

K6-56

## 歯科矯正用アンカースクリューの構造特性及び脱離メカニズムに関する研究 Study on Structural Characteristics of Orthodontic Anchor-screw and Its Pull-out Mechanism

○加藤勇輝<sup>1</sup>, 荻原知良<sup>2</sup>, 青木義男<sup>3</sup>, 谷本安浩<sup>4</sup>\*Yuki Kato<sup>1</sup>, Kazuyoshi Ogiwara<sup>2</sup>, Yoshio Aoki<sup>3</sup>, Yasuhiro Tanimoto<sup>4</sup>

Abstract: The objective of this study is to investigate the structural characteristics of orthodontic anchor-screw and its pull-out mechanism, using nonlinear static analysis of the finite element method (FEM). The nonlinear static analysis was performed using three-dimensional finite element analysis. The maximum stress and the stress distribution of the anchor screw and the jawbone by the FEM analysis is confirmed. The cortical bone deflections by a orthodontic force at the implanting position and the anchor-screw may be detached from jawbone.

### 1. 諸言

歯科矯正とは、単に審美性を良くするためにあるものではない。悪い歯並びは不正咬合を起し、肩こりや頭痛、顎関節症、虫歯、歯周病などの原因となり身体の健康に密接に関係している。従って、歯科矯正は不正咬合を審美的歯列と機能的な咀嚼を有する正常咬合へ改善することを目的としている。

従来の歯科矯正では、歯体を引張る力（矯正力）の固定源を大臼歯とし、骨の代謝機能を利用して行っている。その結果、矯正力の反作用によって大臼歯自体も移動し、歯科矯正治療が不安定である場合があった。また、強力な矯正力を必要とする場合はヘッドギアなどの顎外固定の併用を必要とするため外観や使用感に問題があった。これらの問題を解決したのが歯科矯正用アンカースクリューである。

歯科矯正用アンカースクリューとは歯科矯正の際に矯正力の適切な固定源となり得るもので、顎の骨に埋入して使用される (Fig1)。この場合、顎外固定を必要とせず、症例によっては治療期間を短縮することができる。しかしながら、固定源の保持を機械的嵌合力に頼ることになるため治療期間中に脱離することがあり、この場合は再度アンカースクリューを埋入する処置が必要となり、治療期間の長期化にも繋がる<sup>[1]</sup>。

そこで本研究では、アンカースクリュー及び周囲骨に対する力学的評価、そしてアンカースクリューの脱離メカニズムを解明することを目的とした。そのため、矯正力負荷及び引抜試験、さらに数値解析を用いて確認検討を行った。

### 2. 矯正力負荷及び引抜試験

本実験の目的は、模擬骨に埋入したアンカースクリュー

ューに一定期間矯正力を負荷後、引抜荷重の測定及び各荷重での最大引抜荷重の比較。さらに矯正力が骨に与える影響を考慮した脱離メカニズムを検討することである。

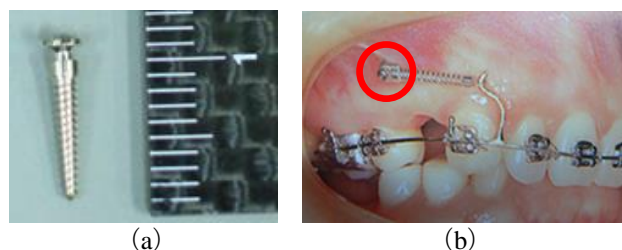


Fig.1 (a) Anchor-screw

(b) Anchor-screw inserted into the jaw bone

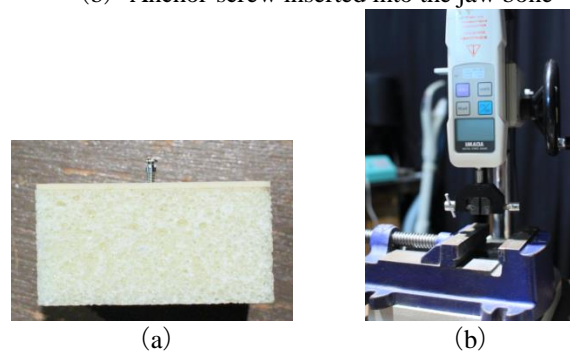


Fig.2 (a) Anchor-screw inserted into the model bone

(b) Tension testing machine

実験試料の模擬骨 (ASTEM F 1839 に準じた) の皮質骨と海綿骨の大きさはそれぞれ 4cm×4cm×1mm, 4cm×4cm×2cm であり、両面テープを用いて貼り合せた (埋入する箇所は除いた)。アンカースクリューを模擬骨に埋入する際には、トルクドライバーを用いて 5~10Ncm のトルクで、歯肉を考慮しねじ部が模擬骨から 1.5mm 露出するよう埋入した<sup>[3]</sup> (Fig2 (a))。矯正力を負荷する際には、アンカースクリューを埋入した模

擬骨をバイスで固定し、アンカースクリューの頭部にテグスを用いておもり 3 種類 (200g, 400g, 600g) を一週間 (168 時間) 吊るし、それぞれ 3 回ずつ引抜試験を行い引抜荷重を測定した (Fig2 (b)). 引抜試験時には、プッシュスタンドのハンドルを 10mm/min の速度で回し、負荷を加えた場合と無負荷とでの最大引抜荷重値を比較した。

### 3. 実験結果及び考察

測定値より、矯正力を一週間負荷した試験体と無負荷の試験体の最大引抜荷重を比較すると、負荷ありの試験体は全てにおいて減少した (Table1).

Number	1st	2nd	3rd	Average
0	7330	6820	6880	7010
200	6220 (-11%)	6730 (-4%)	5220 (-26%)	6060 (-14%)
400	5750 (-18%)	6330 (-10%)	5400 (-23%)	5840 (-17%)
600	5470 (-22%)	6180 (-12%)	5440 (-22%)	5700 (-19%)

つまり矯正力によりアンカースクリューの動揺が生じ、矯正力が増加するに連れ最大引抜荷重が減少することが分かった。例外として負荷荷重 200gf での 3 回目の引抜荷重が同負荷荷重の 1, 2 回目と比較して急激に低くなった。この試験体を見ると皮質骨部分が欠落していることが分かる (Fig3)。その理由として、アンカースクリューの埋入角度や引抜試験の固定時のわずかなズレが影響していると考えられる。従って、アンカースクリューの埋入条件や皮質骨の状態が大きく影響を及ぼすことが分かった。



Fig3. Model bones after the pull-out test

### 4. 数値解析結果及び考察

次に矯正力負荷実験時と同様なアンカースクリュー及び顎骨 (皮質骨, 海綿骨) の 3 次元解析モデルを作製し、有限要素法解析ソフト Abaqus を用いてアンカースクリュー及び顎骨に生じる応力分布の数値解析を行

った。負荷荷重は 200gf, 400gf, 600gf に設定して、矯正力負荷実験と同様に負荷状態を模擬した数値解析を行った。矯正力の大きさによる応力分布傾向の数値解析結果として、アンカースクリューと顎骨側の 200gf 矯正力が作用した場合を Fig4 に示す。

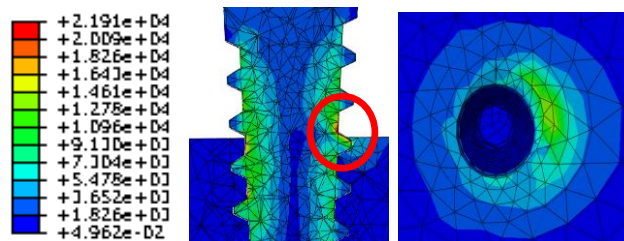


Fig4. Stress distribution of the anchor-screw and jaw bone

Load [gf]	200	400	600
Maximum stress of the bone [MPa]	8.7	17.1	25.2
Maximum stress of anchor-screw [MPa]	21.9	44.6	67.4

Fig4 より矯正力 200gf の場合、アンカースクリューと皮質骨が接触している個所に最大応力 (21.9MPa) が生じ、皮質骨にはその 3 割程度の応力が生じていることが分かった。

Material	Titanium	Cortical bone	Cancellous bone
Tensile strength [MPa]	510	93	5.6

さらに Table3 から皮質骨の引張強度を考慮すると皮質骨で生じた応力や変形によって皮質骨または海綿骨が変形し、アンカースクリューの動揺及び脱離に繋がる可能性がある。

### 5. 結 言

- ・モデル実験から、矯正力が増加するに連れ引抜荷重が減少することを確認した。
- ・数値解析を用いてアンカースクリュー及び顎骨に生じる応力値及び応力分布を確認できた。
- ・長時間作用する矯正力によってアンカースクリューが皮質骨を変形させ、顎骨からの脱離に繋がる可能性がある。

### 参考文献

[1]岩本浩:「ミニインプラントを固定源に用いた矯正治療」, 大阪口腔インプラント研究会, Vol.21, 2006  
 [2] 一般社団法人 日本矯正歯科学会:「歯科矯正用アンカースクリューガイドライン」, 2012  
 [3] Hyo-Sang Pak:「矯正用アンカースクリューを用いた矯正歯科治療」, 2013