

学 位 研 究 紹 介

CTと顎運動データの高精度かつ実用的な座標系統一方法の開発

A Precise, Functional Method for Coordinating CT and Jaw-motion Data

新潟大学大学院医歯学総合研究科咬合制御学・
摂食機能再建学

細貝 暁子

Division of Orthodontics, Division of Removable Prosthodontics,
Department of Oral Biological Science, Section for Oral Life
Science, Niigata University Graduate School of Medical and
Dental Sciences

[緒 言]

顎運動は顎運動測定装置を用いて広く研究されており、その解析は平均的顎頭点や全運動軸点、臨床的顎頭点など代表点1点のみでの場合が多い。また平均的顎頭点を中心とした多点解析や顎頭間軸を用いた解析も行われているが、いずれも実際の顎頭との位置関係の正確性は不十分である。下顎頭の動きは回転と並進の複合であることから、代表点1点のみの解析点では不可能で、下顎頭の多点解析が必要である。

そこで、関節窩に対し下顎頭の立体的な運動を多点解析するために、3次元硬組織診断ヘリカルCTと顎運動測定装置の座標系を統一するための座標変換用facebowを新たに考案し、変形性関節症を伴う症例に臨床応用した。

[方 法]

被検者：本研究の有効性を実証するために十分な説明を行い、同意の得られた被検者2名（変形性関節症患者と正常者）でCT撮影と6自由度顎運動測定を行った。尚この研究は新潟大学歯学部倫理委員会の認定を受けている。

6自由度顎運動測定：顎運動測定には6自由度顎運動測定器（TRIMET：東京歯材社製）を用いた。座位で皮膚上に耳珠後縁と外眼角とを結ぶ線上で耳珠後縁から13mm前方の点を平均的顎頭点とし、左右の平均的顎頭点と左側鼻翼下部点をマークした（図1A）。これら3点で決まる座標系を顎運動座標系 Σ_J とした。

座標変換用facebow：座標変換用facebowはアルミ製、重さ約35gで顎運動測定時の上顎歯列頬側に装着するクラッチに強固に連結される。顎運動測定点である左右平均的顎頭点および左側鼻翼下部点をfacebowの先端で3次的にCT画像内に映し込み、座標統一のマーカー（図1B）として座標変換式を求めた（図2）。運動測定点自体をマーカーにすることにより座標変換の計算回数を減少させたこと、facebow取り付け操作を運動測定機と同一にしたこと、マーカーは歯列に固定され下顎骨から一体の剛体であること、またアーチファクトの少ない材質を選択したことにより精度面と操作性の向上とを計った。

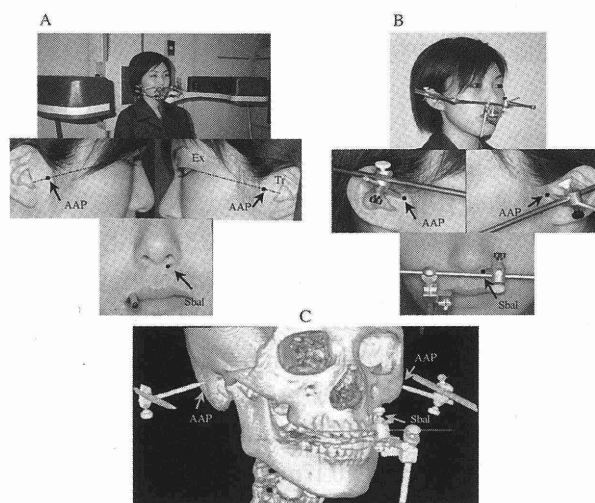
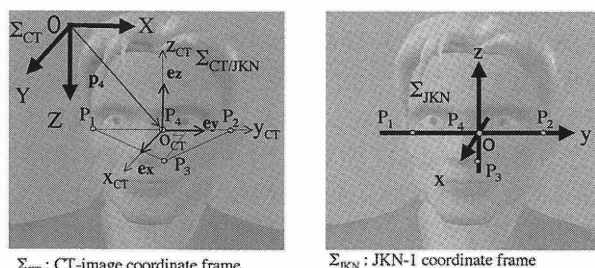


図1 CTと顎運動の座標系の統一

(A)；6自由度顎運動測定と頭部基準座標系を決定する測定点
AAP：平均的顎頭点 (arbitrary axis point), Ex：外眼角 (Excanthion), Tr：耳珠 (Tragus), Sbal：鼻翼下部点 (Sbale)
(B)；(A)の基準点を指示した座標変換用facebow装着図
(C)；座標変換用facebow装着し撮像したヘリカルCT 3-D図



Expression of Coordinate transformation:
 $\Sigma_{CT} \rightarrow \Sigma_{JKN}$
 $P_{JKN} = (ex \ ey \ ez)^{-1} (P_{CT} - P_d)$

P_1 and P_2 : right and left AAP
 P_3 : left Sbal
 P_d : center of P_1 and P_2 , and origin of coordinate frame Σ_{JKN}

図2 座標変換式

CT撮影, 計測: 本学歯学部附属病院所蔵のヘリカルCT (Xvigor Real装置: 東芝メディカル社製) を用い, 座標変換用facebowを装着し, 咬頭嵌合位のシリコンバイトを咬ませた状態でCT撮影を行った。CTデータをwork station (INTAGE 3.1: K.G.T.社製) に取り込み3次元再構築画像を作成し, 矢状面画像, 水平面画像, 前頭面画像を用いて基準点座標を記録した。基準点座標として下顎頭の解析点 (外側極, 内側極, 下顎頭中央点) およびfacebow標点部先端の位置をCT座標系 Σ_{CT} の座標として記録した。

再現性検定: Σ_J と Σ_{CT} の測定時の再現性を, 座標軸の回転の程度, および原点の位置のばらつきとして求めた。それぞれの座標系にて基準点の入力を5回行い, その平均から求めた座標系を平均座標系とし, この平均座標系に対する各座標系の原点のばらつきとxyz軸の回転角を求めた。 Σ_{CT} においてはデジタル計測を同日に5回, 10日後に5回行った。

[結果と考察]

座標系統一の再現性の精度には, 1) 顎運動測定系の基準点の再現性, 2) 顎運動測定器の精度限界, 3) CT座標系の基準点の再現性の精度が影響する。1) の顎運動測定系での基準点の誤差は, 本研究の結果から最大0.43度, 0.26mmを示し, 2) の顎運動測定器の精度限界は, 過去の報告から0.34mmと小さいと報告され, 3) のCT座標系での基準点の誤差は, 本研究の結果から最大0.29度, 0.39mmであり, これは日を変えてもCT画像のピクセルサイズ (0.47mm) 以下であった。

このfacebowを使った座標系統一方法の臨床応用例として, 側方滑走限界運動時の作業側顎頭の運動様相を観察すると, 正常な下顎頭では外側極は後内方へ, 内側極は前内方へ移動し, 下顎頭全体としては内側への僅かな移動を伴いながら内側極付近を中心とした回転型を示した。一方, 変形性関節症の下顎頭では, 外側極, 内側極, 中央点共に大きく前外方へ移動し, 滑走主体の運動を示した (図3)。

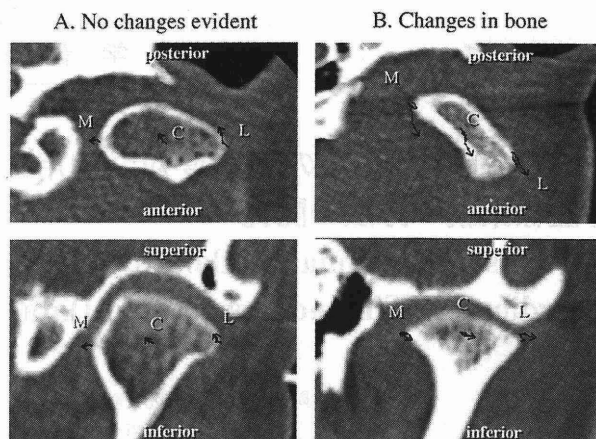


図3 側方滑走運動時の作業側顎頭の運動様相
フランクフルト平面に平行で長軸中点を通る水平面図と, フランクフルト平面に対し垂直で下顎頭長軸での傍前頭面図。実際の下顎頭の軌跡に方向が分かるように矢頭を加えて表示した。
L, 下顎頭の外側極 M, 内側極 C, 外側極と内側極の中点

下顎頭に骨吸収が認められる例では正常者に比較し, 滑走成分が大きく回転成分が小さいことが明らかに認められる。このようにヘリカルCTと6自由度顎運動測定装置の座標系の統一から, 下顎頭形態の特徴を捉えた多点解析を行うことで運動の大きさや方向が定量的に詳細に分析できることが示された。

今回の結果から顎頭運動の解析点と回転中心とが大きく異なる症例が存在することが明らかとなった。このような症例では解析点を1点のみとすると, 解析点の位置の誤差により軌跡の方向, 距離に影響が生じてくる。これを解消するために本研究で考案した方法を用いて多点解析を行うと, これらの誤差による顎頭運動解析への影響は小さくなることが明らかとなった。

今回考案したfacebowを用いたヘリカルCTと6自由度顎運動測定装置の座標系の統一から, 解剖学的な顎頭点の多点解析が可能となった。さらに今後, 運動中の顎関節部の解剖学的位置関係の把握などさまざまな応用可能であると考えられる。