

X線 CT 画像に基づく歯周組織の個別モデリング

Individual Finite Element Modeling of Periodontal Tissue based on X-ray CT Images

○ 学 宮下智弥(信州大) 正 小関道彦(信州大) 正 森川裕久(信州大)

Tomoya MIYASHITA, Michihiko KOSEKI, and Hirohisa MORIKAWA
Shinshu University, 3-15-1, Tokida, Ueda, Nagano, JAPAN

Key Words: Biomechanics, Periodontal Tissue, Patient-specific model, X-ray CT.

1. 緒言

現在主に行われている歯列矯正では、歯に装着したワイヤの弾性力を利用して歯の移動が行われている。しかし、このときの歯周組織の正確な力学状態は明らかにされていない。このため、症例によっては正しく歯が移動されないなどの問題も起きている。一方、X線 CT 画像に基づいて生体組織を個別にモデル化し、有限要素法により力学状態を調べる研究が盛んに行われている[1]。そこで本研究では、この方法を歯周組織に適用し、X線 CT 画像に基づいて作製した個別モデルによって、歯列矯正中の歯周組織の力学状態を解析することを目的とする。

しかし、現在の医療用 X 線 CT 画像の空間分解能は、歯周組織の個別モデリングを実施するためには不十分である。本稿では歯周組織をモデル化する際の問題点と解決方法について述べる。

2. 歯周組織をモデル化する際の問題点

歯周組織は、歯、歯根膜、歯槽骨から成り立っている。歯根膜は、厚さ 0.2mm 程度の繊維状の組織で、歯根と歯槽骨を結びつけている。バネの様な性質を持ち、歯にかかる衝撃を上下に動くことによって吸収している。

このような歯周組織を空間分解能の低い CT 画像を用いてモデル化するには二つの問題がある。

- ・対象領域の輪郭形状が不正確
- ・歯根膜を表現不可能

現在の X 線 CT 装置の空間分解能は最大でも 0.1mm/pixel 程度であり、一般的な医療用 X 線 CT 装置の場合には下記に述べるように 0.3~0.5mm/pixel 程度である。このような離散的な画像では対象領域の表面形状を正確に表現できない。また、歯根膜の厚さは 0.2mm 程度であるため、最大の分解能であっても歯根膜は 2pixel 程度でしか表現できず、一般的な CT 画像では歯根膜を識別することが不可能である。

よってこれらの問題について検討を行った。

3. CT 画像のサブピクセル化

今回の検討では、実際の医療用 X 線 CT 装置で撮影された人間の顎の CT 画像を使用している。この画像では 220×220mm の範囲を 512×512pixel で表現しており、この

ときの空間分解能は 0.43mm/pixel である。検討に用いた CT 画像を図 1 に示す。この画像から歯の領域を閾値処理によって抽出したときの拡大画像を図 2 に示す。図から明らかなように表面形状が滑らかに表現されていない。そこでこの問題を解決するために、CT 画像をサブピクセル化して空間分解能を向上させる方法を考えた。これは、1つの画素を縦横にそれぞれ 2 等分割して、4 画素とするものである。このときパターンマッチングを用いて滑らかなサブピクセル化を行う。すなわち、注目する画素を中心とする 3×3pixel の範囲を調べ、そのパターンに従ってサブピクセルの値を決定する。パターンの一例を図 3 に示す。サブピクセル化した CT 画像を図 4(a) に示す。この処理を 2 回繰り返して元の CT 画像の 4 倍の空間分解能を得ることができた。これにより空間分解能の値は 0.1075mm/pixel となっており、図 2 と比較して歯の領域が滑らかに表現されていることが分かる。

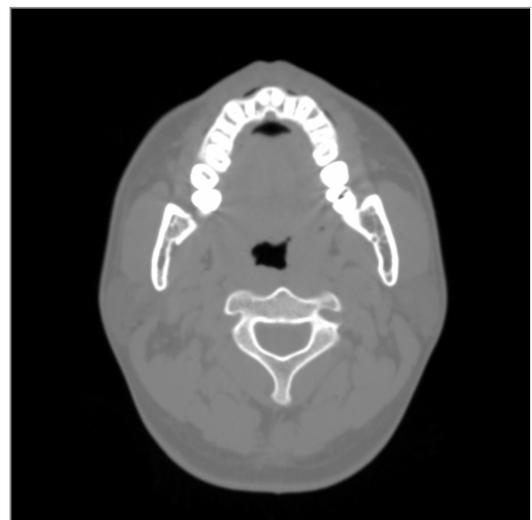


Fig.1 CT Image of a human head.

4. 歯根膜領域の付加

オリジナルの CT 画像では空間分解能の不足により歯根膜の情報が欠如していたが、サブピクセル化した画像に歯根膜を描画することでこの問題を解決する。歯の領域についてサブピクセル化した図 4(a)の CT 画像を複数枚読み込んで歯の周囲に歯根膜を描画する。まず、歯の表面となる画素を検索し、該当する画素を中心とする球の領域内の画素に歯根膜

のCT値を代入する。ここで球の半径を調節することにより、作製する膜の厚さが決定される。この処理を行った後に、元のCT画像の歯の領域を合成する。これにより、元の歯の領域の周りに歯根膜の領域が付加される。図4(b)に歯根膜領域を付加したCT画像を示す。オリジナルのCT画像の空間分解能は0.43mm/pixelのため厚さが約0.2mmの歯根膜は表現不可能だったが、上述の方法によりサブピクセル化することにより歯根膜領域を画像に付加することが可能となった。

5. モデル作製と残された問題の解決

モデルを作製する流れは、始めにX線CT画像によって得られるそれぞれの領域のボクセル空間に節点を配置し、それらの節点を繋いで要素を作る。そして、各要素に材料ID(材料の物性)を当てはめることでモデルが作製される。この方法はX線CT画像に基づいてモデルの作製を行うため、一般的な有限要素法で用いられるようなCADを用いてモデル化する手間を省略できることが特徴であり、CT画像をサブピクセル化することにより滑らかな表面形状を再現した有限要素モデルを作製可能であると期待される。ただし、今回のサブピクセル化では元のCT画像で直線として表現されている部分はサブピクセル化をしても直線のままであり、このことが応力解析結果に悪い影響を与える可能性がある。そこで、この問題を解決するためにモデル内の節点の移動を考えた。今回はアルゴリズムを考えるために簡単な円柱形状の数値ファントムを用いた。作製したモデルを図5(a)に示す。まず、各節点に属する要素の材料IDの値を調べることで、境界面を構成する節点を抽出する。そして、抽出した節点座標と円の中心座標から、法線方向の単位ベクトルを算出し、半径をかけることで新たな節点座標を決定した。節点位置を補正したモデルを図5(b)に示す。直線部分が本来の曲線に補正されていることが確認された。

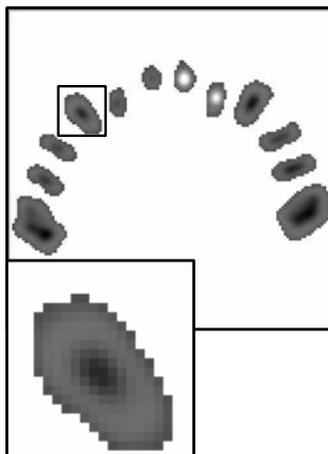
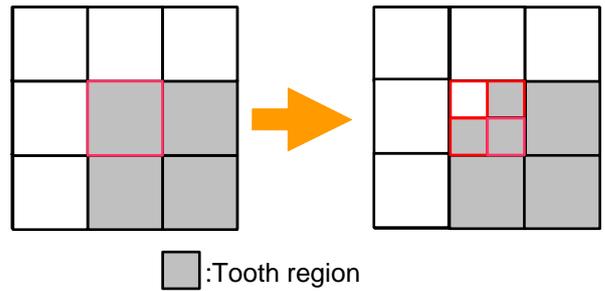
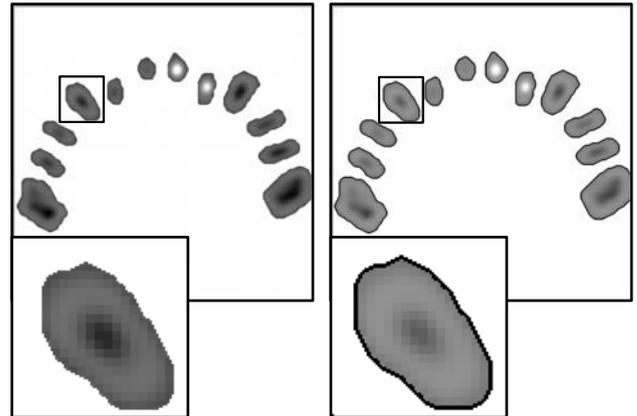


Fig.2 Magnified of the teeth region.



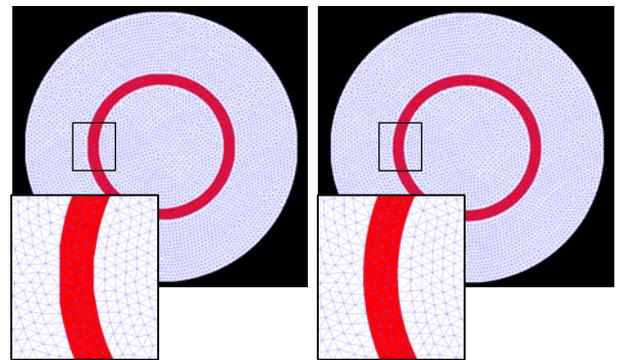
■ :Tooth region
□ :Another region

Fig.3 Subpixel algorithm.



(a) Subpixelated image (b)Generation of membrane region.

Fig.4 obtained CT images.



(a) Original model (b) Corrected model

Fig.5 Generated models.

6. まとめ

CT画像のサブピクセル化、歯根膜領域の付加およびモデルの節点移動について検討を行った。今後、サブピクセル化した画像からモデルを作製し、応力解析を行う。直線部分の補正については応力解析の結果により、改めて検討する予定である。

参考文献

[1] 小関道彦・上西雅也・伊能教夫・榎宏太郎：X線CT画像に基づく骨体の個別別モデリング手法に関する研究(骨形態を考慮した要素分割手法の提案)；日本機械学会論文集 C編, 72-717, (2006), 1470-1477.