マイクロ CT を用いて計測した BMD 分布に基づく 不均質性を考慮した下顎骨の応力解析

Stress Analysis of Mandible Considering Inhomogeneity Based on BMD Distribution Measured by Micro-CT

○大森淳也 (慶應大院) 高野直樹 (慶應大) 中納治久 (昭和大) 横宏太郎 (昭和大)

Junya OHMORI, Graduate School of Science and Technology, Keio University, 3-14-1, Hiyoshi, Kohoku-ku, Yokohama, Kanagawa
Naoki TAKANO, Department of Mechanical Engineering, Keio University, 3-14-1, Hiyoshi, Kohoku-ku, Yokohama, Kanagawa
Haruhisa NAKANO, Department of Orthodontics, Showa University, 2-1-1, Kitasenzoku, Ohta-ku, Tokyo, Japan
Koutaro MAKI, Department of Orthodontics, Showa University, 2-1-1, Kitasenzoku, Ohta-ku, Tokyo, Japan

Key Words: FEM, Impact analysis, Mandible, Micro-CT, BMD, Inhomogeneity

1. 緒言

近年, 様々な CT 装置が世界的に普及し, 開発されている。特に日本の CT 装置の保有台数は世界第一位であり, 全世界の装置数の約 30% を占めている。CT によって三次元的に診ることができるようになったことは, 臨床的に価値のある進歩である。しかしながら, 三次元的な形態・形状の把握に留まらず, さらなる付加情報を役立てたいというニーズが高い。

骨のバイオメカニクス分野では, 献体にマイクロ CT を用いた先行研究が多々ある。著者らも下顎骨を用いた動的応力解析を行った⁽¹⁾が, その際は CT 値に関係なく単一のヤング率を与えて解析を行った。

一方, 本研究では, 評価用ファントムを用いて CT 値(輝度値)を定量的に扱うことによって, FEM 解析モデルに BMD 分布に基づく不均質性を与えた。均質と仮定した場合と比較し, 輝度値がどの程度異なれば, 動的解析結果に違いが表れるかを検討することを目的とする。

2. 解析対象

解析対象として Fig. 1 に示す 65 歳女性の下顎骨左側の L4 部位を用いた。これを Fig. 2 の SHIMADZU 製卓上マイクロ CT 装置を用いて, 解像度 103 μ m で撮像した。

Fig. 1 Mandible L4

Fig. 2 Desktop micro-CT device
(SHIMADZU inspeXio SMX-90CT)

3. BMD 分布の計測とヤング率の推定

皮質骨内の BMD の分布を調べるために, 直径 2mm, 長さ 20mm の試験片を Fig. 3 の Sample A,B,C の部位から取り出して, 各試験片について近心側(mes), 中央部(mid), 遠心側(dis)の 3.6mm の領域を, マイクロ CT により 18 μ m の分解能で撮像した。断面ごとの輝度値の分布を, 近心から遠心方向にプロットし Fig. 4 にまとめた。また各部位の平均輝度値と標準偏差も記す。

次に, 評価用ファントムから得られた輝度値 L と BMD の変換式(式(1))を用い, Fig. 4 の平均輝度値から BMD を算出し, 式(2)に基づき単位換算した後, 式(3)の Keyak の式⁽²⁾からヤング率を決定した。

$$BMD = (L - 26662) / 6.8838 \quad (1)$$

$$\rho(g/cm^3) = 0.001 \times BMD(mg/cm^3) \quad (2)$$

$$E = 10200 \rho^{2.01} \quad (0.6 \leq \rho) \quad (3)$$

Fig. 3 Location of 3 specimens

Fig. 4 Distribution of luminescence measured by micro-CT

4. 解析モデルの作成

CT イメージから立体再構築し、チタン製インプラントを模した円柱モデルを埋入したボクセルモデルを Fig.5 (a)に示す。ボクセル要素寸法は 130 μm 、要素数は 1,230,997 である。

3 章の計測結果を入力するため、Fig.5 (b)のように 9 領域に分割した。Fig.6 (a)に輝度値を分布させた実測モデルを示す。図中の数値は Fig.4 に示した各部位の平均輝度値である。また、Fig.6 (a)の右上部位の輝度値を基準として、不均質性を比例拡大した仮想モデル(Fig.6 (b))を作成した。インプラントの物性値は、ヤング率 115.7 GPa、密度 4.54 g/cm³とした。骨とインプラントのポアソン比はそれぞれ 0.4, 0.321 とした。

動的解析の拘束条件と荷重条件を Fig.7 に示す。計算には陽解法を用い、クーラン条件を満たすように時間ステップを決定した。使用したソフトは VOXELCON(くいんと)である。

Fig. 5 Voxel model

Fig. 6 Computational models and assigned luminescence

5. 解析結果及び考察

動的解析により得られる最小主応力を Fig.8 に示す。中心のコンターバーは輝度値であり Fig.6 の輝度値分布をカラー

表示したものを Fig.8 中に示す。

応力波伝播の様子を 2 つのモデルについて比較すると差異が認められる。入力した輝度値が変化する領域の境界を応力波が伝播するときに、伝搬速度が変化するためと考察される。一方、実測値を入力した結果は、均質と仮定した場合の結果とほぼ同じであった。

以上のことから、解析モデル内で 1~2%程度の輝度値の違いによる不均質性であれば、応力解析結果に与える影響は無視することができ、逆に輝度値分布を考慮する必要性があるのは、輝度値の差が 10%程度ある場合であるとわかった。

6. 結言

マイクロ CT による輝度値分布を反映した動的 FEM 応力解析において、結果に有意な差が表れるのは、輝度値の差が 10%程度ある場合であるとの目安をつけることができた。著者らは別途、骨に変形を加えた際の輝度値(BMD)変化を計測しており、BMD がひずみの関数である可能性を示唆する結果を得つつあるが、その定量的評価に本成果は知見を与えるものとなる。

参考文献

- [1] 平龍太郎ら: 海綿骨を考慮したヒト下顎骨右側モデルの動的解析, 日本機械学会第 24 回バイオフィロントニア講演会, No.13-68, pp.147-148, 2013
- [2] J. H. Keyak, et al.: Prediction of femoral fracture load using automated finite element modeling, J. Biomechanics, 31, pp. 125-133, 1998

Fig. 7 Boundary conditions

Fig. 8 Results of impact analysis