耳介形態異常治療支援システム

— 耳介との接触を考慮した矯正具形状の生成と接触力計測の試み —

Computer Aided Treatment System for Malformed Ears ; Generation of Orthosis Shape Considering Contact with an Auricle and a Trial Measurement of the Contact Force

花房 昭彦 (正会員) ^{a*}, 高橋 元^b, 磯村 恒^a, 関口 行雄^a, 土肥 健純^c

^a職業能力開発総合大学校 福祉工学科

^b東京都立豊島病院 形成外科

^c東京大学大学院 新領域創成科学研究科

Akihiko Hanafusa^a, Hajime Takahashi^b, Tsuneshi Isomura^a, Yukio Sekiguchi^a, Takeyoshi Dohi^c

^aDepartment of Rehabilitation Engineering, Polytechnic University

^bDepartment of Plastic Surgery, Tokyo Metropolitan Toshima Hospital

^cGraduate School of Frontier Science, The University of Tokyo

Abstract

Most malformed ears of neonates can be treated by mounting a suitably shaped orthosis. However, it needs much experience to make a orthosis that produces adequate corrective force. Especially, excessive force may cause a decubitus-like inflammation on the auricle. We are studying computer aided treatment system to support the orthosis design. And we have already developed fundamental design and manufacturing system. This paper describes automatic orthosis shape modification method to prevent the excessive contact force using three dimensional finite element analysis. In each insertion step of incremental method, contact force of every nodal point of the orthosis is calculated. The shape is modified by canceling the insertion of nodal point where excessive contact force is produced. The result of the simulation shows that the maximum contact force was reduced to one third by the modified shape. Orthoses of original shape and the modified shape by the method are manufactured. Also, two types of force sensor systems using silicon tube and strain gage are constructed. They use phenomena that air flow in the tube decreases and the strain gage is deformed when they are pressed. The thickness of tube sensor is 0.5mm and that of strain gage sensor is 0.2mm. Orthoses on which sensors are mounted are inserted into a testee's auricle and the contact force is measured. The results of both sensors showed that the force produced by the orthosis of modified shape was approximately half of original shape.

Key words

Computer aided treatment, Malformed ears, Orthosis, Finite element analysis.

1. はじめに

日本では新生児の約20%が自然治癒しない耳介の形態異常を伴って誕生すると言われている¹⁾。これらの耳介形態異常は適切な形状の矯正具を耳介に挿入しておくことにより治療することができる²⁾。われわれはこの矯正具の設計を支援するための耳介形態異

*職業能力開発総合大学校 福祉工学科
〒229-1196 神奈川県相模原市橋本台4-1-1

常治療支援システムの開発を進めており、これまでに耳介の治療後の目標形状から矯正具の形状を生成し、さらに製作用のデータの出力を可能にした²⁾。本システムを用いて耳介形態異常矯正用としては初めて製作したTi-Ni形状記憶合金³⁾線材を利用した矯正具の例を Fig. 1 (268ページ参照) に示す。本例では直径0.9mmのTi-Ni形状記憶合金線材を内径1mm、外径2mmの延伸多孔質ポリテトラフルオロエチレンチューブ内に挿入している。

不適切な形状の矯正具を装着すると耳介が意図した形状に修正されないことがあるばかりでなく、特に耳介に過剰な力がかかると褥瘡状の炎症がおきてしまうため、耳介との接触によりかかる力を事前に評価すること⁴⁾が重要となる。本論文ではこの評価手法の概要、耳介に過剰な力がかからない矯正具の形状を自動生成する手法、この接触力を計測するために構成したセンサシステム、成人の耳介を用いた計測結果について報告する。

2. 矯正具接触力の評価手法

物体にかかる力とその変形量の評価には有限要素法が広く用いられており、人体に対しても腰椎にかかる力の計算⁵⁾、人工股関節を使用したときの大腿骨にかかる荷重⁶⁾、顎関節を駆動させるのに必要な力の評価⁷⁾、術中脳変形の評価⁸⁾、下腿と義足ソケットの接触評価¹⁰⁾などが行なわれている。今回矯正具を耳介に装着したときの評価を有限要素によって行うにあたっては以下の2点を考慮しなければならない。

- ・ 耳介の歪みと応力の関係は非線形である。
- ・ 耳介と矯正具は接触によりともに変形する。

耳介は耳介軟骨、筋肉、皮膚などから成り、複雑で非線形な粘弾性特性を持つ。このうち耳介軟骨が最も固く材料特性のうち支配的な部分を占める。関節軟骨についてはその粘弾性特性が計測された例¹¹⁾¹²⁾はあるが、耳介軟骨の機械的特性についてはこれまで発表された例が見つけられなかったため、豚耳軟骨を利用して引っ張り試験を行なった。その5例の試験結果および平均の歪と応力の関係を Fig. 2に示す。この試験では引っ張り速度を5mm/minとしたため、試験結果にはこの速度に対応する粘性項の影響を含むことになる。歪が増加するにつれて応力は徐々に増加し、歪が0.15を越えるとその増加率が減少していき、破断に至る。平均の縦弾性係数最大値は歪0.13の時、4.3kg/mm²であった。

有限要素法の定式化にあたり、粘性項については矯正具の装着速度による影響はないとして、考慮し

Fig. 2 Strain-stress diagram of pig's auricular cartilage.

ないことにした。また装具をはずした時には耳介の形は元に戻り、弾性変形するとした。ここでは材料特性が非線形の時に利用される増分法による有限要素法¹³⁾を用いた。

増分法は外力または変位を少しずつ増加しながら、各増分ステップ内では歪みと応力の関係は線形であると、逆に変位または外力増分を求める有限要素法である。最終的な解は各増分ステップの解を総和することにより求める。耳介と矯正具に対しては外力は働かないので、矯正具を耳介に徐々に挿入して、変位を少しずつ増加させた。下式にこの増分法の剛性方程式を示す。

$$\{dFn\} = [Knn]\{d\delta n\} \quad (1)$$

ここで $\{dFn\}$ は力の増分、 $\{d\delta n\}$ は変位増分、 $[Knn]$ は接線剛性マトリックスである。 n は全自由度数(節点数×各節点の自由度数)を示す。接線剛性マトリックスは各増分ステップごとの歪みと応力の関係を用いて再計算しなければならない。

有限要素法では変位を指定した点では拘束力が求まり、その他の点では外力による変位が求まる。耳介と矯正具はともに変形するため、変位に固定値を直接指定することができない。そこで耳介は必ず矯正具の外側にあるという関係から成り立つ変位間の拘束条件を用い、多点拘束処理を行なった。拘束条件は以下の式で表わすことができる。

$$[Gmn]\{d\delta n\} = \{Zm\} \quad (2)$$

ここで、 $[Gmn]$ は変位増分間の係数行列であり、 $\{Zm\}$ は定数である。 m は関係式の数を示す。この多点拘束式が成り立つよう考慮したときの剛性方程式を次式に示す。

Fig. 3 Relation of displacement between auricle and orthosis.

$$\{dF_n\} = [K_{nn}]\{d\delta_n\} + [Gmn]^T\{\lambda_m\} \quad (3)$$

ここで $\{\lambda_m\}$ はラグランジュの未定定数であり, $[Gmn]^T\{\lambda_m\}$ は拘束により発生する拘束力, ここでは矯正具と耳介の接触力となる. (3)式と(2)式の多点拘束式をまとめると解くべき方程式は(1)式の剛性方程式の代わりに次式のように表すことができる.

$$\begin{Bmatrix} dF_n \\ Z_m \end{Bmatrix} = \begin{bmatrix} K_{nn} & G_{mn} \\ G_{mn}^T & 0 \end{bmatrix} \begin{Bmatrix} d\delta_n \\ \lambda_m \end{Bmatrix} \quad (4)$$

今, 耳介と矯正具の間の変位の拘束関係は耳介が必ず矯正具の外側になることである. Fig. 3に示すようにある増分ステップで矯正具の節点が耳介の外側に出てしまったとき, 矯正具節点は耳介変位後の平面上まで変位しなければならない. もし, 耳介の要素が三角形シェル要素の場合には拘束式は次式より計算することができる.

$$\begin{aligned} \vec{o} + \delta\vec{o} &= \alpha(\vec{i} + \delta\vec{i}) + \beta(\vec{j} + \delta\vec{j}) + \gamma(\vec{k} + \delta\vec{k}) \\ (\alpha + \beta + \gamma &= 1) \end{aligned} \quad (5)$$

ただし, この手法により無条件に拘束を行なうと過剰な拘束の発生する場合がある. 過剰な拘束点では耳介に対して拘束力が内側に引っ張る向きに働く. そのような拘束点がある場合には, 多点拘束式から除外して再度(4)式を解く必要がある.

上記の拘束により矯正具の節点に発生する力が接触力に相当する. 過剰な接触力が発生しない矯正具形状を生成するため, 接触力が指定された値を越える時には, 該当節点の挿入をとりやめるという手法を採用した. ただし, 挿入をとりやめることが他の節点での過剰な接触力を引き起こす可能性があるため, 再計算処理が必要である. 全体の処理手順を以下に示す.

Fig. 4 The orthosis shape modified by the method.

```

repeat 矯正具が完全に耳介に挿入されるまで
  矯正具の耳介に対する挿入量増加
repeat 矯正具の挿入キャンセルなくなるまで
  接線剛性マトリックスを再計算
repeat 過剰な拘束が無くなるまで
  多点拘束式を組み立て直す
  未知変位増分・未定定数を計算
  拘束点の接触力(拘束力)を計算
  過剰拘束のチェック
end
  矯正具の接触力が指定値を越えた節点は
  挿入キャンセル
end
  総変位量・総拘束力などを更新
end

```

3. 耳介モデルによる評価結果

本手法によるプログラムを数値計算ソフト MATLAB (The MathWorks 社) によって構築し, 成人耳介の非接触式三次元計測装置 InSpeck-3D (Laser Inspeck Inc.) による計測データから作成した耳介モデルに適用して評価した. 耳介と矯正具は三次元モデルとし, 以下の条件で作成した.

- 耳介要素は三角形シェル要素, 材料特性は豚耳軟骨の平均値と等しくした.
- 矯正具要素は梁要素, 材料特性は使用している形状記憶合金の引張試験の結果 (縦弾性係数値 4130 kg/mm²) を用いた.

耳介上半分を三角形シェル要素(304要素), 直径 30mm 半円形の矯正具は梁要素(20要素)を使用してモデル化を行なった. 耳介の前縁部と矯正具の端点を固定した. 1mm ずつ6回のステップで挿入し, 接触力が指定値(20gf)を越えた節点の挿入をキャンセルすることにより生成した矯正具形状を Fig. 4 に示す. 本試行ではこの指定値には, 接触力の最大となる節点の1ステップ当たりの増加荷重の平均値を基に設定

Fig. 1 An example of orthosis inserted into the auricle.

Fig. 5 Distribution of force produced by the original orthosis.

Fig. 6 Distribution of force produced by the modified orthosis.

(a) Original shape (b) Modified shape

Fig. 8 Silicon tube sensors mounted on the orthosis

Fig. 9 Configuration of calibration system.

(a) Original shape (b) Modified shape

Fig. 12 Strain gage sensors mounted on the orthosis.

Fig. 15 Strain gage sensor inserted into the auricle.

Fig. 7 Relation of orthosis insert distance and contact force.

した。20gfが矯正具1要素の表面積の半分(7.4mm²)にかかるとすると、約200mmHgの圧力となる。またFig.5は元の形状の矯正具をFig.6は修正した形状の矯正具を挿入したとき耳介に発生する力の分布を示す。明るい箇所ほどかかる力が大きいことを示す。矯正具の頂点付近で最も大きい力がかかることがわかる。

元の形状と修正した形状の矯正具を両端固定の条件で耳介に挿入した時の接触力の変化をFig.7に示す。修正前の元形状では矯正具の頂点、修正形状では頂点の一つ左側の、最終的に接触力が最大となった節点の値である。矯正具を挿入していくにつれて接触力は大きくなっていく。6mm挿入後、修正前の矯正具では最大値が79gfであったのに対して、修正形状のものは最大値を24gfと元の形状のものに対して約1/3にすることができた。

4. 使用したセンサと計測手法

矯正具にかかる力を計測するためのセンサシステムを構築した。矯正具には直径0.9mmの形状記憶合金線材を緩衝材となる内径1.0mm、外径2.0mmの延伸多孔質ポリテトラフルオロエチレンチューブ内に挿入したものをを用いているため、薄型かつ小型のセンサが必要となる。今回、矯正具と耳介に挟まれたシリコンチューブ内の空気の抜け方により計測する方法と、歪ゲージを利用して計測する方法の2種類の方法を評価した。

4.1 シリコンチューブを用いたセンサ

センサ部には内径1.0mm、外径1.5mmのシリコンチューブを用い、矯正具に掛けて瞬間接着剤により固定した。このとき潰れた状態となるように若干張

Fig. 10 Transition of pressure sensor output in the air tank.

力がかかるようにした。センサの外観をFig.8に示す。この状態でセンサ部の大きさは幅約2.0mm、厚さ約0.5mmである。本センサでは矯正具と耳介に挟まれたチューブ内の空気の抜け方が接触力により変化する現象を利用している。チューブの掛けてある箇所はシミュレーションで最も大きな接触力の計算された箇所である。

シリコンチューブを用いたセンサの校正システムをFig.9に示す。矯正具にチューブを潰れた状態となるように掛けて固定し、エアタンク(約7cc)に大気圧+0.58気圧の空気を入れてからバルブを開き、空気の抜け方を圧力センサ(共和電業製PSM-2KAB)で計測した。2.5mm角に切削して厚さ1mmのシリコンゴム板を接着した押し具を荷重センサ(共和電業製LTS-200GA)の先端に取り付け、荷重センサを搭載したテーブルを移動して、チューブにかかる荷重と空気が抜ける時の時定数の関係を調べた。

バルブを開けた後のエアタンク内の空気の圧力変化をFig.10に示す。時間が経つにつれてシリコンチューブから空気が抜けていき、エアタンク内の圧力は低下していく。圧力センサの値が最初に0.30Vから0.23Vまで落ちるのは圧縮された空気がバルブからセンサ部までのチューブ内に充填されるためである。センサ部からの空気の抜け方がわかるのはこれ以降であるので、0.23V以下の経時変化を指数近似することにより時定数を計算した。またセンサ部にかかる荷重が大きければ大きいほど、空気の抜け方が遅くなることがわかる。求めた時定数とセンサ部にかかる荷重との関係を求めた結果をFig.11に示す。荷重と時定数の関係はほぼ指数近似可能なことがわかった。荷重増加時と減少時の間は最大2.6gfのヒス

Fig. 11 Relation of load sensor force and time constant.

テリシスを生じた。また近似値との誤差の最大値は2.7gfであった。

ただし、チューブのかけ方により空気の抜け方が変わってきてしまうため、センサを掛け直す毎にこの校正を行う必要がある。また温度に対する影響を調べるため、センサ部を恒温槽に入れ、温度を16～36℃まで5℃刻みで変化させ、荷重約0, 5, 10, 20 gfをかけたときの時定数を計測した。中間の26℃の時の値を基準として校正用の近似直線をひき、時定数から求めた荷重値と計測した荷重センサの値の差を調べた結果、この±10℃の範囲で-2.0～+1.8gfの範囲に入っていることがわかった。

4.2 歪みゲージを用いたセンサ

歪みゲージによるセンサでは矯正具と耳介が接触するとその力により歪みゲージが変形して抵抗値が変化することを利用している。試作した矯正具に歪みゲージを装着した状態を Fig. 12 (268ページ参照) に示す。歪みゲージにはベース部4.2mm×1.4mm×厚さ0.1mm、グリッド部1.0mm×0.68mmの歪ゲージ(共和電業製KFG-1N-120)となるべく小型のものをを用いた。またリード部を固定するため厚さ0.1mmのテフロンテープを巻いた。センサ部全体の幅は約2.0mm、厚さは約0.2mmである。センサはシリコンチューブのセンサと同様にシミュレーションで最も大きな接触力の計算された箇所を設置した。

歪みゲージの出力は温度に依存するため、径約2mmと小型で精度の高いサーミスタ(石塚電子製413ET-1)により周辺温度を計測して出力値を補正することにした。定電流ダイオードを使用してサーミスタに定電流を流す回路を製作して恒温槽に入れ、温度を変化させて荷重のかかっていない状態のア

Fig. 13 Relation of load sensor force and strain gage sensor output.

ンプ出力電圧(10³歪=1Vに調整)とサーミスタの出力電圧の関係を調べた。サーミスタの出力電圧が大きくなればなるほど、すなわち温度が低くなると、歪みゲージの出力電圧は小さくなるという関係にあった。両者の関係はサーミスタの出力電圧をx、歪みゲージからの出力電圧をyとして、元形状の矯正具に装着したセンサでは(6)式で、修正後の形状の矯正具に装着したセンサでは(7)式で近似することができた。

$$y = -1.33 \times e^{0.69 \ln(x)} + 1.91 \quad (6)$$

$$y = -1.35 \times e^{0.59 \ln(x)} + 1.85 \quad (7)$$

歪ゲージによるセンサもチューブセンサと同じ校正システムを用いて、荷重と歪ゲージを接続したアンプ出力電圧(10³歪=1Vに調整)の関係を調べた。荷重と(6)式、(7)式による温度補正後の出力の関係を Fig. 13 に示す。センサに荷重をかければかけるほど出力値は小さくなり、両者の関係は線形近似することができた。荷重増加時と減少時のヒステリシスは最大で2.6gf、荷重が15gf以上の時には1.4gfであった。また線形近似値に対する誤差の最大値は2.9gf、荷重が15gf以上の時には2.0gfと本センサでは荷重が大きい領域ほど誤差が小さくなる。この実験では温度は25.4～26.6℃の範囲であった。

また温度に対する誤差を調べるため、センサ部を恒温槽に入れ、温度を16～36℃まで5℃刻みで変化させ、荷重約0, 0.5, 10, 20, 30 gfをかけたときのサーミスタおよびセンサ出力値を計測した。中間の26℃の時の値を基準として校正用の近似直線をひき、サーミスタ計測値から温度補正した後に求めた歪ゲージによる荷重値と計測した荷重センサの値の差を調べた。その結果±10℃の範囲で-2.5～+3.6gfの範囲に入っていることがわかった。

シリコンチューブを用いたセンサと比較すると、サーミスタによる温度補正をする必要があり、温度に対する誤差は大きい、より薄い、計測の手間が少なくリアルタイムの計測が可能である、温度があまり変化せず荷重が15gf以上の時には安定して計測可能という利点がある。

5. 耳介への挿入実験結果

製作し、校正したセンサ付きの矯正具を実際の耳介に挿入して、矯正具形状の違いにより接触力が異なるかどうか調べる計測実験を行なった。使用した耳介は有限要素法でシミュレーションするのに用いたモデルと同じ耳介である。全ケース3回の取り付け、取り外しを行なったが、矯正具および耳介にマーキングを行い、なるべく同じ位置に固定するようにした。また矯正具の耳介への固定には絆創膏を用いた。

シリコンチューブセンサを用いた実験結果を Fig. 14 に示す。縦軸が実験により得られた時定数、横軸が近似式より計算された荷重である。また歪みゲージを用いた実験については Fig. 15 (268ページ参照) に挿入実験の様子を Fig. 16 に実験結果を示す。この縦軸はサーミスタにより計測された温度、横軸は温度補正後の歪みゲージ出力によって計算された荷重である。サーミスタはセンサの邪魔にならない耳輪の外縁部に絆創膏でとめた。シリコンチューブを用いたセンサの接触力の平均値は、元の半円形状の矯正具を挿入したとき9.2g、修正形状では4.4gであった。歪みゲージを用いたセンサでは元の形状の平均値32gに対して修正形状では19gであった。なお、サーミスタを用いて計測した温度の平均値は31.9℃であった。いずれのセンサの場合にも、修正形状の方が接触力は約1/2に小さくなるという結果を得ることができた。

Fig. 7に示すシミュレーション結果と比較すると、シリコンチューブセンサで得られた元の形状で9.2gの接触力は約2.5mm挿入した値に相当し、修正形状で4.4gという値は約4.5mm挿入した値に相当する。一方、歪みゲージセンサで得られた元の形状で32gの接触力は約4mm挿入した値に相当し、修正形状で19gという値は約5.7mm挿入した値に相当する。シミュレーションと差異の出る原因としては、以下に示す項目が挙げられる。

- ・シミュレーション時の矯正具の挿入状態と全く同じ状態で、矯正具を耳介に挿入できていない。

- ・耳介の材料特性として豚耳軟骨の引っ張り実験の平均値を利用したが、人間のものとは異なっている。また粘性項を含むものとなっているため、実際の縦弾性係数値より大きい値となっている。
- ・耳介のシミュレーションモデルの節点間距離の平均が約2.5mmとまだ粗い。

またセンサ等計測方法に起因するものとしては、各計測時の矯正具挿入位置の誤差、歪みゲージのセンサでは温度計測の誤差が挙げられる。特にシリコンチューブの計測値が小さい値となっており、この原因としては校正時にはチューブ面を均等に押しつぶす形となっているが、耳介内では片当たりが生じてチューブから空気が抜けやすい状況となっている可能性があること、またシリコンチューブ内では動的に空気圧が変化しているため、接触対象物の弾性抵抗だけでなく、粘性抵抗の影響も受けること等が考えられる。

Fig. 14 Experimental result of silicon tube sensor inserted into the auricle.

Fig. 16 Experimental result of strain gage sensor inserted into the auricle.

6. 結論

増分法による有限要素法の各増分ステップにおいて接触力が指定値を超える矯正具節点の挿入をキャンセルする手法により、耳介に過剰な接触力がかけられない矯正具の形状を自動生成することが可能となった。本手法により生成された矯正具で耳介への挿入シミュレーションを行った結果、元の矯正具より接触力の最大値が約1/3となった。

シリコンチューブを用いたセンサでは0.5mm厚、歪ゲージを用いたセンサでは0.2mm厚と非常に薄いセンサで力の計測が可能であることを示した。シリコンチューブでは荷重と空気の抜け具合を示す時定数の間は指数関数近似することができ、歪みゲージを用いたセンサでは荷重と温度補正された歪みゲージの出力値の間は線形近似することができた。

矯正具形状の生成に用いた成人耳介に、製作した矯正具の挿入、接触力の計測を行なったところ、シリコンチューブを用いたセンサ、歪みゲージを用いたセンサ、ともに元の形状の矯正具よりも修正した形状の矯正具の方が約1/2の接触力となった。

今後より正確にシミュレーション、計測評価を行うためには、より精密な耳介モデルによるシミュレーション、センサの精度の向上、より正確な矯正具挿入時の位置決めの方法の検討、実験ケース数の増加等を行なっていく必要がある。

また、本手法での矯正具形状生成では過剰な接触力を小さくすることしか考慮していないため、目標耳介形状に矯正できなくなってしまうことが考えられる。このような状況では一度での矯正が無理ということになるので、矯正具を複数回取り替えて少しずつ目標形状に近づけて行く必要がある。このためには、目標形状の方向に適切な矯正力が働くような矯正具形状生成手法の開発も進めていく必要がある。

謝辞

形状記憶合金の提供をいただきました株式会社トーキン、シリコンチューブの提供をいただきました富士システムズ株式会社に心より感謝申し上げます。

文献

- 1) 佐藤れい子, 広瀬毅, 松尾清, 岩沢幹直, 根津八紘. 耳介形態に関する研究: 耳介形態の生直後からの変遷について. 形成外科XXIX 1986; 7; 560-567.
- 2) Matsuo K, Hirose T, Tomono T, Iwasawa M, Katohda S, Takahashi N, Koh B. Nonsurgical correction of congenital auricular deformities in the early neonate. Plastic and Reconstructive Surgery 1984; 73; 38-50.
- 3) Hanafusa A, Takahashi H, Akagi K, Isomura T. Development of computer assisted orthosis design system for malformed ears. Computer Aided Surgery 1997; 2; 276-285.
- 4) 関口行雄, 土肥健純, 舟久保熙康. 形状記憶合金とその医学への応用. 金属表面技術 1984; 35-8; 383-391.
- 5) Hanafusa A, Fujimoto S, Isomura T, Sekiguchi Y, Takahashi H, Suzuki K, Dohi K. Computer Assisted Orthosis Design System for Malformed Ears; Contact Force Evaluation Method for the Orthoses. Proc ICBME 1998; 43-44.
- 6) 田中英一, 百鳥誠, 今木圭, 井上英則, 大森和夫. 下位腰椎システムの有限要素応力解析. 日本機械学会論文集(A編) 1996; 62-600; 1944-1950.
- 7) 尾田十八, 坂本二郎, 濱谷正吾, 兼氏歩, 松本忠美, 西野暢, 三浦利則, 杉森端三, 富田勝郎, 藤田正彦. 日本人に適した人工股関節ステムの開発研究; 股関節症大腿骨形状の分類とその適合ステムの検討. 日本機械学会論文集(A編) 2000; 66-645; 1068-1074.
- 8) Maki K, Inou N, Mikasa M, Tanaka T, Usui T, Toki Y, Shibasaki Y. Computer-aided biomechanical simulations for the diagnosis of maxillofacial functions. Proc 12th International Symposium CAR and CAS 1998; 819-823.
- 9) 片岡弘之, 正宗賢, 佐久間一郎, 土肥健純. 脳モデルの調整による術中脳変形の変形形状推定. 日本コンピュータ外科学会誌 1999; 1; 30-38.
- 10) Steege JW, Childress DS. Finite element prediction of pressure at the below-knee socket interface. Report of ISPO Workshop on CAD CAM in Prosthetics and Orthotics 1988; 71-82.
- 11) 白崎房夫, 立石哲也, 福林徹, 中山義人, 三浦啓志. 関節軟骨の粘弾性試験方法および実測例. 整形外科バイオメカニクス 1983; 5; 55-58.
- 12) 森田真史. 関節軟骨部モデル化のための生体定数. バイオメカニズム学会誌 1993; 17; 209-215.
- 13) 三好俊郎, 白鳥正樹, 座古勝, 坂田信二. 有限要素法: 構造要素の変形・破壊挙動の解析. 実教出版 1976; 29-44.