

数値流体力学を用いた上下顎前方移動術前後の気道評価

日本大学大学院歯学研究科歯学専攻

荻澤 翔平

(指導：外木 守雄 教授，篠塚 啓二 助教)

## 目次

ページ

概要 1

緒言 1

材料および方法 3

結果 9

考察 13

結論 18

文献 19

## 概要

閉塞性睡眠時無呼吸症患者（Obstructive sleep apnea: OSA）において上下顎前方移動術（Maxillomandibular Advancement: MMA）は有用である。しかし，術式，移動方向と距離を決める際，従来の術前分析及び評価は，形態学的分析が主体であり，生理学的機能は評価していなかった。本研究では，顎骨の移動に伴う気道変化とその効果を，術前より予測することを目的として流体シミュレーションを行い，汎用性のある1次元モデルを考案した。流体シミュレーションは患者に実測値の流量を与えることで，より臨床に近い解析を行った。シミュレーションの結果は実測値と定性的に一致しており，シミュレーションの有用性が確認された。また考案された1次元モデルは実測値の誤差範囲内で作成できた。今後，術前後の実測値のデータを積み重ねることで，より精度の高い術後予測をするための基礎を作成することが出来る。

なお，本研究は Computational fluid dynamics analysis for the preoperative prediction of airway changes due to maxillomandibular advancement surgery. Journal of Oral Science を基幹論文とし，シミュレーションを1名追加し，さらに詳細を得るために全圧力および流速について追加解析を行い総括したものである。

## 緒言

OSA に対する Sleep Surgery として MMA がある。本術式は LeFort

I Osteotomy および Sagittal Splitting Ramus Osteotomy: SSRO の術式を応用して、上下顎を前方に移動する方法であり、OSA に対して良好な結果を得た報告が多数ある<sup>1-6)</sup>。しかし、顎骨の前方移動により上気道は拡大するが、どのくらい前方に移動すれば十分な気道拡大効果が得られるか不明な点が多い。仮に、顎顔面形態を無視し、単純に上下顎骨を過度に前方へ移動しても、力学的および機能的な安定が得られないばかりか審美的な面で悪影響を示す危険がある。

したがって、MMA を行う際に、最適な移動量を決定することは単に OSA の治療だけでなく、患者の QOL の改善を行う上でも重要である。現在、顎骨の移動に関する評価方法は、従来からあるセファログラム分析、Paper surgery, Mock surgery などの骨格、歯列などの形態学的分析が主体である<sup>7)</sup>。この分析法において、咬合、顔面形態の不調和は評価と修正の指標となり得る。しかし、術前後での、上気道形態の変化と呼吸に及ぼす生理学的機能の変化を評価することに適していない。従って、MMA を Sleep Surgery として行う際に、その効果の予測に使用できないという欠点がある。また、顎骨移動を計画する時点で、移動量に対する気道の拡大量や、上気道抵抗を軽減するために必要な移動量などを考慮すべき点が多い。以上のことから、上下顎骨の移動量と術前後における気道の変化を予測するモデルを確立することを目的に、顎変形症患者で、MMA を施行した顎変形症患者を対象とし、術前後での Three-Dimensional Computed Tomography (3DCT) を用いて、その気道変化による機能改善効果を Computational Fluid

Dynamics (CFD) で分析し, MMA の有用性およびシミュレーションによる治療介入の可能性を検討した。

## 材料および方法

### 対象

2012 年～2013 年に咬合の改善を目的とし日本大学歯学部口腔外科及び歯科矯正科を受診した患者で側方単純撮影の X 線写真を Northwstan 分析法に則り骨格分析を行い, 顎変形症と診断された患者のうち, 顎外科手術を施行した患者 302 名を対象とした。対象患者のうち, 上下顎を前方に移動した症例で術前および術後 1 年経過時に診断, 治療のために撮影した 3DCT 画像を用い, 本研究の趣旨に同意が得られた 10 名 (男性 1 名, 女性 9 名 平均 28 歳  $\pm$  8 歳) の気道幅径および前後径を測定した。

これらに対して, 術前後で 3DCT 撮影時に, 鼻腔通気度測定検査を行い, 更に 10 名から無作為に抽出した 1 名に対して流体シミュレーションによる分析を行った。

本研究は日本大学歯学部倫理委員会の許可を得ている。(倫理許可番号: EP16D007)

### 方法

#### 1) MMA の術式

(1)上顎骨梨状口側縁から犬歯窩, 翼口蓋窩を通る水平骨切りにより上

顎骨体を分離した後，これを任意の前方位に移動する。当科では前方移動時に上顎骨体を上方に移動させ骨が重なり合う部分を設け，移動骨の安定性と強度を増している。上方に移動した際，梨状口および前鼻棘の形態を骨削し修正している。

(2)両側の下顎枝を矢状分割し，顎関節部と下顎骨体部と分離して，任意の前方位に移動する。

MMA はこれらの手法を用い，上下顎骨体部を一体として可及的に前方へ移動する術式である。

## 2) 3DCT 撮影

術前，術後 1 年経過時に顎骨形態，気道形態の評価を行うため Asteion Super4 Edition（東芝）を用いて 3DCT 撮影を行った。撮影条件は仰臥位で行い，舌骨から頭頂まで 1mm スライスで撮影を行った。管電圧 120 kV，管電流 100 mA マトリックスサイズ 512×512 pixel である。頭位は Frankfort horizontal plane（FH 平面）を床に垂直に位置つけた。撮影中は患者に，咬頭嵌合位で口唇を閉鎖し舌を口蓋につけるよう指示した。また安静呼吸で嚥下を行わないように指示した。

## 3) 気道幅径及び前後径の計測

CT 画像の体軸像を用いて，Sella nasion plane（SN 平面）および上顎骨頬骨縫合を基準に気道の前後径を計測した。X 線写真上に計測する基準平面と基準点を図 1 に示す。posterior nasal spine（PNS），1/2P

point (1/2P), tip of soft palate (P), base of epiglottis (Eb), anterior-superior tip of hyoid bone (H) の各部位において SN 平面および上顎骨頬骨縫合に平行になるように気道の幅径，前後径を術前後で測定した。測定結果を Wilcoxon signed-rank test を用いて  $P < 0.05$  未満を有意として統計学的に比較検討した。

#### 4) 鼻腔通気度測定

鼻腔通気度測定はガイドライン<sup>9)</sup>に則り，アンテリオール・マスク法により行った。検査には MPR3100（日本光電社製）を用いた。計測条件は術前後で同一条件と仰臥位で，頭位は FH 平面を床と垂直に位置づけをした。また Nakajima らの報告<sup>8)</sup>に準じて，仰臥位にした後，5 分間に鼻腔容積の変化が著明になるとの報告があるため，本研究では CT 画像撮影時と同じ仰臥位にて，5 分間の安静を待って計測を行った。

アンテリオール・マスク法による鼻腔通気度測定時の模式図を図 2 に示す。P1 は，右側鼻腔に栓をして，この栓を貫通する導圧管で計測される鼻腔後方圧を示す。P2 は通気している左鼻腔前方の外鼻孔圧（マスク内圧）を示す。この状態で左鼻腔通気度 Rl が計測できる。導圧管付栓を左側に装着して計測することにより右鼻腔通気度 Rr が計測できる。鼻腔抵抗値  $R [\text{Pa}/(\text{cm}^3/\text{s})]$  は外鼻孔と鼻腔後方の圧力差  $\Delta P (\text{Pa})$  および体積流量  $V (\text{cm}^3/\text{s})$  から  $\Delta P = |P1 - P2|$  および  $R = \frac{|\Delta P|}{V}$  で求められる。

また，両側の鼻腔抵抗値はオームの法則により両側鼻腔抵抗値 Rt，

右側鼻腔抵抗値  $R_r$ ，左側鼻腔抵抗値  $R_l$  として  $R_t = \frac{1}{1/R_r + 1/R_l}$  を用いて算出した。鼻腔通気度計の測定誤差は流速で  $\pm 15\%$  以内であり，圧力差で  $\pm 15\%$  以内である。

## 5) CFD モデルの作成

### (1) 気道の抽出

対象患者 10 名のうち 1 名を無作為に抽出し，3DCT 撮影から得られた画像の標準フォーマットである Digital Imaging and Communications in Medicine data (DICOM) からの Intage Volume Editor version 1. (Cybernet) を用いて気道を抽出した。DICOM から多断面再構成像 (MPR) を作成し，下方は舌骨最下点，上方は前頭洞最上点，左右は上顎洞を含み，前方は顔面前方空間を含め，後方は頸椎の位置でデータをトリミングした。CT 値を参考に Window level (WL) と Window width (WW) を調整し気道と軟組織の境界を抽出し，Standard triangulated language (STL) ファイルの作成を行った。

### (2) メッシュの作成

STL のデータから HEXPRESS version 5.2 (NUMECA) を使用しメッシュを作成した。顔面前方部に入口境界を設定し，気道最下方部に出口境界を設定して計算格子 (computational mesh) を作成した。図 3a はメッシュ外形を透過したイメージを示している。計算領域は外鼻



孔に流入する気流を正確に再現する為に、顔面表面と鼻腔および副鼻腔を正確にモデル化した。また図 3a に inlet boundary surface と outlet boundary surface を示す。図 3b は側方面観であり図 3c は下方面観である。格子生成においては鼻腔および口腔の複雑な構造を表現できる非構造格子 (unstructured mesh) を用い、鼻腔・上咽頭壁及び顔表面の境界層の流れを精度良く解析するために壁面近くで十分精細な 6 面体格子とし、壁から離れた空間は若干粗い格子として全体の解析格子点数を必要十分な規模とした。格子規模は Total number of cell 60 万～360 万、Total number of vertices 120 万～270 万とした。複雑な空間形状にこのような格子を生成するために、密な 6 面体格子と比較的粗な 6 面体格子の間を 4 面体 (テトラ) 格子でつなぐことで、各格子の歪みを極力抑制した。

### (3) 流体解析法と境界条件の設定

鼻腔から上気道の空気の流れを解析する為に圧縮性流体の Navier-Stokes 式を解く解析法を用いた。

解析は FINE/Open with OpenLabs version 5.2 (NUMECA) を用い流体シミュレーションを行った。境界条件は入口で質量流量を固定して出口で静圧を固定した。質量流量は鼻腔通気度計測より得られた体積流量 ( $V$  (cm<sup>3</sup>/s)) から求めた質量流量 (Massflow rate) を用いた。空気は Perfect gas と仮定して室温 25℃ の空気密度を  $\rho = \frac{P}{RT}$  から求めた。質量流量は測定された体積流量と  $\rho = \frac{P}{RT}$  から求められた空気密度より

$Massflow\ rate = \rho V \cdot 10^{-6}$ を用いて算出した。出口境界条件は各ケースの相対的評価を容易にするために 100836Pa に固定した。

流体シミュレーションの結果から，入口静圧力と軟口蓋先端（P 点）静圧力を読み取り，圧力差を計算し連続データとして記録された実測値と比較した。

シミュレーションは 64 bit 6 core CPU で 24 GB のメモリを積んだワークステーションを用いた。5 core CPU を常時使用させる設定で，解析は約 15 時間を要した。

#### (4) 術前後の各断面積の推移

手術前後で作成したモデルから鼻腔および気道の断面積を計測した。術前後で統一した測定になるように図 4 に示す方法で定義した放射状の 6 つの面とそれより下方は出口面に平行に 7 つの面を計測した。鼻腔内の断面積は左右鼻腔断面積の和を求めた。上気道部に関しては等間隔に断面積を計測した。外鼻孔から測定した各断面までの距離を計測し手術前後で比較した。

#### (5) 1 次元モデルの作成

今回 3 次元解析から最大流速は 8m/s 程度であったので Mach 数の最大値は 0.02 程度となる。したがってここでは非圧縮性 Bernoulli 式である  $(\frac{1}{2}\rho U_1^2 + P_1) - (\frac{1}{2}\rho U_2^2 + P_2) = \Delta P_{12}$  を使用して 1 次元モデルを作成し流体シミュレーションとの比較検討を行った。U は局所流速とする。ρ は出

入り口で一定とする。また  $P_{12}$  は外鼻腔直後の断面積と P 点部の断面積間の圧力損失を示す。

## 結果

### 1) MMA の結果

図 5 は術前の側方面観であり，図 6 は術後の側方面観である。Northwestan 分析による Nasion (N), Sella (S), A point (A), B point (B) 及び軟組織における審美ライン (E-Line) (緑線) を示す。さらに気道をオレンジ線の外形線を追記した。MMA により咬合状態の改善および E-line の改善がはかられた。また気道前後径の拡大が認められた。

### 2) セファロ分析結果

表 1 に骨格分析の結果と顎骨の移動量を示す。移動量は術前に模型分析を行い，最終移動量を決定した。術前の SNA は 76 度，SNB は 68 度であり，骨格性上下顎後退症と診断された。

術後は基準値近くに改善し，頭蓋に対する上下顎の位置関係の改善が確認された。

### 3) SN 平面に平行な気道幅径・前後径

図 7 は気道の前後径を示し，図 8 に気道幅径を示す。横軸に各計測点を示し，縦軸に計測した距離を示す。気道前後径については PNS か

ら P 点および H 点の各部位で術後の方が統計学的に有意に増大していた。気道の幅径では、1/2P, Eb の部位で術後 1 年経過時においても統計学的に有意に増大していた。

#### 4) 鼻腔通気度の測定値

鼻腔通気度測定では  $\Delta 100\text{Pa}$  の値で術前後を比較したところ,  $321.69\text{ cm}^3/\text{s}$  から  $382.65\text{ cm}^3/\text{s}$  といずれも鼻腔通気性の改善が認められた。

上記の流量から鼻腔抵抗値を算出すると  $0.31085\text{ [Pa/ (cm}^3/\text{s)]}$  から  $0.2613\text{ [Pa/ (cm}^3/\text{s)]}$  へと抵抗値の減少を認めた。

#### 5) シミュレーション結果

図 9 に鼻腔通気度の実測値と吸気時のシミュレーションの結果を示す。横軸に外鼻孔と図 1 に示す P 点部の静圧力差 (Pa) を示し, 縦軸にその際の流量 ( $\text{cm}^3/\text{s}$ ) を示している。青で連続する点は術前の計測結果であり, オレンジの連続する点は術後の計測結果である。青い三角形で術前のシミュレーション結果を示し, オレンジの四角で術後のシミュレーション結果を示す。術前ではシミュレーションと実測値は一致していた。術後シミュレーションでは  $500\text{ cm}^3/\text{s}$  以下では最大 14% のずれであり, 実測値と近いものになった。従って定性的傾向が一致しており, シミュレーションの妥当性が示された。

術前・術後の吸気時のシミュレーション結果を図 10 から図 19 に示す。

図 10a は術前右側矢状面観の静圧力であり，図 10b は術後の静圧力である。外鼻孔から P 点を比較すると，術前で 80.0 Pa の圧力差なのに対して術後では 45.0 Pa の圧力差であった。

図 11, 12, 13, 14, 18, 19 は左右の各鼻腔の中央を通る矢状面上における圧力と速度の分布を示している。

図 11a,b 及び図 12a,b は左右の鼻腔の術前後のそれぞれの静圧分布で，左右差を認めた。これは左側鼻腔の入口近くの流速が右側より低いこと（図 13, 14, 図 15a, 図 16a）左側の方が流れていない部分が多いこと（図 15b, 図 16b）などから左側が閉塞傾向にあることが分かる。また術後では，両側の鼻腔共に改善していることがわかった。また術前後ともに外鼻孔前後で静圧の変化が大きかった。さらに図 10 の上顎洞は自然孔が存在する鼻腔内の静圧と一致していた。

図 13a, b と図 14a, b は同部における速度分布を可視化したものである。外鼻孔より 10.0 から 20.0 mm のところで速度が最も速かった。図 13a で術前の右側鼻腔では外鼻腔直後で 8.0 m/s の速度が生じていた。次いで喉頭蓋付近で流速が大きく，6.0 m/s が生じていた。術後に同様の部位は図 13b から外鼻腔直後が 7.0 m/s になり，喉頭蓋付近では 4.0 m/s と明らかに流速が減速していることが確認できた。左側では図 14a に示すように術前の鼻腔内で速度がほぼなかったのに対して図 14b で示す術後では外鼻腔で 2.5 m/s 流れが生じるようになった。左右鼻腔が交わる部位でも左側鼻腔に流量が生じていることがわかった。

図 15a, b, c と図 16a, b, c は速度の変化が大きい外鼻孔，鼻腔中

央，P 点部で流れに準直行する気道断面の速度分布を可視化したものである。術前では外鼻孔直後の右側鼻腔中央で最も速度が速くなっており，8.0 m/s の速度が生じていた。また左側鼻腔の流速がほぼないことがわかる。術後においては，右側鼻腔は中央の速度は 6.0～7.0 m/s と速度を減じており，さらに左側鼻腔では 2.0～3.0 m/s の速度が生じていることがわかった。また鼻腔中央，P 点部においても流速の減速が認められた。鼻腔中央においては鼻中隔側よりの中鼻洞におもに流れがあることがわかった。図 17a, b は流入境界の等間隔点群からの流線を示す。流線は速度の大きさをカラーで示している。副鼻腔にはほとんど流れがないことが分かる。術前では外鼻孔より 10.0 から 20.0mm のところに流速が速いところが集束しているが，術後は鼻腔全体で流速が均一化して，外鼻孔直後の速度の速い部分がほぼ無くなっていた。

図 18a, b と図 19a, b は図 11, 12 部での全圧分布である。図 13-16 の流速の早い外鼻腔直後で圧損が大きくなっていた。また，図 19a, b では下鼻甲介に流入直後に全圧の損失を認めた。

#### 6) モデルから読み取った断面積の比較

モデルから読み取った術前後の断面積の推移を図 20 に示す。青は術前の断面積の計測結果であり，オレンジは術後の断面積の結果である。横軸は外鼻腔から気道中央で計測した計測断面までの距離であり，縦軸は各部位での断面積を示している。術前後で比較すると術後では外鼻孔直後で若干断面積の増大を認め，鼻腔内で若干の縮小を認めた。P

点から喉頭蓋にかけては術前と比較して術後に断面積径の明らかな増大を認めた。

#### 7) 1次元モデルと実測値の比較

図 21 に Bernoulli 式を用いた術前後の 1 次元モデルを示す。横軸は外鼻腔から気道中央を通る距離を示しており，縦軸はその際の静圧力を示している。実測値としてデータがある P 点で 1 次元モデルとシミュレーションを比較すると術前は実測値，1 次元モデル，シミュレーションのいずれも近似した値を示していた。術後の解析では 1 次元モデルと実測値は近似するがシミュレーション値は約 20Pa ほど，より改善方向に評価されていた。

また，1 次元モデル，シミュレーションともに実測した結果の誤差範囲内に入っており実測値と一致していた。

#### 考察

OSA の未治療患者では，高血圧，脳卒中，不整脈といった循環器障害や糖尿病といった重篤な疾患に影響があることが報告されており<sup>11-15)</sup>，患者の健康を害することが知られている。疾病予防はもとより，OSA の潜在患者に対して治療介入を行うことは公衆衛生の立場から考えても QOL を向上させる意味でその意義は大きい。

OSA 患者における標準的な治療の選択肢として、保存的な方法として持続陽圧呼吸療法 (Continuous Positive Airway Pressure: CPAP), Oral appliance (OA) があり、手術療法として口蓋垂軟口蓋咽頭形成術 (Uvulopalatopharyngoplasty: UPPP) および MMA が挙げられる。

本研究において、術前後では側貌において E-Line の改善がみられた。また気道幅径や前後径において術後 1 年経過時においても有意差をもって拡大していた。本研究で示した結果は、上顎を前方移動させることで気道の前後径が拡大し、下顎の前方移動で気道の幅径が増大するといった先行研究<sup>16)</sup>の結果と一致する。

Cole P らの報告<sup>10)</sup>では  $0.25 [\text{Pa}/(\text{cm}^3/\text{s})]$  が正常値とされており、術後は概ね良好な程度まで鼻腔抵抗値が改善していた。またシミュレーションにおいても術前の症例に比較して術後症例において図 11-13 に示すように静圧力の減圧及び流速の減少を認め、さらに左右の鼻腔において整流化を認めた。以上のことから陰圧がかかりにくくなり、閉塞しにくい気道になったことを示唆しており、MMA が OSA に対して有効とする報告と一致する。<sup>1-6)</sup> さらに、流速の最も早くなる部位は外鼻孔直後であり<sup>17)</sup>、吸気時の流速最大部位 (流路) は中鼻洞及び総鼻洞とされている。<sup>18)</sup> 本研究でも図 16-19 で同様の結果が得られ、鼻中隔付近に主に流れを認めた。術後症例において外鼻孔直後の圧減少及び速度の低下が認められる。これは術式として上顎骨の重なりある部位の骨を削合し形態修正を行っているためと思われる。LeFort I 型骨切り術を行うことで air cavity の減少を認めると報告があり<sup>19)</sup>、



本研究でも鼻腔内では外鼻孔直後を除く部位で術前と比較して鼻腔断面積の減少を認めた。その後，上咽頭部から気道断面積の拡大を認めている。シミュレーションにおいて，術前症例においては流量条件を変更してもいずれの計測データでも鼻腔通気度の測定誤差内において一致した。術後症例では安静呼吸の流量  $500 \text{ cm}^3/\text{s}$  までは定性的に実測値に近い傾向を示すことが確認できた。以上のことから，本研究で提示したシミュレーション方法が実際の患者の呼吸動態を概ね再現出来ることを示しており，術前に気道狭窄部位の確認や静圧の高い部位の確認が行え，気道閉塞が生じる可能性を警鐘することや，手術の移動量を加味する上で意味のある解析ができていることを示唆している。

鼻腔通気度測定はポステリオール法，アンテリオール・ノズル法，アンテリオール・マスク法に細分される。ポステリオール法は，鼻腔後方の圧を口腔内より導出する方法であり，総鼻腔抵抗の実測が可能であることが特徴である。しかし，一般的にこの測定法はアンテリオール法に比較して計測結果を得ることが難しい。また，本研究で使用する症例は顎変形症患者であるため，口腔内からの圧導出は，より困難なものである。これに対してアンテリオール法は左右の鼻腔抵抗から総鼻腔抵抗を計算により算出する方法である。アンテリオール法は両側の鼻腔にそれぞれの圧センサーを挿入し測定するアンテリオール・ノズル法とマスクを使用して測定側の前鼻腔の圧及び鼻腔気流量の測定と対側の鼻腔内に圧センサーを挿入して鼻腔後方の圧を測定するアンテリオール・マスク法に細分化される。本研究では外鼻孔の形

態が重要であることからアンテリオール・マスク法の測定結果を採用した。鼻腔通気度測定では顔面にマスクを装着し呼吸することでデータを得られる為、簡便で患者に対して不可逆的な侵襲を与えない利点がある。そして、この方法を用いた計測結果とシミュレーション結果が一致しているため、患者の流量を得るために有用な方法であることが示された。鼻腔通気度計の精度はマスク法とノズル法のいずれも  $\pm 15\%$  である。その他、測定当日の鼻閉や呼吸サイクルによる形態の微小変化、体調による鼻腔内の浮腫が影響すると推察されるため、測定時には、これらの影響を十分に考慮して測定誤差を少なくするようにする必要があると思われる。本研究で提示した流体解析法において、解析対象の鼻腔形状の 3 次元モデル化は高精度で実現できている。一方で、鼻腔から喉にかけての流路では、境界層の発達や、急拡大、合流、通路の屈曲などによって流れの乱れが発生し、渦と剥離が発生している。流れの乱れや渦、剥離を精度良く解析するためには、精細な解析格子の利用および、適切な乱流モデルの選択が必要になる。2 方程式モデルなどの高次モデルの利用は解析を不安定にする要因になることが分かっており、本研究では鼻腔から喉にかけての流路が複雑であるため、安定性に優れ、乱流解析の精度もある程度高い Spalart-Allmaras モデル（1 方程式モデル）を選択したが、剥離流れの精度が 2 方程式モデルより低い傾向がある。このため、今回のシミュレーションでは、術前と術後で鼻腔気流の乱れが低減され、剥離が抑制された効果を過大に計算している可能性があり、実測値よりもシ

ミュレーションが圧力損失低減効果を過大に評価している原因の 1 つと思われる。本研究の 1 次元モデルでは、鼻腔内で最大流速が発生することが多いため、鼻腔入口直後で気流の速度分布の 3 次元分布効果をモデル化して考慮して、精度を向上させている。しかし、それ以外の部位では平均流速を用いて、摩擦による境界層発達の効果と流路の拡大合流部での圧力損失発生効果をモデル化している。このため、実際の 3 次元流れに対して、圧力損失を小さめに見積もり、結果として鼻腔から喉部にかけての通路部拡大による圧損低減効果を小さめに計算しているものと考えられる。計測値と 1 次元モデルとの上述した差は一般的な傾向であり、解析と計測事例を増やすことで、3 次元効果を付加するモデルパラメータを増やして 1 次元モデルの精度を向上して行くことができる。今回の評価では、実測値、1 次元モデルおよびシミュレーションから総合的に判断する必要があることが示唆された。すなわち、手術前に 3 次元シミュレーションと 1 次元モデルで計算を行い、手術後の鼻腔から喉部における拡大した流路断面積を予測して、その予測から 1 次元モデル計算を行うプロセスを繰り返すことで、手術での最適な各部位の移動量の検討に有効な予測データを提供できると思われる。手術後にシミュレーション、実測及び 1 次元モデル計算を行って、予測値との差異を反映した修正をモデル計算にフィードバックすることで、モデルの精度を更に向上して行くことができると考えられる。

## 結論

本研究では MMA の顎骨移動による術後気道の変化と効果を予測するために 1 次元モデルおよびシミュレーションの導入を検討した。

その結果、以下の結論を得た。

1. これまで生体に対する流体解析では、シミュレーション結果が実際の生体の事象を再現できているか確認できないことが問題として挙げられていたが、鼻腔通気度で実際の患者の実測値を使用することでシミュレーションが、実際の事象を再現していることが確認できた。
2. 1 次元モデル実測値およびシミュレーションの結果より、睡眠時無呼吸患者に対して MMA が有効な治療手段であることが確認された。
3. 1 次元モデル作成することにより、術後予測を得るための提唱が可能になった。1 次元モデル、シミュレーションの誤差や予想される特徴を把握した上で、術前における術後評価を行う必要がある。

今後、気道の構造解析を加えることで、術前により高い精度で術後の気道の状態を評価できることが予想される。本研究により術前における顎骨の移動量の決定する一助になることが示唆された。

## 参考文献

- 1) Waite PD, Wooten V, Lachner J, Guyette RF (1989) Maxillomandibular advancement surgery in 23 patients with obstructive sleep apnea syndrome. J Oral Maxillofac Surg 47, 1256-1261.
- 2) Riley RW, Powell NB, Guilleminault C (1990) Maxillary, mandibular, and hyoid advancement for treatment of obstructive sleep apnea: a review of 40 patients. J Oral Maxillofac Surg 48, 20-26.
- 3) Riley RW, Powell NB, Guilleminault C (1993) Obstructive sleep apnea: a review of 306 consecutively treated surgical patients. Otolaryngol Head Neck Surg 108, 117-125.
- 4) Hochban W, Bradendurg U, Peter JH (1994) Surgical treatment of obstructive sleep apnea by maxillomandibular advancement. Sleep 17, 624-629.
- 5) Prinsell J (1999) Maxillomandibular advancement surgery in a site-specific treatment approach for obstructive sleep apnea in 50 consecutive patients. Chest 11, 1519-1529.
- 6) Gandedkar NH, Chng CK, Yeow YK (2016) Orthodontic-orthognathic interventions in orthognathic surgical cases: “Paper surgery” and “model surgery” concepts in surgical orthodontics. Contemp Clin Dent 7, 386–390.

- 7) Guilleminault C, Quera-Salva MA, Powell NB, Riley RW (1989) Maxillo-mandibular surgery for obstructive sleep apnoea. *Eur Respir J* 2, 604-612.
- 8) Nakajima M (2014) Investigation of nasal patency after three-dimensional changes in patients with sleep apnea syndrome: measurements by rhinomanometry and acoustic rhinometry. *Stomato-pharyngol* 27, 147-152.
- 9) Naito K (2001) Rhinomanometry guidelines. *Jpn J Rhinol* 40, 327-331.
- 10) Cole P (1989) Stability of nasal airflow resistance. *Clin Otolaryngol Allied Sci* 14, 177-182.
- 11) Aronsohn RS, Whitmore H, Van Cauter E, Tasali E (2010) Impact of untreated obstructive sleep apnea on glucose control in type 2 diabetes. *Am J Respir Crit Care Med* 181, 507-513.
- 12) Lam DC, Lui MM, Lam JC, Ong LH, Lam KS, Ip MS (2010) Prevalence and recognition of OSA in Chinese patients with type 2 diabetes mellitus. *Chest* 138, 1101-1107.
- 13) Selim B, Won C, Yaggi HK (2010) Cardiovascular consequences of sleep apnea. *Clin Chest Med* 31, 203-220.
- 14) Harada Y, Oga T, Chin K, Takegami M, Takahashi K, Sumi K et al. (2012) Differences in relationships among sleep ap

noea, glucose level, sleep duration and sleepiness between persons with and without type 2 diabetes. *J Sleep Res* 21, 410-418.

- 15) Porzionato A, Macchi V, De Caro R, Di Giulio C (2013) Inflammatory and immunomodulatory mechanisms in the carotid body. *Respir Physiol Neurobiol* 187, 31-40.
- 16) Okushi T, Tonogi M, Arisaka T, Kobayashi S, Tsukamoto Y, Morishita H et al. (2011) Effect of maxillomandibular advancement on morphology of velopharyngeal space. *J Oral Maxillofac Surg* 69, 877-884.
- 17) Wakayama T, Suzuki M, Tanuma T (2016) Effect of Nasal Obstruction on Continuous Positive Airway Pressure Treatment: Computational Fluid Dynamics Analyses. *PLoS One* 11, doi: 10.1371/journal.pone.0150951.
- 18) Sang JS, Soo JJ, Yong SY, Chung JH, Eung KP (2006) Customized Three-dimensional Computational Fluid Dynamics Simulation of the Upper Airway of Obstructive Sleep Apnea. *Angle Orthod* 76, 791-799.
- 19) Baeg SW, Hong YP, Cho DH, Lee JK, Song SI (2018) Evaluation of sinonasal change after Lefort I osteotomy using cone beam computed tomography images. *J Craniofac Surg* 29, doi: 10.1097/SCS.00000000000004001.

表 1 Cephalometric analysis by Northwestan method and jaw bone movement

Gender	SNA (°)		SNB (°)		ANB (°)		OB(mm)		OJ(mm)		Moving distance	
	Pre	Post	Pre	Post	Pre	Post	Pre	Post	Pre	Post	Maxilla(mm)	Mandible(mm)
F	76	79	68	72	8	7	0	4	8	4	2	6

OB:Overbite OJ:Overjet



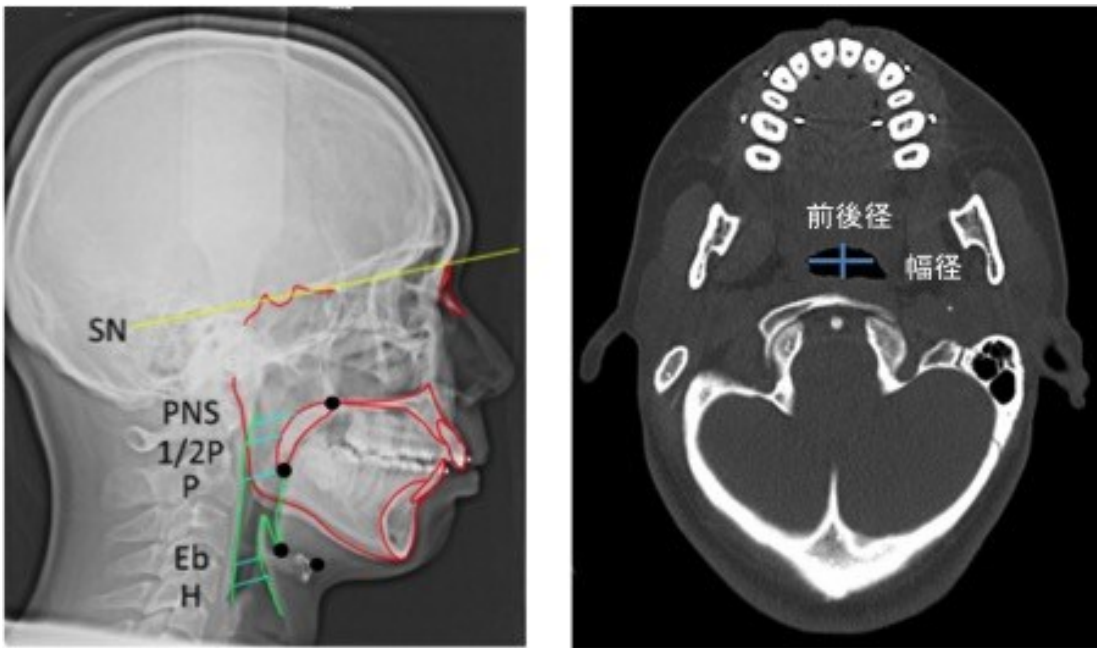


図 1 X 線写真上の計測点と計測面

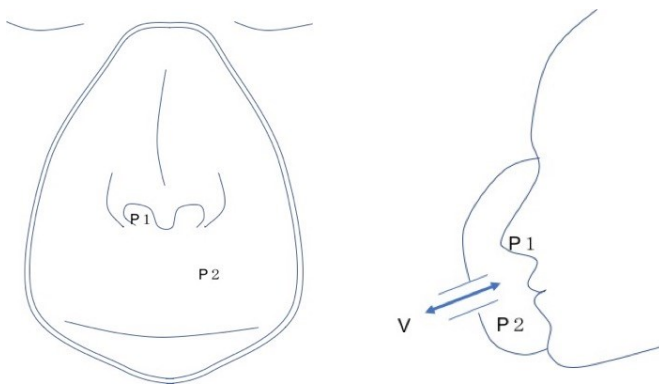


図 2 鼻腔通気度計（アンテリオール・マスク法）

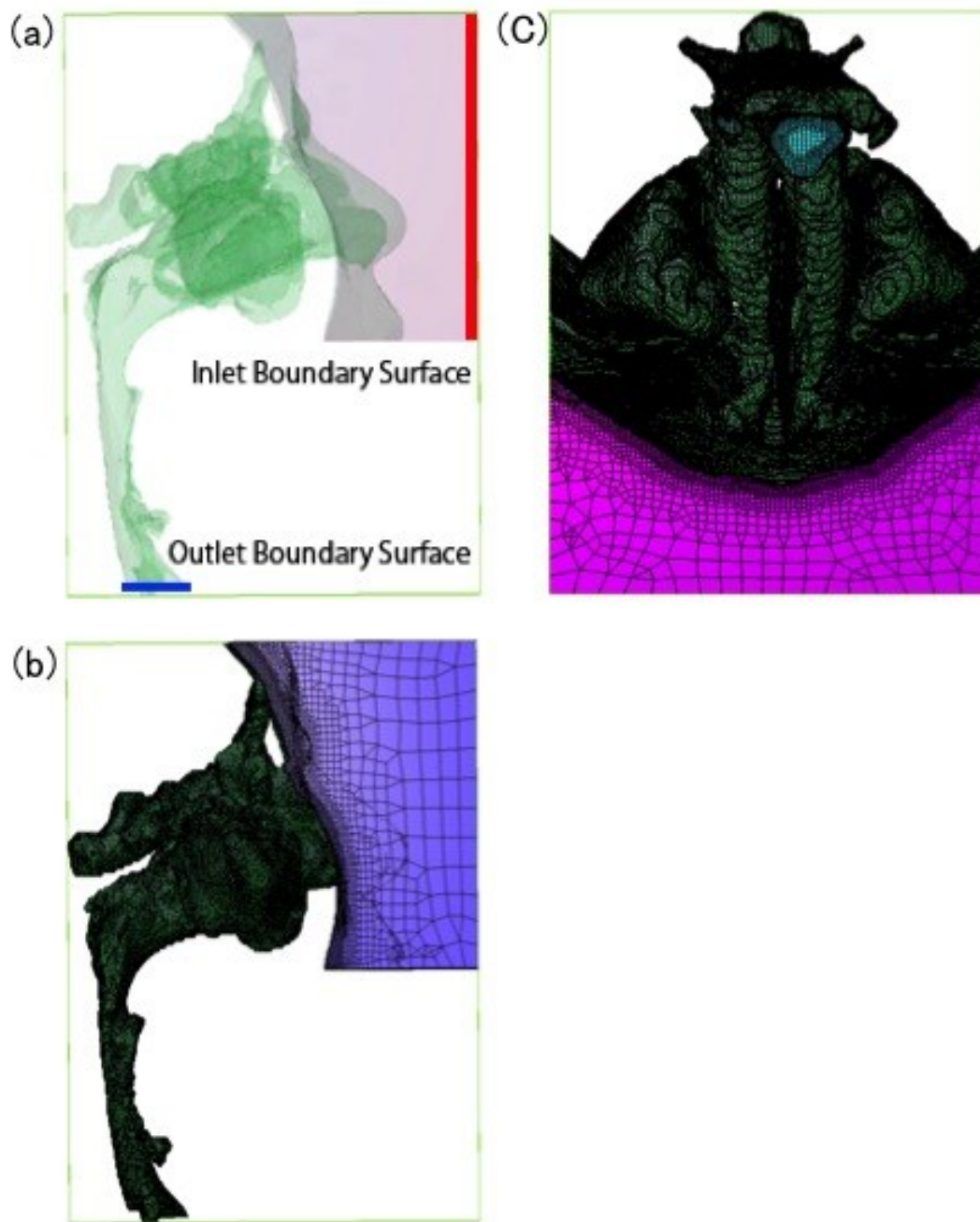


図 3 メッシュの側方面観

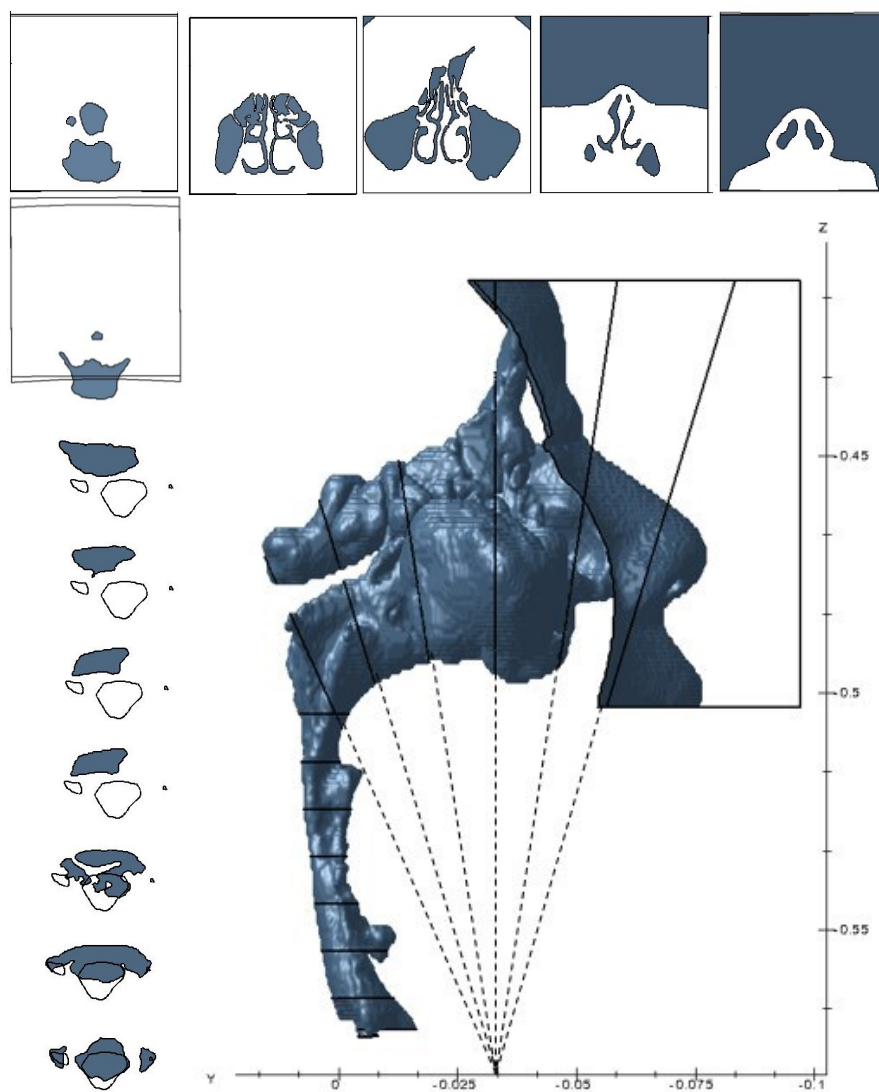


図 4 気道断面積の計測部位

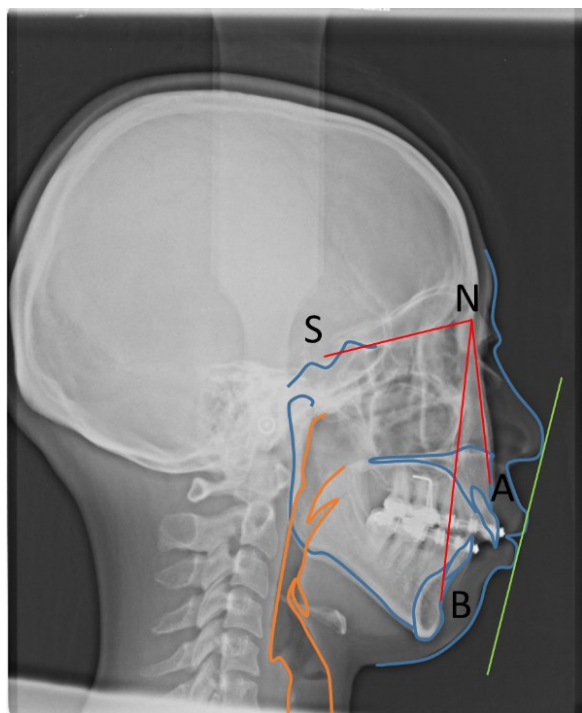


図 5 術前 X 線写真

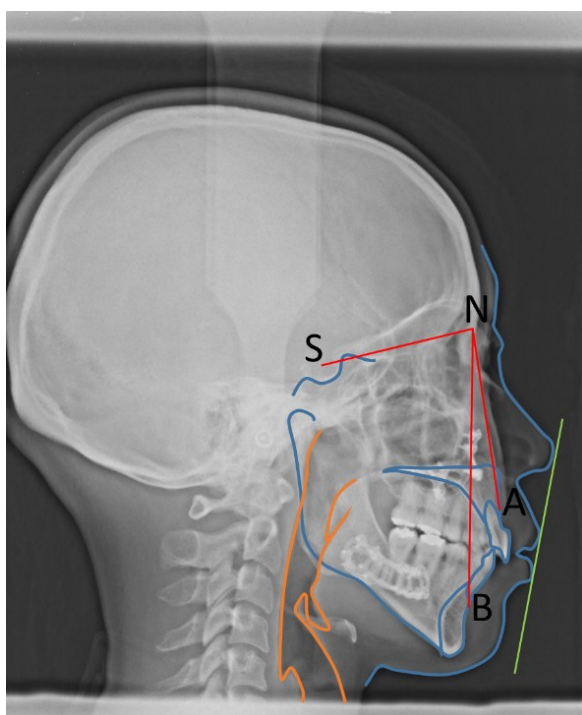


図 6 術後 X 線写真

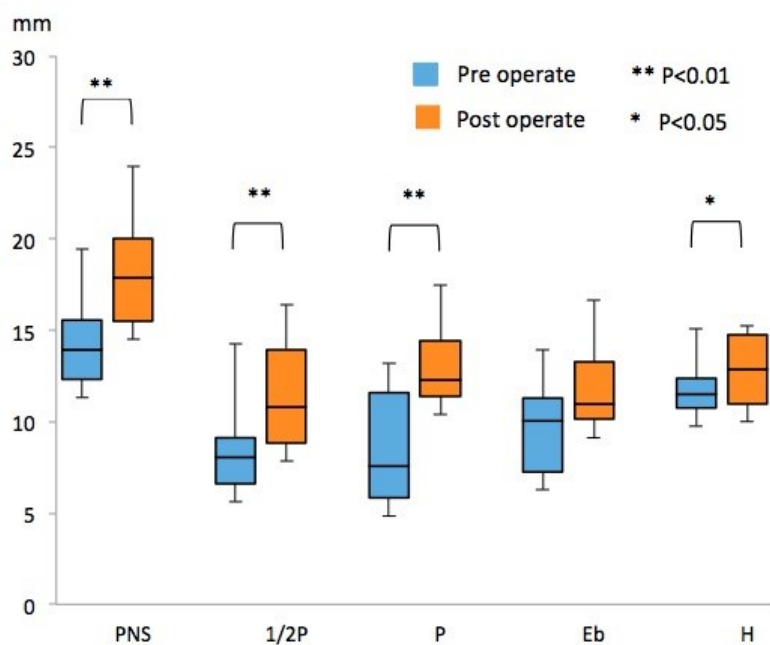


図 7 気道前後径

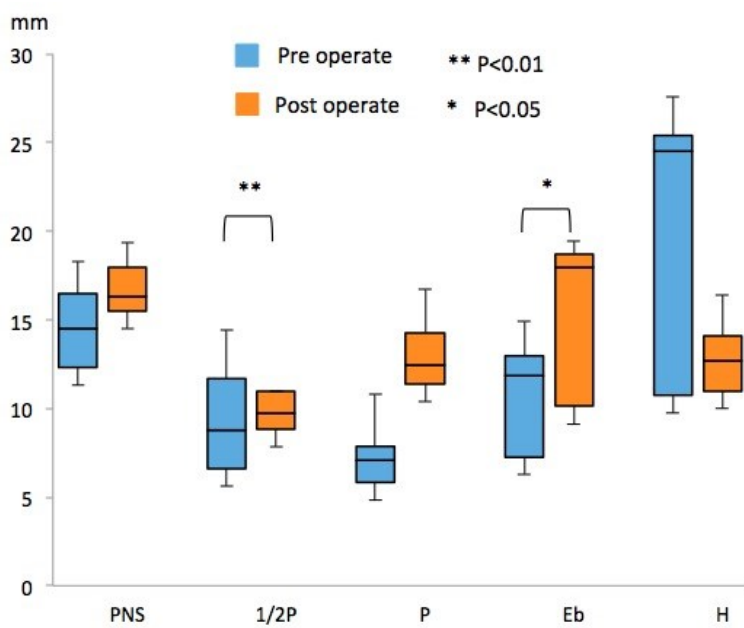


図 8 気道幅径

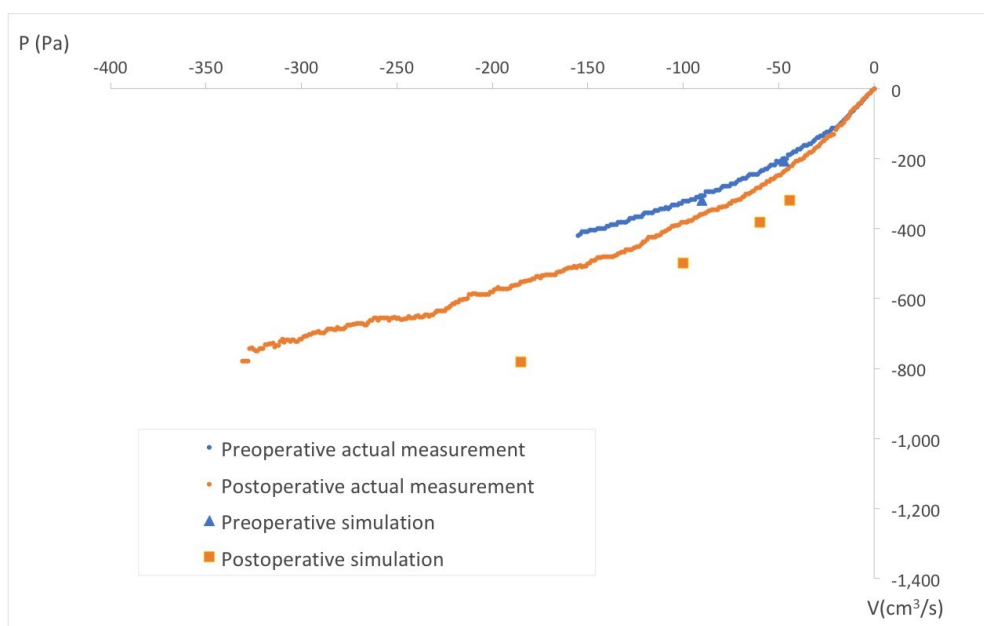


図 9 実測値とシミュレーション結果（吸気時）

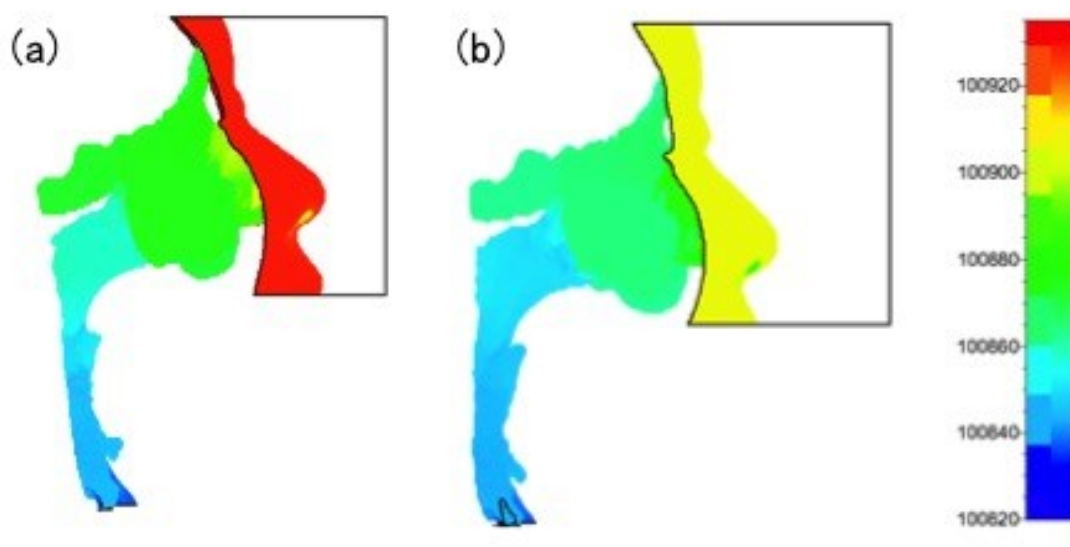


図 10 術前後の静圧力（Pa）

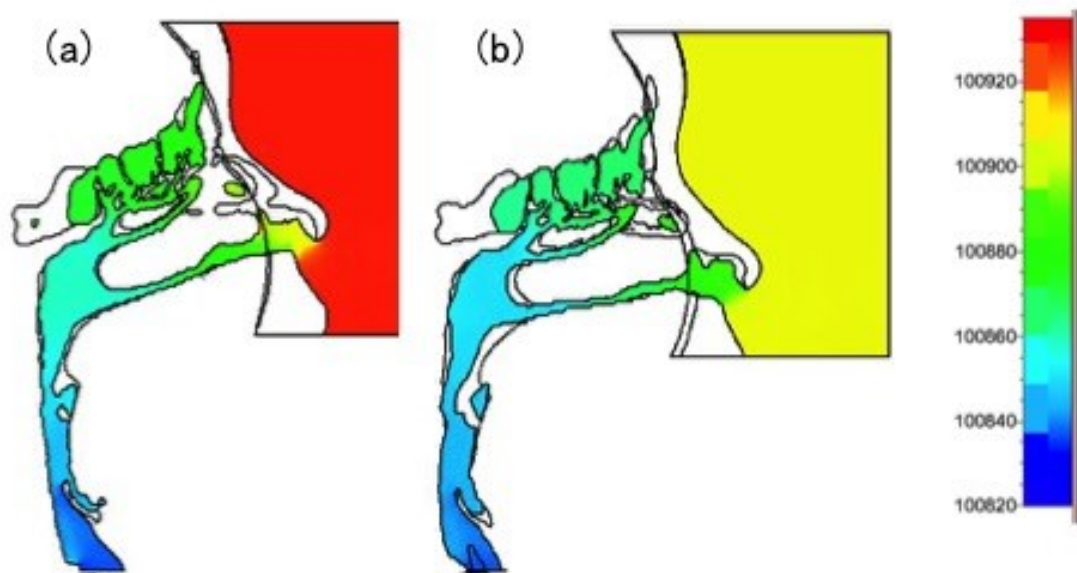


図 11 術前後の静圧力（右側鼻腔）（Pa）

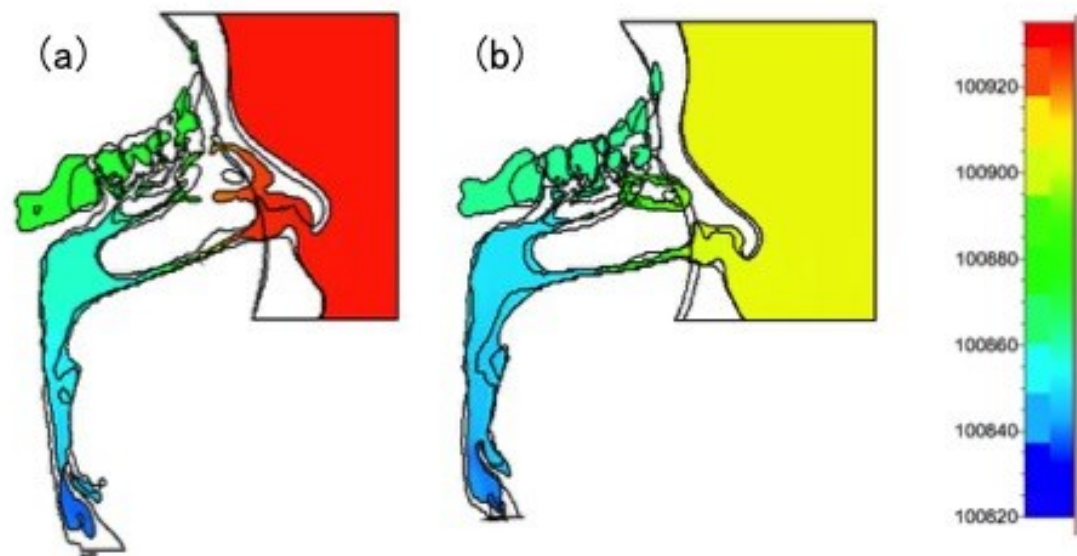


図 12 術前後の静圧力（左側鼻腔）（Pa）



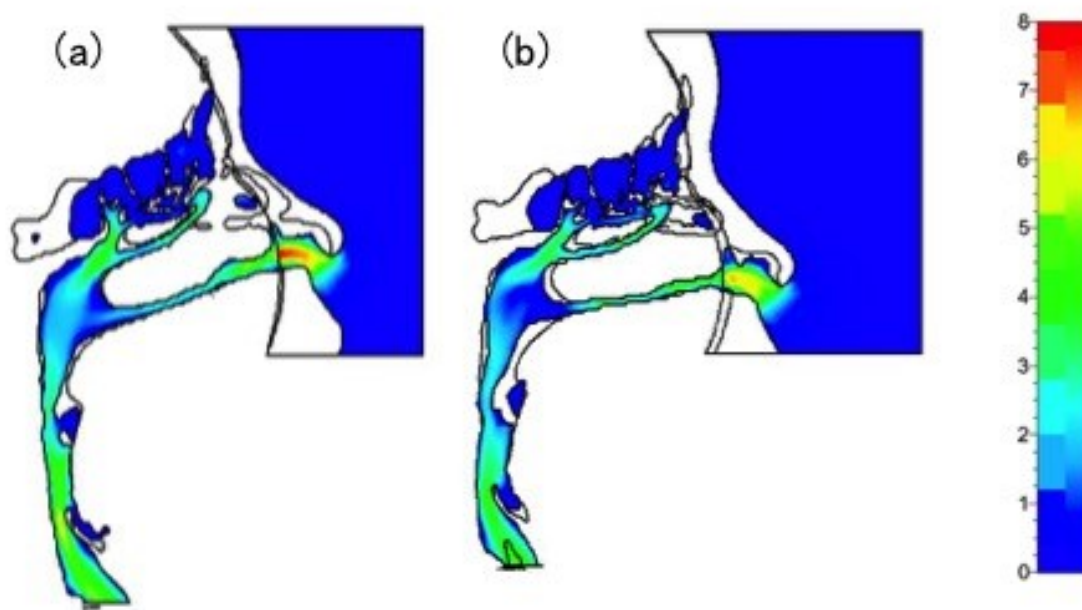


図 13 術前後の流速（右側鼻腔）（m/s）

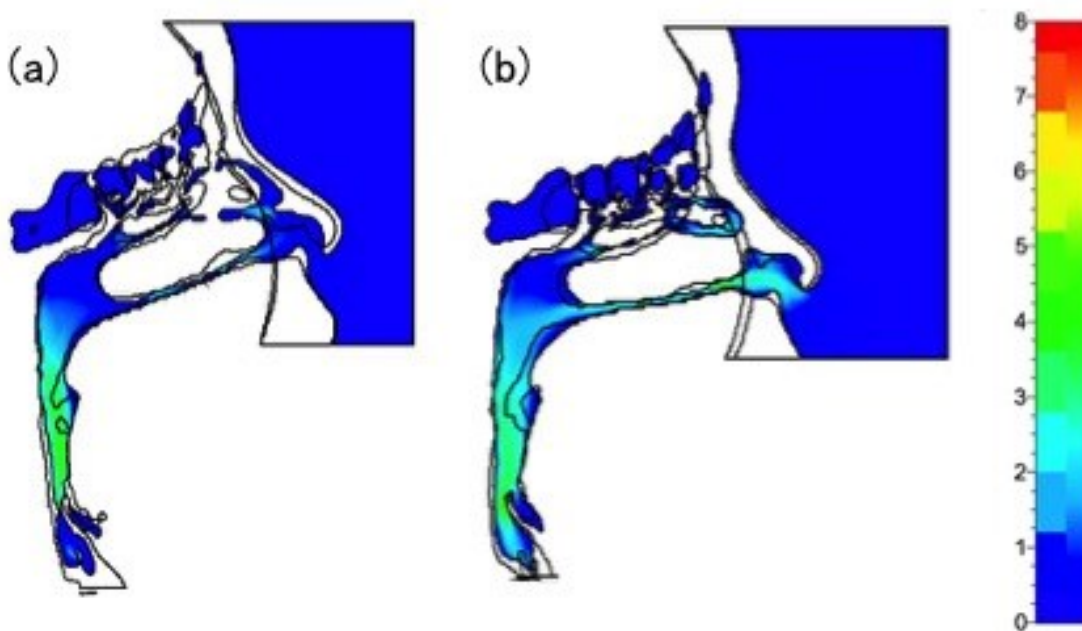


図 14 術前後の流速（左側鼻腔）（m/s）



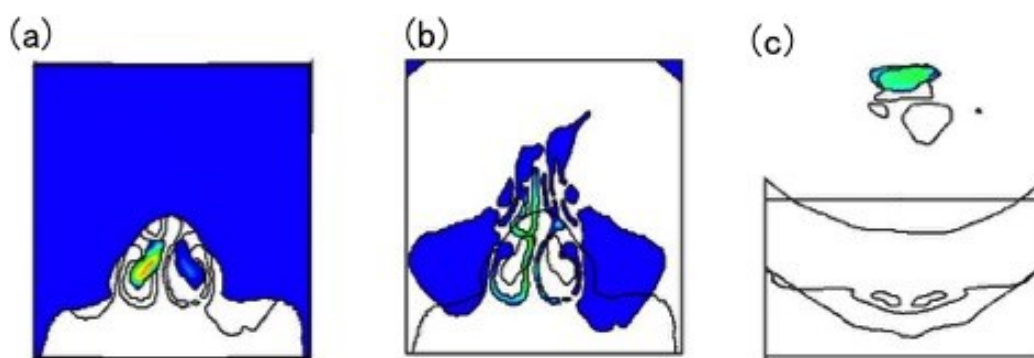


図 15 術前の流速（鼻腔および気道断面）（m/s）

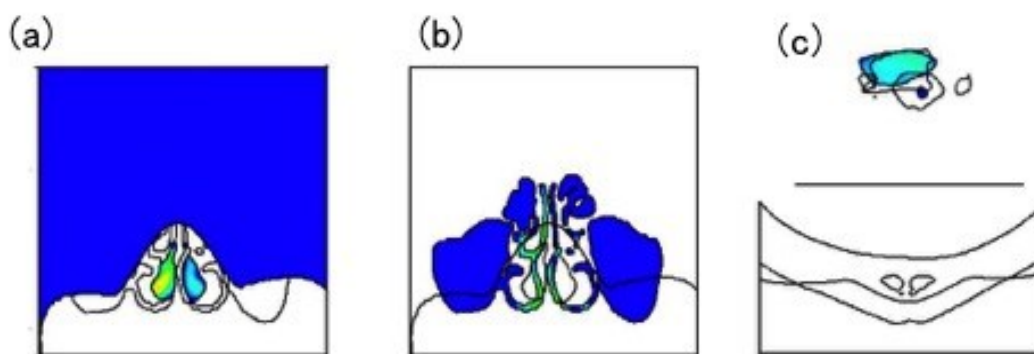


図 16 術後の流速（鼻腔および気道断面）（m/s）

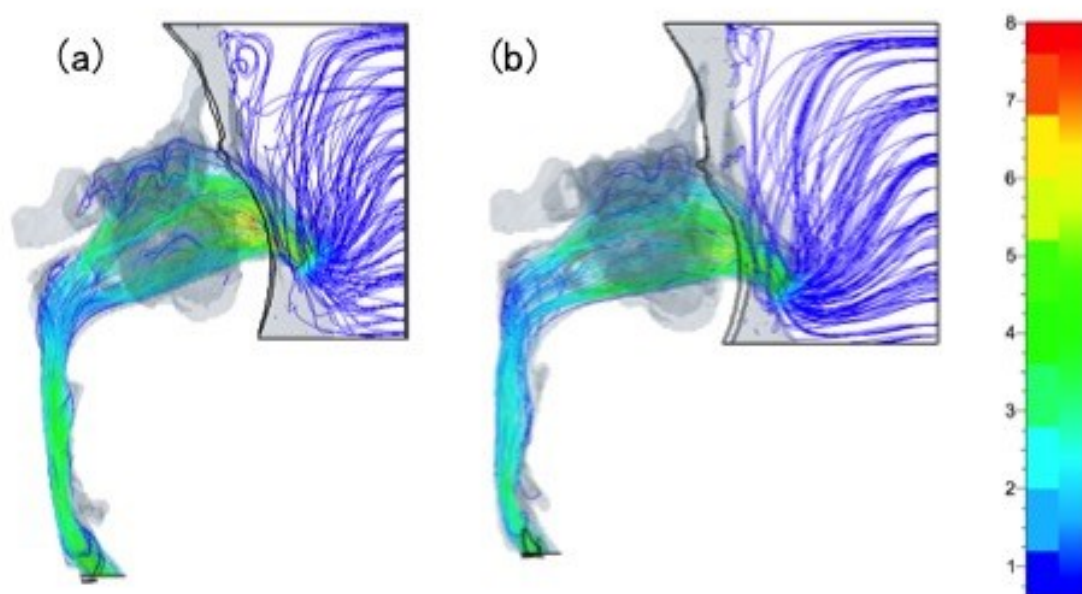


図 17 術前後の流線 (m/s)

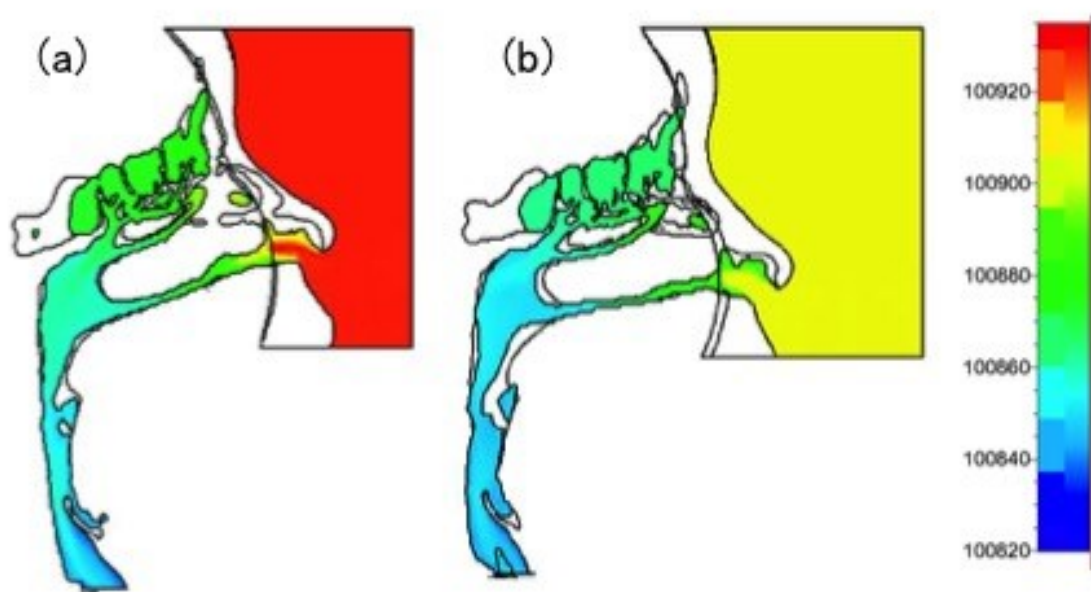


図 18 術前後の全圧力 (右側鼻腔) (Pa)

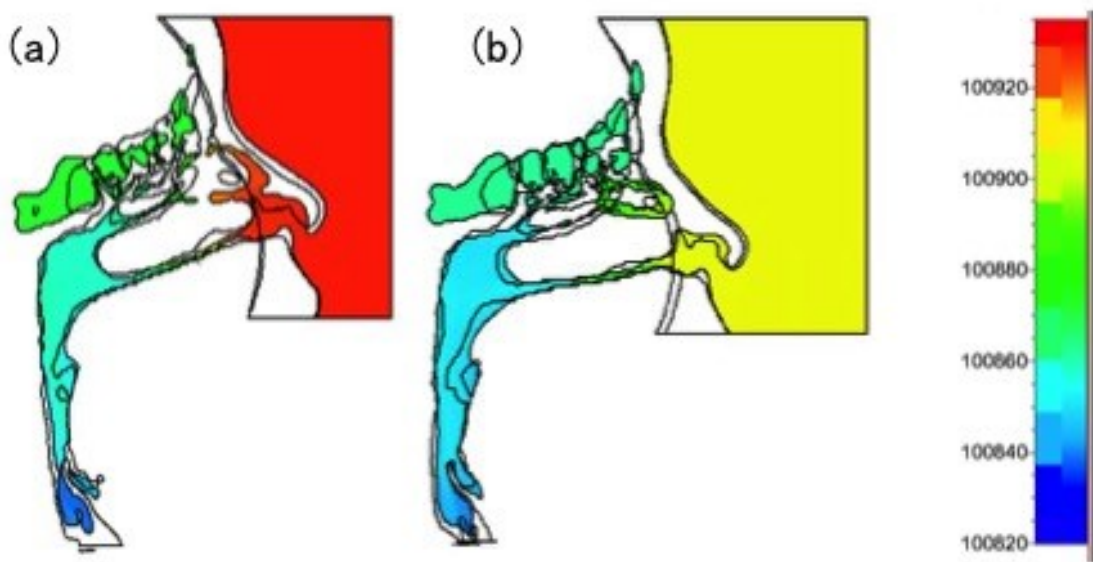


図 19 術前後の全圧力（左側鼻腔）（Pa）

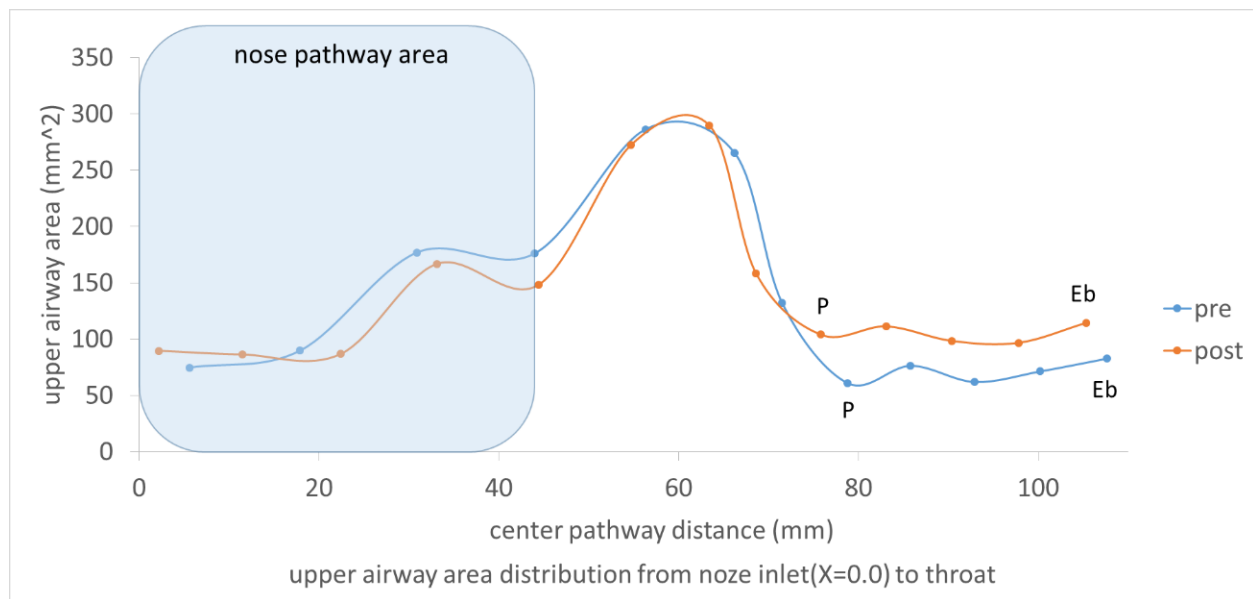


図 20 術前後の断面積推移

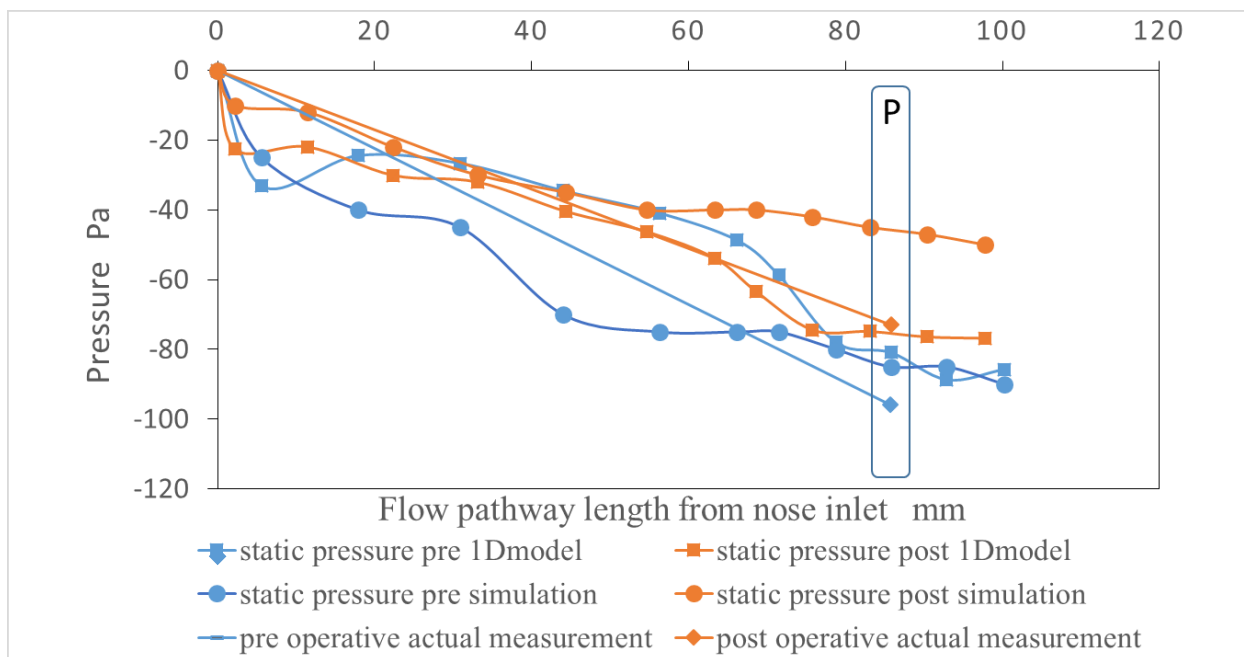


図 21 Bernoulli 式を用いた術前後の 1 次元モデル