 \pm 0.03\text{mm}$ 、右側 $0.14 \pm 0.02\text{mm}$ 、Ear Ball Center では左側 $0.18\text{mm} \pm 0.03\text{mm}$ 、右側 $0.20 \pm 0.02\text{mm}$ であった。また、7 名の計測者による手作業のポインティング法にて設定した計測点 Po, Or の座標の平均座標と各々の計測点との距離は Po で左側 $0.82 \pm 0.05\text{mm}$ 、右側 $0.88 \pm 0.05\text{mm}$ 、Or では左側 $1.15\text{mm} \pm 0.03\text{mm}$ 、右側 $1.20 \pm 0.04\text{mm}$ であった。立体マーカによる計測点設定のばらつきと手作業のポインティング法による計測点設定のばらつきを Wilcoxon の順位和検定で比較すると本法におけるばらつきが有意に小さかった(表 5).

【考察】

歯科矯正学においては、従来、頭蓋顎顔面の分析はセファログラムを用いて 2 次元的に行われてきた¹⁻⁵⁾。セファログラムの分析は、立体物を平面に投射することで得た 2 次元的な陰影画像において分析を行うが、簡便な方法であること、長い歴史的データの蓄積があること、世界的に規格化がなされていること、これまでの蓄積データとして存在する標準値のデータとの比較が可能であるこ

と、個々人の成長発育や治療結果をある基準平面に沿って見ることができること、2次元であるために理解が容易であること、定量的に解析が可能であること、などの大きな利点を有する¹⁻⁵⁾。しかしながら、2次元的な分析方法で頭蓋顎顔面形態の3次元的な構造を定量的に把握するには限界があり⁶⁾、特に頭蓋顎顔面は顔面、上顎、下顎、歯槽骨、歯、などが複雑に絡み合って構成されるため、2次元的な解析のみでは表現することが困難な場面が多々ある²⁷⁻³⁸⁾。

一方、セファログラム上の計測点は2次元的な陰影画像上に設定されており、作図上の計測点もあることから¹⁻⁵⁾、必ずしも3DCGの骨形態上にセファログラムと同じ計測点を設定することができるわけではない。このため、矯正臨床における形態分析の主旨に基づいた計測を行う際には、3DCG上で設定しうる新たな3次元上の計測点を設定する必要があることがGregoryら⁶⁾により指摘されている。このようなことを背景に、頭蓋顎顔面の3DCGを臨床応用した研究においては、基準平面や計測点をそれぞれ独自に新たに設定して行われていることが多い²⁷⁻²⁹⁻³³⁾。しかしながら、独自に設定した計測点の誤差や再現性まで検証していることは少ないのが現状である²⁷⁻³¹⁻³³⁾。また、頭蓋顎顔面形態を3次元的に分析するためには座標を設定するために基準となる平面の設定が必要となる。セファログラムの分析において、従来から多く用いられてきたFH平面を意識した平面を水平面方向の基準平面と設定することが多く、その際には3DCGにおいて頭蓋骨の断面図を見て、画面上で眼窩や外耳道に基準点を設定することが多い³¹⁻³³⁾。しかし、基準平面を設定し、それを用いた計測による誤差や有意差の検証は行われているが、そもそも基準点や計測点自体の誤差の検証は十分に行われているとはいえない。また、Fuyamadaらは²⁹⁾、3DCG上での手作業による計測点の設定方法を考案し、精度の検証まで行っているが、結果として計測点によっては再現性にばらつきがあること、計測点設定に習熟が必要となることが課題になると指摘している。こうした背景に基づき、再現性が高い基準平面や計測点を設定するために、CT撮影時に口腔内にマー

カーを取り付け、マーカーの中心を基準点とする手法も考案されている^{39) 40)}。しかし、撮影のたびにマーカーを取り付ける必要があることから、マーカーそのもののずれの問題や患者への負担の問題などがあり、普及には至っていない⁴¹⁾。さらに、森山²⁶⁾が指摘するように、3次元の物体は6自由度を持つため、3DCGを分析するためには煩雑な計算を行わなければならないことから、処理に多くの時間を要することも報告されている。この点、従来のセファログラムでは、イヤードを用いて頭部を固定する場合が多く、ここにエックス線の中心線を通すことで規格化された画像をえている。このため、基準点や基準平面もある一定程度の誤差範囲で比較的容易に世界共通の基準が作りやすいという利点を有していた²⁾。これに対してCT撮影時には、基本的にこれに準じた固定はせずに撮影を行うため、「頭位を規格化して撮影する」という概念がそもそもない。このため、頭位の変化によって3DCGの形態は大きく変化する欠点を有している³²⁾。さらに、CT撮影によって得られたデータから3DCGを立体構築する際には、骨を描出させるために骨抽出条件の下限あるいは上限となる閾値を設定するが、その閾値の設定によっても3DCGの形態は大きく変化する³³⁾。これらを踏まえると、3DCG上での計測点設定に際し、CT撮影時における撮影方向が3DCG上に描出される骨形態に与える影響の評価³²⁾、および立体構築時における骨抽出条件の閾値の設定が3DCG上に描出される骨形態に与える影響³³⁾の評価は極めて重要であるにもかかわらず、ほとんどなされていないのが現状と言える。3DCG上に再現性の高い基準平面および計測点を設定するには、CT撮影や立体構築の際における諸条件によって3DCGの形態の差異がどの程度生じるのか、さらにはこうした形態の差異があっても高い再現性をもった基準平面や計測点を設定するにはどのような手法が良いのかを検討する必要がある。本研究においては、こうした問題を解決することを目的に検討を行った。

立体マーカーについて

本研究では眼窩を構成する骨と外耳道を構成する骨に対して球体マーカを用いて基準平面を最初に設定したことに大きな特徴が有る。一般に、3次元空間の物体は位置情報である座標情報(x, y, z)と3つの座標軸における回転(ロール, ピッチ, ヨウ)の6自由度で表現される²⁶⁾。我々が基準平面設定の際に用いた立体マーカも本来6自由度であるが、マーカを回転させることなく、平行移動のみで移動させて計測点を設定することで、3自由度による計算を行うことが可能となり、結果的に大幅に演算が簡素かつ確実に became したものとする。矯正臨床の分析において最突出点、最陥凹点、最下点などの方向性に基づく骨形態の特徴を用いて計測点を設定することが多い。それゆえに、本法においても最初に水平面、矢状面、前頭面の3つの基準平面を設定することが必要であると考え、まず方向性を定めた直交座標系を設定した。このように基準平面を設定し、基準平面に対して立体マーカの動きを平行移動のみに制限することにより、3次元的な骨形態の特徴に対して3自由度で設定条件を与え、計測点を設定することが可能となったことが本法の大きな特徴であるとする。

今回、立体マーカの設定に際しては、3種類の方法を用いた。頭蓋骨の解剖学的構造は大きく、1.周囲を骨に囲まれている構造、2.陥凹のある構造、3.突出のある構造、4.漏斗状の構造と大別できる。今回はこれら1~4の構造をすべて抽出するために、それぞれに適切な形状の立体マーカを考案した。この結果、基準平面をもとに任意の点が3DCGの頭蓋骨上に高い再現性をもって座標化することが可能になった(図13)

頭位の変化および骨抽出条件が計測点設定に与える影響について

CT撮影時には頭位は固定されていないため、撮影方向に対する頭位の違いにより構築される3DCGの局所の形状に変化が生じると考えられ、Togashiら³²⁾の論文では、1体の頭蓋骨に対し、スライス厚および頭位を水平面方向に30度まで傾きを変えて撮影したCTデータを用いて、

手作業にて骨表面上の解剖学的特徴点を特定し、基準平面を定めずに、その距離精度について検討しているが、手作業による基準点の設定の限界や異なる頭蓋骨における解剖学的特徴の違いに対する検討は十分ではない。本研究では矯正臨床において側面および正面、さらには斜位からの分析が多用されることをふまえて、基準平面および計測点設定に際して、水平面方向に頭部を回転させた場合における再現性を重視し、頭蓋骨正面から撮影したものを基準として、左右水平面方向に30度ずつ動かした7方向からCT撮影を行い、頭位の変化が構築された3DCGにどのような影響を与えるかを検討した。その結果、7体の頭蓋骨それぞれにおいて、Eye Ball Center, Ear Ball Centerの位置のばらつきが0.50mm以内であった。1ボクセルの大きさが0.50mmであることからばらつきが1ボクセルの大きさ以内であったことをふまえると、これら基準平面を設定することに用いる計測点の再現性は頭位の変化によらず高いものであり^{26, 42)}、基準平面である3DFHについても十分再現性が高いものと考えられる。なお、2次元セファログラム上での描出されるPorion, Orbitaleの本来の定義は、今回の抽出点とは異なり、最上縁や最下点といった方向を指す言葉で定義されている。しかし、DICOMデータから頭蓋骨の3DCGを構築しただけでは方向が定まっていないため、2次元の定義どおりのFH平面を設定することは困難である。むしろ、本法では、球体マーカを用いて、眼窩部と外耳道部における基準点とすることで、方向が定まっていない状態の3DCGにおいてもFH平面を想定した基準平面を設定することが可能となったと言うところに大きな特徴があると言える。すなわち、2次元セファログラムの特徴点とは異なる点ではあるものの、再現性の高い方向性を有したFH平面に近似した平面を3DCG上でとらえることができるようになったことが大きな特徴であると考えられる。また、2次元セファログラムでは、FH平面の他、SellaとNasionからなるSN平面をFH平面と同様に用いることが多い^{2), 4)}。このため、3DCG上でも同様の点の描出を行い、2次元セファログラムの

SN 平面と同様の頭蓋の基準平面を求めることは考えられる。しかし、Sella と Nasion は 2 点であることから、2 次元セファロ上では方向性のある平面としてとらえられるが、3 次元上で直接平面を設定するには 3 点以上が必要であることから FH 平面を基準とすることとした。

さらに、3DFH を基準として設定した 21 計測点においても、位置のばらつきは 0.50mm 以内であったことから、同様に再現性は高いものと考えられる。通常頭部エックス線規格写真撮影時にはイヤースタックにより、水平面方向のズレが少ないが、矢状面での傾きによる頭位の変化は生じる。本研究では矢状面方向あるいは前頭面方向の頭位の回転が再現性に及ぼす影響までは評価していないが、撮影時の頭位の影響を詳細に検討することは、CT 撮影における汎用性を高めるという観点で今後の検討課題であると考えられる。

3DCG を立体構築する際、撮影した頭蓋骨の骨部分は HU 値の閾値を用いて抽出するが、その際の閾値をどのように設定するかによって、抽出される骨の範囲は異なり、抽出される 3DCG の形態にも変化が生じることを三條らが報告³³⁾している。本研究では 7 体の乾燥頭蓋骨において、骨抽出条件の閾値の変化が計測点の座標ほどの程度影響するのかを検討した。すなわち、骨抽出条件の閾値を-700HU から+500HU まで 50HU ずつ変化させて得られた 1 つの頭蓋骨につき 24 の DICOM データにおいて、25 の計測点におけるそのばらつきが 0.50mm 以下である範囲を探索した。結果(表 4)に示すように、一定の範囲で計測点の再現性は高いことが確認された。骨などの石灰化物の HU 値の閾値は+200HU 前後であるとされているため、臨床で頭部を撮影し得られた DICOM データから 3DCG を構築する際には、骨抽出条件の閾値を+200HU 前後で設定することが一般的である。今回は乾燥頭蓋骨を使用したため、この条件下では骨と空気の CT 値の違いから骨形態を抽出する事になる。三條ら³³⁾は+400HU が骨抽出の最適な閾値であると報告しているが、本研究では計測点の再現性の観点から-600HU から+400HU の広い範囲でも計測点の位置のばら

つきが小さいことが確認できた。よって、ある程度幅を持った閾値設定にも耐えうる手法であると考えられる。なお、生体を用いて撮影した場合は、本法のように骨と空気の違いから抽出するのではなく、骨と軟組織の CT 値の違いから骨形態を抽出することになるため、閾値設定の範囲は本研究のデータよりも狭くなる可能性が考えられるため注意が必要である。

今回用いた手法は、直接 3DCG 上の点を計測するのではなく、すべての任意の計測点について立体マーカーを介在させることで座標化し、しかも 3 自由度のみで表せるように工夫しているが、このことが骨の描出条件の変動によらず高い再現性につながったのではないかと考えられる。また、このように頭位によらず、さらには広い範囲の骨抽出条件下でも再現性が高いことは、今後の臨床応用が大いに期待できる手法であると考えられる。

計測点の再現性について

3DCG 上の計測点設定法のうち、手作業によるものは、Fuyamada ら²⁹⁾によって報告されており、比較的再現性が高いことから臨床応用も試みられている段階である。しかしながら手作業は 2 次元のセファログラムでも一定の誤差が出るという報告があり³⁶⁾、Fuyamada の手法もおおむね 1.0mm の誤差はありと指摘されていることから、これらは手作業特有の限界であると考えている。本研究では 1 体の頭蓋骨における眼窩と外耳道部において、我々が行った異なる 7 方向から CT 撮影した際の立体マーカーを用いた計測点設定のばらつきと、7 人の計測者による手作業による計測点設定のばらつきを比較した。本法による計測点の平均座標と各々の計測点との距離は、手作業による計測点のものと比較して有意に小さかった。これより、立体マーカーによる計測点の設定法は、比較的精度が高いと言われている手作業によるポインティング法と比較してもばらつきが小さいことが確認された。木瀬ら³⁰⁾は、3DCG においては、特に凹面部では、視認により手作業で計測

点の設定を行うことは誤差が大きいことを報告している。このことは、セファログラムで用いられる N 点, PointA, PointB といった, 3DCG 上では凹面の最陥凹点にあたる計測点は手作業で設定すると誤差が大きくなることを意味している。3DCG 構築時に局所の形態は撮影条件や立体構築の条件から差異が生じるため^{32, 33)}, 撮影ごとに 3DCG を構成するボクセルの数や位置に変化が生じる。こうした条件下で手作業によって計測点を設定する方法では, そもそもボクセルの位置や数が撮影時の頭位や構築条件によって異なるため, 同じボクセルを計測点として設定すること困難である。本研究で用いた立体マーカは複数の領域のボクセル情報で計測点を自動的に設定しているため, 数個のボクセルが変化しても計測に用いる立体マーカ位置への影響は少ないことが考えられ, これによって計測点の位置の再現性が高くなったと考察できる。

本研究方法ではボクセルが 0.50mm 単位であるが, 顎関節腔や歯根膜腔といった微小な解剖学的構造を評価する際にはより小さい大きさのボクセルでの撮影が必要と考えられる。この点の解決策として, 布留川ら⁴¹⁾, 京本ら⁴³⁾, 上地ら²⁸⁾は 3DCG を構築する際に, 口腔内スキャナやコンベーム CT で取り込んだ画像データを重ね合わせて用いることで, 歯や顎関節のより細かい評価が可能であると報告している。しかし, その方法も現状では, 万能とはいえない⁴⁴⁾。むしろこうした問題は, CT 機器やソフトウェアの発展に伴って今後時間が解決するものであると考えている。将来的には, より精度の高い装置によって 3DCG を構築したうえで, 立体マーカによる計測点設定方法を利用することで頭蓋顎顔面を一体としたさらに精密な分析ができるようになると考えている。その時にこそ, 自動で基準平面や計測点を抽出する今回用いた手法が, 視認で行う方法より大きな利益を有する手法になると考える。

結論

CT から作成した頭蓋骨 3DCG において、立体マーカを用いることで、頭部の水平面方向の傾きや骨抽出条件による影響が少ない基準平面および計測点の設定を、再現性を持って、自動で行う方法が確立された。

【参考文献】

- 1) Broadbent BH : A new X-ray technique and its application to orthodontia. Angle Orthod : 45-66, 1931.
- 2) Graber TM : Swain BF : Orthodontics, current principles and techniques. 73-100, C. V. Mosby Co, St. Louis, 1985.
- 3) McNamara James A, Brudon William L : Orthodontic and orthoedic treatment in the mixed dentition. 13-54, Elsevier, Amsterdam, 1993.
- 4) Proffit WR : Contemporary orthodontics 3rd Edition. 170-195, C. V. Mosby, St. Louis-Tronto-London, 2000.
- 5) Samir E : TEXT BOOK OF ORTHODONTICS. 98-125, W. B. Saunders Company, London, 2001.
- 6) Adams Gregory L, Gansky Stuart A, Miller Arthur J, Harrell William E, Hatcher David C : Comparison between traditional 2-dimensional cephalometry and a 3-dimensional approach on human dry skulls. Am. J. Orthod. Dentofacial Orthop : 397-409, 2004.
- 7) Bajaj Kamal, Rathee Pooja, Jain Pradeep, Panwar Vasim Raja : Comparison of the Reliability of Anatomic Landmarks based on PA Cephalometric Radiographs and 3D CT Scans in Patients with Facial Asymmetry. Int. J. Clin. Pediatr. Dent 4 : 213-223, 2011.
- 8) Zamora Natalia, Llamas Jose M, Cibrián Rosa, Gandia Jose L, Paredes Vanessa : Cephalometric measurements from 3D reconstructed images compared with

- conventional 2D images. *Angle Orthod* 81 : 856-864, 2011.
- 9) Hounsfield GN : Computerized transverse axial scanning (tomography) : I. Description of system. *Br. J. Radiol* 46 : 1016-1022, 1973.
 - 10) Treil J, Casteigt J, Madrid C, Borianne P : A new 3-dimensional cephalometry model. A new 3-dimensional parameter analysis : the axis of inertia. A new idea : maxillofacial equilibrium. *Orthod. Fr* 68 : 171-81, 1997.
 - 11) Xia J, Samman N, Yeung RW, Wang D, Shen SG, Ip HH, Tideman H : Computer-assisted three-dimensional surgical planing and simulation. 3D soft tissue planning and prediction. *Int. J. Oral Maxillofac. Surg* 29 : 250-258, 2000.
 - 12) Troulis MJ, Everett P, Seldin EB, Kikinis R, Kaban LB : Development of a three-dimensional treatment planning system based on computed tomographic data. *Int. J. Oral Maxillofac. Surg.* 31 : 349–357, 2002.
 - 13) Lagravère Manuel O, Major Paul W : Proposed reference point for 3-dimensional cephalometric analysis with cone-beam computerized tomography. *Am. J. Orthod. Dentofac. Orthop* 128 : 657-660, 2005.
 - 14) Muramatsu Atsushi, Nawa Hiroyuki, Kimura Momoko, Yoshida Kazuhito, Maeda Masahito, Katsumata Akitoshi, Ariji Eiichiro, Goto Shigemi : Reproducibility of Maxillofacial Anatomic Landmarks on 3-Dimensional Computed Tomographic Images Determined with the 95% Confidence Ellipse Method. *Angle Orthod.* 78 : 396–402, 2008.
 - 15) Dahan J : Three-dimensional cephalometry in orthodontics. *Rev. Belge Med. Dent*

28 : 329-340, 1973.

- 16) Bütow KW, van der Walt PJ : The use of triangle analysis for cephalometric analysis in three dimensions. *J. Maxillofac. Surg* 12 : 62-70, 1984.
- 17) Arridge S, Moss JP, Linney AD, James DR : Three dimensional digitization of the face and skull. *J. Maxillofac. Surg* 13 : 136-143, 1985.
- 18) Grayson B, Cutting C, Bookstein FL, Kim H, McCarthy JG : The three-dimensional cephalogram : theory, technique, and clinical application. *Am. J. Orthod. Dentofacial Orthop* 94 : 327-337, 1988.
- 19) Calhoun Paul S, Kuszyk Brian S, Heath David G, Carley Jennifer C, Fishman Elliot K : Three-dimensional Volume Rendering of Spiral CT Data : Theory and Method 19 : 745-764, 1999.
- 20) Cavalcanti MG, Haller JW, Vannier MW : Three-dimensional computed tomography landmark measurement in craniofacial surgical planning : experimental validation in vitro. *J. Oral Maxillofac. Surg* 57 : 690-694, 1999.
- 21) Douglas TS, Vaughan CL, Wynne SM : Three-dimensional point localisation in low-dose X-ray images using stereo-photogrammetry. *Med. Biol. Eng. Comput* 42 : 37-43, 2004.
- 22) Hajeer MY, Millett DT, Ayoub AF, Siebert JP : Applications of 3D imaging in orthodontics : part I. *J. Orthod* 31 : 62-70, 2004.
- 23) Hajeer MY, Millett DT, Ayoub AF, Siebert JP : Applications of 3D imaging in orthodontics : part II. *J. Orthod* 31 : 154-162, 2004.

- 24) Littlefield Timothy R, Kelly Kevin M, Cherney Jennifer C, Beals Stephen P, Pomatto Jeanne K : Development of a new three-dimensional cranial imaging system. *J. Craniofac. Surg* 15 : 175-81, 2004
- 25) Lagravère Manuel O, Hansen Lars, Harzer Winfried, Major Paul W. Plane orientation for standardization in 3-dimensional cephalometric analysis with computerized tomography imaging. *Am. J. Orthod. Dentofac. Orthop.* 129 : 601–604, 2006.
- 26) 森山茂章, 古田治彦, 喜多涼介, 岩崎泰晃, 平田巧, 喜久田利弘 : 頭蓋顎顔面部の6自由度探索法による重ね合わせ法. *日本顎変形症学会雑誌*, 22 : 193-199, 2012.
- 27) 林正樹, 一色泰成, 西川慶一 : 顔面非対称患者の下顎骨についてのX線CT画像による形態的および質的特徴解析. *Journal. 歯科学報*, 101 : 835–848, 2001.
- 28) 上地潤, 辻祥之, 水上和博, 林一夫, 柴田考典, 中山英二, 溝口到 : コンピュータ支援診断・手術(CAD/CAS)のための仮想患者モデルの生成 画像位置合わせの検証. *日本顎変形症学会雑誌*, 29 : 73-81, 2010.
- 29) Fuyamada Mariko, Nawa Hiroyuki, Shibata Momoko, Yoshida Kazuhito, Kise Yoshitaka, Katsumata Akitoshi, Ariji Eiichiro, Goto Shigemi : Reproducibility of landmark identification in the jaw and teeth on 3-dimensional cone-beam computed tomography images. *Angle Orthod* 81 : 843-849, 2011.
- 30) 木瀬祥貴 : 下顎前突を伴う顎変形症患者におけるCT検査条件低減に関する臨床的および実験的研究. *愛知学院大学歯学会誌*, 52 : 1-12, 2014.
- 31) 今野正裕, 上地潤, 辻祥之, 柴田考典, 溝口到 : 顔面非対称を伴う不正咬合におけるデン

- タルコンペンセーションの3次元形態分析. 日本顎変形症学会雑誌, 24 : 37-45, 2014.
- 32) Togashi Kumiko, Kitaura Hideki, Yonetsu Koichi, Yoshida Noriaki, Nakamura Takashi : Three-dimensional cephalometry using helical computer tomography : measurement error caused by head inclination. Angle Orthod 72 : 513–520, 2002.
- 33) 三條恵介, 大塚雄一郎, 品川令, 富田至保, 箕田碧, 長谷川尚哉, 須田直人 : 精度の高い歯列画像を有する3次元顎顔面頭蓋画像の再構成. 日本顎変形症学会雑誌, 25 : 207-217, 2015.
- 34) 辻祥之, 上地潤, 武田成浩, 今野正裕, 北所弘行, 溝口到, 柴田考典 : 表面形状基準法により抽出した顔面正中矢状面の再現性と妥当性 CT DICOデータを用いた検討. 北海道医療大学歯学雑誌, 31 : 89-101, 2012.
- 35) 高岡昌雄 : 3次元CTでの顔面硬・軟組織の新たな定量的評価方法. 日本口腔科学会雑誌 : 132-143, 2014.
- 36) 橘哲司, 辻村高行, 本田領, 川本達雄 : 側貌セファログラム計測における精度に関する研究. 大阪大學齒學雑誌, 66 : 325-330, 2003.
- 37) Sakai Wahei : Intersection-Objects Aided with Boolean Operation in Use of Extrusion. 金沢美術工芸大学, 42 : 17-24, 金沢, 1998.
- 38) 佐藤公治, 木造博貴, 青山立子, 奥井寛三, 安藤博史, 桑原未代子, 日比五郎, 岡達, 片田和廣 : 顎顔面領域疾患に対する3次元CTシステムの応用. 日本口腔外科学会雑誌, 36 : 2531–2537, 1990.
- 39) Nishi Y : Integration of the maxillofacial three-dimentional dental surface image. Orthod Waves 57 : 189-194, 1987.

- 40) 安井常春, 久保諠修, 小渕匡清, 四井資隆, 白数力也, 古跡養之眞 : 顎変形症に対する3D-CTの利用 : 日本顎変形症学会雑誌, 7 : 18-23, 1997.
- 41) 布留川創, 本橋信義, 黒田敬之, 誉田栄一, 佐々木武仁 : 顎矯正手術のコンピューターシミュレーションのための3次元情報統合システム. 日本顎変形症学会雑誌, 10 : 281-289, 2000.
- 42) Besl Paul, McKay Neil : A Method for Registration of 3-D Shapes. IEEE Transactions on Pattern Analysis and Machine Intelligence 14 : 239-256, 1992.
- 43) 京本博行 : 統合3次元データを用いた顎矯正手術の術前後の硬・軟組織変化の3次元解析. 大阪大學齒學雑誌, 44 : 1-21, 1999.
- 44) Rusinkiewicz, S : Efficient Variants of the ICP Algorithm 3-D Digital Imaging and Modeling . Stanford : 145-152 , 2001.

謝辞

本稿を終えるにあたり, 本研究に多大なる御指導を賜りました北海道大学大学院歯学研究院口腔医学部門口腔機能学分野歯科矯正学教室ならびに口腔解剖学教室に心よりお礼申し上げます.

S _(3D)	<p>トルコ鞍部中央の 3 次元的な代表点</p> <p>矢状面に垂直な幅径 20.0mm の円柱マーカ－を中心がおよそトルコ鞍内の中心に来るように探索開始点を設定し、Y、Z 座標の値を変えながら直径を大きくしていき、骨との接触があり最大限に大きい円柱マーカ－のうち、骨と接触している体積が最も小さいマーカ－が骨と重なり合う部分の重心を計測点とする</p>
N _(3D)	<p>前頭鼻骨縫合における 3 次元的な代表点</p> <p>矢状面に垂直で、直径 5.0mm の円柱マーカ－を Y 軸および Z 軸方向に 0.20mm 単位で移動させながら、探索範囲を骨外から前頭鼻骨縫合付近に 0.20mm ずつ近づけていく(Y 軸+方向)。骨と接触のあるマーカ－のうち、マーカ－の中心の Y 座標が最も大きい Y、Z 座標をもつマーカ－を求め、Z 座標が複数ある場合は周囲骨と交叉する体積が最小となる立体マーカ－の座標を求めた。求める計測点 N_(3D)の座標は立体マーカ－が 3DCG と重なり合う部分の重心として設定する。</p>
PointA _(3D)	<p>上顎骨の前方限界を示す 3 次元的な代表点</p> <p>矢状面に垂直で、直径 5.0mm の円柱マーカ－を Y 軸および Z 軸方向に 0.20mm 単位で移動させながら、探索範囲を骨外から前鼻棘と上顎切歯との間に 0.20mm ずつ近づけていく(Y 軸+方向)。骨と接触のあるマーカ－のうち、マーカ－の中心の Y 座標が最も大きい Y、Z 座標をもつマーカ－を求め、Z 座標が複数ある場合は周囲骨と交叉する体積が最小となる立体マーカ－の座標を求めた。求める計測点 PointA_(3D)の座標は立体マーカ－が 3DCG と重なり合う部分の重心として設定する。</p>
PointB _(3D)	<p>下顎骨にの前方限界を示す 3 次元的な代表点</p> <p>矢状面に垂直で、直径 5.0mm の円柱マーカ－を Y 軸および Z 軸方向に 0.20mm 単位で移動させながら、探索範囲を骨外から下顎切歯とオトガイとの間に 0.20mm ずつ近づけていく(Y 軸+方向)。骨と接触のあるマーカ－のうち、マーカ－の中心の Y 座標が最も大きい Y、Z 座標をもつマーカ－を求め、Z 座標が複数ある場合は周囲骨と交叉する体積が最小となる立体マーカ－の座標を求めた。求める計測点 PointB_(3D)の座標は立体マーカ－が 3DCG と重なり合う部分の重心として設定する。</p>
Me _(3D)	<p>オトガイ部最下点を示す 3 次元的な代表点</p> <p>前頭面に垂直で、直径 5.0mm の円柱マーカ－を X 軸および Z 軸方向に 0.20mm 単位で移動させながら、探索範囲を骨外からオトガイ付近に 0.20mm ずつ近づけていく(Z 軸+方向)。骨と接触のあるマーカ－のうち、マーカ－の中心の Z 座標が最も大きい X、Z 座標をもつマーカ－を求め、X 座標が複数ある場合は周囲骨と交叉する体積が最小となる立体マーカ－の座標を求めた。求める計測点 Me_(3D)の座標は立体マーカ－が 3DCG と重なり合う部分の重心として設定する。</p>
JL _(3D) ,JR _(3D)	<p>左(右)側頬隆起における 3 次元的な代表点</p> <p>前頭面に垂直で、直径 5.0mm の円柱マーカ－を X 軸および Z 軸方向に 0.20mm 単位で移動させながら、探索範囲を骨外から左(右)側頬隆起付近に 0.20mm ずつ近づけていく(Z 軸+方向)。骨と接触のあるマーカ－のうち、マーカ－の中心の Z 座標が最も大きい X、Z 座標をもつマーカ－を求め、X 座標が複数ある場合は周囲骨と交叉する体積が最小となる立体マーカ－の座標を求めた。求める計測点 JL_(3D)(JR_(3D))の座標は立体マーカ－が 3DCG と重なり合う部分の重心として設定する。</p>
ANS _(3D)	<p>前鼻棘における 3 次元的な代表点</p> <p>矢状面に垂直で、直径 5.0mm の円柱マーカ－を Y 軸および Z 軸方向に 0.20mm 単位で移動させながら、探索範囲を骨外から前鼻棘の方向に 0.20mm ずつ近づけていく(Y 軸+方向)。骨に初めて交叉した際のマーカ－の座標のうち、マーカ－の中心の Y 座標が最も小さい Y、Z 座標を求め、Z 座標が複数ある場合は周囲骨と交叉する体積が最大となる立体マーカ－の座標を求めた。求める計測点 ANS_(3D)の座標は立体マーカ－が 3DCG と重なり合う部分の重心として設定する。</p>
PNS _(3D)	<p>後鼻棘における 3 次元的な代表点</p>

矢状面に垂直で、直径 5.0mm の円柱マーカを Y 軸および Z 軸方向に 0.20mm 単位で移動させながら、探索範囲を骨外から後鼻棘の方向に 0.20mm ずつ近づけていく(Y 軸-方向)。骨に初めて交叉した際のマーカの座標のうち、マーカの中心の Y 座標が最も大きい Y、Z 座標を求め、Z 座標が複数ある場合は周囲骨と交叉する体積が最大となる立体マーカの座標を求めた。求める計測点 PNS_(3D)の座標は立体マーカが 3DCG と重なり合う部分の重心として設定する。

Pog_(3D)

オトガイ部における 3 次元的最前方点

矢状面に垂直で、直径 5.0mm の円柱マーカを Y 軸および Z 軸方向に 0.20mm 単位で移動させながら、探索範囲を骨外からオトガイ付近の方向に 0.20mm ずつ近づけていく(Y 軸+方向)。骨に初めて交叉した際のマーカの座標のうち、マーカの中心の Y 座標が最も小さい Y、Z 座標を求め、Z 座標が複数ある場合は周囲骨と交叉する体積が最大となる立体マーカの座標を求めた。求める計測点 Pog_(3D)の座標は立体マーカが 3DCG と重なり合う部分の重心として設定する。

AR_(3D) (L)

左側下顎頭における最上方点

前頭面に垂直で、直径 5.0mm の円柱マーカを X 軸および Z 軸方向に 0.20mm 単位で移動させながら、探索開始点をマーカと下顎骨が接触しないように左側下顎頭の上方に設定し、探索範囲を下顎頭の方向に 0.20mm ずつ近づけていく(Z 軸-方向)。下顎骨に初めて交叉した際のマーカの座標のうち、マーカの中心の Z 座標が最も大きい X、Z 座標を求め、Z 座標が複数ある場合は下顎骨と交叉する体積が最大となる立体マーカの座標を求めた。求める計測点 AR_(3D) (L)の座標は立体マーカが 3DCG と重なり合う部分の重心として設定する。

AR_(3D) (R)

右側下顎頭における最上方点

前頭面に垂直で、直径 5.0mm の円柱マーカを X 軸および Z 軸方向に 0.20mm 単位で移動させながら、探索開始点をマーカと下顎骨が接触しないように右側下顎頭の上方に設定し、探索範囲を下顎頭の方向に 0.20mm ずつ近づけていく(Z 軸-方向)。下顎骨に初めて交叉した際のマーカの座標のうち、マーカの中心の Z 座標が最も大きい X、Z 座標を求め、Z 座標が複数ある場合は下顎骨と交叉する体積が最大となる立体マーカの座標を求めた。求める計測点 AR_(3D) (R)の座標は立体マーカが 3DCG と重なり合う部分の重心として設定する。

Go_(3D) (L)

左側下顎角部最突出点

計測点 Ar_(3D) (L)と Me_(3D)を通り矢状面に垂直な平面と平行な面を持つ 100.0mm × 50.0mm 厚さ 1.0mm の直方体マーカを X 軸および Z 軸方向に 0.20mm 単位で移動させながら、探索範囲を骨外から顎角付近の方向に 0.20mm ずつ近づけていく(Z 軸+方向)。骨に初めて交叉した際のマーカの座標のうち、マーカの中心の Z 座標が最も大きい X、Z 座標を求め、Z 座標が複数ある場合は周囲骨と交叉する体積が最大となる立体マーカの座標を求めた。求める計測点 Go_(3D) (L)の座標は立体マーカが 3DCG と重なり合う部分の重心として設定する。

Go_(3D) (R)

右側下顎角部最突出点

計測点 Ar_(3D) (R)と Me_(3D)を通り矢状面に垂直な平面と平行な面を持つ 100.0mm × 50.0mm 厚さ 1.0mm の直方体マーカを X 軸および Z 軸方向に 0.20mm 単位で移動させながら、探索範囲を骨外から顎角付近の方向に 0.20mm ずつ近づけていく(Z 軸+方向)。骨に初めて交叉した際のマーカの座標のうち、マーカの中心の Z 座標が最も大きい X、Z 座標を求め、Z 座標が複数ある場合は周囲骨と交叉する体積が最大となる立体マーカの座標を求めた。求める計測点 Go_(3D) (R)の座標は立体マーカが 3DCG と重なり合う部分の重心として設定する。

U1A_(3D)

上顎左側中切歯根尖

上顎左側前歯内に直径 0.5mm の球体マーカを設定し、X 座標、Y 座標の値を変えながら Z 座標+方向に近づけていき、歯と重なり合う体積が最大(マーカが完全に歯に内包される)であるマーカ

	のうち、最も Z 座標の値が大きいマーカーの中心座標を計測点とする。マーカーの候補が複数ある場合、計測点はそれぞれ候補となったマーカーの中心座標の平均の値とする。
U1E_(3D)	<p>上顎左側中切歯切端</p> <p>上顎左側前歯内に直径 0.5mm の球体マーカーを設定し、X 座標、Y 座標の値を変えながら Z 座標-方向に近づけていき、歯と重なり合う体積が最大(マーカーが完全に歯に内包される)であるマーカーのうち、最も Z 座標の値が小さいマーカーの中心座標を計測点とする。マーカーの候補が複数ある場合、計測点はそれぞれ候補となったマーカーの中心座標の平均の値とする。</p>
L1A_(3D)	<p>下顎左側中切歯根尖</p> <p>下顎左側前歯内に直径 0.5mm の球体マーカーを設定し、X 座標、Y 座標の値を変えながら Z 座標-方向に近づけていき、歯と重なり合う体積が最大(マーカーが完全に歯に内包される)であるマーカーのうち、最も Z 座標の値が小さいマーカーの中心座標を計測点とする。マーカーの候補が複数ある場合、計測点はそれぞれ候補となったマーカーの中心座標の平均の値とする。</p>
L1E_(3D)	<p>下顎左側中切歯切端</p> <p>下顎左側前歯内に直径 0.5mm の球体マーカーを設定し、X 座標、Y 座標の値を変えながら Z 座標+方向に近づけていき、歯と重なり合う体積が最大(マーカーが完全に歯に内包される)であるマーカーのうち、最も Z 座標の値が大きいマーカーの中心座標を計測点とする。マーカーの候補が複数ある場合、計測点はそれぞれ候補となったマーカーの中心座標の平均の値とする。</p>
U3C_(3D) (L,R)	<p>上顎左右犬歯咬頭</p> <p>上顎左右犬歯内に直径 0.5mm の球体マーカーを設定し、X 座標、Y 座標の値を変えながら Z 座標-方向に近づけていき、歯と重なり合う体積が最大(マーカーが完全に歯に内包される)マーカーのうち、最も Z 座標の値が小さいマーカーの中心座標を計測点とする。マーカーの候補が複数ある場合、計測点はそれぞれ候補となったマーカーの中心座標の平均の値とする。</p>
U6C_(3D)	<p>上顎左側大臼歯近心頬側咬頭頂</p> <p>上顎左側大臼歯近心咬頭内に直径 0.5mm の球体マーカーを設定し、X 座標、Y 座標の値を変えながら Z 座標-方向に近づけていき、歯と重なり合う体積が最大(マーカーが完全に歯に内包される)マーカーのうち、最も Z 座標の値が小さいマーカーの中心座標を計測点とする。マーカーの候補が複数ある場合、計測点はそれぞれ候補となったマーカーの中心座標の平均の値とする。</p>

表 1 計測点の定義と設定方法

OR	Sagital	Axial	Coronal
	断面を左右に移動して眼窩の最下縁をプロットする	断面を上方から下方へ移動して骨が現れる直前の断面を選択する	眼窩の最下縁であることを確認する
Po	Sagital	Axial	Coronal
	断面を最左側から右側に移動して外耳孔が初めて楕円になった断面で外耳孔の最上縁をプロットする	外耳孔の最上縁であることを確認する	

表 2 ポインティング法による計測点設定方法

計測点 _(3D)	平均座標			7 計測点と平均座標との距離			7 点間の 距離の 最大値
	X	Y	Z	最大	平均	最小	
EarBall(L)	48.6	0.00	0.00	0.32	0.24	0.12	0.40
EarBall(R)	-50.6	0.00	0.00	0.33	0.23	0.13	0.40
EarBall(Midpoint)	-1.0	0.00	0.00	0.31	0.22	0.12	0.35
EYeBall(L)	28.9	-73.2	15.7	0.28	0.24	0.11	0.32
EYeBall(R)	-28.9	-73.2	15.9	0.26	0.18	0.08	0.24
EYeBall(Midpoint)	0.00	-73.2	15.8	0.25	0.14	0.07	0.24
S_(3D)	-0.70	-26.6	20.6	0.28	0.12	0.07	0.28
N_(3D)	1.00	-87.4	16.6	0.25	0.11	0.03	0.23
ANS_(3D)	0.60	-85.8	-21.4	0.26	0.14	0.03	0.23
PNS_(3D)	-1.00	-36.7	-13.3	0.29	0.19	0.07	0.24
PointA_(3D)	1.30	-83.8	-25.5	0.28	0.11	0.05	0.22
PointB_(3D)	0.00	-69.9	-55.6	0.23	0.18	0.07	0.24
Me_(3D)	0.50	-60.7	-70.3	0.26	0.13	0.03	0.27
Pog_(3D)	0.30	-67.0	-64.5	0.26	0.12	0.04	0.21
AR_(3D) (L)	47.1	-13.8	6.2	0.23	0.19	0.09	0.21
AR_(3D) (R)	-44.6	-11.4	5.8	0.28	0.19	0.02	0.26
Go_(3D) (L)	43.6	-13.2	-44.2	0.25	0.19	0.05	0.25
Go_(3D) (R)	-42.6	-13.7	-44.1	0.27	0.16	0.08	0.23
U1A_(3D)	6.00	-81.5	-44.3	0.25	0.14	0.01	0.22
U1E_(3D)	4.50	-78.3	-25.2	0.27	0.13	0.02	0.24
L1A_(3D)	3.60	-77.4	-43.1	0.21	0.12	0.09	0.28
L1E_(3D)	3.40	-65.2	-53.8	0.22	0.13	0.08	0.24
U3C_(3D) (L)	-14.4	-78.3	-13.2	0.26	0.13	0.06	0.24
U3C_(3D) (R)	17.6	-77.9	-13.5	0.26	0.14	0.05	0.24
JL_(3D)	38.4	-64.0	-14.8	0.23	0.12	0.09	0.26
JR_(3D)	-39.3	-64.0	-15.0	0.25	0.18	0.09	0.21
U6C_(3D)	27.7	-63.2	-36.4	0.27	0.12	0.09	0.25

表 3 1 体の頭蓋骨における 7 計測点の平均座標

	骨抽出条件の閾値 (HU)			骨抽出条件の閾値 (HU)	
	最小	最大		最小	最大
EarBall(L)	- 600	+ 400	AR _(3D) (L)	- 600	+ 500
EarBall(R)	- 600	+ 400	AR _(3D) (R)	- 600	+ 500
EarBall(Midpoint)	- 600	+ 400	GO _(3D) (L)	- 600	+ 500
EYeBall(L)	- 600	+ 500	GO _(3D) (R)	- 600	+ 500
EYeBall(R)	- 600	+ 500	U1A _(3D)	- 600	+ 400
EYeBall(Midpoint)	- 600	+ 500	U1E _(3D)	- 600	+ 400
S _(3D)	- 600	+ 500	L1A _(3D)	- 600	+ 400
N _(3D)	- 600	+ 500	L1E _(3D)	- 600	+ 400
ANS _(3D)	- 600	+ 400	U3C _(3D) (L)	- 600	+ 400
PNS _(3D)	- 600	+ 400	U3C _(3D) (R)	- 600	+ 400
PointA _(3D)	- 600	+ 500	JL _(3D)	- 600	+ 500
PointB _(3D)	- 600	+ 500	JR _(3D)	- 600	+ 500
Me _(3D)	- 600	+ 500	U6C _(3D)	- 600	+ 400
Pog _(3D)	- 600	+ 500			

表 4 骨抽出条件の閾値を変化させた際に最大となる計測点間の距離が 0.5mm 以下となる閾値の範囲

		立体マーカによる設定	ポインティング法による設定	有意差
外耳道部	左	0.18±0.03	0.82±0.05	※
	右	0.20±0.02	0.88±0.05	※
眼窩部	左	0.15±0.03	1.15±0.03	※
	右	0.14±0.02	1.20±0.04	※

表 5 立体マーカによる計測点設定方法とポインティング法による計測点設定方法のばらつきの比較 (※< 0.05)

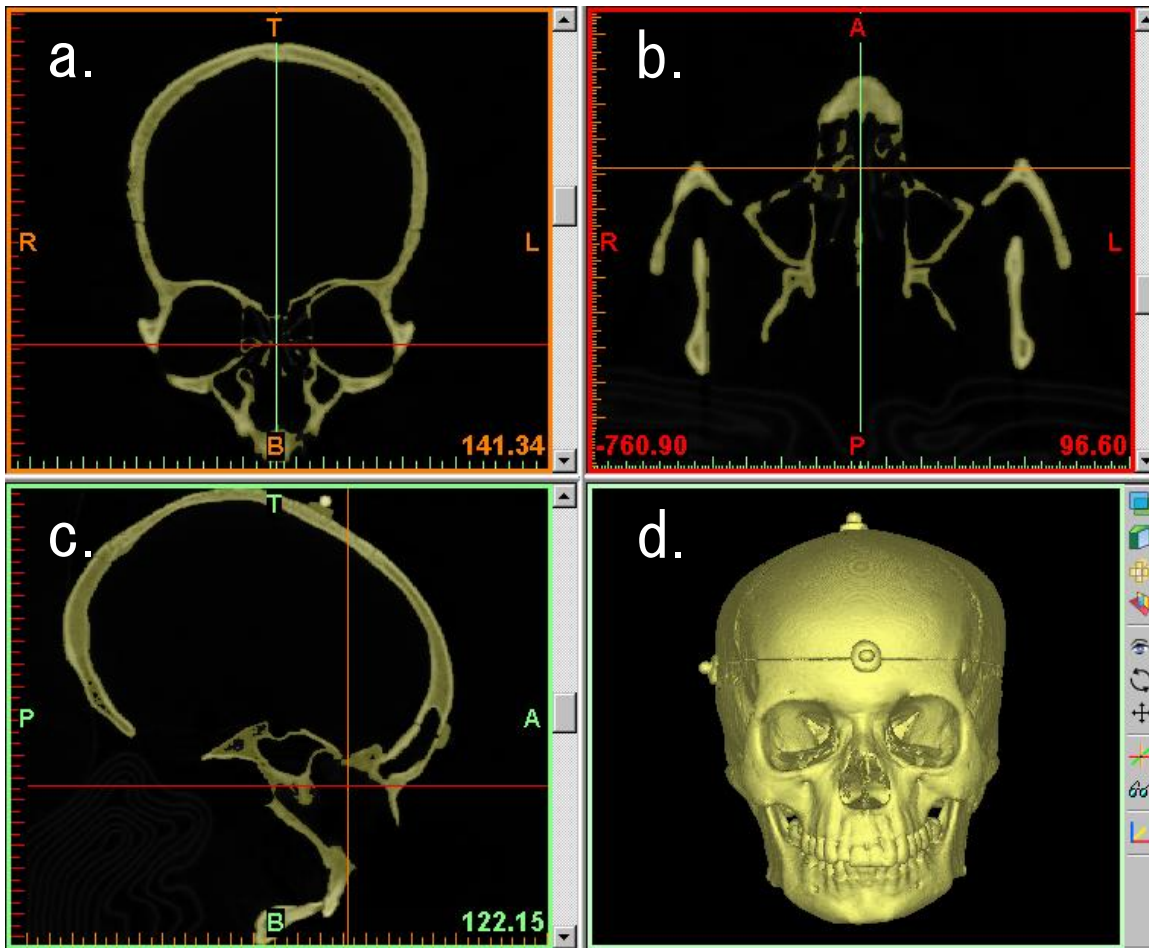


図1 再構築された頭蓋骨の3DCG

CT値から抽出された骨の領域の断層画像：a. 前頭面 b. 軸面 c. 矢状面 d. 立体構築画像 (R：右側，L：左側，P：後方，A：前方，T：上方，B：下方)

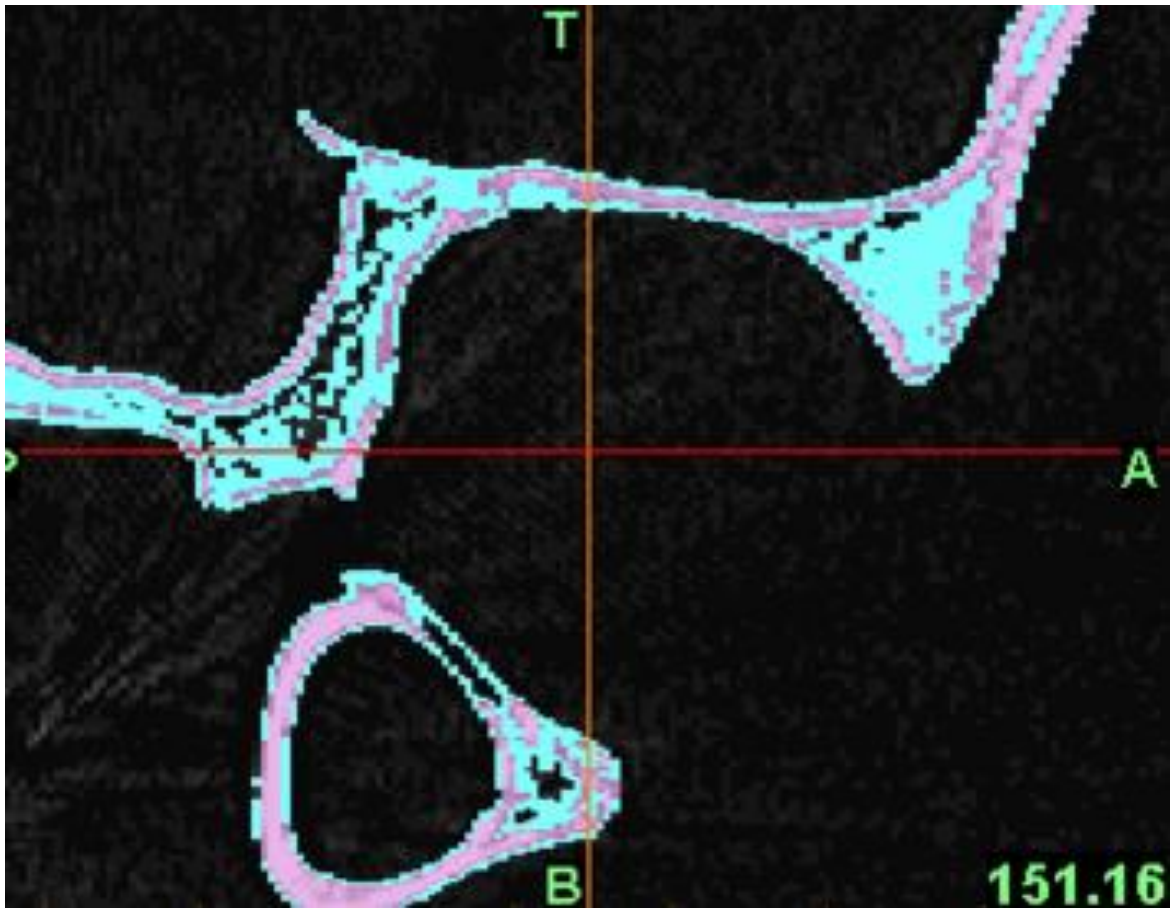


図2 骨抽出条件の閾値が-600HU(青)と+400HU(ピンク)の場合の骨形態の違い (A : 前方, T : 上方, B : 下方)

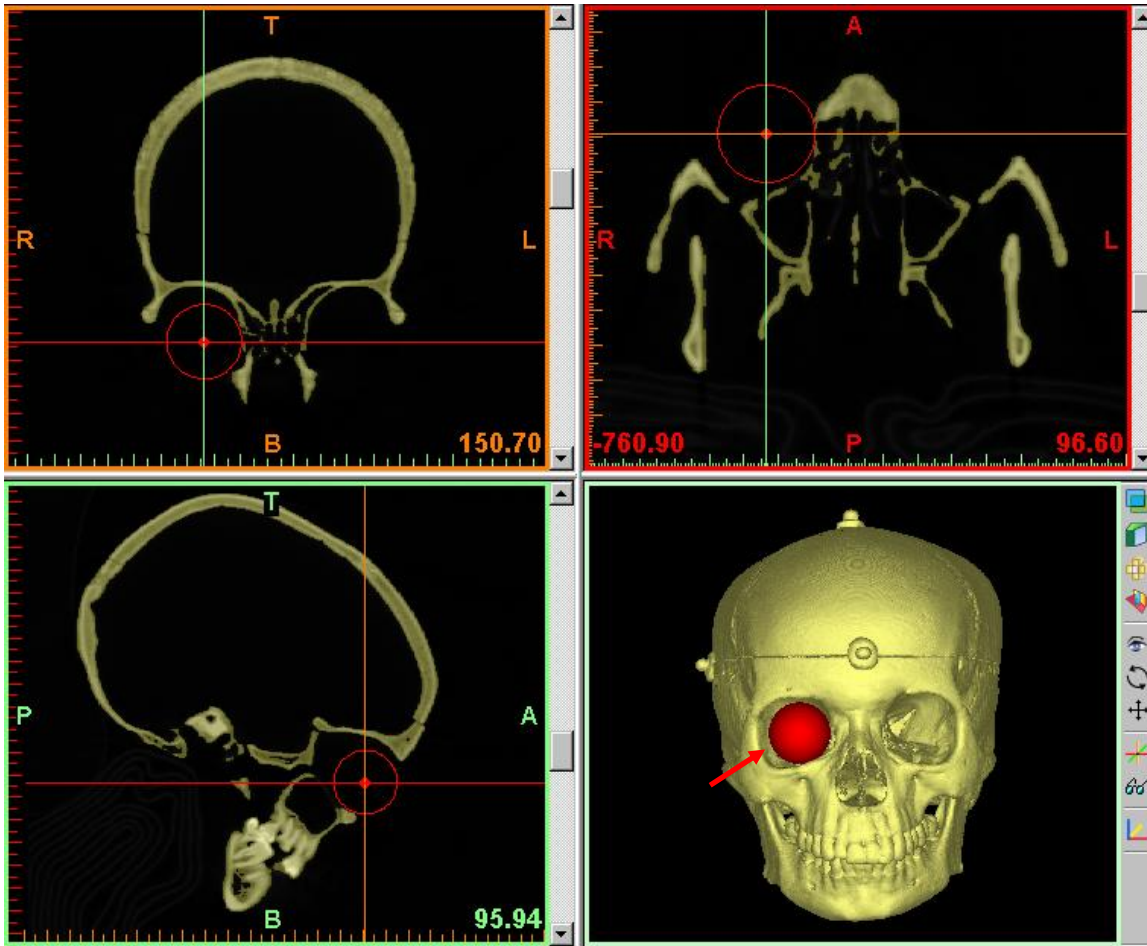


図3 眼窩における Eye Ball (矢印) の探索開始点 (図中の直線の交点)

(R : 右側, L : 左側, P : 後方, A : 前方, T : 上方, B : 下方)

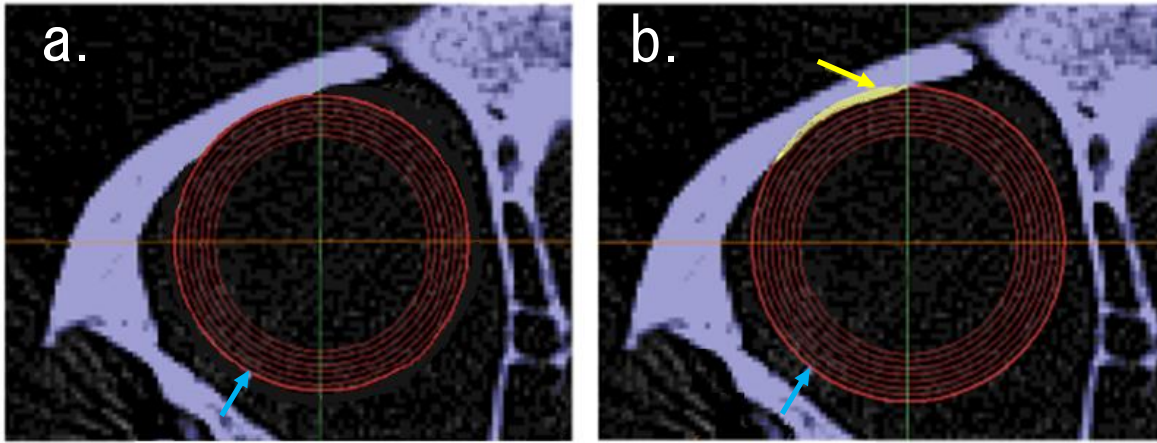


図 4 眼球部の軸位断層画像における骨領域（紫）と立体マーカの輪郭線（赤）

- a. 骨に接していない球（青矢印）：骨と立体マーカが交叉する体積がない球体
- b. 骨に接している球（青矢印）：骨と立体マーカが交叉し体積（黄矢印）が生じる球体

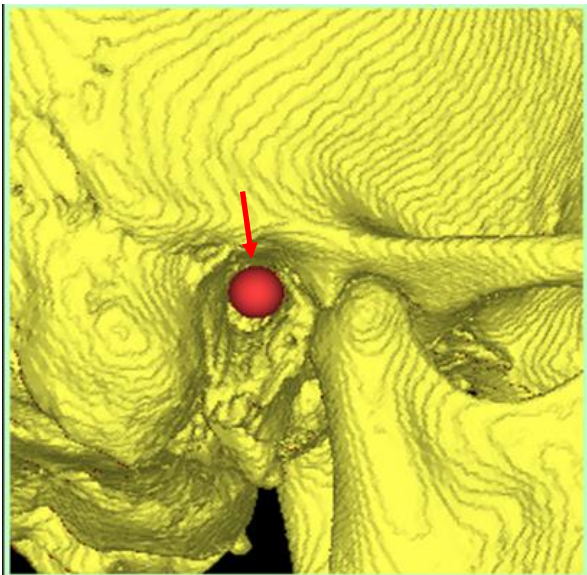


図 5 Ear Ball の設定（赤矢印）：球状の立体マーカ

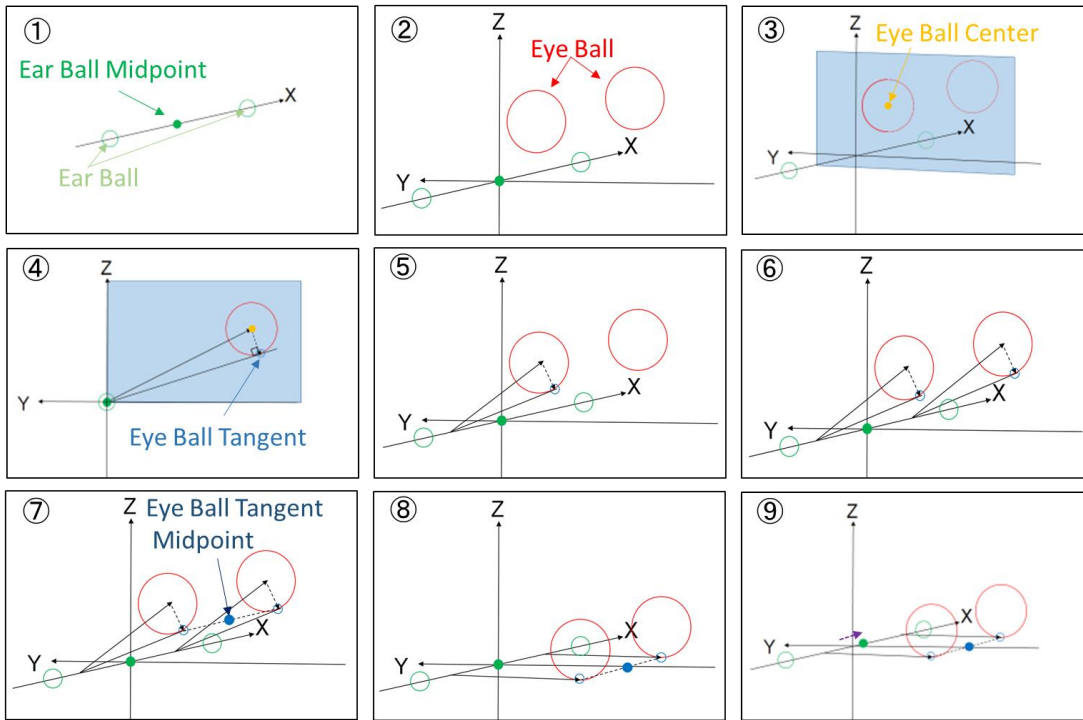


図 6 基準平面の設定方法

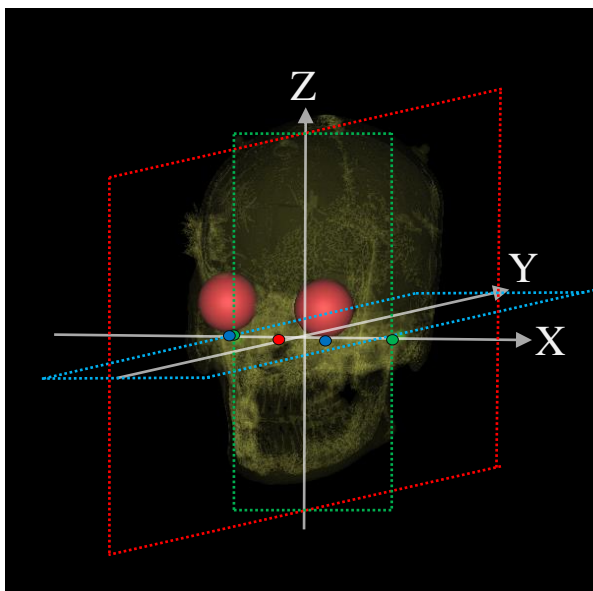


図 7 基準平面の模式図

立体マーカー： Eye Ball (赤色球), Ear Ball (緑色球), Eye Ball Tangent (青色小球), Eye Ball Tangent Midpoint (赤点)

3D 正中矢状面：赤色破線で示す YZ 平面, 3DFH 平面：青色破線で示す XY 平面, これらに直交する前頭面：緑色破線で示す XZ 平面

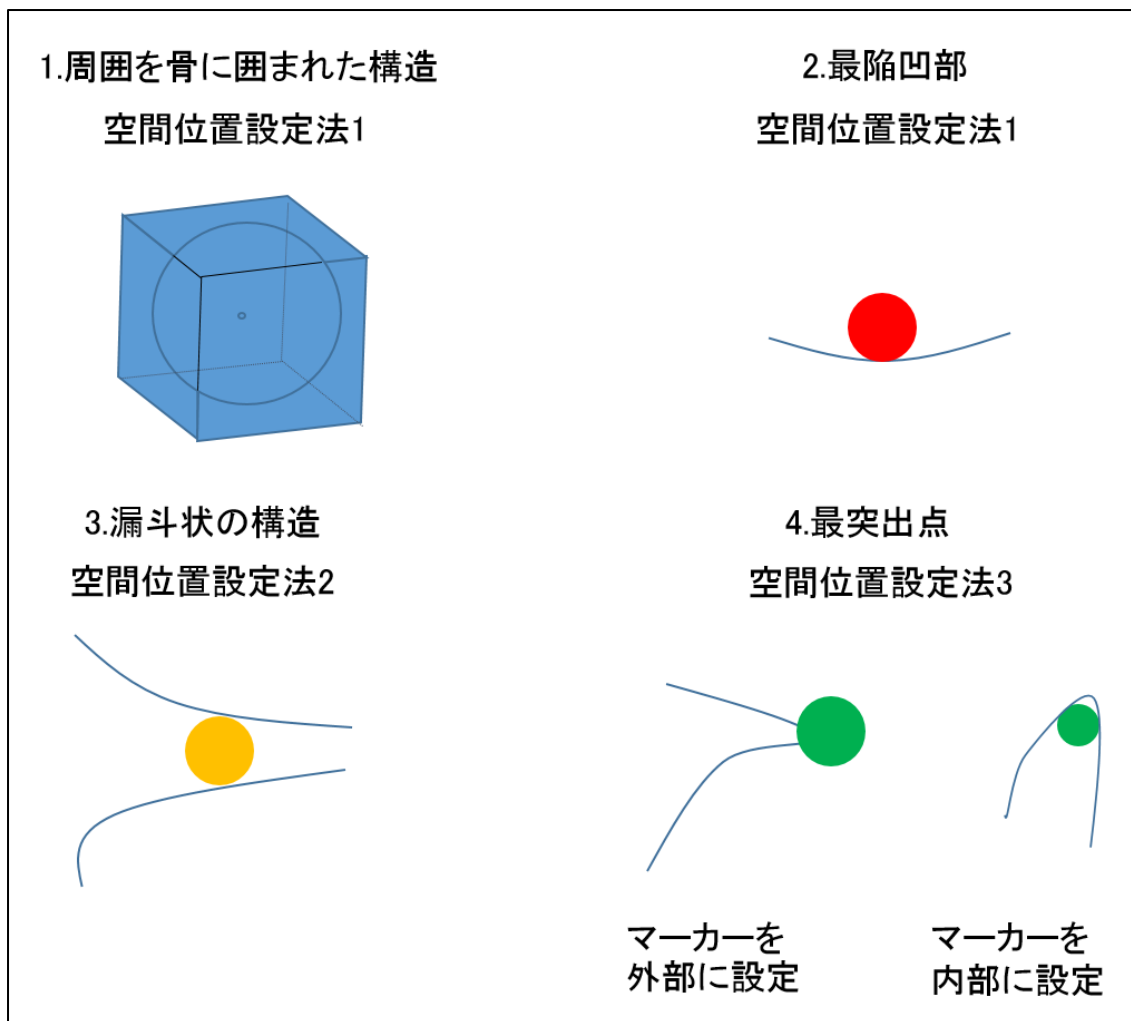


図 8 3DCG の形態の特徴に対応する立体マーカーの例

求める計測点付近の解剖学的骨構造の違いによる立体マーカーの設定方法 1：周囲を骨に囲まれた立体マーカー（例. Eye Ball, $S_{(3D)}$ ） 2：最陥凹部に接する立体マーカー（例. Point A $_{(3D)}$, Point B $_{(3D)}$, N $_{(3D)}$, Me $_{(3D)}$, JL $_{(3D)}$, JR $_{(3D)}$ ） 3：漏斗状の構造物内に設定された立体マーカー（例. Ear Ball） 4：最突出部における立体マーカー（例. ANS $_{(3D)}$, PNS $_{(3D)}$, Pog $_{(3D)}$, AR $_{(3D)}$, Go $_{(3D)}$, U1A $_{(3D)}$, U1E $_{(3D)}$, L1A $_{(3D)}$, L1E $_{(3D)}$, U3C $_{(3D)}$, U6C $_{(3D)}$ ）

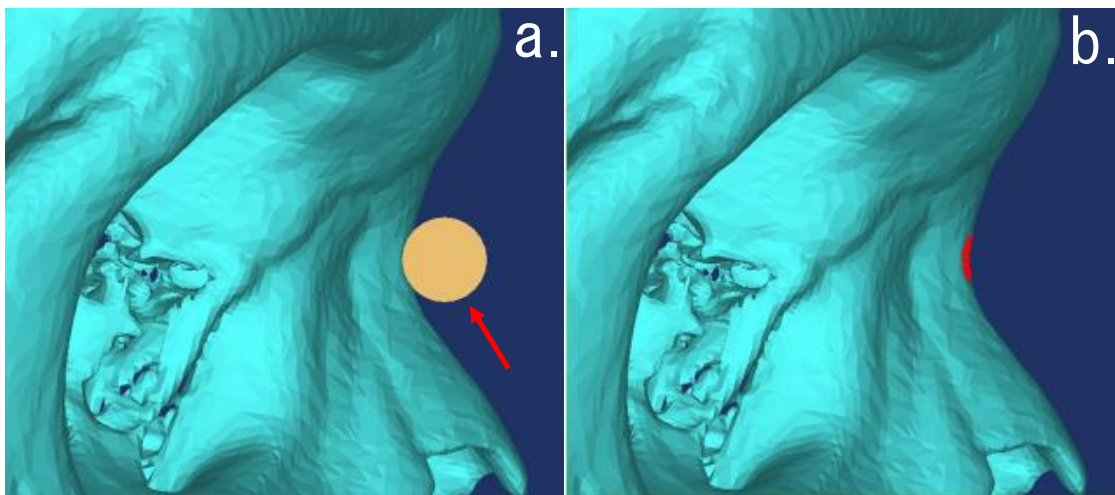


図9 前頭鼻骨縫合付近の3DCG(右側面観)

立体マーカーが3DCGと重なり合う部分の重心を計測点とする。(立体マーカー空間位置設定法1)

a. 円柱状の立体マーカー (赤矢印) b. 3DCGと立体マーカーが交叉している部分 (赤色)

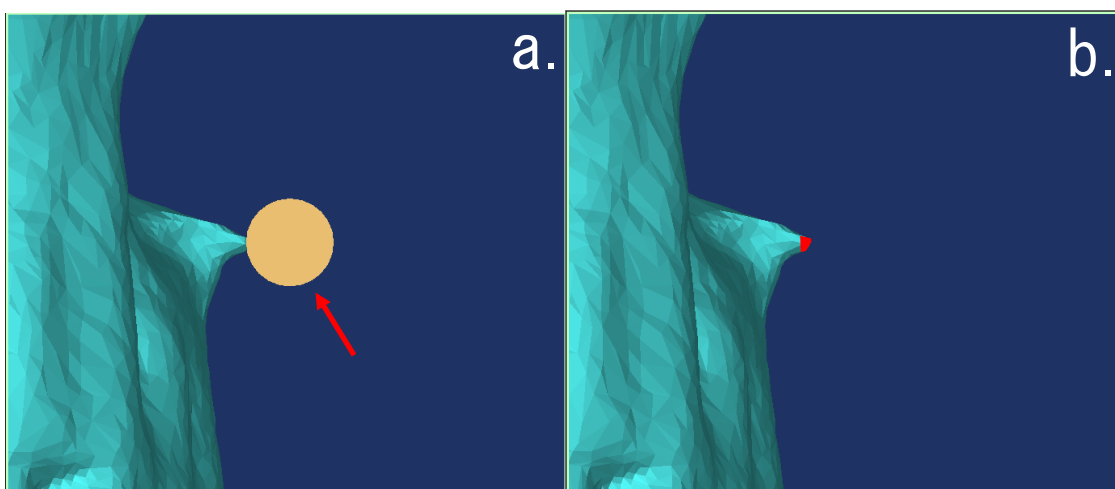


図10 前鼻棘付近の3DCGと立体マーカー(円柱)

立体マーカーが3DCGと重なり合う部分の重心を計測点とする。(立体マーカー空間位置設定法3)

a. 円柱状の立体マーカー (赤矢印) b. 3DCGと立体マーカーが交叉している部分 (赤色)

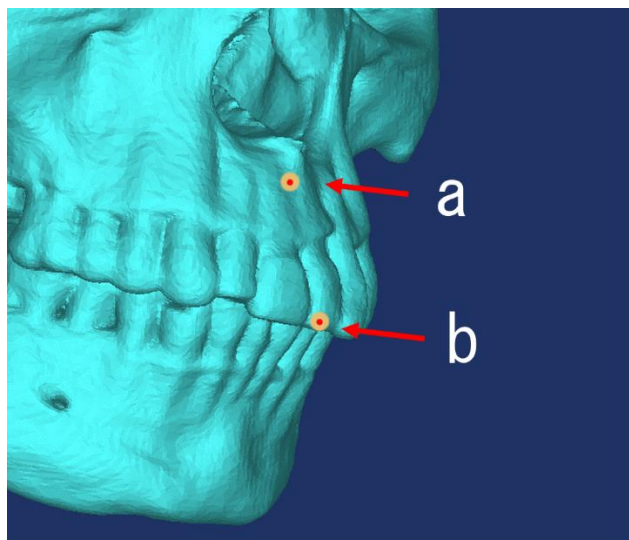


図 11 左側前歯部付近の 3DCG と球状の立体マーカの例

立体マーカが 3DCG と重なり合う部分の重心を計測点とする。(立体マーカ空間位置設定法 3)

(矢印 a : $U1A_{(3D)}$ のマーカ (オレンジ) と計測点 (赤) , 矢印 b : $U1E_{(3D)}$ のマーカ (オレンジ) と計測点 (赤))

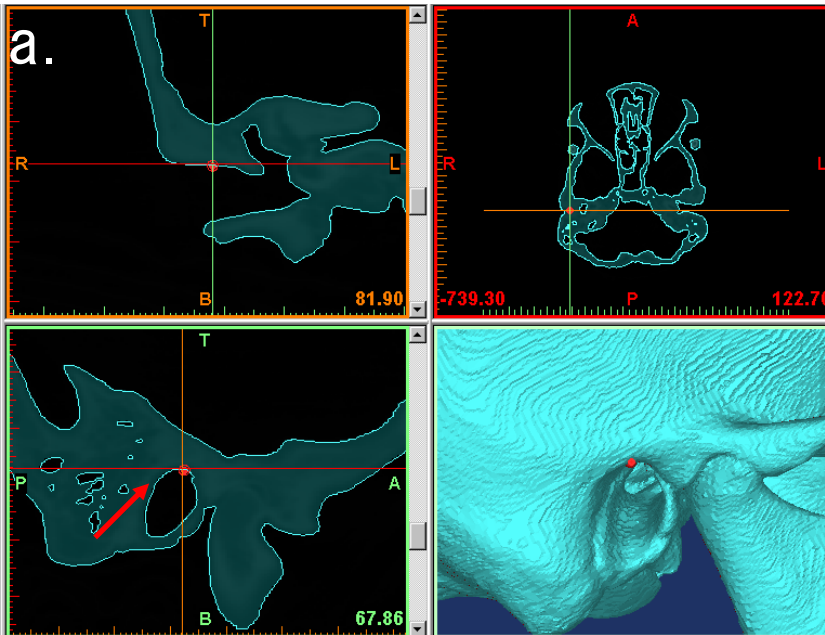


図 12a ポインティング法による Po (赤矢印)

(R : 右側, L : 左側, P : 後方, A : 前方, T : 上方, B : 下方)

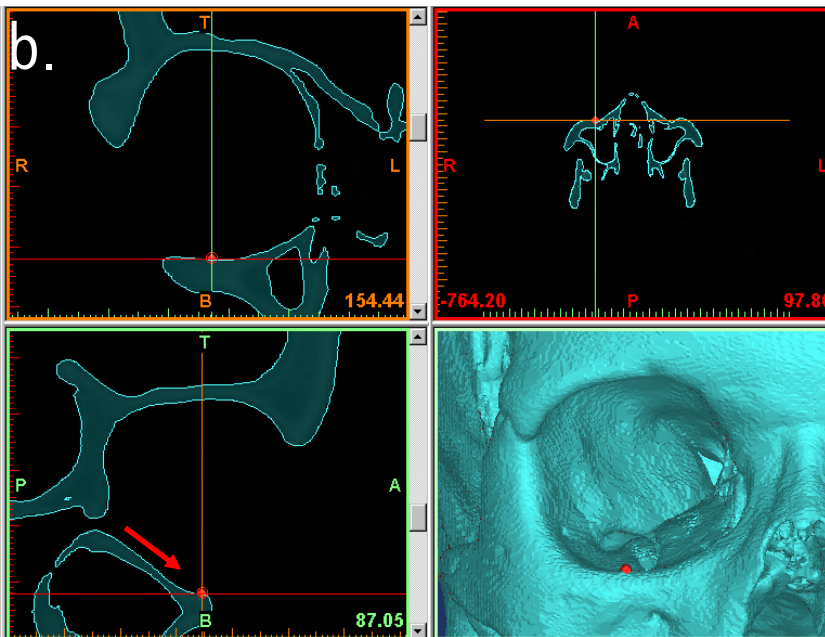


図 12b ポインティング法による Or (赤矢印)

(R : 右側, L : 左側, P : 後方, A : 前方, T : 上方, B : 下方)

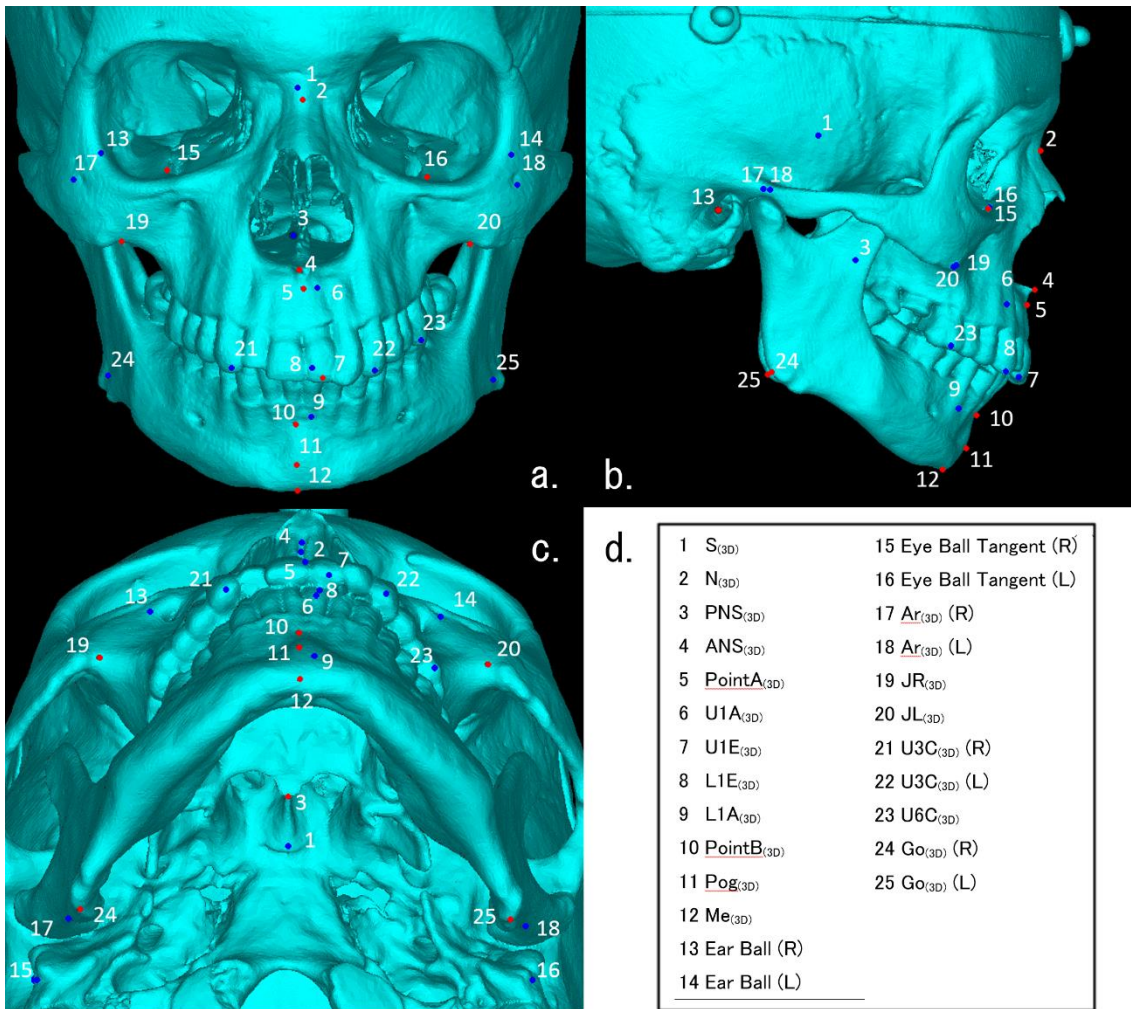


図 13 計測点と 3DCG (a. : 正面観 b. : 側面観 c. : 底面観 d. : 計測点の一覧) 赤点 : 3DCG 表

面上の点, 青点 : 3DCG 内部の点

The setting of the reference planes and points using
three - dimensional markers over the cranium of a three - dimensional Computer Graphic
image.

TATSUHITO CHAYA , YOSHIAKI SATOU and JYUNICHIROU IIDA

Department of Oral Functional Science, Faculty of Dental medicine and Graduate School of
Dental Medicine, Hokkaido University

(Chief : Prof. Junichiro Iida)

Kita 13 Nishi 7, Kita-ku, Sapporo, Hokkaido, Japan, 060-8586

In the three-dimensional Computer Graphics (3DCG) of skull obtained by Computed Tomography (CT), we devised a method to automate setting of reference plane and measurement points using three-dimensional markers. The reproducibility due to the difference of photographing directions and the threshold value of the bone was examined. Total 49 data were obtained by CT scanning of 7 dry cranial bones. Scanning was performed with slice thickness of 0.5 mm from 7 different directions. The total of 168 data was obtained by changing the threshold of Hounsfield Unit (HU) value to 24 levels in 7 data taken in the frontal direction. In each 3DCG of the obtained 217 data, a reference plane (3DFH) was set using spherical markers for two left and right eye sockets (Eye Ball) and two right and left ear canals (Ear Ball). Arbitrary 21 measurement points were automatically set using 3DFH as a reference, and three-dimensional markers in the shape of a sphere, a cylinder, and a

rectangular parallelepiped. The distance between the average coordinates and each measurement points was measured. We compared the distance between the average coordinates and each measurement points of Eye Ball and Ear Ball obtained by scanning from 7 directions with 1 cranial bone and the 4 measurement points (left and right Po, Or) by 7 people by hand.

On all the 25 points of 7 different dry skulls, even when the scanning direction is different, or when the HU value threshold changes from -600 to +400, the distance between the average coordinates and each measurement points was 0.5 mm or less. The errors in Eye Ball and Ear Ball were significantly smaller than that of manual measurement points Po, Or compared by Wilcoxon rank sum test. In the skull 3DCG obtained by CT, a method to set the reference plane and arbitrary points automatically and high reproducibly was established by using three-dimensional markers.

Key Words: Computed Tomography, Computer Graphics, Three-dimensional marker, reference plane, auto setting