

歯科矯正治療の応力解析における有限要素メッシュの検討

日大生産工(院)○ 一色 祥智 日大生産工 西 恭一 日大生産工 高橋 進
日大・歯 小作 一仁 日大・歯 中島 昭 日大・歯 清水 典佳

1. 緒言

歯科矯正治療は矯正器具により歯に矯正力を付与することで歯を移動させ、噛み合わせや審美性を改善する治療である。歯の動く仕組みを以下に述べる。矯正力により歯を微小量移動させると歯と歯槽骨の間にあり、繊維状組織である歯根膜に圧縮側と引張側が生じる。圧縮側の歯槽骨面では骨を溶かす破骨細胞が現れ歯槽骨を吸収し、引張側の歯槽骨面では骨の元となる骨芽細胞が発生し新たに歯槽骨を形成するというサイクルで歯は移動する。

矯正力による歯槽骨周辺組織への影響を把握することは困難であることから有限要素解析(FEA)を用いて歯槽骨周辺組織へ生じる応力を解明し、歯の移動を明らかにする研究が行われている。しかし、FEAでのメッシュ分割は、解析精度が考慮されていないという問題があった。そこで本研究では精度の考慮されたFEAを行うため、段階的に変更したメッシュ分割条件でFEAを行い、応力と変位の結果を合わせて検討することにより、最適なメッシュ分割条件を決定する。

2. FEAモデル製作

メッシュ分割条件の最適条件を検討するにあたりメッシュ分割条件を変更した多数のFEAモデルで解析を行う必要がある。また、歯槽骨周辺組織へ生じる影響の中でも歯根膜に生じる影響を知ることが重要である。そこでFEAの効率化のため簡略化したモデルを製作する。歯科矯正時における歯槽骨周辺組織は図1に示すように歯槽骨、歯根膜、歯牙、矯正器具の4つの要素から成る。矯正器具は歯牙と、歯槽骨は歯根膜表面とそれぞれ接着しているため今回行う検討では歯牙と矯正器具を一体化し、歯槽骨を歯根膜表面へ設定する完全固定の境界条件で置き換えてFEAモデルの要素を2つとしたうえで3DCADソフトウェアSOLIDWORKSにより図2a)に示すように作成する。寸法は歯科矯正治療において重要な歯である犬歯の寸法を参考にする。FEAにおいて使用する歯牙および歯根膜の材料定数を表1に示す。

2.1 境界条件

境界条件は図2a)に示すように歯根膜の歯槽骨側表面を完全固定とする。荷重条件は文献²⁾に示される、実験によって計測された、矯正時に矯正器具に付加される力(2[N])を、矯正器具にあたる部分に垂直荷重として設定する。

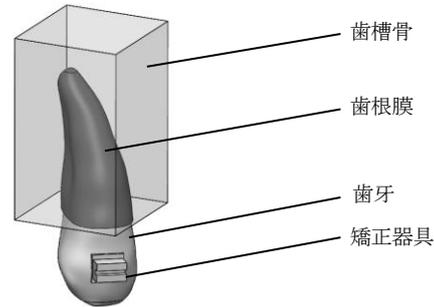


図1 構成要素

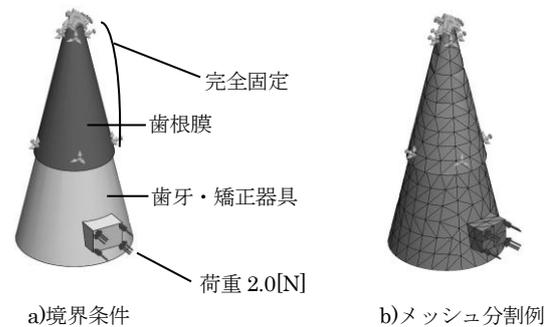


図2 FEAモデル

表1 材料定数

材料	ヤング率 (MPa)	ポアソン比
歯牙	19,600	0.3
歯根膜	0.45	0.49

表2 メッシュ分割条件による要素数および接点数

メッシュサイズ (mm)	メッシュ分割条件					
	標準		曲率		ブレンド曲率	
	節点数	要素数	節点数	要素数	節点数	要素数
1.2	2,633	1,599	4,271	2,732	3,263	2,053
0.7	8,521	5,521	10,825	7,100	9,908	6,480
0.4	32,827	22,224	42,748	29,181	39,623	27,034
0.3	67,379	46,405	85,820	59,369	82,870	57,439
0.2	191,278	134,214	242,162	170,489	231,664	163,282
0.15	397,655	282,262	462,599	327,116	485,751	345,861
0.1	1,038,126	743,060	1,318,766	945,294	1,314,400	944,547
0.08	1,835,706	1,321,363	1,931,500	1,384,401	2,228,015	1,606,402
0.05	5,501,339	3,986,534	6,674,752	4,834,796	6,708,304	4,868,649

Study on FEA Mesh of Stress Analysis for Orthodontics

Yoshitomo ISSHIKI, Yasukazu NISHI, Susumu TAKAHASHI
Kazuhito KOSAKU, Akira NAKAJIMA and Noriyoshi SHIMIZU

2.2 メッシュ分割

FEAモデルにSOLIDWORKS Simulationの機能によって図2b)に示すように三角錐二次メッシュを作成する。また、それぞれのメッシュ分割条件による要素数および接点数を表2に示す。標準メッシュはVoronoi-Delaunay法メッシングスキームに基づいたメッシュ分割、曲率ベースのメッシュは曲率の高い領域で自動的細かいメッシュ分割を行う。ブレンド曲率ベースのメッシュは上記二つのメッシュ分割法よりも高品質なメッシュ分割を行うことができる。

3. FEA

SOLIDWORKS Simulationの静解析をPC(Windows10 64bit Intel Core i7 CPU 870 RAM 24.0[GB], GPU NVIDIA GeForce GTX580)によって行う。

3.1 FEA結果

最大変位の例を図3a)に示し、歯根膜の歯側表面での最大応力(von Mises)の例を図3b)に示す。図4に示すメッシュ分割条件による最大変位の結果からメッシュサイズを小さくするにつれ変位量が収束していくことが確認できる。また、図5に示すメッシュサイズと最大応力の関係から、メッシュサイズが小さくなるにつれ最大応力が増加することが確認できる。

3.2 結果の考察

最大変位の結果から、メッシュサイズ0.05[mm]に近づくにつれて理想的なメッシュサイズになって行くと考えられる。一方応力についてはメッシュサイズを細かくしても結果の収束は見られない。応力を矯正治療に活かす際、実際の応力より小さな値を参考にすると患者に負担がかかる恐れがある。そこで安全側での判断をするために、応力が最も高くなった曲率ベースによるメッシュ分割でメッシュサイズは0.05[mm]によるFEAが望ましいと考えられる。また、現時点では応力の解が収束していないので、要素の更なる縮小化等の検討が必要と思われる。

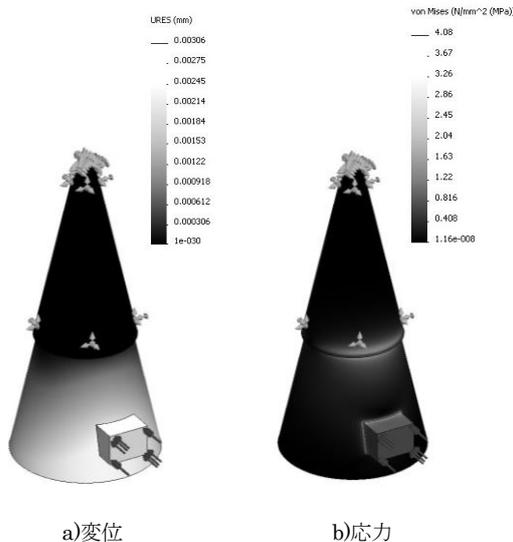


図3 FEA結果

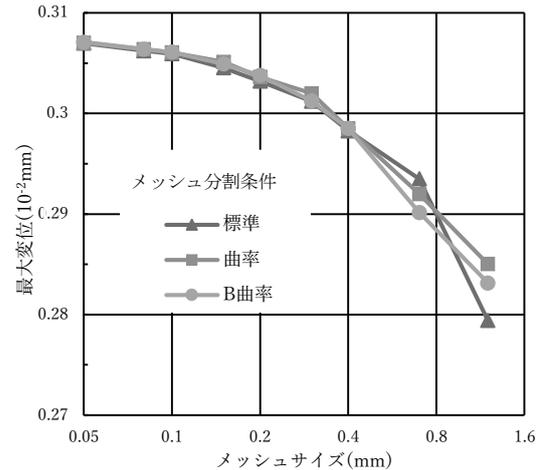


図4 最大変位とメッシュサイズの関係

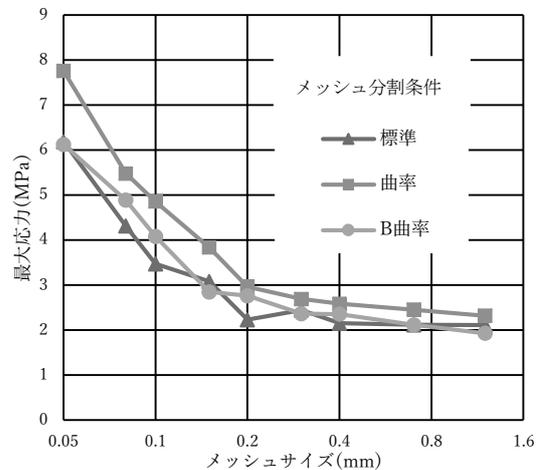


図5 最大応力とメッシュサイズの関係

4. 結言

- 1) 応力と変位のFEA結果を合わせて検討することにより、最適なメッシュサイズを決定可能であると考える。
- 2) FEA結果を矯正治療に活かす場合、安全側での判断をするために、応力が最も高くなった曲率ベースによるメッシュ分割でメッシュサイズは0.05[mm]以下が望ましいと考えられる。
- 3) メッシュサイズを0.05[mm]まで細かくしても応力値の解が収束しないことから要素の更なる縮小化等の検討が必要であると思われる。

「参考文献」

- 1) 川合庸介 矯正器具付の歯モデル構築および応力解析に関する研究 平成24年度 日本大学大学院生産工学研究科 修士論文,p.18.
- 2) 荒川雄一 矯正歯科治療におけるサポートシステムに関する研究 平成25年度 日本大学大学院生産工学研究科 修士論文概要集,p.5-8.