

## 嚥下シミュレータ Swallow Vision の開発と妥当性確認方法の検討 Development and validation of swallowing simulator Swallow Vision

- 菊地 貴博, 武蔵野赤十字病院, 東京都武蔵野市境南町 1-26-1, E-mail: oralsurg@musashino.jrc.or.jp
- 道脇 幸博, 武蔵野赤十字病院, 東京都武蔵野市境南町 1-26-1
- 井上 元幹, (株) 明治, 東京都八王子市七国 1-29-1
- 高井 めぐみ, (株) 明治, 東京都八王子市七国 1-29-1
- 八尋 恒隆, (株) 明治, 東京都八王子市七国 1-29-1
- 外山 義雄, (株) 明治, 東京都八王子市七国 1-29-1
- 神谷 哲, (株) 明治, 東京都八王子市七国 1-29-1
- 越塚 誠一, 東大, 東京都文京区本郷 7-3-1
- Takahiro Kikuchi, Japanese Red Cross Musashino Hospital, 1-26-1 Kyonancho, Musashino, Tokyo
- Yukihiro Michiwaki, Japanese Red Cross Musashino Hospital, 1-26-1 Kyonancho, Musashino, Tokyo
- Motoki Inoue, Meiji Co., Ltd., 1-29-1 Nanakuni, Hachioji, Tokyo
- Megumi Takai, Meiji Co., Ltd., 1-29-1 Nanakuni, Hachioji, Tokyo
- Nobutaka Yahiro, Meiji Co., Ltd., 1-29-1 Nanakuni, Hachioji, Tokyo
- Yoshio Toyama, Meiji Co., Ltd., 1-29-1 Nanakuni, Hachioji, Tokyo
- Tetsu Kamiya, Meiji Co., Ltd., 1-29-1 Nanakuni, Hachioji, Tokyo
- Seiichi Koshizuka, The University of Tokyo, 7-3-1 Hongo, Bunkyo-ku, Tokyo

To clarify the mechanisms of swallowing and aspiration, we have developed swallowing simulator “Swallow Vision.” The organs and food bolus were modeled as hyperelastic material and fluid, respectively, and their coupling analysis was performed using moving particle simulation method. Swallowing motion was modeled using contraction stress of the pharyngeal constrictor muscles and forced displacements of some particles of the other organs. In this study, the validity of simulation results was confirmed by comparison of food bolus flow of simulation and videofluorography images. Furthermore, a swallowing during high-resolution manometry test was simulated, and the pressure applied to the manometry was analyzed.

### 1. 緒言

嚥下は、食物や唾液などを、口腔から咽頭を経て食道へ移送することである。咽頭が呼吸のときの空気の通路でもあるため、嚥下機能が低下すると、食物の移送障害による低栄養のほか、窒息や肺炎を発症し、Quality of life の低下を招く。嚥下機能は加齢によっても低下するため、社会の高齢化が進行する先進国では、重大な社会問題であり、予防と対策が求められている。適切な予防と対策のためには、嚥下の可視化とメカニズム解明が必要である。

嚥下時を可視化する手法として、側方から投射した X 線投影像である VF (videofluorography) 画像や、320 列 ADCT (area detector computed tomography) の立体動画像が挙げられる。しかし、これらの画像の空間および時間分解能は不十分で、器官や食塊（飲み込める状態になった一口量の食物）の運動を鮮明には捉えられない。また、嚥下に関わる筋は小さいうえに深部に位置するため、筋電計測による筋活動の計測は困難である。このため現在でも嚥下や誤嚥の可視化は不十分でメカニズムの詳細は不明な点が多い。

そこで、筆者らは、嚥下や誤嚥の可視化とメカニズム解明、より効果的な診断や治療法の確立を目指し、立体嚥下シミュレータ Swallow Vision を開発している<sup>(1)(2)</sup>。

シミュレーションの視点でみた場合の嚥下の特徴として、食塊の流れが分離や合流を伴う複雑な流れである点、生体器官の形状が複雑である点や嚥下時に大変形する点、生体と食塊の相互作用を考慮したシミュレーションが必要である点が挙げられる。このため、Swallow Vision<sup>(1)(2)</sup>では、そのような解析対象物を比較的容易に取り扱うことのできる粒子法<sup>⑥</sup>を適用し、生体と食塊の流体・構

造弱連成解析を行っている。

Swallow Vision の開発に当たっては、まず生体モデルの各器官の一部を剛体的に強制変位させる方法により、嚥下時の生体の駆動をモデル化した<sup>(1)</sup>。しかし、剛体的な強制変位では収縮運動を再現できないため、長さの短縮が必要となる咽頭壁の挙動は、十分詳細には再現することができなかつた。そこで、咽頭収縮筋について、強制変位の代わりに筋の収縮応力を付加することにより駆動させる筋駆動型モデルに改良し、咽頭収縮の挙動を改善した<sup>(2)</sup>。

Swallow Vision の妥当性確認は、これまで以下の方法で行ってきた<sup>(1)</sup>。まず、生体や嚥下された水の挙動を VF 画像と比較し、特徴的な箇所を再現できていることを定性的に確認した。次に、シミュレーション結果と VF 画像において、喉頭蓋付近の水の流量を数値化し、経時変化が一致していることを定量的に確認した。さらに、力や応力の妥当性確認も必要であるが、生体で嚥下中の力を計測することが困難であるため、実施していなかった。

一方、近年、High resolution manometry (HRM) と呼ばれる、圧力センサを備えたファイバー状のプローブを咽頭に挿入したまま嚥下し、センサに加わる圧力を計測する検査手法の研究が行われている<sup>(7)</sup>。嚥下の可視化が十分でない現状では、この圧力の測定結果と、生体や食塊の運動の関係を精密に得ることは容易でない。また、嚥下に関わる各筋が発揮した応力を HRM に加わった圧力から推定することも難しい。しかし、HRM による測定結果と Swallow Vision の解析結果を比較することは、HRM の検査精度と筋駆動型 Swallow Vision の妥当性を相互に高め、筋活動の理解の深化に役立つと考えられる。

他の嚥下シミュレーションの研究例として、舌骨と喉頭（甲状軟骨と輪状軟骨）およびそれらの挙上筋の解析<sup>8)</sup>や、320 列 ADCT 画像の生体の壁面を移動壁境界とした食塊流れの解析<sup>9)</sup>などがあ  
る。しかし、食塊解析と医用画像に基づいた生体解析を連成した  
嚥下シミュレーションの報告はない。また医用画像との定量的比  
較による妥当性確認や嚥下中に発生する力の妥当性を HRM との  
比較によって確認した報告もない。

そこで本研究では、咽頭収縮筋を収縮応力により駆動させる筋  
駆動型モデル<sup>2)</sup>の概要を報告した後、まず従来研究<sup>1)</sup>と同様の方法  
で VF 画像の喉頭蓋付近の水の流れの経時変化を定量的に比較す  
る。次に、HRM を挿入した状態での嚥下をシミュレーションし、  
プローブの挙動やセンサに加わった圧力について考察する。

## 2. 流体-構造連成解析手法

本研究では、従来研究<sup>10)</sup>と同様に、邵らの粒子法を用いた弱連  
成解析手法<sup>6)</sup>を用いる。邵らの連成解析手法<sup>6)</sup>では、構造物を  
Hamiltonian MPS 法<sup>10)</sup>によって、流体を Explicit MPS 法<sup>11)</sup>によ  
ってそれぞれ解析し、両者に対して対称性を有する相互作用力を与  
えることで流体-構造連成解析を行う。

### 2.1 構造解析手法

生体の各器官を Mooney-Rivlin 体として Hamiltonian MPS 法  
により解析する。生体粒子の運動方程式は次式である。

$$\rho \frac{\partial \mathbf{v}_i}{\partial t} = \mathbf{f}_{i,\text{elastic}} + \mathbf{f}_{i,\text{artificial}} + \mathbf{f}_{i,\text{viscous}} + \mathbf{f}_{i,\text{contact}} + \mathbf{f}_{i,\text{interaction}} \quad (1)$$

ここで、 $\rho$ は密度、 $\mathbf{v}$ は速度ベクトルであり、添え字 $i$ は粒子番号  
を示している。また、右辺の各項はそれぞれ、弾性力、解析安定化  
のための人工ポテンシャル力、粘性力、他の器官との接触力、流  
体から受ける力である。人工ポテンシャル力、粘性力、接触力の  
詳細は文献<sup>1)</sup>を参照されたい。

Hamiltonian MPS 法<sup>10)</sup>では、現在時刻ならびに初期時刻における  
粒子 $i$ と $j$ の相対位置ベクトル $\mathbf{r}_{ij}$ 、 $\mathbf{r}_{ij}^0$ を用いて、粒子 $i$ の変形勾配テ  
ンソル $\mathbf{F}_i$ を次のように求める。

$$\mathbf{F}_i = \left[ \sum_{j \neq i} \mathbf{r}_{ij} \otimes \mathbf{r}_{ij}^0 w_{ij}^0 \right] \mathbf{A}_i^{-1} \quad (2)$$

$$\mathbf{A}_i = \sum_{j \neq i} \mathbf{r}_{ij}^0 \otimes \mathbf{r}_{ij}^0 w_{ij}^0 \quad (3)$$

また、粒子 $i$ に加わる弾性力 $\mathbf{f}_{i,\text{elastic}}$ を次のように求める。

$$\begin{aligned} \mathbf{f}_{i,\text{elastic}} &= - \sum_{j \neq i} \mathbf{\Pi}_j \cdot \frac{\partial \mathbf{F}_j}{\partial \mathbf{r}_i} \\ &= \sum_{j \neq i} (\mathbf{F}_i \mathbf{S}_i \mathbf{A}_i^{-1} \mathbf{r}_{ij}^0 + \mathbf{F}_j \mathbf{S}_j \mathbf{A}_j^{-1} \mathbf{r}_{ij}^0) w_{ij}^0 \end{aligned} \quad (4)$$

ここで、 $w_{ij}^0$ は初期時刻における粒子間の重み関数、 $\mathbf{\Pi}$ は第 1Piola-  
Kirchhoff 応力テンソルである。また、 $\mathbf{S}$ は第 2Piola-Kirchhoff 応力  
テンソルであり、筋や他の軟組織の変形による受動的な応力  
 $\mathbf{S}_{\text{passive}}$ と筋の能動的な収縮応力 $\mathbf{S}_{\text{active}}$ によりモデル化される。

$$\mathbf{S} = \mathbf{S}_{\text{passive}} + \mathbf{S}_{\text{active}} \quad (5)$$

$$\mathbf{S}_{\text{passive}} = \frac{\partial W}{\partial \mathbf{C}} \quad (6)$$

$$W = C_1(\bar{I}_1 - 3) + C_2(\bar{I}_1 - 3)^2 + D_1(J - 1)^2 \quad (7)$$

ここで、 $\mathbf{C} = \mathbf{F}^t \mathbf{F}$ は右 Cauchy-Green 変形テンソル、 $\bar{I}_1$ は $\mathbf{C}$ の第 1 低  
減不変量、 $J = \det \mathbf{F}$ 、 $C_1$ 、 $C_2$ 、および $D_1$ は Mooney-Rivlin 体  
の材料定数である。 $\mathbf{S}_{\text{active}}$ の詳細は 3.3 節で述べる。

### 2.2 流体解析手法

本研究で嚥下させる食塊は、造影剤を含んだ水であり、ニュ  
ートン流体として Explicit MPS 法<sup>11)</sup>を用いて解析する。

$$\frac{D\rho}{Dt} = -\frac{1}{\rho} \nabla P + \nu \nabla^2 \mathbf{v} + \mathbf{g} + \frac{1}{\rho} \mathbf{f}_{\text{surface tension}} \quad (8)$$

ここで、 $P$ は圧力<sup>11)</sup>、 $\nu$ は動粘性係数、 $\mathbf{g}$ は重力加速度、 $\mathbf{f}_{\text{surface tension}}$   
は表面張力<sup>12)</sup>である。

式(8)の右辺の重力加速度以外の各項は、壁境界条件である、流  
体粒子が壁粒子から受ける影響を含んだ形で定式化されている。  
また、邵らの連成解析手法<sup>6)</sup>では、構造粒子を壁粒子として流体解  
析を行い、構造粒子が流体粒子に与える力の反作用力を、生体粒  
子が流体粒子から受ける力 $\mathbf{f}_{i,\text{interaction}}$  (式(1))として与えることで、  
相互作用が考慮される。

## 3. 嚥下時の生体のモデリング

### 3.1 初期形状

健常被験者 (25 歳、男性) の安静時 CT 画像、および VF 画像  
(X 線ビデオ透視。造影剤を添加した水 5ml を嚥下) を元に、嚥  
下時の初期形状モデルを作成する。まず、安静時 CT 画像から、嚥  
下に関わる器官の立体形状を作成する。次に、これを VF 撮影時  
の姿勢に一致するよう変形させて、嚥下時の初期形状とする (Fig.  
1)。最後に、この初期形状の表面データを元に、舌、口蓋、喉頭、  
咽頭、食道の解析用の粒子モデルを作成した (Fig. 2)。粒子法では  
複雑なメッシュ生成を行う必要はなく形状モデルを作成できる。

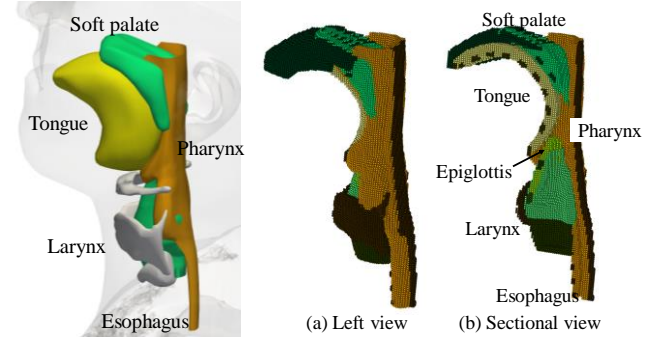


Fig. 1 Surface model

Fig. 2 Particle model (Black particles shift by forced displacements.)

### 3.2 強制変位による駆動

嚥下時に舌、軟口蓋、喉頭、食道を駆動させるため、各器官の一  
部の粒子群に、剛体的な強制変位を与える。解剖学的知見や医用  
画像の分析研究の知見から主要と考えられる筋の運動を可能な限  
り反映できるように、強制変位させる粒子群を配置した。また、強  
制変位の時刻と変位の関係は、強制変位させる粒子群の領域の運  
動を VF 画像でトレースすることで得た。Fig. 3 に強制変位の軌跡  
を赤線で示す。

### 3.3 収縮応力による咽頭収縮筋の駆動

嚥下時の咽頭の挙動を精度よく再現するためには壁面の長さが  
短縮する必要があるため、咽頭収縮筋は剛体的な強制変位の代わ

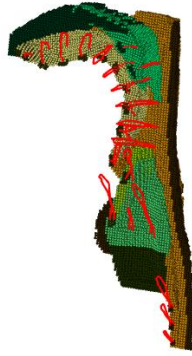


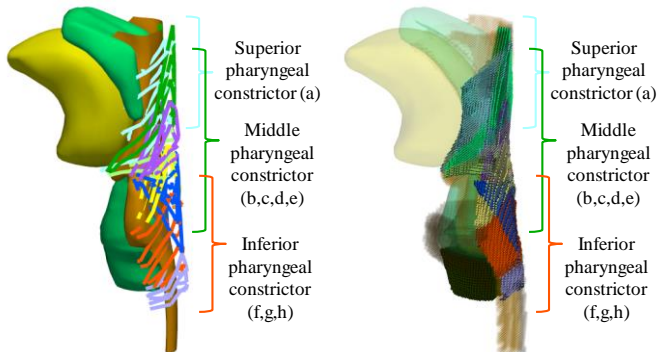
Fig. 3 Input trajectories of forced displacements

りに、筋の収縮応力を適用することで駆動する。解剖学の知見に基づき、Fig. 4 に示すように、上咽頭収縮筋舌咽頭部(a)、中咽頭収縮筋小角咽頭部(b,c)、同筋大角咽頭部(d,e)、下咽頭収縮筋甲状咽頭部(f,g)、同筋輪状咽頭部(h)の走行データを作成し、筋粒子ごとに筋線維の方向 $\mathbf{a}_{i,m}^0$ を定義した。ここで、添え字 $m$ は筋種(=a, b, ..., h)を示す。本研究では、筋 $m$ による能動的収縮応力 $\mathbf{S}_{i,m}$ として文献<sup>(13)</sup>のモデルを適用した。

$$\mathbf{S}_{i,m} = \alpha_m f_{\max} f_l \mathbf{a}_{i,m}^0 \otimes \mathbf{a}_{i,m}^0 \quad (9)$$

$$\mathbf{S}_{i,\text{active}} = \sum_m \mathbf{S}_{i,m} \quad (10)$$

ここで、 $\alpha_m$ は活性化レベル ( $0 \leq \alpha_m \leq 1$ )、 $f_{\max}$  ( $=700[\text{kPa}]$ ) は $\alpha_m = 1$ での最大収縮応力、 $f_l$ は現在時刻における筋線維長に基づく応力の補正係数[-]である。活性化レベル $\alpha_m$ と時間の関係は、嚥下の医用画像と同様の運動となるよう、試行錯誤によって Fig. 5 のように決定した。



(a) Muscle arrangements of pharynx and organ surfaces  
(b) Muscle particles (Cylinders indicate the directions of muscle fibers.)  
Fig. 4 Assignment of the muscle fiber direction to the organ particles

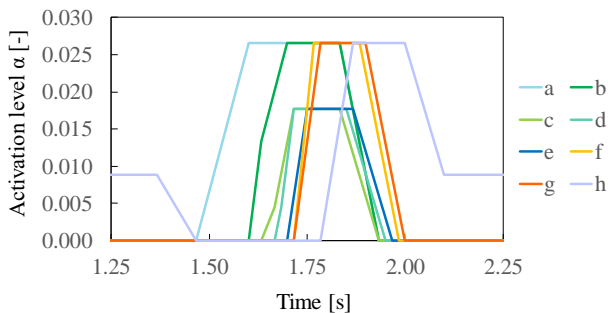


Fig. 5 Activation level of muscles

#### 4. 水嚥下のシミュレーション結果

##### 4.1 生体と食塊の挙動の概要

Table 1 の解析条件で、造影剤を添加した水 5ml を嚥下するシミュレーションを行った。同一条件で撮影した VF 画像とシミュレーション結果を Fig. 6, 7 に示す。シミュレーション結果は、生体や食塊の運動を確認しやすくするため、生体粒子の運動によって Fig. 1 の各器官の表面形状データを変形させたものと、食塊粒子に対してマーチングキューブ法により表面生成したものを示している。解析開始時に舌上にあつた食塊 (Bolus) は舌の進行波状運動によって咽頭 (Pharynx) に送られる。このとき、上咽頭収縮筋の収縮により喉頭蓋谷の空間が狭くなっていること (図中 p 部) や、食塊が梨状窩に流入していること (図中 q 部) が再現されている。その後、食塊を咽頭から食道に送るときには、咽頭収縮筋を順に収縮させることで、咽頭の壁面の長さを短縮しながら、咽頭側壁を中央へ、後壁を前方へそれぞれ移動させながら、中咽頭が閉鎖している (図中 r 部)。しかし、モデル化した筋種が不足しているため、下咽頭は十分に閉鎖することができなかった (図中 s 部)。

Table 1 Parameters of simulation

Organ	Density	$1.0 \times 10^3 [\text{kg/m}^3]$
	Shear modulus $C_1$	1037 [Pa]
	Shear modulus $C_2$	486 [Pa]
	Bulk modulus $D_1$	$1.0 \times 10^6 [\text{Pa}]$
Bolus	Density	$1.0 \times 10^3 [\text{kg/m}^3]$
	Kinematic viscosity $\nu$	$2.21 \times 10^{-6} [\text{m}^2/\text{s}]$
	Surface tension coefficient	$6.97 \times 10^{-2} [\text{N/m}]$
Contact angle	(Tongue, pharynx)-bolus	43 [deg]
	Palate-bolus	75 [deg]
	(Larynx, epiglottis)-bolus	90 [deg]

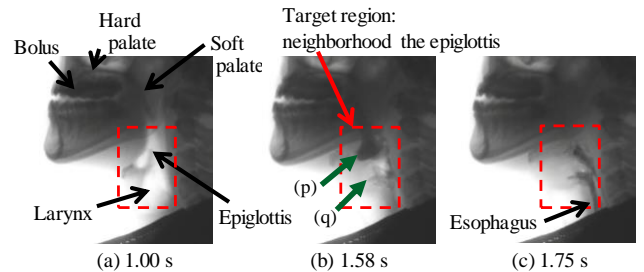


Fig. 6 VF images (Red dashed line indicates target region for comparison in sec. 4.2.)

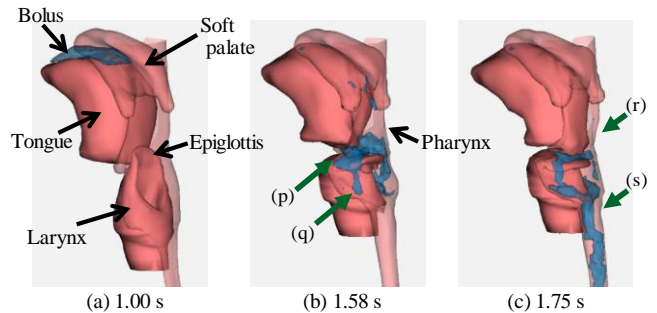


Fig. 7 Lateral view of pharyngeal muscle stress driven model

##### 4.2 喉頭蓋付近の水の流れの経時変化の比較

喉頭蓋周囲の領域を関心領域とし、シミュレーション結果と VF



画像の食塊流れを、側面像により経時的に比較する。比較方法は先行研究<sup>(9)</sup>と同様である。まず、VF 画像のうち関心領域の喉頭蓋周囲 (Fig. 6 赤破線) をトリミングし、次に、VF 画像への生体への影響をできるだけ除去して食塊を抽出する画像処理を行った。そして、各時刻における関心領域中の全画素の輝度の平均値  $B(t)$  を求めた。最後に、嚥下開始から終了までの  $B(t)$  の最大値  $B_{\max}$  と最小値  $B_{\min}$  を用い、正規化輝度  $B_n(t)$  を以下のように求めた。

$$B_n(t) = \frac{B(t) - B_{\min}}{B_{\max} - B_{\min}} \quad (11)$$

一方、シミュレーション結果については、食塊粒子のみを表示した側面像で、VF 画像と同一の領域をトリミングし、同様に正規化輝度  $B_n(t)$  を求めた。正規化輝度  $B_n(t)$  は嚥下中の関心領域内の輝度変化を表し、食塊が喉頭蓋付近に流入や流出する時間や、食塊通過中の前後と上下方向の拡散の程度を示す。

シミュレーション結果と VF 画像の正規化輝度を Fig. 8 に示す。時刻 1.4~1.6 [s] で食塊が関心領域に流入し正規化輝度が低下し、1.6~1.7 [s] に最小値を示し、1.7~1.8 [s] に食塊が関心領域から流出し正規化輝度は上昇している。シミュレーション結果と VF 画像の正規化輝度は全般的に一致し、喉頭蓋付近の水の流れが概ね再現できていることが確かめられた。今後は、VF 画像の代わりに 320 列 ADCT 画像を用いて立体空間で食塊有無の比較を行うことで、より局所的に精度良く妥当性確認ができると考えている。

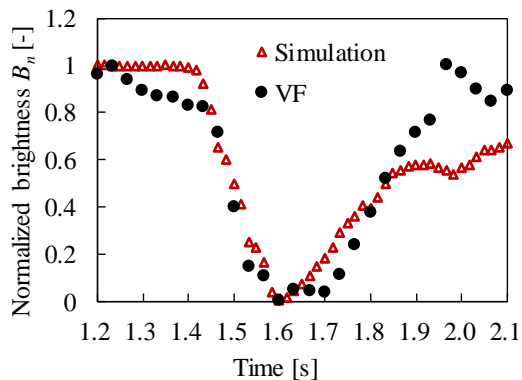


Fig. 8 Comparison of normalized brightness of simulation and VF images

### 5. High resolution manometry のシミュレーション

HRM を咽頭に挿入した状態で、前章と同様に造影剤を添加した水 5ml を嚥下するシミュレーションを行った。HRM は一定間隔ごとに圧センサが配置されており、各圧力センサは Channel として番号付けされ、Channel ごとの全周圧力の値を得ることができる。本研究では、HRM の一例として ManoScan 360 (Given Imaging, Atlanta, GA. プローブ外径 2.75mm) を採用した。

シミュレーション手順は以下のとおりである。まず、粒子生成では、プローブの初期形状としてまっすぐな円柱を再現した。次に、HRM プローブ両端を強制変位させることで嚥下前に咽頭内に HRM を挿入する予備解析を行った。そして、HRM の上端 (鼻側) のみ固定したまま、嚥下シミュレーションを行い、HRM の圧力を計算した。ただし、HRM 粒子の圧力は、式(1)の構造物に対する外力 (接触力と流体から受ける力) を用いて

$$P'_i = (f_{i,contact} + f_{i,interaction})/S \quad (12)$$

により求めた。ここで、 $S$  は面積であり、初期粒子径の 2 乗の値を用いた。Explicit MPS 法<sup>(11)</sup>での圧力計算でも圧力  $P_i$  (式(8)) を計算

するが、この圧力計算は周囲の空間全体に他の粒子が存在することを仮定して定式化されているため、例えば HRM が咽頭壁面から前後方向に押され、左右方向に空間がある場合などは、その圧力を計算することができない。このため、本研究では式(12)の圧力  $P'_i$  を HRM の圧力として用いた。最後に、Channel 内の粒子の圧力を平均し、各 Channel の圧力を得た。ただし、本来 ManoScan 360 は HRM プローブの 10mm ごとに圧センサが配置されているが、本研究では粒子法解析の空間解像度 (1.2mm) の都合により、HRM プローブの 10.8mm ごとに 4.8mm 長の圧センサが配置されているものとして、Channel ごとの圧力を求めた。

シミュレーション結果の側面図を Fig. 9 に示す。Fig. 7 と同様に、生体や食塊は表面形状のみを示している。また、HRM はセンサー部以外を小さい粒子で、センサー部を大きい粒子で示し、センサーの Channel 番号を付記している。実際の HRM ではセンサー部のみで圧力を測定できるが、シミュレーションではすべての HRM 粒子で圧力を計算し、その値を粒子の色で示した。Fig. 10 はシミ

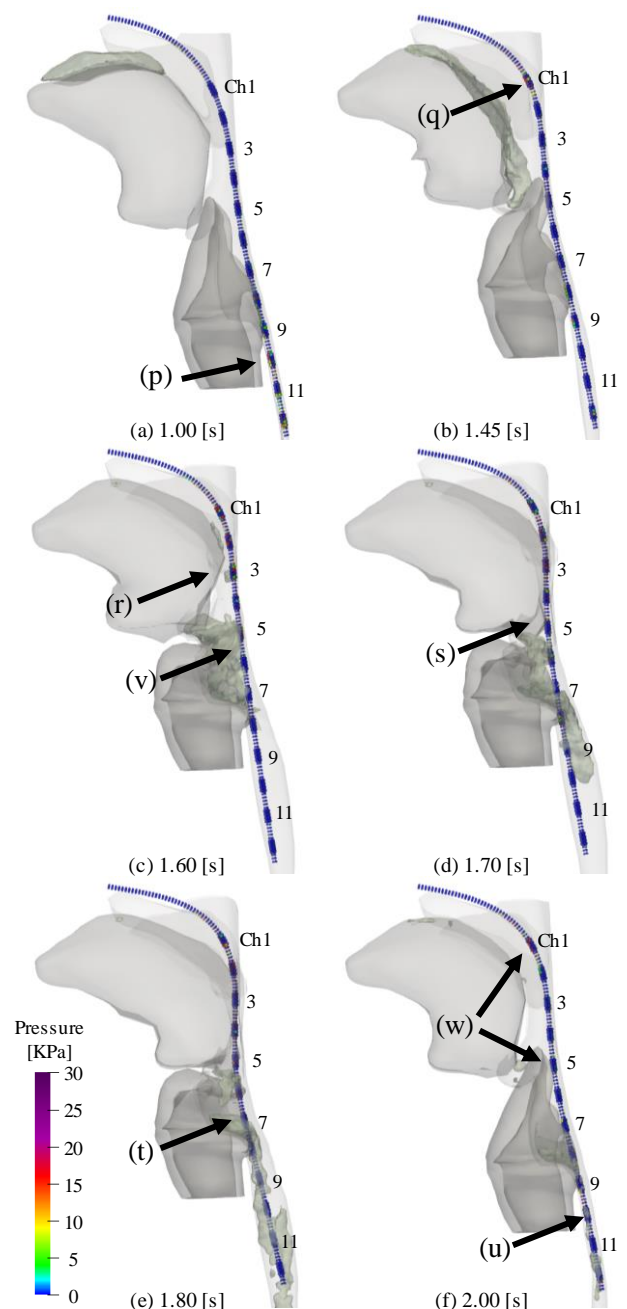


Fig. 9 Simulation results of water swallowing with HRM

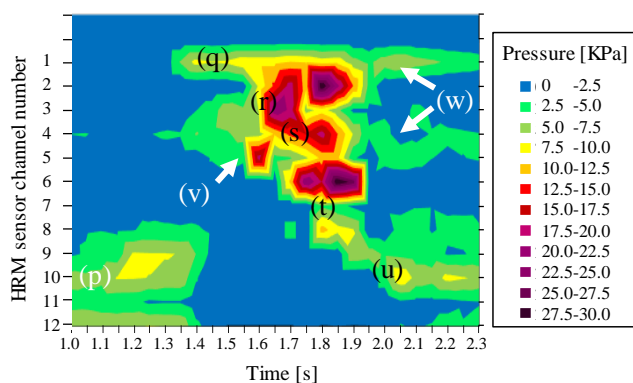


Fig. 10 HRM spatiotemporal plot of simulation results

シミュレーションから得られた、HRM の各チャンネルの圧力値の等高線であり、横軸が時間、縦軸が HRM のチャンネル番号、色が圧力値の階級を示している。HRM の検査や研究（文献<sup>7)</sup>など）では測定結果を一望するために一般的にこのようなグラフが用いられる。Fig. 10 の特徴的な箇所を (p)~(w) の記号により図中に示し、Fig. 9 の対応する時刻と位置にも同一の記号を記した。

Fig. 9 と Fig. 10 を見ると、嚥下開始時には、括約筋である下咽頭収縮筋輪状咽頭部 (Fig. 4h 部) が収縮し、かつ、喉頭が前進していないため、食道入口部を締め付ける圧力が継続的に加わっていることがシミュレーションで再現されている ((p)部)。食塊を咽頭に送り込む前に軟口蓋が挙上するが、この運動によって HRM の各チャンネルが上方に引き上げられている (Fig. 9(b))。その後、食塊を咽頭に送り込むときには、文献<sup>7)</sup>などの HRM 計測から報告されているように、咽頭の上から圧力が加わることもシミュレーションにより定性的に再現されている (Fig. 10(q), (r), (s), (t), (u) 部)。しかし、文献<sup>7)</sup>では (t) や (u) の圧力は (r) や (s) よりも大きいにも関わらず、シミュレーションでは (s) や (t) の圧力が小さかった。これは、本研究では咽頭収縮筋以外の咽頭閉鎖に関わる筋がモデル化されていないため十分に下咽頭を収縮させられていないことが原因であると考えている。食塊を食道に送り終わり、喉頭が元の位置に戻った以後は、嚥下前のように再び食道入口部に収縮力が継続して加わる (Fig. 10(f) 2.00[s] 以後の (u) 部)。一方、軟口蓋や咽頭の壁面と HRM が接触している部分にも 5[kPa] 程度の圧力が生じて続けている (図中(w)部) が、一般的にはこのような圧力は生じない。今後この問題を改善するため、HRM の挿入や固定の方法、初期形状、硬さ、摩擦などの解析条件を再検討する必要がある。一方、文献<sup>7)</sup>でも指摘されているように、喉頭蓋が下向きに倒れるときに HRM に接触して圧力が生じている (図中(v)部) が、文献<sup>7)</sup>の測定結果と比較すると、圧力が大きく、圧力が生じている時間も長いので、喉頭蓋の倒れ方も今後修正する必要がある。また、Fig. 9 を見ると、HRM 粒子の圧力値が空間的に滑らかでなく、局所的に大きい箇所が、解析した全期間にわたって見られるため、粒子による生体壁面の再現精度や接触解析手法についても検討が必要である。

## 6. 結言

咽頭収縮筋を収縮応力により駆動するモデル<sup>2)</sup>について、シミュレーション結果と VF 画像の喉頭蓋付近の水の流れの経時変化を定量的に比較し、シミュレーションの妥当性を確認した。次に、HRM を挿入した状態での嚥下をシミュレーションし、プローブの挙動やセンサに加わった圧力について考察を行った。HRM の計測結果の特徴のいくつかをシミュレーションで再現することができたが、計測結果と異なる点も多く見つかって今後改善が必要であることがわかった。

## 参考文献

- (1) Kikuchi, T., Michiwaki, Y., Koshizuka, S., Kamiya, T., and Toyama Y., "Numerical simulation of interaction between organs and food bolus during swallowing and aspiration," *Computers in Biology and Medicine*, 80, (2017), pp. 114-123.
- (2) 菊地, 道脇, 井上, 高井, 八尋, 外山, 神谷, 越塚, "筋駆動型の嚥下シミュレータ Swallow Vision の開発—筋収縮モデルの導入—," 日本機械学会 第 31 回計算力学講演会 講演論文集, (2018), pp. 078.
- (3) Kikuchi, T., Michiwaki, Y., Kamiya, T., Toyama, Y., Tamai, T., and Koshizuka, S., "Human Swallowing Simulation Based on Videofluorography Images using Hamiltonian MPS Method," *Computational Particle Mechanics*, 2, (2015), pp. 247-260.
- (4) Michiwaki, Y., Kamiya, T., Kikuchi, T., Toyama Y., Hanyuu, K., Takai, M., and Koshizuka, S., "Modelling of swallowing organs and its validation using Swallow Vision®, a numerical swallowing simulator," *Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering: Imaging & Visualization*, (2018), DOI: 10.1080/21681163.2018.1466198.
- (5) Kamiya, T., Toyama Y., Hanyu, K., Takai, M., Kikuchi, T., Michiwaki, Y., and Koshizuka, S., "Numerical visualisation of physical values during human swallowing using a three-dimensional swallowing simulator 'Swallow Vision®' based on the moving particle simulation method. Part 1: quantification of velocity, shear rate and viscosity during swallowing," *Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering: Imaging & Visualization*, (2018), DOI: 10.1080/21681163.2018.1502689.
- (6) 邵, 山川, 菊池, 柴田, 越塚, "陽的 MPS 法と Hamiltonian MPS 法を用いた 3 次元流体一構造連成解析手法の開発," 日本計算工学会論文集, 2013 (2013), pp. 20130004.
- (7) Jones, C. A., Ciucci, M. R., Hammer, M. J., McCulloch, T. M., "A multisensor approach to improve manometric analysis of the upper esophageal sphincter," *Laryngoscope*, 126, (2016), pp. 657-664.
- (8) Tsou, L., "The effects of muscle aging on hyoid motion during swallowing: a study using a 3D biomechanical model," Master thesis, University of British Columbia, 2012.
- (9) Wang, J., Ho, A.K., Papadopoulos-Nydam, G., Rieger, J., Inamoto, Y., Fels, S., Saitoh, E., Guo, C., and Aalto, D., "Simulated volume loss in the base of tongue in a virtual swallowing model," *Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering: Imaging & Visualization*, (2018), DOI: 10.1080/21681163.2017.1382392.
- (10) 近藤, 鈴木, 越塚, "最小自乗近似による粒子法弾性解析手法の振動抑制," 日本計算工学会論文集, 2007 (2007), pp. 20070031.
- (11) 大地, 越塚, 酒井, "自由表面流れ解析のための MPS 陽的アルゴリズムの開発," 日本計算工学会論文集, 2010 (2010), pp. 20100013.
- (12) 近藤, 越塚, 滝本, "MPS 法における粒子間ポテンシャル力を用いた表面張力モデル," 日本計算工学会論文集, 2007 (2007), pp. 20070021.
- (13) Odegard, G. M., Donahue, T. H., Morrow, D. A., Kaufman, K. R., "Constitutive modeling of skeletal muscle tissue with an explicit strain-energy function," *Journal of biomechanical engineering*, 130 (2010), pp. 061017.