

X線 CT 画像に基づくヒト頭蓋骨の有限要素モデリング

Patient-Specific Finite Element Modeling of a Human Skull Based on the X-ray CT images

小関道彦 (東工大), 伊能教夫 (東工大), 槇宏太郎 (昭和大)
Michihiko KOSEKI, Norio INOU and Koutarou MAKI*

Department of Mechanical and Control Engineering, Tokyo Institute of Technology
*Department of Orthodontics, Showa University

Patient-specific finite element models are widely used to analyze mechanical states of bones in occlusion. However, there are few studies of stress analyses in upper jaws because human skulls are so complicated to generate FE models individually. Our proposed modeling method generates a reliable finite element model of a complicated bony shape based on multi-sliced CT data. In this paper, the method is applied to CT images of a human skull and the complexity of the shape for controlling mesh size of FE model is discussed.

Keywords: Patient-specific model, Human skull, Finite element method, Stress analysis, Biomechanics.

1 はじめに

個体別の有限要素モデルを用いて咀嚼時に骨体に生じる力学状態を解析する研究が筆者らを含め多くの研究者によって行われている。しかし、これまでの研究では下顎骨だけの解析例が多く、顎顔面全体について考察されたものは少ない。これは、頭蓋骨が下顎骨に比べ形状が非常に複雑であり、個体別に解析モデルを構築することが困難なためであると考えられる。筆者らは X 線 CT 装置から得られるマルチスライス画像から信頼性の高い個体別の有限要素モデルを生成する手法について研究を行っている。前報では、形状や骨密度に応じて要素サイズを制御する個体別モデリング手法を提案し、下顎骨の正確なモデルが構築可能であることを報告した [1]。本稿では、この手法を頭蓋骨に適用する際の留意点について議論したい。

2 個体別モデリング手法

筆者らが提案する個体別モデリング手法の基本的な流れは、文献 [2] に報告したように以下の手順となっている。

1. CT 画像群からボクセルスペースを生成する。
2. ボクセルスペースの有効領域内に節点を配置する。
3. 2 で配置した節点群に対し、デラウニー分割法を用いて四面体要素に分割する。
4. 不要要素を除去する。

前報 [1] では、2. で節点を配置する際に骨体の形状を数値化し、その値の大きさに応じて節点の粗密状態を決定することにより要素サイズを制御する手法を提案した。本手法ではまず、モデリング対象の表面を構成するボクセルに注目し、その周辺 $n \times n \times n$ の検査領域内に存在するモデリング対象となるボクセル数 Nv を数える (図 1 参照)。次に、式 (1) により形状因子 V_s を算出する。そして、骨体表面で決定される形状因子を骨体内部へ浸透させるスムージング処理を行う。こうしてモデリング対

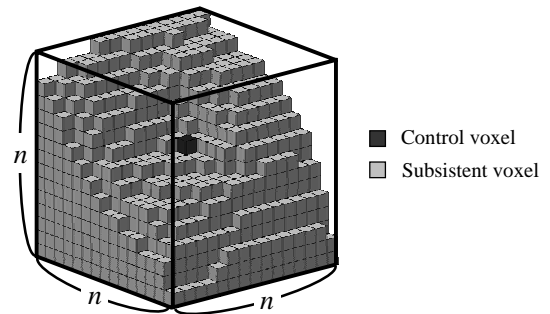


Fig. 1: Inspection field of form factor.

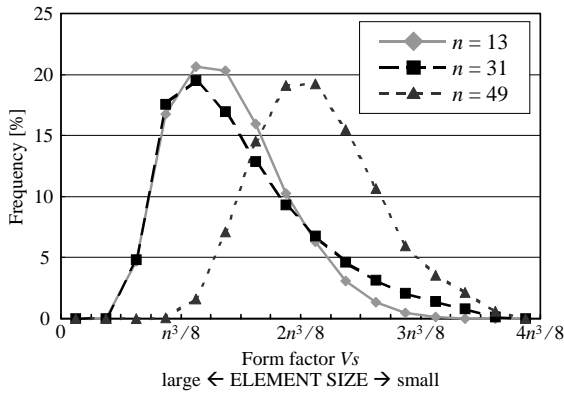
象領域全体に設定される形状因子 V_s に基づき、 V_s が大きい箇所には節点を密に、 V_s が小さい箇所には節点を粗に配置する。以上の操作により、薄肉の箇所や曲率の小さい部分に細かい要素を配置することが可能である。

$$V_s = \left| \frac{n^3}{2} - Nv \right| \quad (1)$$

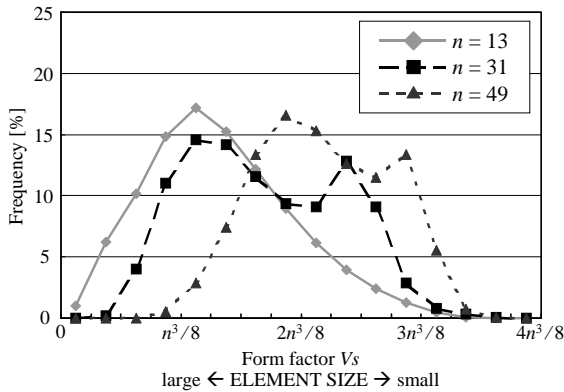
3 検査領域の大きさが形状因子に与える影響

提案する要素サイズ制御手法では、形状因子を算出する際の検査領域の大きさが要素分割に影響を与える。このため検査領域は、対象物形状の複雑さを考慮して設定することが望ましい。そこで、今回モデリング対象とする頭蓋骨および下顎骨の CT データに対し本手法を適用し、検査領域の大きさが形状因子に与える影響について考察を行った。

検証に用いた CT データは、25 歳の健常男性を被験者とし、画素ピッチ 220mm/512pixel・スライス間隔 2mm の頭部 X 線 CT 画像 128 枚である。モデリング対象となる骨体領域は頭蓋骨と下顎骨をそれぞれ手作業で抽出した。特に頭蓋骨については、骨以外の領域 (頭蓋腔・鼻腔・上顎洞・副鼻腔) の輪郭形状も考慮したモデリングを試みた。

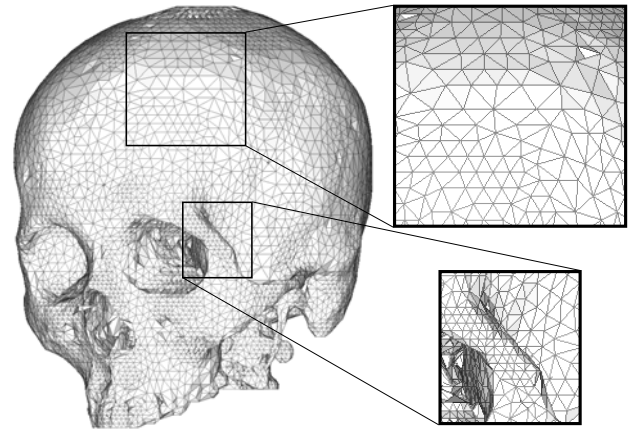


(a) The case of a mandible.

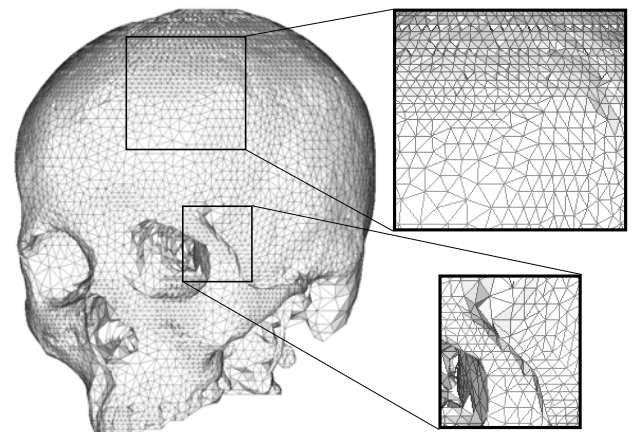


(b) The case of a skull.

Fig. 2: Histograms of the form factor.



(a) The case of $n = 13$.



(b) The case of $n = 31$.

Fig. 3: Patient specific model of a skull.

検査領域の大きさとして $n = 13, 31, 49$ を設定した場合の形状因子 V_s のヒストグラムについて、下顎骨の場合を図 2(a) に、頭蓋骨の場合を図 2(b) に示す。図では、横軸は形状因子 V_s の大きさ ($0 \sim n^3/2$) を、縦軸は V_s の度数を全ボクセル数に対する割合として示している。

下顎骨の場合 (図 2(a)) では、 n が大きくなるに従いヒストグラムのピークが右方 (形状因子が大) に移動していくことがわかる。これは、検査領域内に占めるモデリング対象ボクセルの個数が検査領域の大きさに比して減少していることを意味している。今回検証に用いたデータの場合には、 $n = 49$ では小さい形状因子を示すボクセルがほとんど存在しないため、大きい要素が生成されずモデルの要素サイズが一様になる傾向がある。一方、 $n = 13$ と $n = 31$ では形状因子の分布に大きな差は見られず、いずれの検査領域を用いても下顎骨形状に適した要素分割が行われると考えられる。

頭蓋骨の場合 (図 2(b)) にも、下顎骨の場合と同様に n が大きくなるに従いグラフは右方に移動する。そして、 $n = 31, 49$ の場合には二つ目のピークが形状因子の大きい領域に生じている。これは、 $n = 13$ の場合には肉厚な頭蓋表面をフラットな形状と認識していたのが、検査領域が大きくなることにより薄肉形状として認識されたことによるものと考えられる。

次に、ヒト頭蓋骨についてモデリングを試みた。 $n = 13$ を設定して形状因子を算出した場合を図 3(a) に、 $n = 31$ の場合を図 3(b) に示す。両者のモデル規模は節点数約 3 万・要素数約 12 万でほぼ同じであり、最大と最小の要素

サイズ比を 16 として要素分割を行った。

$n = 13$ の場合 (図 3(a)) には、頭頂部付近には粗い要素が設定されており、そのため頬骨突起のように複雑な箇所には十分細かい要素を割り当てることが可能となっている。これに対し、 $n = 31$ の場合 (図 3(b)) には頭頂部付近に細かい要素が割り当てられている。結果として、複雑な領域に十分な節点を配置することができておらず、形状に追従できていないことがわかる。

4 まとめ

骨形状に応じて要素サイズを制御する個別別モデリングについて形状因子を求める際の検査領域の大きさが要素分割に与える影響について考察し、本モデリング手法をヒト頭蓋骨に適用した。今後、構築したモデルを用いて咀嚼時の力学状態の解析を実施し、顎顔面全体での考察を行っていきたい。

参考文献

- [1] 伊能教夫・上西雅也・小関道彦・榎宏太郎, 骨形状および骨密度を考慮した下顎骨の個別別有限要素モデリング, 第 11 回顎顔面バイオメカニクス学会大会抄録集, (2003), 26-27
- [2] 伊能教夫・鈴木知・榎宏太郎・宇治橋貞幸, X 線 CT データに基づく骨体の自動モデリング手法 (デラウニー分割を利用した有限要素モデルの生成), 日本機械学会論文集 C 編, 68-669, (2002), 1481-1486