

博士論文

生体と食塊の相互作用を考慮した
嚥下シミュレーションに関する研究

菊地 貴博

博士論文

**生体と食塊の相互作用を考慮した
嚥下シミュレーションに関する研究**

武蔵野赤十字病院 特殊歯科・口腔外科

菊地 貴博

2017年10月

目次

第 1 章	序論	1
1.1	嚥下と嚥下障害	1
1.1.1	嚥下障害と誤嚥性肺炎の現状	1
1.1.2	嚥下運動の概要	2
1.1.3	嚥下の検査手法	6
1.1.4	誤嚥の診断や治療の現状	11
1.2	数値シミュレーション	12
1.2.1	数値シミュレーションの概要	12
1.2.2	粒子法の概要	13
1.3	嚥下のシミュレーションの先行研究	15
1.4	研究目的	17
1.5	論文の構成	19
第 2 章	Hamiltonian MPS 法における滑らかな粒子壁境界条件の開発	21
2.1	序論	21
2.2	構造解析手法	23
2.2.1	Hamiltonian MPS 法	23
2.2.2	構成則	24
2.2.3	人工的ポテンシャル力	26
2.2.4	粘性力	26
2.3	壁境界条件の開発	27
2.3.1	ペナルティ法の概要	27
2.3.2	平面で表された壁に対するスレーブ粒子のめり込み量の導出	28
2.3.3	粒子で表された壁の表面の導出	29
2.4	マスターとスレーブの扱いならびに時間積分法について	33
2.5	ゼリー状食品の単軸圧縮試験	34
2.6	平面で表された壁による単軸圧縮試験の解析	35
2.6.1	粘性力の影響を除外した検証	36
2.6.2	粘性力の影響の検討	39

2.7	粒子で表された壁における摺動の解析	41
2.7.1	平面の再現精度の検証	41
2.7.2	摩擦力の検証	42
2.8	粒子で表された壁による単軸圧縮試験の解析	45
2.9	結論	49
第 3 章	嚥下に関わる器官のモデリング	51
3.1	序論	51
3.2	構造解析手法	52
3.3	生体の形状と運動のモデリング	53
3.3.1	概要	53
3.3.2	舌	57
3.3.3	軟口蓋	59
3.3.4	喉頭と気管	59
3.3.5	喉頭蓋	59
3.3.6	咽頭	63
3.3.7	解析条件	66
3.4	解析結果と考察	69
3.4.1	基本の生体モデル	69
3.4.2	4つの生体モデルの比較	71
3.5	結論	74
第 4 章	嚥下シミュレーションの妥当性確認	75
4.1	序論	75
4.2	流体解析手法	76
4.2.1	Explicit MPS 法	76
4.2.2	表面張力と濡れ性の解析モデル	77
4.3	連成解析手法と時間積分法	78
4.4	生体モデルの改良	79
4.5	解析諸元	82
4.6	妥当性確認方法	83
4.7	解析結果と妥当性確認	85
4.7.1	食塊流れの特徴の定性的比較	85
4.7.2	画像の輝度変化を用いた定量的比較	90
4.7.3	食塊の速度の分析	92
4.8	表面メッシュを用いた可視化方法	92
4.9	結論	95

第5章	嚥下障害のシミュレーション	97
5.1	序論	97
5.2	喉頭閉鎖に障害を与えた場合	98
5.3	喉頭挙上に障害を与えた場合	109
5.4	嚥下の治療を模擬した解析	116
5.5	結論	122
第6章	結論	125
6.1	本研究の結果	125
6.2	今後の課題と展望	126
	謝辞	129
	参考文献	131

第1章

序論

1.1 嚥下と嚥下障害

1.1.1 嚥下障害と誤嚥性肺炎の現状

嚥下とは、ものを飲み込む運動である。すなわち、食物や唾液などを、口腔や咽頭から食道を経由して胃へ輸送することである。健常者では意識的な嚥下と無意識的な嚥下を合わせて、1日に約600～1,000回の嚥下を行っている[1,2]。嚥下障害とは、何らかの原因によって嚥下の機能が低下したり障害され、ものを輸送することができない状態、あるいは、輸送先が正常でない状態を指す。嚥下障害では、窒息や肺炎、低栄養、脱水により、生命維持に支障をきたす恐れがある。その上、QOL（quality of life、生活の質）の観点からも嚥下障害は大きな問題である。嚥下障害の患者は食事や料理の種類が制限されるケースが多いが、このような対応は、料理の味や食感を楽しんだり、家族や知人などと食卓を囲む社会的参加の機会を損ない、さらには、通常の栄養摂取ができないという精神的な苦痛も生じる。

近年、嚥下障害のなかで誤嚥が特に問題となっている。誤嚥とは、食物、唾液、鼻腔や咽喉頭の分泌物、胃からの逆流物などが気管へ流入することである。これらの異物が肺に到達すると、異物そのもの、あるいは、異物に含まれる細菌やウイルスが肺で炎症を起こす可能性がある。このように、誤嚥によって罹患する肺炎を誤嚥性肺炎（または、嚥下性肺炎）と呼ぶ。

嚥下障害や誤嚥の主な原因疾患は、脳血管障害、神経筋疾患、加齢による筋力や反射などの嚥下機能の低下である[3-8]。誤嚥性肺炎は診断が困難、入院日数が長い、再発しやすい、致死率が高い、という特徴がある[8-11]。また、誤嚥は、食事中などにむせが生じる顕性誤嚥と、夜間を中心にした気付かないうちに誤嚥する不顕性誤嚥に分類される。誤嚥性肺炎の多数は不顕性誤嚥が原因であるという報告がある[12,13]が、食事が原因でない不顕性誤嚥では絶食や経管栄養（チューブを鼻から胃に通す経鼻栄養法や、胃に穴をあけチューブを通す胃瘻栄養法）によって誤嚥性肺炎を予防したり回復することはできない[10,13]。その上、誤嚥性肺炎は様々な物質が原因となり得るため、ワクチンによって予防することはできない[14]。

誤嚥性肺炎を増加させている社会的背景として、世界の高齢化と死因の構成の変化が挙げられる。日本では2015年における65歳以上の高齢者人口は3,392万人、総人口に占める割合（高齢化率）は

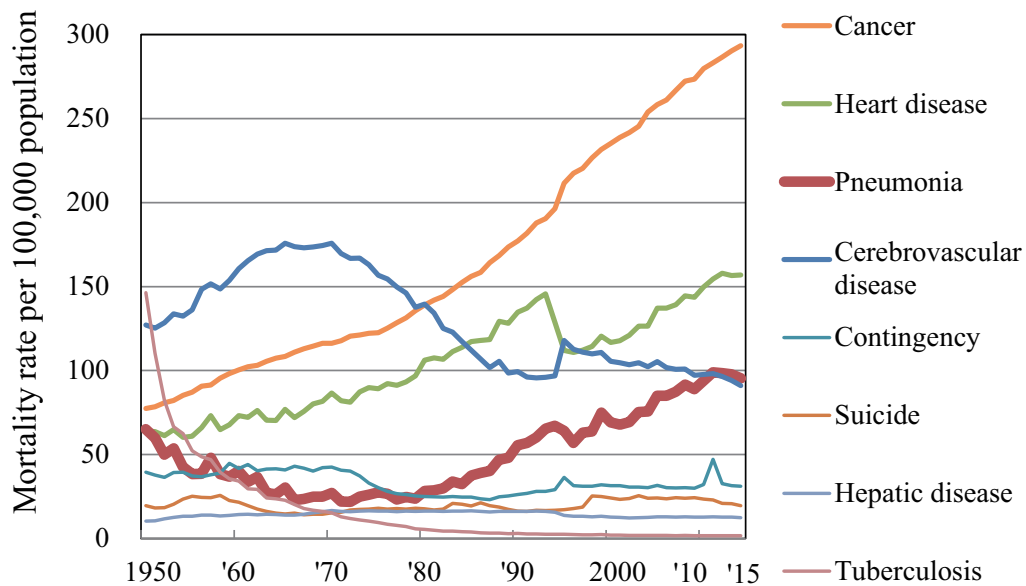


Fig. 1.1 Annual changes in major cause of death mortality [17].

26.7%であったが、2060年の高齢者人口は3,464万人で高齢化率は39.9%に達すると推計されている [15]。全世界でも、60歳以上の高齢者人口は2015年から2050年の間に、9億人から20億人に増加すると予測されている [16]。また、肺炎 (pneumonia) の死亡率は年々増加しており、2011年に脳血管障害 (cerebrovascular disease) の死亡率を超え、死因の第3位となった (Fig. 1.1) [17]。肺炎は高齢者に多く、肺炎による推計入院患者数の82%である31,400人が70歳以上の患者であると推計されている (Fig. 1.2) [18]。ここで、肺炎による入院患者数の約7割は誤嚥性肺炎であり、年齢別にみると70歳以上の肺炎症例の70%以上、90歳以上では95%近くが誤嚥性肺炎である [9, 12, 13]。このため、肺炎の多くは高齢者における誤嚥性肺炎であると考えられる。

以上のように、誤嚥性肺炎は重大な社会的問題であり、今後も高齢化の進行とともにますます拡大していくと考えられる。したがって、嚥下障害の予防、診断、治療の方法を確立や向上させることは、健康寿命の延長や介護者の負担軽減に不可欠な急務である。

1.1.2 嚥下運動の概要

まず、嚥下の過程と、嚥下時の生体や食塊の運動について概観する。水などの液状食品の摂食嚥下の過程は、先行期、準備期、口腔期、咽頭期、食道期から成る5期モデルによって説明される。このうち、先行期は食物を視覚や嗅覚で認知する段階、準備期は食物の咀嚼と味の伝達をする段階である。実際に食物を口腔から胃へ輸送する嚥下は、以下の3期である。

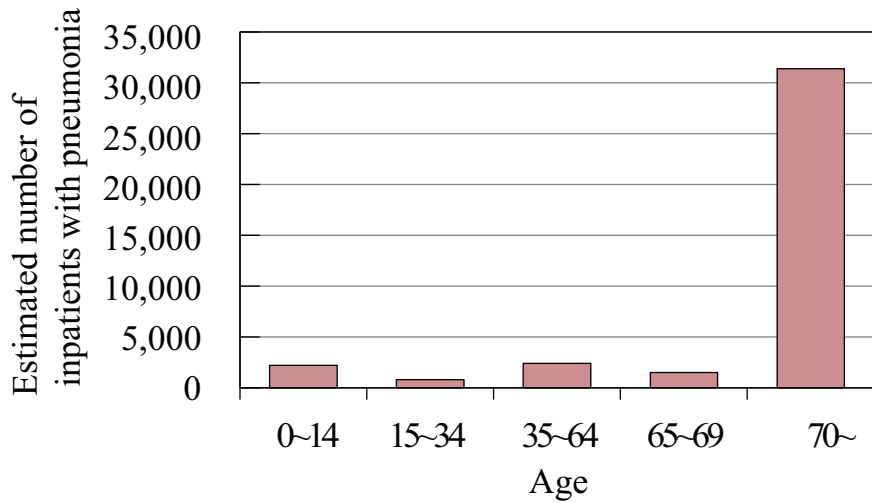


Fig. 1.2 Estimated number of inpatients with pneumonia [18].

(1) 口腔期 (oral stage) (Fig. 1.3a-c)

食塊（飲み込みやすい状態に準備した食物）を口腔から咽頭へ輸送する時期である。随意運動と不随意運動から成る。食塊を保持するために舌に接していた軟口蓋が素早く拳上することで、口腔から咽頭への流路が開かれる。同時に、食塊は舌の進行波的波状運動によって咽頭へ輸送される。

(2) 咽頭期 (pharyngeal stage) (Fig. 1.3c-e)

反射運動によって、食塊を咽頭から食道へ輸送する時期である。まず、食塊が鼻腔へ逆流しないよう、軟口蓋は咽頭と鼻腔の通路を閉鎖するよう拳上する。また、誤嚥（食塊が気管へ流入すること）を防ぐために声門が閉鎖する。さらに、喉頭侵入（食塊が喉頭へ侵入すること）を防ぐために、喉頭蓋が倒れて（反転し）、喉頭の入り口を塞ぐ。喉頭は上方と前方へ拳上する。同時に、咽頭腔が閉鎖し、食道入口部が開大することによって、食塊を食道へ送り込む。

(3) 食道期 (esophageal stage) (Fig. 1.3e-f)

食道の蠕動運動によって、食塊を食道から胃へ輸送する時期である。また、食塊が食道から逆流することを防ぐため、食道入口部の閉鎖が再開する。

本研究では誤嚥に最も関心を置いていることから、上記の口腔期と咽頭期の運動を嚥下（oropharyngeal swallowing）と呼び、主たる研究対象とする。

水などの液状食品の嚥下動態は、これらの各期が重複することなく順番に行われる5期モデルによって説明される。一方、咀嚼を必要とする固体状の食品や、固体と液体が混合した食品の摂食嚥下では、咀嚼中に食品の一部が口腔から咽頭に運ばれ、食塊が口腔だけでなく喉頭蓋谷でも形成される。このような様式の摂食嚥下はプロセスモデル [20] と呼ばれる、5期モデルと異なるモデルによっ

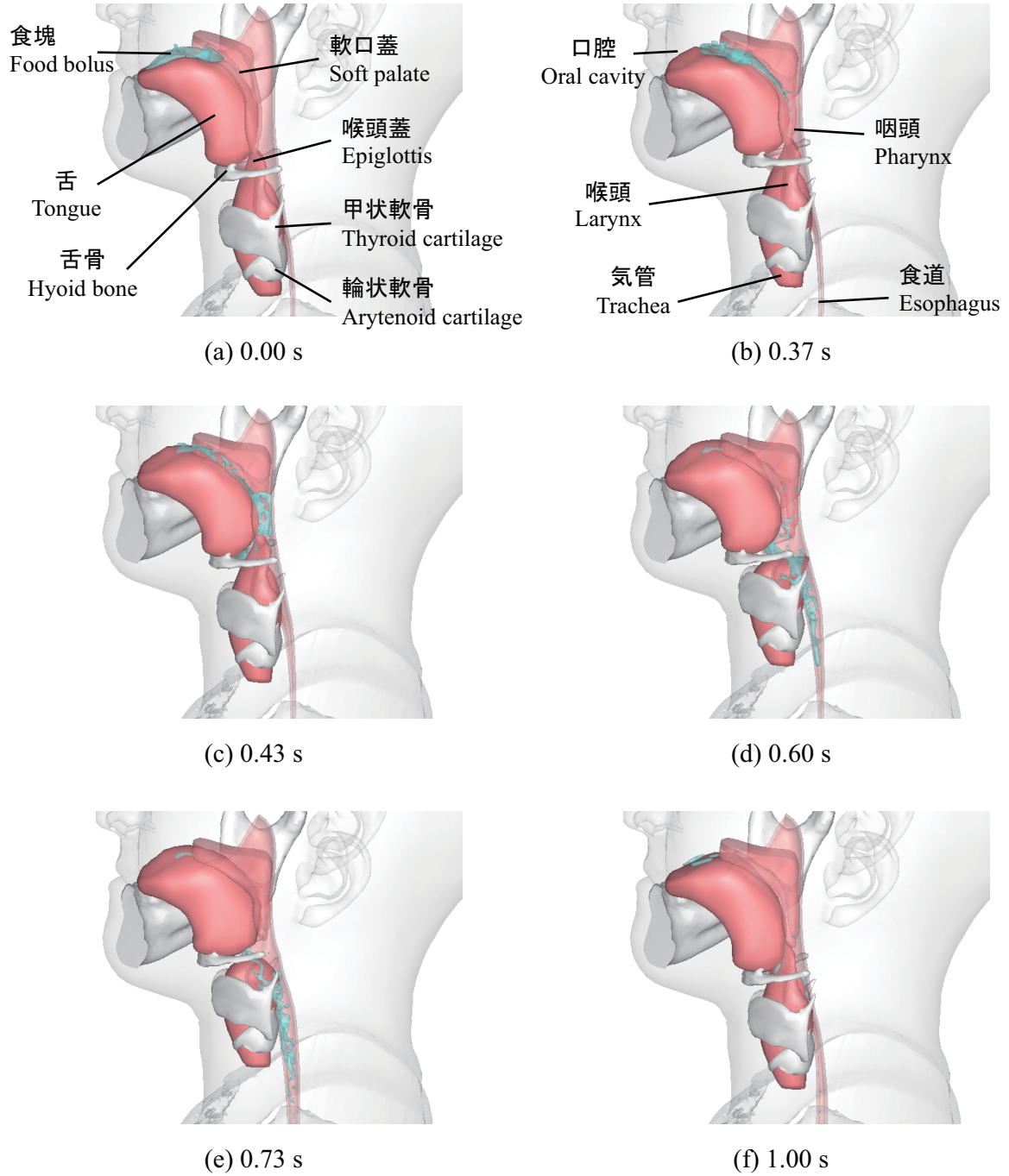


Fig. 1.3 Swallowing process.

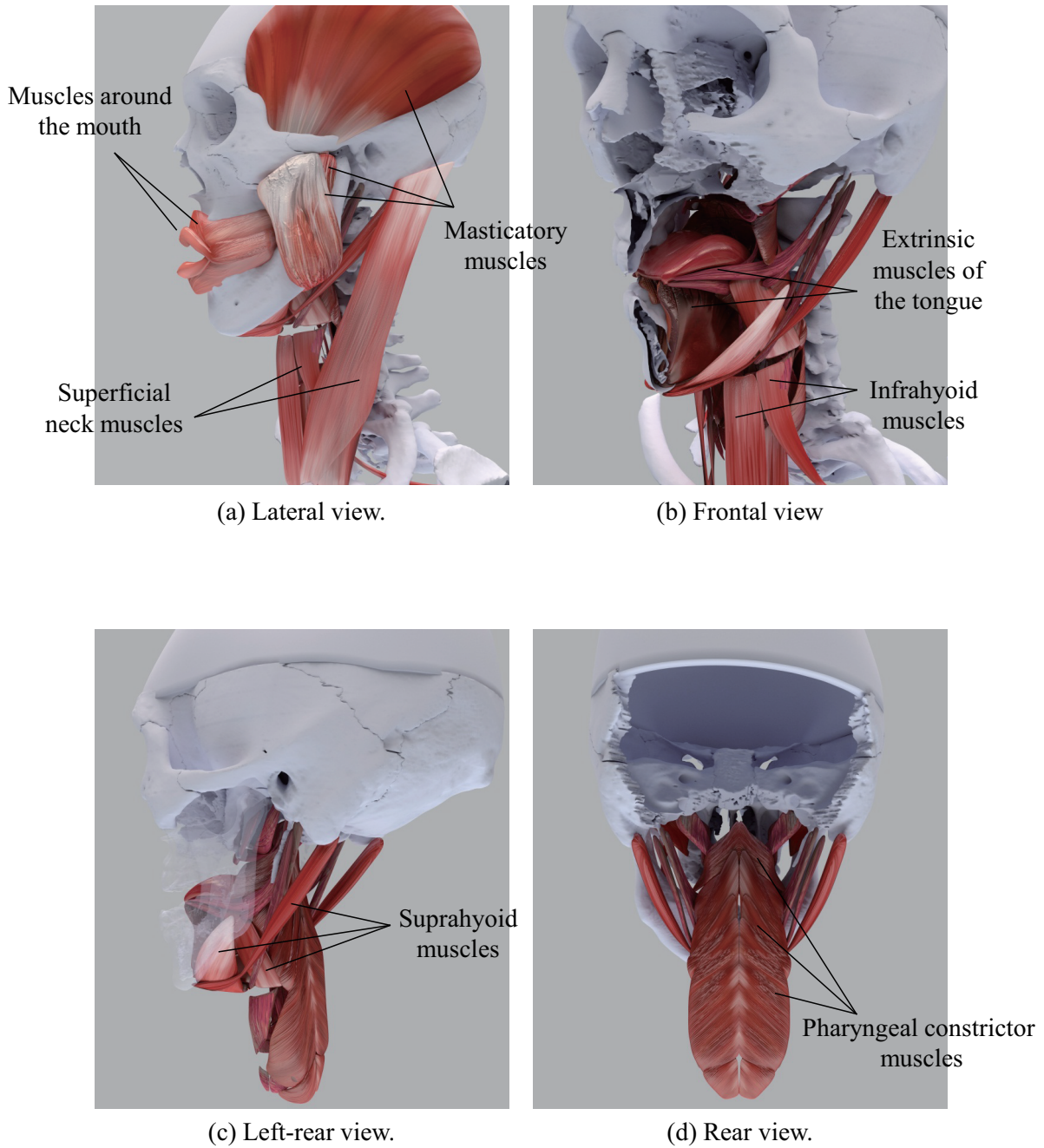


Fig. 1.4 Muscles involved in swallowing [19].

て説明される。

次に、嚥下に関わる筋の解剖を Fig. 1.4 に示す。口腔や咽喉頭の小さな領域に、多数の筋（38 対）が存在している。また、神経も多くの種類（12 対の脳神経のうち 7 対）が関わる。知覚した食塊の量や物性に応じて適切に調節しながら、これらの筋が素早く協調的に働くことで、約 1 秒間の短い期間に嚥下が遂行される。

1.1.3 嚥下の検査手法

嚥下は体内での運動であるため直視できない。したがって、嚥下の観察には以下に挙げる医用画像が用いられる。

現在、嚥下検査のゴールドスタンダードとして最も頻繁に行われている方法は嚥下造影検査（videofluorography, VF）である（Fig. 1.5）。VF は嚥下のメカニズムの解明のために 1930 年頃から現在まで多くの研究で用いられている [21–29] ほか、嚥下障害の診断や治療効果の確認など、臨床においても一般的に利用されている [30]。具体的には、VF とは X 線ビデオ透視装置を用いて頭頸部の嚥下中の投影像を得る手法であり、口腔、咽喉頭、食道の各器官の運動や、食塊の流れの様子、誤嚥の有無を調べることができる。その際に食塊として用いる検査食には、水やとろみのある液状食品、ゼラチンゼリーやクッキーなどの固形食品などに、造影剤を添加したものが適用されることが多いが、空嚥下（食物が無い状態で行う嚥下）の撮影が行われることもある。一般的には 15～30 fps のフレームレートで撮影され、他の画像観察手法より時間分解能は高い。しかし、得られる画像は立体像ではなく平面への投影像であるため、立体的な運動、すなわち、上下、前後、左右の各方向の運動を一括で得ることはできない。また、軟組織の表面性状や壁面同士の接触面を捉えることは困難である。さらに、舌、喉頭、喉頭蓋などが、下顎骨や検査食に重なるために、見えにくい場合も多い [31]。

嚥下内視鏡検査（videoendoscopy, VE）（Fig. 1.6）は被検査者にファイバーオプティックエンドスコープまたは電子内視鏡を経鼻により挿入した状態で嚥下をさせて、鼻咽腔の閉鎖や運動性、咽頭、気管、喉頭での食塊の残留の有無などを観察するものである [32–34]。VE では嚥下時の咽頭や喉頭を直接的に観察可能であり [35]、軟組織の表面性状や壁面同士の接触面を明瞭に捉えることが可能である。VE は、VF と同時に実施したり、高齢者施設などでの往診で実施することも容易であり、臨床では頻繁に行われる検査である [36,37]。しかし、ファイバーの位置が固定されていないことや、咽頭期に咽頭が閉鎖している期間は強い反射光が映ったり内視鏡が覆われて観察できない（ホワイトアウトする）こと、対象物の大きさを実寸で計測できないことから、嚥下メカニズムの解明の研究に用いられる例はあまり無い。

Area detector computed tomography (ADCT) を用いた嚥下の立体動画の撮影は 2010 年に初めて実施され [38,39]、現在は臨床では普及していないが、盛んに研究がおこなわれている。Inamoto et al. [38,39] が用いた ADCT 装置 Aquilion ONE (Toshiba Medical Systems) は 0.5 mm ごとに 320 列の検出器を装備し、管球が半回転する間に得られる情報から、体軸方向に 160 mm の範囲の生体と食塊の高空間解像度の立体像を構築することができる。Inamoto et al. [38,39] は、管球を 0.35 秒に 1 回転の速さで連続回転させ、0.1 秒ごとに管球の半回転分の情報から立体像を構成することで、

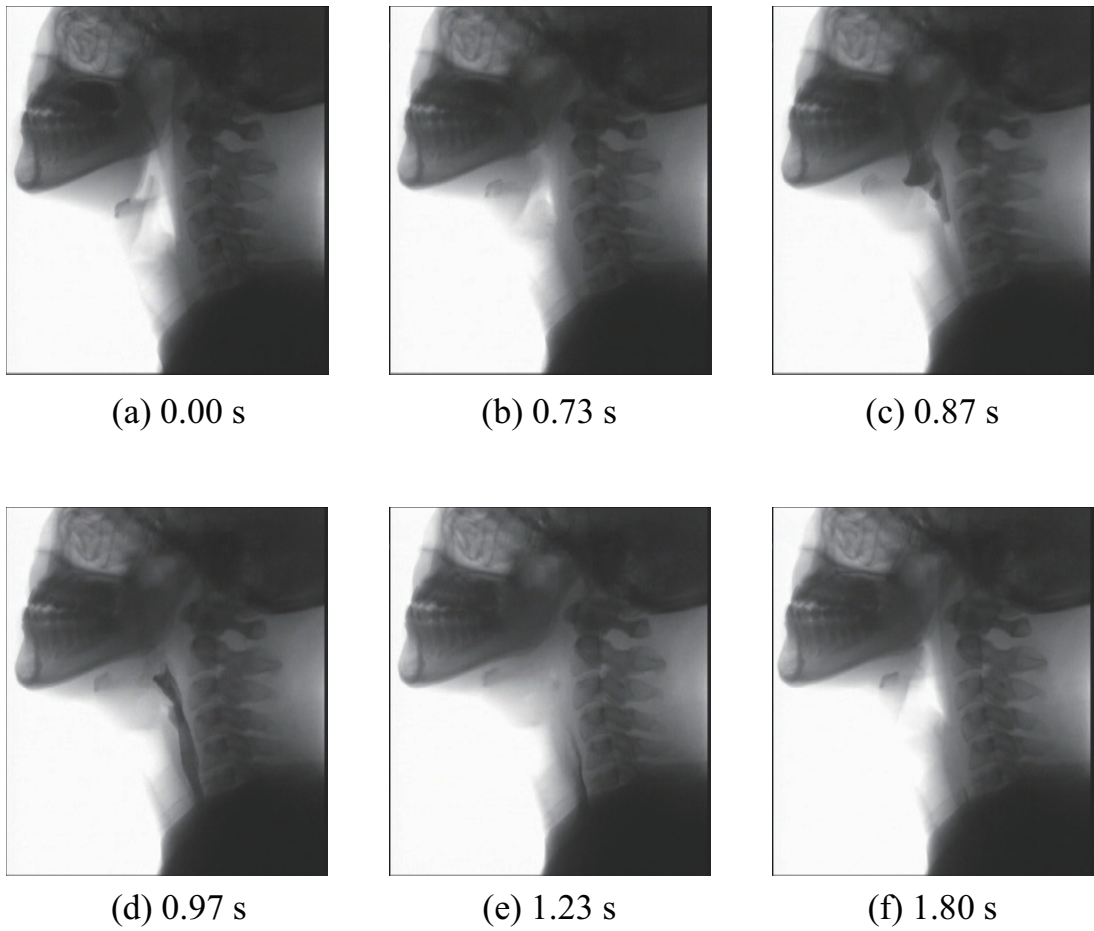


Fig. 1.5 VF image. The bones and the food bolus are clearly shown. However, the tongue, pharynx, larynx, epiglottis, and other soft tissues are blurred.

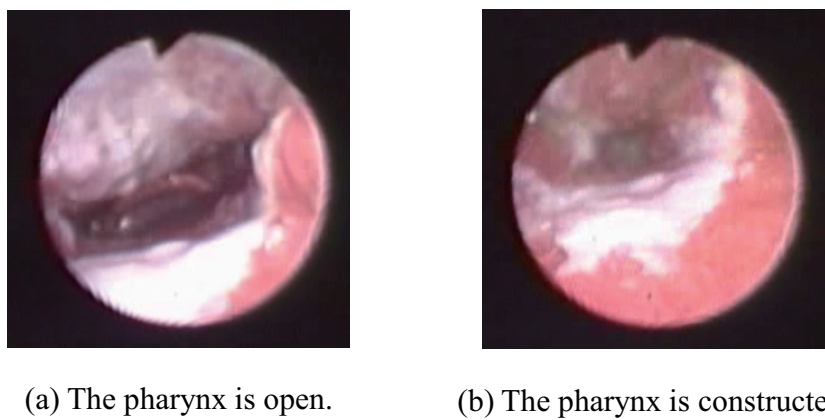


Fig. 1.6 Videoendoscopy image of swallowing.

フレームレート 0.1 fps の嚥下の立体動画像を得た。Inamoto et al. のグループによる研究 [38–42] により、これまで VF では撮影することのできなかった嚥下の立体的な運動、特に、声帯や仮声帯の閉鎖、咽頭の閉鎖時に残留する空気の体積、咽頭中の食塊体積の経時変化が定量的に測定された。また、立体像を撮像できるため、舌など、VF で顎骨に重なってしまう対象物の描出にも ADCT が優れている [43]。ADCT による立体動画像の問題点としては、嚥下時の食塊、軟口蓋、咽頭、舌骨、喉頭蓋の移動速度に対して管球の回転数が遅いため、得られる動画像の時間分解能が不十分でブレ（モーションアーチファクト）が大きいこと、撮影可能な体位がリクライニング位のみであること、VF と同様に軟組織の表面性状や接触面を明瞭に捉えることができないことが挙げられる。さらに、ADCT は VF よりも被曝線量が多いため、一人の被検査者に対して多数の検査を実施することができない [44]。

MRI (magnetic resonance imaging) や超音波も、嚥下の立体動画像の撮影に用いられている。これらは VF や ADCT とは異なり放射線被曝がない利点がある。MRI では一般的には静止時の立体像を撮影する。しかし、synchronized sampling method (SSM) による MRI の周期的な反復撮影によって、立体の動画像を得ることができ、この方法は cine MRI や real-time MRI などと呼ばれている [45–48]。2006 年に初めて実施された撮影 [45] では、撮影可能な体位は仰臥位に限定され、時間分解能も空間分解能も低かった。その後、撮影装置や画像処理技術の向上によって、座位での撮影 [46] や、時間分解能や空間分解能の向上 (25 fps, 1.5 mm × 1.5 mm × スライス厚 10 mm) [48] がなされた。しかし、cine MRI の撮影には嚥下運動を再現性高く繰り返す必要があるために、被験者が訓練された健常者に限られることや、ADCT 画像と比べると空間解像度や得られる画像の鮮明度が低いことが短所として挙げられる。他方、嚥下の超音波検査 (ultrasonography) は、スキャンプローブを下顎部などに当てるだけで簡便に観察を行うことができる。しかし、プローブが下顎や舌の可動域を制限すること、各器官の運動がプローブの位置を移動させてしまうこと、一度に撮影可能な領域が小さく、撮影可能な箇所も限られていることが短所であり、利用例は一部の舌や舌骨の運動分析 [49–51] のみにとどまっている。また、MRI も超音波検査も、VF や ADCT と同様に、軟組織の表面性状や接触面を明瞭に捉えることはできない。

また、脳、神経、血管などの分野では、複数のモダリティの長所を統合するために、マルチモダリティの画像のフュージョン技術の研究や開発が行われている [52–54]。しかし、嚥下の分野においては、渉猟した範囲では、複数のモダリティの画像のフュージョンの研究は行われていない。

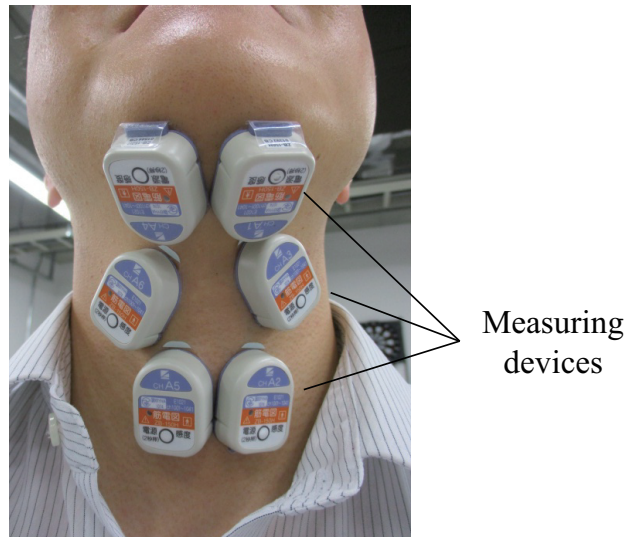
以上の動画像による嚥下の観察のほかに、画像を用いない嚥下の計測方法として、マノメトリー、筋電、嚥下音の研究も行われている。

マノメトリーは、VE と同様に鼻腔を通じて咽頭に挿入されるファイバー状のプローブに、圧力センサが備えられた装置である。舌、咽頭、食道が閉鎖する時や食塊が通過する時に発生する圧力は嚥下圧と呼ばれている。高解像度マノメトリー (high-resolution manometry, HRM) では、圧力センサは 10 mm 間隔で 36 個搭載されていて、一度の嚥下で上咽頭から食道入口部までの嚥下圧を測定し記録することが可能である。マノメトリーによって得た嚥下圧を分析することで、健常者での食品間の嚥下運動の差異や、嚥下障害の詳細な原因の解明につながると期待され [37, 55–58]、近年、嚥下圧の計測と分析に関する研究が盛んに行われるようになった。しかし、VE と同様に圧力センサの位

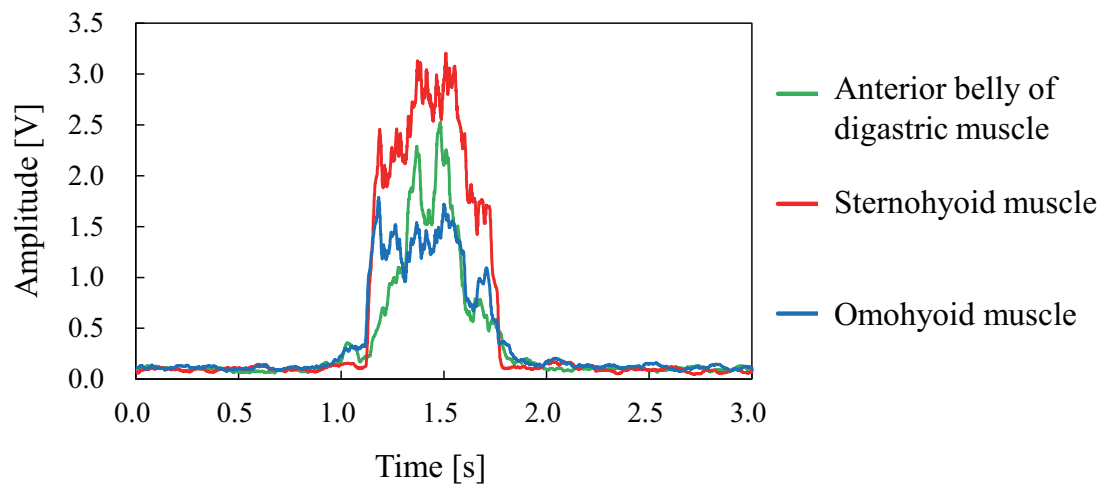
置が嚥下中に変化すること [58], VF など他の検査手法との同期が容易ではないこと [57] が課題である。また, 測定された圧力値が, 食塊, 空気, 生体の壁面, いずれから受ける圧力なのかを区別することはできない。どの筋がどのように影響して各測定箇所の嚥下圧が生じているかも確認することができない。

筋電図検査 (electromyography, EMG) は電極によって筋の活動電位を記録するものである。EMG は, 嚥下に関係する筋の活動の大きさやタイミングを定量的に評価することを目的として行われ, 球麻痺や多発性神経炎などの診断や評価に役立つ [37]。測定方法は, 電極の種類によって表面筋電図検査, および, 針筋電図検査に分けられる。表面筋電図検査 (Fig. 1.7) は, 表面電極を皮膚の上に貼り付けて計測する手法であり, 研究例としては, 食塊の種類と量による筋電の違いの調査 [59] や, 高齢者群や嚥下障害者群の筋電図の比較 [60–62] がある。表面筋電図検査は非侵襲的に実施可能であるが, 表面電極によって計測できる筋は表面付近の浅い位置を走行する筋に限られる上, 測定の際のばらつきが大きい [60]。また, 嚥下にかかわる筋の大きさは細かく, 重なり合って位置している。このため, 複数の筋からの電位の混入 (クロストーク) が生じるため, 単一の特定の筋の活動のみを計測することは困難である。一方, 針筋電図検査は, 細い針状の電極を刺入して計測する手法であり, クロストークの問題を避けることができる。針筋電図検査では, 健常者における食塊の種類などによる電位の違いが調査されている [63–65]。しかし, 目的とする筋に刺入する手技的な困難さや被験者への負担が大きく実施例が少ないこと, 検査自体の侵襲性が嚥下運動の動態へ与える影響や, 筋の発揮張力と筋電位の関係が明らかになっていないことが問題となっている [60]。

さらに, 新しい嚥下機能計測として近年, 嚥下時に頸部で産生される嚥下音を聴診器やウェアラブル端末を用いて計測したり [66, 67], 前頸部にレーザー光などを照射することで嚥下時の喉頭運動を測定 [68, 69] する方法も提案され始めている。しかし, 現在のところ, これらの手法により得られる情報は, 嚥下時の生体や食塊の分析に用いるデータとしては非直接的であったり, 断片的であるため, 今後もさらなる研究や開発が必要である。



(a) Picture.



(b) Measurement results.

Fig. 1.7 Measurement of electromyography.

1.1.4 誤嚥の診断や治療の現状

嚥下障害には、器質的障害と機能的障害がある。器質的障害（または、静的障害、解剖学的障害）は、腫瘍や外傷、先天奇形など、食塊の通路に解剖学的異常があるために、食塊を送り込むための力を与えられない、あるいは、通過が障害されている場合である。一方、機能的障害（または、動的障害、生理学的障害、運動障害性嚥下障害）は、食塊の通路に解剖学的異常はないが食塊の輸送機能に異常が見られる場合である。機能的障害をきたす疾患には、脳血管障害、神経疾患、筋、神経・筋接合部疾患、高齢による機能低下がある。このうち脳卒中は、罹患者の80%程度に嚥下障害が生じると言われ、誤嚥の主要な原因疾患である[5]。さらに、誤嚥は発生する時期によって、嚥下前誤嚥、嚥下中誤嚥、嚥下後誤嚥、あるいは、喉頭挙上期型、喉頭下降期型誤嚥のように区別される。これらの誤嚥の型の診断には、嚥下内視鏡検査や嚥下造影検査が利用される。

嚥下障害の治療方法には、障害自体を除去したり回復し嚥下機能を向上させるもの、および、残された機能を有効に活用し誤嚥せずに嚥下する方法を獲得するものがある。具体的には、以下に述べるように、間接訓練、直接訓練、外科治療、薬物治療など、様々な治療方法がある[5, 70, 71]。

間接訓練とは、口腔、咽頭諸器官の筋力強化、運動の協調性改善などによる嚥下機能改善のために、食物を用いずに行う基礎的な訓練である。具体的には、舌を持ち上げたり突き出したりするなど諸器官の体操やマッサージ、発声訓練、呼吸訓練、冷圧刺激（嚥下を誘発するための感受性を高める）、バルーン拡張法（バルーンカテーテルを用いて食道入口部の開大を改善）がある。

直接訓練は、何らかの方法を導入することで少量であれば安全に嚥下できる症例において、食物を嚥下することを通じて嚥下機能や能力を向上させる訓練である。主に、姿勢や食事形態の調整が導入される。姿勢調整は、重力方向の調整や咽頭など形態変化を利用する方法である。リクライニング位を取ることで、気管が上方、食道が下方となるため、誤嚥を減少させることが期待でき、さらに、口腔から咽頭への送り込みの改善が得られる。しかし、液体やゼリーなどのすべりの良い食材の場合は、咽頭への食塊流入が早まることが誤嚥の可能性を高める場合もあり、VF検査のもとでの試行により適切な角度を確認することが望ましいとされる。また、頭頸部の屈曲は、咽頭の収縮力を高める、咽頭腔を狭め咽頭残留を減じる、喉頭蓋谷を広げる、という効果があり、嚥下前誤嚥や嚥下後誤嚥の防止につながると報告されている。また、頸部を回旋させることで回旋側の咽頭が狭まり、食塊が回旋と反対側を通過しやすくさせることができる。食事形態の調整も、食塊形成の改善や、咽頭残留および誤嚥の軽減に効果がある。一般に望ましい形態は、やわらかい、性状が均一、ばらけにくい、べたつかないことである。液体などにとろみをつける増粘食品（とろみ調整食品とも呼ばれる）は、食塊のまとまりを良くしたり、咽頭への食塊流入を遅くするために利用されるが、粘度を高くすることによって付着性が高くなり、咽頭残留を増大させることがある。一口量を減らすことも、安全性を高める。

そのほかにも、嚥下リハビリテーションとして、嚥下手技と呼ばれる、意識的に新しい飲み込み方を習得させる方法も採用される。息をこらえたまま飲食物を飲み込み直後に咳払いをする supraglottic swallow（息こらえ嚥下）、嚥下に関わる全ての筋肉に力を入れて絞り込むように飲み込む effortful

swallow (努力嚥下), 嚥下したときに喉頭を最も高い位置に保つ Mendelsohn 手技が, 代表的な嚥下手技である. また, 食塊の鼻腔への逆流や咽頭残留を減少させる鼻つまみ嚥下, 一口につき 2 回以上嚥下することで咽頭残留を除去する複数回嚥下も提案されている.

外科治療には, 食道入口部開大の抵抗を減少させる輪状咽頭筋切除術, 糸などを用いて舌骨や甲状軟骨を下顎骨へ牽引することで喉頭挙上障害や舌根部の運動制限に起因する運動障害を改善する喉頭挙上術, 気道と食物路を分離する喉頭気管分離術や喉頭閉鎖術などがある.

薬物治療では, 嚥下反射や誤嚥物を喀出するための咳反射を誘発する薬剤の効果について研究が進められている. また, 電気刺激療法についても検討されている. 治療的電気刺激として表面電極で経皮的に舌骨周囲筋を刺激し筋収縮を得ながら一定の嚥下訓練を行う方法について, その効果の検証が進められている. 他方, 頭皮上より大脳皮質に電流を流すことで, 大脳皮質の神経細胞の活動性を変化させ, 神経障害による嚥下障害を治療する試みも行われている [72]. 機能的電気刺激については, 嚥下時の喉頭挙上運動の再建が試みられているが, 現在のところ臨床応用はされていない [71].

誤嚥性肺炎の患者は, 日常生活の中で, 食事中のむせの頻度, 誤嚥性肺炎による熱や痰, 体重の減少などの問題が現れると病院を受診する. その際に医師は, 嚥下の検査を実施し, 検査結果に基づいて誤嚥性肺炎や嚥下障害の診断を行う. そして, 患者に対して適していると考えられる治療を試行した後, 再度様子を診て, 治療の成否を判断する. このため, 検査は極めて重要な行程であるものの, 前項に述べたように現在の検査手法では定量的, 包括的, 詳細な情報を取得することが困難である. さらに, 上に挙げた種々の治療方法の多くについて, 十分なエビデンスが示されているとは言い難く [5], 手法の適用や限界についても完全には明らかになっていない. そもそも, 嚥下について取得可能なデータが不十分であるために, 健常者や嚥下障害者に関わらず, 嚥下のメカニズムには詳しく解明されていない点が多く, 診断や治療は当然ながら容易ではない. したがって, 現在の誤嚥性肺炎や嚥下障害の診断や治療は医師の主観や経験に依るところが大きい. しかし, 治療方法の多くは効果が表れるまで長時間を要するため, 患者はそれまで誤嚥のリスクを受け続ける. また, 受診時や治療効果の確認時になされる検査自体が誤嚥の危険や負担を生じるため, 患者の状態によっては多数の治療方法を試行することが難しい場合もある. さらには, 喉頭気管分離術などは不可逆的な治療方法であり, 患者への大きな負担やデメリットを伴う.

1.2 数値シミュレーション

1.2.1 数値シミュレーションの概要

日本学術会議の報告 [73] によれば, 「シミュレーションは現実の世界で起こっている現象を数学モデルで記述して, その仮想空間の中で起こる現象をコンピュータを駆使して解き, 結果を可視化などの手法によって表示して, あたかもその解が現実空間で起こった事象であるかのように見せる手法」である. 実際にロボットや模型を用いる実験によるシミュレーションも利用される一方, コンピュータ技術の著しい発展を背景に, コンピュータによる数値シミュレーションも様々な分野で発展し普及している. たとえば, 社会科学分野では, 都市の土地や世帯数の動態シミュレーション [74], 交通渋

滞・事故や環境問題評価のための交通流シミュレーション [75], 生物・医学分野では, 血管内の細胞の流動と接着 [76] や血栓形成シミュレーション [77], 口腔インプラントでの下顎骨のドリリング荷重解析 [78], 工学分野では, 3次元プリンタの高粘性樹脂の流動と固化解析 [79], 鉄鋼鑄造プロセスにおけるスプレー冷却水の挙動解析 [80], カムシャフトによりかき揚げられる潤滑・冷却オイルの挙動とシャフトに生じるトルクの子測 [81], また, 地球科学では地震や気象など [82-84] や, 化学分野では腐食や分解熱など [85,86] でも数値シミュレーションが利用されている. これらの例はいずれも, あるシステムの挙動や特性や得られる結果を, 現実のシステムを用いて確認することが, 技術的, あるいは, 費用的, 安全上, 道徳的な問題から不可能もしくは容易ではないために, 現実のシステムの代わりの模擬的なシステムとして数値シミュレーションを用いて確認している試みである.

力学シミュレーションの手法は, 不連続体を対象とするものと, 連続体を対象とするものに分けられる. 前者には, 対象物を多数の独立な剛体としてモデル化する個別要素法 (discrete element method, DEM) [87] がある. 後者の代表的な例としては, 有限要素法 (finite element method, FEM), 差分法 (finite difference method, FDM) が挙げられる. また, 亀裂や破壊などの局所的な不連続性を有する現象を扱うために, 要素内で不連続な状態を表現できるよう拡張された extended FEM [88] や, 任意形状の弾性体の多角形としてモデル化する不連続変形法 (discontinuous deformation analysis, DDA) [89] も提案されている. 連続体シミュレーションでは, 支配方程式である偏微分方程式を離散化して解く. 上に挙げた, 有限要素法や差分法は, 解析対象の空間を格子によって分割し, 格子を用いて支配方程式を離散化するため, 格子法 (grid method) と分類されている. 一方, 格子の代わりに多数の粒子を用いて空間を分割し, 粒子によって支配方程式を離散化する手法は粒子法 (particle method) と呼ばれる.

1.2.2 粒子法の概要

粒子法の代表的な手法として, smoothed particle hydrodynamics (SPH) 法 [90] と, moving particle semi-implicit (MPS) 法 [91] がある. SPH 法は粒子の位置に配置したカーネル関数を重ね合わせることで変数の空間分布を表し, その分布を微分することで支配方程式を離散化する. MPS 法は, 微分演算子に対応する粒子間相互作用モデルを用いて支配方程式を離散化する. これらの粒子法はラグランジュ法であり, 粒子は移動する計算点である. このため, 支配方程式に対流項が現れないという特徴があり, オイラー法で問題となる対流項の離散化による数値拡散や数値振動は生じない [92]. また, 差分法や有限要素法では事前に格子生成の作業が必要であるが, 複雑形状に対する格子生成はノウハウと手間がかかる. 一方, 粒子法では格子の代わりに粒子を生成するだけでよく, 粒子間の接続関係は自動的に計算されるため, 事前の作業が比較的容易である [92].

SPH 法と MPS 法は空間離散化の方法が異なるものの, 現在では, アルゴリズムの中の多くの手法が両方で共通して用いられるようになった. 初めの SPH 法は, Lucy [93] により宇宙物理学の圧縮性流れの解析のために提案された. その後, カーネルの1階微分と差分を組み合わせることで粘性項を計算できるようになった. また, MPS 法の半陰的アルゴリズムを取り入れることによって [94], 非圧縮性粘性流れのシミュレーションも行われるようになった. 一方, MPS 法でも, SPH 法と同様に

陽的に圧力を計算するアルゴリズムが提案され [95–97], 現在, MPS は moving particle simulation の略とされている.

粒子法による解析手法の研究は近年大変盛んであり [98], 以下に挙げるように, 様々な手法が開発, 改良されている.

食品や溶融プラスチックの多くが該当する高粘性非ニュートン流体の挙動の解析では, 従来の MPS 法を用いる場合, 拡散数についての数値安定性の制約から刻み時間を小さくする必要があった. そこで, 現実的な計算時間で解析できるよう, MPS 法の粘性項を陰的に計算する手法が開発された [99]. 表面張力のモデルとしては, 曲率を利用するものとして, continuum surface force (CSF) モデル [100] を MPS 法に適用したモデル [101] や, contoured CSF を適用したモデル [102] がある. また, ポテンシャルエネルギーによる粒子間力を利用する表面張力モデル [103] や, 曲率を考慮しながらポテンシャルエネルギーによる粒子間力を利用する表面張力モデル [104] も開発された. これらの手法 [103,104] では, 壁面濡れモデルも提案され, 流体と壁面の静的接触角が精度よく再現された.

壁粒子の代わりにポリゴンを用いた壁境界による解析手法も提案された [105–107]. ポリゴン壁モデルは, ポリゴン接続部周辺における解析精度に課題が残っているものの, 壁粒子を用いる場合に問題となる, 計算コストが大きい, 形状再現精度が低いなどの問題を解消できるため, 工業応用の上で有用である. 粒子間ポテンシャル力による表面張力と濡れ性モデル [103] とポリゴン壁モデル [105] の双方を同時に適用した解析では, 低接触角での濡れを精度良く再現できなかった. しかし, 近年, 流体粒子がポリゴン壁から受ける反力の計算手法の改良によって, 低接触角の濡れも高精度に再現できるようになった [108]. 粒子法の流体解析における壁境界の取り扱いとは単純ではなく [109,110], 正確かつ普遍的に使用できる壁境界モデルの開発は, 現在でも重要な課題の 1 つである.

また, MPS 法による流体解析での代表的な問題である, 圧力の空間的および時間的な振動についても, ソース項の改良や疑似圧縮性効果の導入によって解決された [111–113]. さらにその後, 高次精度の空間微分モデルや適合性 (consistency) のある時間発展スキームを有する粒子法が開発されたことにより, 従来の MPS 法の数理的な問題点の多くが解決され, 飛躍的に数値解析精度が向上した [114–116].

粒子法は, 流体解析のみならず, 構造解析においても適用されている. 宋ら [117] はアルミニウム平板への治具の押付や, 切欠きを有する平板の引張について, SPH 法や有限要素法を用いて弾塑性解析を行い, 各解析手法による結果が良く一致したことを示した. また, 宋ら [118] は MPS 法により, 円孔のあるゴム弾性体の衝突解析や板の上に落下するチョーク様の物体の破壊の解析を行い, メッシュ再生成の不要な粒子法が大変形解析や衝突, 破壊のシミュレーションに有効であることを示した. その後, 近藤ら [119] は, MPS 法弾性解析手法 [118] ヘシンプレクティブスキームを適用し, 3次元解析においてもエネルギー保存性に優れた解析手法を開発した.

一方, 鈴木ら [120,121] は, 非線型弾性体に対する粒子法 Hamiltonian MPS (HMPS) 法を開発した. 本手法もシンプレクティブスキームの適用によりエネルギーの保存性が優れているうえに, 圧縮および非圧縮の非線形弾性構成則を適用することが可能である. 本手法には, 応力計算位置と粒子位置が同じ場合に生じる, 特異性のある変位モードと粒子の局所的振動 (zero-energy mode instability) [122] によって, 解析精度が悪くなる課題があった. そこで, 近藤ら [123,124] は, 鈴木

らの手法のうち非圧縮拘束を課さない陽的なアルゴリズムにおいて、振動抑制のための人工的なポテンシャル力を開発し、Saint-Venant 構成則に従う片持ち梁のつり合いや波の伝搬の解析によって検証を行った。

粒子法を用いた構造物同士の接触や衝突の解析手法としては、ペナルティ法を基礎とした手法の開発例や適用例が主である [125–130]。このペナルティ法を用いた接触解析は、基本的に DEM と同様に粒子に仮想的なバネに基づく力を与える解析であり、アルゴリズムが簡便で計算を行う計算コストが低いという特徴がある。MPS 法を用いた接触や衝突の解析には、粒子数密度に基づく反発力を用いた解析 [118] や、ペナルティ法を用いた解析 [131] の例がある。粒子法による流体–剛体連成解析は、速度ベースの定式化 [92] と外力ベースの定式化 [132] がなされている。速度ベースの定式化でのアルゴリズムは、剛体を構成する粒子も一旦流体粒子として扱い通常の MPS 法の流体解析を行い、個々の粒子を移動させたのち、剛体粒子間の相対位置関係をもとの形状に戻す。外力ベースの定式化では、剛体を壁粒子として流体解析を行い、剛体粒子に作用する圧力を基に剛体へ加える外力とモーメントを求める。

流体–構造連成解析手法については、渉猟した範囲では、近澤ら [133–135] の手法が初めて提案された手法である。これらの研究では、流体は MPS 法 [91] によって、構造は MPS 法を基礎とした独自の手法によって、それぞれ解析され、両者は弱連成によって組み合わせられた。鈴木ら [136] は、MPS 法による流体解析 [91] と構造解析 [118] の弱連成によりマイクロディスペンサーの 3 次元シミュレーションを行い、複雑な表面変化を伴う流れと弾性構造体の運動との連成問題における MPS 法の有効性を示した。さらに邵ら [137] は、explicit MPS (EMPS) 法による流体解析 [95] と HMPS 法による構造解析 [120, 121] を弱連成させた手法を提案した。この手法は、構造粒子と流体粒子に加わる相互作用力が対称となるよう定式化され、浮体や弾性障害壁を有するダムブレイク問題での検証と妥当性確認が行われた。一方、MPS–FE の連成 [138–141] や SPH–FE の連成 [142, 143] のように、有限要素法による構造解析と粒子法による流体解析の連成手法も開発されている。これらの手法は、有限要素法の、広く用いられ信頼性が高い点、局所的な高精度化が容易である点、粒子法の自由表面を伴う流れを容易に扱うことのできる点などの利点を取り入れた解析を目指したものである。

1.3 嚥下のシミュレーションの先行研究

嚥下や誤嚥のバイオメカニクスは十分詳細に解明されていない。例えば、喉頭蓋反転の原因 [23–26] や、舌骨、咽頭、喉頭の筋の活動や役割 [38, 144–146]、嚥下障害に対する治療や手技の根拠 [5, 147] については、様々な仮説が存在し、現在も意見の一致をみていない。嚥下や誤嚥の仕組みの解明が困難である理由として、(1) 嚥下は、頭頸部の多種の器官や筋の協調運動であり（例えば、四肢や心臓などの運動に比べて）複雑な運動である、(2) 嚥下は体内での高速な運動であることや、その大部分が不随意に遂行されることから、観察や計測が困難である、(3) 嚥下障害の患者に対する嚥下の試験の実施は、その障害の程度に応じて窒息や誤嚥の危険が伴う、といった点が挙げられる。1.1.3 項で挙げた現在の画像検査手法はいずれも、嚥下や誤嚥を、空間分解能および時間分解能の面において十分詳細に捉えることはできない。また、筋電図やマノメトリーによる力学的な物理量（力や圧力）の

計測も嚥下や誤嚥の仕組みの解明に一定の寄与をしているものの、計測の誤差や個々の筋や器官の活動を区別して捉えることができないなどの課題がある。

ところで、近年、数値シミュレーション技術を様々な医用分野で応用する研究が盛んに行われている [148–154]。上述のように、in-vivo での嚥下の観察や計測には限界があるため、数値シミュレーションを利用した嚥下や誤嚥の研究は有用であると考えられる。コンピュータ上で嚥下を再現できるようになれば、具体的には以下のことが期待される。(1) 生体や食塊の運動を現行の医用画像よりも詳細に可視化し再現することができる。(2) in-vivo で測定困難な物理量を解析できるため、嚥下の力学的なメカニズムの検証や解明が可能となる。(3) 生体の運動や食塊の物性を細かく制御した条件での、定量的かつ体系的な数値実験を安全に実施し、誤嚥の有無や誤嚥量を予測することが可能となり、嚥下障害の予防や治療方法の確立、検証、向上に役立つ。

嚥下は食品と生体が相互に作用する現象であるため、嚥下のシミュレーションを行うためにはその双方を解析で再現する技術が必要である。

食品の形態には、水、ジュース、飲むゼリー、飲むヨーグルトなどの液状食品と、あめ玉、羊羹、ハンバーグ、豆腐などの固体状食品がある。さらに、マッシュポテト、マヨネーズ、プレーンヨーグルトなど、ペースト状やムース状の中間的なテクスチャーの食品は半固体状食品と分類される [70]。また、豆腐やコーンが液中に分散する味噌汁やコーンスープのような不均質な形態の食品もある。数値シミュレーションによる食品の挙動の研究例の多くは、液状食品のシミュレーション [155–167] である。一方、固体状食品については咀嚼時の変形や破断の解析 [168] や、嚥下時における固体状食品の解析例 [169–171] があるが、液状食品と比べると解析例が少ない。これは、誤嚥が主に液体の嚥下で生じる問題であることや、液状食品の嚥下の仕組みの研究が長くなされてきたことが影響していると考えられる。また、固体状食品は咀嚼されて小さく分割されながら唾液などと混合されて、比較的流体に似た状態となることも、液状食品のシミュレーションの報告が多い一因であると思われる。

ここで、食塊流れのシミュレーションの研究例、ならびに、適用された解析手法をまとめる。Meng et al. [156] は、咽頭を想定した円筒に食塊が充填された状態を仮定し、半径と圧力を境界条件として与えたときの流体の流れを FEM を用いて解析した。Nicosia [157] は、arbitrary Lagrangian and Eulerian (ALE) method を用いて、種々の粘度の液状食塊について食塊の口腔内での保持しやすさ(舌上からのこぼれやすさ)を解析した。Sonomura et al. [159,160] は、嚥下時の食塊流れの解析に ALE method や、volume of fluid (VOF) method を適用した。近年は、石田ら [163]、Kamiya et al. [164,165]、Ho et al. [166,167,172] によって、MPS 法や SPH 法を用いた、嚥下時の食塊流れの解析が行われている。粒子法を用いたこれらの解析では、嚥下時の食塊流れの分裂、合流、細かな飛沫が詳細に、かつ、滑らかに再現された。粒子法ではこのような自由表面流れを比較的容易に解析できる [148,173] ため、粒子法は格子法よりも食塊流れの解析に適していると考えられる。

次に、生体のシミュレーションについて述べる。嚥下に関わる器官は、舌、軟口蓋、咽頭、食道、喉頭、気管である。発音や睡眠時無呼吸のメカニズム解明を目的とした、舌や気道のシミュレーションは数多くの例がある [174–183]。一方、嚥下は大部分が反射運動であり、また、各器官が大きく高速に変形するため、嚥下時の各器官の変形と運動の構造解析は発音時に比べて難しい。

特定の器官のみに着目し単純化した形状や運動のモデルを用いたシミュレーションには以下のもの

がある。口腔期では、舌と口蓋を移動する平行円盤としてモデル化し、その間を満たす液状食塊が移送される運動について、壁面のスリップ条件や食塊の粘度がせん断速度に与える影響が解析された [155,158]。また、舌と口蓋を円形にモデル化した実験装置を用いて食塊の粘度と量、舌の絞り込み力、口蓋と舌の間隔に関する網羅的なパラメータ実験 [161,162] も行われた。咽頭期については、咽頭の閉鎖を単純な forward roll coating process による蠕動運動としてモデル化し、食塊流量や荷重に関する計算が行われた [184,185]。また、咽頭と喉頭の形状を2次元的に模擬した装置も作成され、その静止した装置内を種々の粘度の流体が流下するときの挙動の比較研究も行われた [161]。Tsou et al. [186,187] は、Open-source 3D biomechanical simulation platform, ArtiSynth [188,189] を用いて、舌骨および喉頭（甲状軟骨と輪状軟骨）と、その運動に関わる筋の立体モデルを開発し、舌骨喉頭モデルの挙上の運動を、VF 画像の実運動データを元にした逆問題として解析した。舌骨と喉頭の挙上は、喉頭蓋の回転や食道の開放に関わると言われる、嚥下において重要な運動である。しかし、Tsou et al. [186,187] では、舌や喉頭蓋など他の器官や、食塊の流れは再現されなかった。

以上のような、特定の器官に着目した嚥下の一部の解析だけでなく、嚥下に関わる全ての器官について現実に近い形状と運動モデルを用いてシミュレーションすることが、誤嚥の有無に関する差などの嚥下のメカニズムを解明するためには不可欠である。舌、口蓋、咽頭、食道、喉頭、気管の全てを含む嚥下時の生体の解析モデルは、これまでに Mizunuma et al. [160,169] のモデル以外には提案されていない。この研究では、生体の形状モデルは実データ（CT 画像）を基に作成され、その運動は市販の汎用 FEM 解析ソフトウェア（LS-DYNA）によりシミュレーションされた。しかし、計算安定性の問題から、器官の形状や動作のモデルは過度に簡略化されたものであり、解析された各器官や食塊の運動は不自然、かつ滑らかでなかった。次いで、Ho et al. [166] は ArtiSynth [188,189] を用いて舌、口蓋、中咽頭の FEM 構造解析を行った後、その表面を壁境界として用いた SPH 法流体解析によって食塊の輸送を再現した。この研究の主な目的は食塊流れに対する SPH 法の有効性を示すことであった。このため、各器官の形状は実データ（CT 画像）に基づいていたものの、喉頭と食道は再現されなかった。また、器官の運動は実データ（VF 画像など）に基づいた運動ではなく、運動のモデルについても詳細には議論されなかった。数値解析ではなく実機によるシミュレーションの例として、舌、口蓋、咽頭、食道、喉頭、気管の食塊輸送運動を再現する嚥下ロボットがある [170,171]。しかし、これらの形状や運動は、数値シミュレーション [166,169] よりも簡略化されたものである。以上のように、医用画像を詳細に再現した、口腔から食道と気管までの器官の形状と運動のシミュレーションモデルは開発されていない。

1.4 研究目的

本研究の大目的は、非侵襲的かつ体系的に嚥下や誤嚥の仮想実験を行うことのできる、生体と食塊のシミュレーションモデルを開発すること、ならびに、開発したシミュレーションモデルを活用した仮想実験を行い、嚥下や誤嚥の仕組みを明らかにすることである。対象とする生体の器官は、嚥下と誤嚥に関係する舌、口蓋、咽頭、喉頭、食道、気管である。食塊は、誤嚥が問題となる液状食品のうち水を取り扱う。

生体、食塊とも、解析手法として粒子法を採用する。具体的には、食塊の流体解析には、EMPS法 [95] を用いる。食塊流れの解析に粒子法を適用することには以下の利点がある。(1) 粒子法による流体解析は、分裂、合流、飛沫を伴う自由表面流れである嚥下時の食塊の挙動を、特別な処理なく解析できる [91]。(2) 液体と固体の混合物 (例えば、味噌汁、コーンポタージュ、錠剤と水、粉薬と水) を簡便な粒子法の流体-構造連成手法 [137] や流体-剛体連成手法 [92] を用いて解析することができる。(3) 粘弾性、付着性、曳糸性などの食品に特有な複雑な物理モデルを柔軟かつ容易に追加できると考えられる (粒子法の流体解析に特別な物理モデルが導入された例としては、条件を満たした流体粒子を血栓粒子として粒子をバネモデルにより連結する解析 [190] や、斜面上に液滴が保持される現象を再現するための流体粒子の相対速度に応じた壁境界条件の修正 [191] がある)。生体の構造解析には HMPS 法 [120, 121] を適用する。この手法は材料非線形性や幾何学非線形性を考慮でき、大変形を伴う物体の運動も比較的安定に解析することが可能である。また、FEM による構造解析で必要となるメッシュ生成が不要であるため、複雑な形状の嚥下の器官の解析モデルを容易に作成できる。さらに、EMPS 法による流体解析と HMPS 法による構造解析は、相互作用力が対称である邵らの連成解析手法 [137] により組み合わせることができる。本研究では邵らの手法 [137] を適用して、食塊と生体の連成解析を行う。

生体と食塊の嚥下シミュレーションモデルの開発と仮想実験実施の研究過程を、以下の4つの小テーマに分けて遂行する。

(1) HMPS 法による生体および食品の構造解析手法の確立

HMPS 法を嚥下時の生体シミュレーションに適用するうえで、以下の2つの課題がある。

HMPS 法 [120, 121] には、メッシュ生成が不要、非線形弾性解析が可能、などの利点があるが、特異性のある変位モードと粒子の局所的振動が発生する問題があった。そこで、近藤ら [123, 124] は、鈴木らの手法のうち非圧縮拘束を課さない陽的なアルゴリズムにおいて振動抑制のための人工的なポテンシャル力を導入することで、この問題を解決した。しかし、近藤ら [123, 124] の手法の検証は Saint-Venant 体での解析のみであり、生体構造や固体状食品などで見られる材料非線形性を有する超弾性体モデルに対しての人工的ポテンシャル力の検証例はない。したがって、人工的ポテンシャル力を併用した HMPS 法による、超弾性体の大変形解析の検証を行うことが課題の1つである。

もう1つの構造解析の課題は、構造同士の接触の解析手法の確立である。HMPS 法に対しての壁境界条件は提案されていないが、他の粒子法ではペナルティ法を基礎とした解析手法が多く提案されている。しかし、粒子により表現した構造の接触の場合、粒子の存在位置が離散的であるため、物体が壁面に沿ってなめらかに滑る運動を再現するには工夫が必要である。生体器官などの、複雑な形状を模擬するための不規則な粒子配置の壁面や、大変形する構造の壁面に対しても適用可能な接触解析手法はこれまで提案されていないため、新たに開発する必要がある。

そこで、本テーマでは、これらの2つの課題を解決し、嚥下時の生体やゼリー状食品を解析できる、HMPS 法構造解析手法を確立することを目的とする。具体的には、超弾性体の大変形、および、壁面との接触を伴う問題として、ゼリー状食品の単軸圧縮 (上下から平板で試料を圧縮) と摺動のシミュレーションを行い、検証と妥当性確認を行う。

(2) 嚥下時の生体の形状と運動モデルの開発

本テーマでは、医用画像を再現した、生体の形状と運動のシミュレーションモデルを開発する。器官の形状と運動の実データとして、健常被験者1名の静止時のCT画像、ならびに嚥下造影検査時のVF画像を用いる。嚥下では様々な方向に走行する筋が複雑に協調して働く。このため、筋の収縮運動を模擬したモデルによるシミュレーションを用いて、各器官の運動を実運動のとおり再現するのは容易ではない。このため、本研究では単純に、一部の粒子群をコントロール領域として強制変位させることによって、嚥下時の器官の運動をモデル化する。コントロール領域は筋の配置、各器官の役割、解剖学的特徴を考慮して配置し、その強制変位の時間-変位の関係はVF動画に一致するよう設定する。また、テーマ(1)で確立したHMPS法による構造解析手法を用いて、大変形や接触解析を伴う生体の各器官の運動を安定して解析可能か確認することも本テーマの目的である。

(3) 食塊の嚥下シミュレーションの妥当性確認

本テーマでは、テーマ(2)で開発した生体モデルを用いて、健常被験者の嚥下をシミュレーションによって再現する。参照するVF画像では、水に造影剤を添加した液体を食塊として用いたため、シミュレーションではその物性値を与えて流体解析を行う。生体の形状と運動のモデル、ならびに、HMPS法とEMPS法による嚥下シミュレーションの妥当性を確認するために、シミュレーション結果をVF画像の生体や食塊の挙動と比較する。

(4) 開発した嚥下シミュレーションモデルによる、嚥下や誤嚥の仮想実験

テーマ(3)において妥当性の確認された嚥下シミュレーションモデルを基に、数例の嚥下や誤嚥の仮想実験を行うことで、開発した嚥下シミュレーションモデルの有用性を確認する。具体的には、誤嚥の有無に最も関係すると考えられる、喉頭の運動のメカニズムについて検討するため、喉頭閉鎖のケーススタディ、および、喉頭挙上量の感度解析を行う。さらに、健常モデルの喉頭閉鎖と挙上に障害を与えた嚥下障害モデルを作成した後、このモデルに対して数種類の治療方法を試行したと仮定した解析条件で嚥下シミュレーションを行う。それぞれの解析では、生体や食塊の挙動の解析結果を、健常モデル、他の障害モデル、実際の臨床の症例から知られている知見などと比較することで、嚥下や誤嚥のメカニズムについて考察する。

1.5 論文の構成

本論文は、次のような構成となっている。

第2章では、ゼリー状食品の単軸圧縮試験と摺動を模擬したシミュレーションを行い、人工的ポテンシャル力を併用したHMPS法と、新たに開発する粒子の変形を考慮した壁境界条件手法の、検証と妥当性確認を行う。

第3章では、嚥下時の生体の形状と運動のモデルを開発し、HMPS法を用いて嚥下時の生体の運動のシミュレーションを行う。また、喉頭蓋の運動モデルや摩擦係数に関するケーススタディを行

い，喉頭蓋の反転運動のメカニズムを検討する。

第4章では，EMPS-HMPS 連成解析手法を用いて嚥下シミュレーションを行い，採用した解析手法と，第3章で開発した生体モデルの妥当性確認を行う。また，シミュレーション結果の可視化の方法について提案する。

第5章では，開発した嚥下シミュレーションモデルを用いて，嚥下や誤嚥の仮想実験を行う。嚥下や誤嚥のメカニズムについての考察を行うことで，提案したモデルの有用性を確認する。

最後に第6章で，全体の結論を述べる。

第 2 章

Hamiltonian MPS 法における滑らかな 粒子壁境界条件の開発

2.1 序論

粒子法はメッシュフリーな解析手法であり，計算点である粒子の相互作用により連続体の運動を解析することができる．流体解析では分裂，合流，飛沫を伴う自由表面流れを比較的容易に解析できることから，多くの適用例が報告されている [164, 173, 192, 193]．流体解析のみならず構造解析においても，粒子法は医療用画像からの解析モデルの生成が容易，大変形を伴う解析に対応しやすいなどの利点を持つ [149–151]．また，流体–構造連成解析手法が開発され [137]，流体解析と構造解析の両方での粒子法の利点を活かした解析が可能となった．したがって，粒子法は嚥下時の流体・固体状の食品や，口腔，咽頭・喉頭（のど），食道の挙動の解析に適した手法と考えられる．

このため，現在，粒子法を用いた嚥下動態シミュレータが開発されている [164, 165]．これまでに，食塊流れが MPS 法による流体解析手法を用いて再現されたが，固体状食品や生体構造の挙動の再現は行われていない．技術的な課題として，構造の解析手法，および，構造同士の接触の解析手法の確立が挙げられる．課題の詳細を以下に述べる．

第一の技術課題である構造解析の手法の 1 つとして，鈴木・越塚 [120, 121] の開発した非線形弾性体に対する Hamiltonian MPS (HMPS) 法がある．この手法は，エネルギー保存性に優れるため地震波動伝播シミュレーションへの適用例がある [194, 195]．しかし，HMPS 法は特異性のある変位モードによる振動が生じやすい問題が指摘されている．Takekawa et al. [196] はこの問題を解決するため，通常の粒子の他に応力計算粒子を別に用いる手法である，staggered particle technique による改良を行った．一方，近藤ら [123, 124] は人工的なポテンシャル力を導入することにより，応力計算粒子を用いることによる計算アルゴリズムの複雑化を回避しつつ振動の問題を解決した．しかし，近藤ら [123, 124] の手法の検証は Saint–Venant 体での解析のみであり，生体構造や固体状食品などで見られる，材料非線形性を有する超弾性体に対しての人工的ポテンシャル力の検証例はない．したがって，人工的ポテンシャル力を併用した HMPS 法による，超弾性体の大変形解析の検証を行うことが本研究の第一の課題である．

第二の技術課題である構造同士の接触については、多くの解析手法が報告されている。接触解析手法の1つとして、計算コストが低くアルゴリズムが簡便であるペナルティ法が知られている。粒子法での接触判定、および、接触力の大きさや方向の計算手法は、粒子と粒子 (particle-to-particle contact)、または粒子と表面 (particle-to-surface contact) の2つのアプローチによる取り扱いに大別できる [126, 127, 129, 130]。Campbell et al. [126], Seo and Min [127], 田中ら [131] は、Belytschko and Neal [197] のピンボールアルゴリズムと同様の particle-to-particle のアプローチを採用した接触解析手法を開発した。しかし、粒子により表現した構造同士の接触の場合、粒子の存在位置が離散的であるため、物体が壁面に沿ってなめらかに滑る運動を再現するには工夫が必要である。Wang et al. [129, 130] は particle-to-particle の方法は汎用性が高いが摩擦力を正確に再現することができないと主張し、摩擦の影響の大きい問題を解析するための particle-to-surface のアプローチによる接触解析手法を提案した。しかし、Wang et al. [129, 130] の手法は、規則的な粒子配置の壁面に限るものであるため、粒子配置が不規則である複雑形状に対して適用することができない。また、過去の手法 [126, 127, 129–131] はいずれも接触判定や接触力の計算において、粒子を球形と仮定し等方的な粒子半径を用いていた。しかし、大変形する構造同士の接触の場合、特に嚙下運動における食道とゼリーのように引張変形によって壁面の粒子間隔が広がっている場合には、Owen et al. [198] や Shibata et al. [199] のように粒子を球形ではなく楕円体として取り扱うことが望ましいと考えられる。したがって、本研究の第二の課題は、弾性体粒子の変形を考慮し、規則的な粒子配置に限定されない接触解析手法を開発することである。

以下、本章は、この2つの課題を解決して、嚙下時の生体やゼリー状食品の構造解析のための構造解析手法と接触解析手法を確立することを目的とする。2.2節では、人工的ポテンシャル力を併用した HMPS 法による構造解析手法の概要を述べる。2.3節では、粒子の変形を考慮した、particle-to-surface のアプローチでのペナルティ法による壁境界条件を提案する。本手法では、粒子により表された壁面の表面位置を導出するためにメタボール [200] の手法を利用する。2.4節ではマスターとスレーブの扱い方、ならびに時間積分法について、2.5節ではゼリー状食品の単軸圧縮試験について述べる。最後に、2.6節、2.7節、2.8節で、検証と妥当性確認のための数値解析を行う。まず、2.6節では、平面 (特定の z 座標値で定義された面) によって表された壁によるゼリー状食品の単軸圧縮試験を模擬した解析を行うことで、人工的ポテンシャル力を併用した HMPS 法による構造解析手法と、粒子の変形を考慮した壁境界条件の検証、および超弾性体構成則の一種である Mooney–Rivlin 則を用いたゼリー状食品のモデル化の妥当性確認を行う。次に、2.7節、2.8節では、メタボールを用いた粒子群からの壁平面算出方法の評価と摩擦力の検証を行うために、粒子で表された壁を用いた摺動の解析、および、単軸圧縮試験の解析をそれぞれ行う。

2.2 構造解析手法

2.2.1 Hamiltonian MPS 法

本項では非線形弾性体に対する HMPS 法 [120,121] の概要を示す。詳細な導出は、文献 [120,121] を参照されたい。

弾性体の支配方程式は次式である。

$$\rho \frac{\partial \mathbf{v}}{\partial t} = - \frac{\partial W}{\partial \mathbf{r}} \quad (2.1)$$

ここで、 ρ は密度、 \mathbf{v} は速度ベクトル、 \mathbf{r} は相対位置ベクトルである。また、ひずみエネルギー関数 W は

$$W = \mathbf{\Pi} : \mathbf{F} \quad (2.2)$$

第 1 Piola–Kirchhoff 応力テンソル $\mathbf{\Pi}$ は

$$\mathbf{\Pi} = \mathbf{F} \mathbf{S} \quad (2.3)$$

で与えられる。 \mathbf{F} は変形勾配テンソル、 \mathbf{S} は第 2 Piola–Kirchhoff 応力テンソルである。

$\mathbf{r}_{ij} = \mathbf{x}_j - \mathbf{x}_i$ を現在時刻の粒子 i, j 間の相対位置ベクトル、 $\mathbf{r}_{ij}^0 = \mathbf{x}_j^0 - \mathbf{x}_i^0$ を初期時刻の相対位置ベクトルとし、重み関数 $w(r)$ を次式で定義する。

$$w(r) = \begin{cases} \frac{r_{e,\text{elastic}}}{r} - 1 & (0 < r \leq r_{e,\text{elastic}}) \\ 0 & (r_{e,\text{elastic}} < r) \end{cases} \quad (2.4)$$

本研究では影響半径 $r_{e,\text{elastic}}$ を初期粒子間隔 l_0 の 1.5 倍とした。以下では、粒子 i と j の初期位置での重み $w(|\mathbf{r}_{ij}^0|)$ を w_{ij}^0 と表記する。

HMPS 法では変形勾配テンソル \mathbf{F}_i を重みつき最小二乗近似により求める。すなわち、重み関数を用いて \mathbf{F}_i の誤差関数 e_i を次式で定義する。

$$e_i(\mathbf{F}_i) = \sum_{j \neq i} |\mathbf{F}_i \mathbf{r}_{ij}^0 - \mathbf{r}_{ij}|^2 w_{ij}^0 \quad (2.5)$$

式 (2.5) を最小化する \mathbf{F}_i は

$$\begin{aligned} \frac{\partial e_i}{\partial \mathbf{F}_i} &= 2 \sum_{j \neq i} (\mathbf{F}_i \mathbf{r}_{ij}^0 - \mathbf{r}_{ij}) \otimes \mathbf{r}_{ij}^0 w_{ij}^0 \\ &= 2 \mathbf{F}_i \sum_{j \neq i} \mathbf{r}_{ij}^0 \otimes \mathbf{r}_{ij}^0 w_{ij}^0 - 2 \sum_{j \neq i} \mathbf{r}_{ij} \otimes \mathbf{r}_{ij}^0 w_{ij}^0 \\ &= 0 \end{aligned} \quad (2.6)$$

と変形することにより,

$$\mathbf{F}_i = \left[\sum_{j \neq i} \mathbf{r}_{ij} \otimes \mathbf{r}_{ij}^0 w_{ij}^0 \right] \mathbf{A}_i^{-1} \quad (2.7)$$

と得られる. ただし, 記号 \otimes はテンソル積を示し,

$$\mathbf{A}_i = \sum_{j \neq i} \mathbf{r}_{ij}^0 \otimes \mathbf{r}_{ij}^0 w_{ij}^0 \quad (2.8)$$

と置き換えた. 本手法は, 式 (2.4) に示した初期配置における重み関数を \mathbf{F}_i の評価に用いるため, 皆木・野口 [201] の用語で Fixed Kernel を用いる手法である. 単位体積当たりの弾性力として, 式 (2.1) から次式を得る.

$$\begin{aligned} \mathbf{f}_{i,\text{elastic}} &= \rho \frac{\partial \mathbf{v}}{\partial t} \\ &= - \sum_{j \neq i} \mathbf{\Pi}_j : \frac{\partial \mathbf{F}_j}{\partial \mathbf{r}_i} \\ &= \sum_{j \neq i} (\mathbf{F}_i \mathbf{S}_i \mathbf{A}_i^{-1} \mathbf{r}_{ij}^0 + \mathbf{F}_j \mathbf{S}_j \mathbf{A}_j^{-1} \mathbf{r}_{ij}^0) w_{ij}^0 \end{aligned} \quad (2.9)$$

HMPS 法では, 粒子の初期配置が単純立方格子状の場合だけでなく, 斜面の表面に沿って単純立方格子を少しずつずらした場合 [195] や, DEM の解析結果のように不規則的に敷き詰められている場合 [202] についても, 良好な解析精度を得られることが報告されている.

2.2.2 構成則

第 2Piola–Kirchhoff 応力テンソル \mathbf{S} は, ひずみエネルギー関数 W および右 Cauchy–Green 変形テンソル \mathbf{C} によって

$$\mathbf{S} = 2 \frac{\partial W}{\partial \mathbf{C}} \quad (2.10)$$

と表される. また, \mathbf{C} は,

$$\mathbf{C} = \mathbf{F}^t \mathbf{F} \quad (2.11)$$

により求められる. 本章では 2 次の Mooney–Rivlin モデル

$$\begin{aligned} W &= \sum_{p+q=1}^2 C_{pq}^{\text{MR}} (\tilde{I}_1 - 3)^p (\tilde{I}_2 - 3)^q + D_1 (J - 1)^2 \\ &= C_{10}^{\text{MR}} (\tilde{I}_1 - 3) + C_{01}^{\text{MR}} (\tilde{I}_2 - 3) \\ &\quad + C_{20}^{\text{MR}} (\tilde{I}_1 - 3)^2 + C_{11}^{\text{MR}} (\tilde{I}_1 - 3) (\tilde{I}_2 - 3) + C_{02}^{\text{MR}} (\tilde{I}_2 - 3)^2 + D_1 (J - 1)^2 \end{aligned} \quad (2.12)$$

を適用する. ここで, C_{pq}^{MR} は Mooney–Rivlin モデルの材料定数, J は \mathbf{F} の第 3 不変量であり, 圧縮率係数 D_1 は 1×10^6 [Pa] とした. また, \mathbf{C} の第 1, 第 2 低減不変量 \tilde{I}_1, \tilde{I}_2 は, それぞれ次式で

定義される.

$$\tilde{I}_1 = J^{-2/3} I_1 \quad (2.13)$$

$$\tilde{I}_2 = J^{-4/3} I_2 \quad (2.14)$$

\mathbf{C} の第 1, 第 2, 第 3 不変量 I_1, I_2, I_3 は, それぞれ次のように求められる.

$$I_1 = \text{tr}\mathbf{C} = \lambda_1^2 + \lambda_2^2 + \lambda_3^2 \quad (2.15)$$

$$I_2 = \frac{1}{2}\{(\text{tr}\mathbf{C})^2 - \text{tr}(\mathbf{C}^2)\} = \lambda_1^2\lambda_2^2 + \lambda_2^2\lambda_3^2 + \lambda_3^2\lambda_1^2 \quad (2.16)$$

$$I_3 = J^2 = \det\mathbf{C} = \lambda_1^2\lambda_2^2\lambda_3^2 \quad (2.17)$$

ここで, $\lambda_1, \lambda_2, \lambda_3$ は \mathbf{C} の固有値である. これらの不変量を用いれば, 式 (2.10) を変形し, \mathbf{S} を次式により求めることができる.

$$\begin{aligned} \mathbf{S} &= 2 \left\{ \frac{\partial W}{\partial I_1} \frac{\partial I_1}{\partial \mathbf{C}} + \frac{\partial W}{\partial I_2} \frac{\partial I_2}{\partial \mathbf{C}} + \frac{\partial W}{\partial I_3} \frac{\partial I_3}{\partial \mathbf{C}} \right\} \\ &= 2 \left\{ \left(\frac{\partial W}{\partial I_1} + \frac{\partial W}{\partial I_2} I_1 \right) \mathbf{1} - \frac{\partial W}{\partial I_2} \mathbf{C} + \frac{\partial W}{\partial I_3} \mathbf{C}^{-1} \right\} \\ &= 2 \left[J^{-\frac{2}{3}} \left(\frac{\partial W}{\partial \tilde{I}_1} + \frac{\partial W}{\partial \tilde{I}_2} \tilde{I}_1 \right) \mathbf{1} - J^{-\frac{4}{3}} \frac{\partial W}{\partial \tilde{I}_2} \mathbf{C} + \left\{ -\frac{1}{3} \left(\tilde{I}_1 \frac{\partial W}{\partial \tilde{I}_1} + 2\tilde{I}_2 \frac{\partial W}{\partial \tilde{I}_2} \right) + \frac{1}{2} J \frac{\partial W}{\partial J} \right\} \mathbf{C}^{-1} \right] \end{aligned} \quad (2.18)$$

ここで, $\mathbf{1}$ は単位行列を表す. 式 (2.18) から確認できるように, 低減不変量を用いた Mooney–Rivlin 体では, ひずみテンソルが $\mathbf{0}$ のときに応力テンソルは $\mathbf{0}$ である.

また, 1 次の Mooney–Rivlin 体の微小ひずみにおけるヤング率は,

$$E = 6(C_{10}^{\text{MR}} + C_{01}^{\text{MR}}) \quad (2.19)$$

であることが知られている. これは, 2.5 節で述べる, Mooney–Rivlin モデルの応力とひずみの関係式から容易に確認できる. 本章で適用する 2 次の Mooney–Rivlin 体でも, 式 (2.19) が成り立つ. この理由を以下に述べる. 微小ひずみにおいては, $\tilde{I}_1 \simeq 3, \tilde{I}_2 \simeq 3, J \simeq 1$ である. ここで, たとえば, 2 次の Mooney–Rivlin モデルのひずみエネルギー関数 W (式 (2.12)) を \tilde{I}_1 で偏微分すると,

$$\frac{\partial W}{\partial \tilde{I}_1} = C_{10}^{\text{MR}} + 2C_{20}^{\text{MR}}(\tilde{I}_1 - 3) + C_{11}^{\text{MR}}(\tilde{I}_2 - 3) \quad (2.20)$$

$$\rightarrow C_{10}^{\text{MR}} \quad (\tilde{I}_1 \rightarrow 3, \tilde{I}_2 \rightarrow 3 \text{ のとき}) \quad (2.21)$$

となり, W はひずみエネルギー関数の 2 次の項の影響を受けないことがわかる. 同様に, $\tilde{I}_1 \rightarrow 3, \tilde{I}_2 \rightarrow 3, J \rightarrow 1$ のとき, 次数に関わらず, $\partial W / \partial \tilde{I}_2 \rightarrow C_{01}^{\text{MR}}, \partial W / \partial J \rightarrow 0$ であることもわかる. したがって, 微小ひずみにおけるヤング率を表す式 (2.19) は Mooney–Rivlin モデルの次数に関わらず成立する. このヤング率の値は, 次項の人工的ポテンシャル力の大きさを決める係数に用いられる.

2.2.3 人工的ポテンシャル力

HMPS 法では応力を評価する位置が粒子位置であるため、特異性のある変位モードや、それによる局所的な粒子の振動が生じやすい。この問題を解消するため近藤ら [123, 124] は人工的ポテンシャル力を開発した。このポテンシャル力は、変形勾配テンソルの最小二乗近似の誤差を打ち消す方向に働くスタビライザとして、次式のように定式された。

$$\mathbf{f}_{i,\text{artificial}} = C_i^{\text{art}} \sum_{j \neq i} (2\mathbf{r}_{ij} - \mathbf{F}_i \mathbf{r}_{ij}^0 - \mathbf{F}_j \mathbf{r}_{ij}^0) w_{ij}^0 \quad (2.22)$$

$$C_i^{\text{art}} = \frac{\hat{E}_i d}{\sum_{j \neq i} |\mathbf{r}_{ij}^0|^2 w_{ij}^0} \quad (2.23)$$

ここで d は空間の次元数である。また、 \hat{E}_i は人工的ポテンシャル力の大きさを決定するパラメータであり、ヤング率と同じ次元を持つが物理的な意味は持たない。本研究では、 \hat{E}_i の値は微小ひずみでのヤング率 E_i (式 (2.19)) を用いた。

式 (2.22) の人工的ポテンシャル力によって、HMPS 法による良好なエネルギー保存性を失うことなく、特異性のある変位モードや振動を抑制することができる [123, 124]。しかし、弾性体の表面と内部など、粒子ごとに係数 C^{art} が異なる場合は、弾性体の内力である人工的ポテンシャル力の合計が $\mathbf{0}$ とならないことがある。そこで本研究では、粒子間の力の対称性を保つため、人工的ポテンシャル力として式 (2.22) の代わりに次式を用いた。

$$\mathbf{f}_{i,\text{artificial}} = \sum_{j \neq i} (C_i^{\text{art}} (\mathbf{r}_{ij} - \mathbf{F}_i \mathbf{r}_{ij}^0) + C_j^{\text{art}} (\mathbf{r}_{ij} - \mathbf{F}_j \mathbf{r}_{ij}^0)) w_{ij}^0 \quad (2.24)$$

2.2.4 粘性力

本研究では動解析における計算の安定化を図るため、単位体積ごとに次式の MPS 法 [91] と同様の粘性力を与えることで粒子の速度を減衰させた。

$$\mathbf{f}_{i,\text{viscous}} = \rho \nu^{\text{ela}} \frac{2d}{\lambda n^0} \sum_{j \neq i} (\mathbf{v}_j - \mathbf{v}_i) w_{ij}^0 \quad (2.25)$$

ここで、 ν^{ela} は粘性力の係数 [m^2/s] である。また、MPS 法の係数 λ および n^0 は、

$$\lambda = \frac{\sum_{j \neq i} |\mathbf{r}_{ij}^0|^2 w_{ij}^0}{\sum_{j \neq i} w_{ij}^0} \quad (2.26)$$

$$n^0 = \sum_{j \neq i} w_{ij}^0 \quad (2.27)$$

によって計算する。ただし、初期粒子配置において十分内部にある粒子を、粒子 i として採用して計算し、その値を全ての粒子に対して共通して用いる。2.4 節で述べるように、粘性力は Voigt 型粘弾性モデルと同様に、弾性力と並列に与える。

なお、HMPS 法および人工的ポテンシャル力はエネルギー保存性の良い解析手法であるが、この粘性力を加えることによってエネルギー保存性は失われる。

2.3 壁境界条件の開発

2.3.1 ペナルティ法の概要

他の物体との接触境界条件として適用されるペナルティ法では、他の物体に接触した粒子に対してペナルティ力、すなわち反発力として、以下のような力を与える。

$$\mathbf{f}_{i,nor} = k_p p \mathbf{n}_m \quad (2.28)$$

ここで、 k_p , p , \mathbf{n}_m はそれぞれペナルティ係数、めり込み量、反発力の単位方向ベクトルである。めり込み量に比例した反発力を与える考え方は、particle-to-particle、および particle-to-surface のアルゴリズムにおいて共通である。

基本的な particle-to-particle のアルゴリズム [126, 131] (Fig. 2.1a) では、反発力を、近傍の粒子とのめり込み量に比例した大きさだけ、粒子間の相対位置ベクトルの方向に与える。しかし、この方法では滑らかな壁面を表現できない。この問題を解決するため、各表面粒子において定義された法線ベクトルを利用することによって、めり込み量と反発力の方向の定義方法が改良された [127] が、摩擦力は再現されなかった。これは、個々の壁粒子とのめり込み量から正確な大きさの垂直抗力や摩擦力を再現することが困難であるためであると考えられる。

Particle-to-surface のアルゴリズム (Fig. 2.1b) では、垂直抗力として、壁面とのめり込み量に比例した大きさの力を、壁面の法線ベクトルの方向へ与える。このアルゴリズムの場合、接触する粒子をスレーブ、接触される壁面をマスターと区別して取り扱う。このアルゴリズムは、Swegle et al. [203] の SPH-FEM 法の連成解析や、Wang et al. [129, 130] の方法で採用され、摩擦力も導入さ

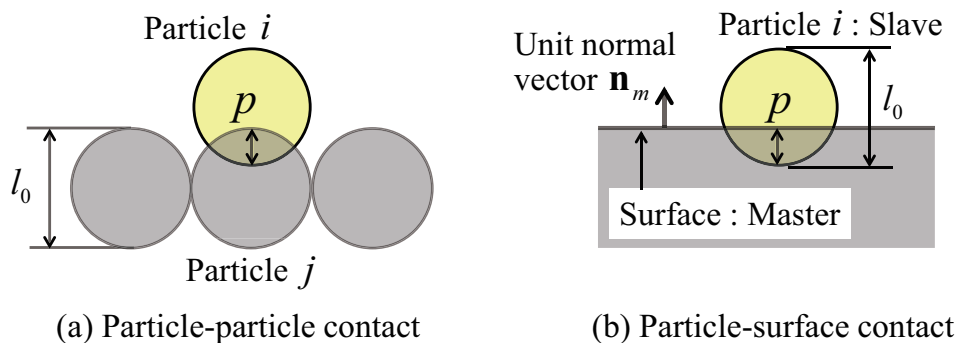


Fig. 2.1 Basic concept of the penalty method.

れた。

本研究でも particle-to-surface によるアプローチを採用する。ただし、接触する双方が解析対象である弾性体の場合、マスター側の物体を表現する粒子群から壁面を決定する必要があり、その導出方法を 2.3.3 項で述べる。

ペナルティ係数 k_p の値は、大きいほどめり込み量が小さくなり解析の精度が向上するため、安定に解析できる範囲内で大きく設定することがよい [130, 131, 204]。ここで、バネ定数率 $\tilde{k}_p [-]$ を用いて k_p を以下のように表す [131, 204]。

$$k_p = \tilde{k}_p \frac{\rho}{\Delta t^2} \quad (2.29)$$

また、摩擦力は、従来の研究 [129, 130] と同様に次式によって与える。

$$\mathbf{f}_{i,\text{tan}} = \min \left(\rho \frac{|\mathbf{v}_{im,\text{tan}}|}{\Delta t}, \mu_{\text{tan}} |\mathbf{f}_{i,\text{nor}}| \right) \frac{\mathbf{v}_{im,\text{tan}}}{|\mathbf{v}_{im,\text{tan}}|} \quad (2.30)$$

ここで、 μ_{tan} は摩擦係数である。また、 $\mathbf{v}_{im,\text{tan}}$ は、粒子 i とマスターの表面の相対速度 \mathbf{v}_{im} のうち、マスターの表面の単位法線ベクトル \mathbf{n}_m に垂直な方向の成分であり、次のように求めることができる。

$$\mathbf{v}_{im,\text{tan}} = \mathbf{v}_{im} - (\mathbf{v}_{im} \cdot \mathbf{n}_m) \mathbf{n}_m \quad (2.31)$$

2.3.2 平面で表された壁に対するスレーブ粒子のめり込み量の導出

Fig. 2.2 のような、弾性体のスレーブ粒子 i が変形している場合における、マスター壁面へのめり込み量の導出方法を述べる。

ここで、マスターは単位法線ベクトルを \mathbf{n}_m とし、粒子 i の中心から r_{im} だけ離れた平面とする。また、粒子 i は中心点 $O_i = (0, 0, 0)$ 、表面を点 $P = (x, y, z)$ とする回転楕円体とする。粒子 i の変

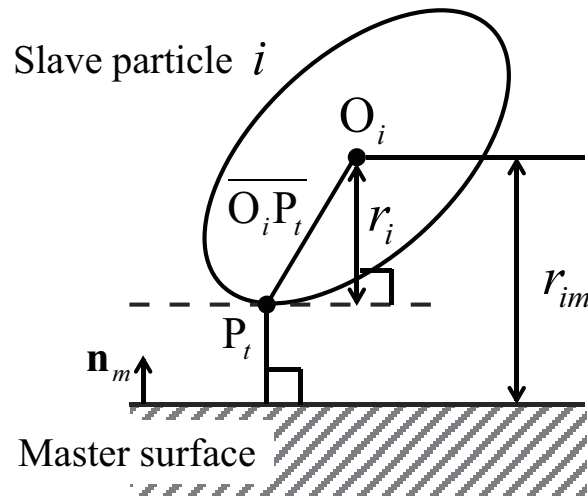


Fig. 2.2 Penetration between wall surface and slave particle i .

形勾配テンソルが \mathbf{F}_i であるとき、球の方程式 $x_0^2 + y_0^2 + z_0^2 = r_0^2$ へ

$$\begin{bmatrix} x_0 \\ y_0 \\ z_0 \end{bmatrix} = \mathbf{F}_i^{-1} \begin{bmatrix} x \\ y \\ z \end{bmatrix} \quad (2.32)$$

を代入することにより、回転楕円体 i の表面 P を表す方程式を

$$a_1x^2 + a_2y^2 + a_3z^2 + a_4xy + a_5yz + a_6zx = r_0^2 \quad (2.33)$$

のように記述することができる。 a_n は \mathbf{F}_i^{-1} の成分から定まる定数である。この回転楕円体の単位法線ベクトルが $-\mathbf{n}_m$ と一致する回転楕円体上の点を P_t 、線分 $\overline{O_iP_t}$ の $-\mathbf{n}_m$ に平行な成分を r_i とすれば、スレーブ粒子 i のめり込み量を次式のように求めることができる。

$$p = \begin{cases} r_i - r_{im} & (r_i > r_{im}) \\ 0 & (r_i \leq r_{im}) \end{cases} \quad (2.34)$$

2.3.3 粒子で表された壁の表面の導出

前述のように、スレーブだけでなくマスターの物体も解析対象の弾性体である場合、マスターの弾性体粒子群から r_{im} および \mathbf{n}_m を決める必要がある。その導出のため、本研究ではメタボールの手法を応用した。メタボールとは、中心から離れるほど濃度が低下する濃度球の集合について、その形状の表面をある一定の閾値によって定義する手法であり [200]、粒子法の解析結果をレンダリングするための表面生成でも適用されている [205]。メタボール濃度関数 $c(r)$ として、2次関数型

$$c(r) = \begin{cases} \left(1 - \frac{r}{r_{e,\text{metaball}}}\right)^2 & (0 < r \leq r_{e,\text{metaball}}) \\ 0 & (r_{e,\text{metaball}} < r) \end{cases} \quad (2.35)$$

を本研究では主に用いる。2.7.1 項では、2次関数型と、4次関数型

$$c(r) = \begin{cases} \left(1 - \left(\frac{r}{r_{e,\text{metaball}}}\right)^2\right)^2 & (0 < r \leq r_{e,\text{metaball}}) \\ 0 & (r_{e,\text{metaball}} < r) \end{cases} \quad (2.36)$$

の2種類について比較を行う。ここで、 $r_{e,\text{metaball}}$ は影響半径である。

粒子で表された壁の表面の導出方法を述べる。まず、基準濃度関数 $Z(y)$ を定義する。そのために、Fig. 2.3 に示すように基準仮想壁として単純立方格子状に粒子を配置する。このとき、壁粒子からの距離が y の位置において、壁粒子群から受けるメタボール濃度の和を基準濃度関数とする。

$$Z(y) = \sum_{j \in \text{StandardWall}} c(|\mathbf{r}_{yj}|) \quad (2.37)$$

y は連続な値であるが、実際のシミュレーションでは予め、いくつかの y について Z の値を計算しておき、その y 以外での Z は線形補間により得た値を用いる (Fig. 2.4)。

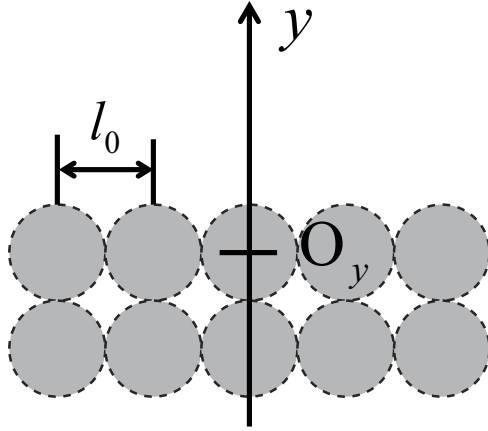


Fig. 2.3 Particle arrangement for calculation of $Z(y)$.

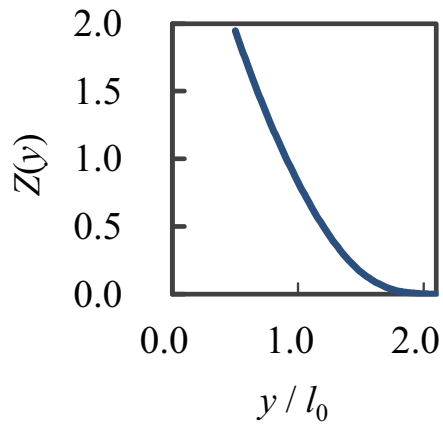


Fig. 2.4 Normal density function: $Z(y)$.

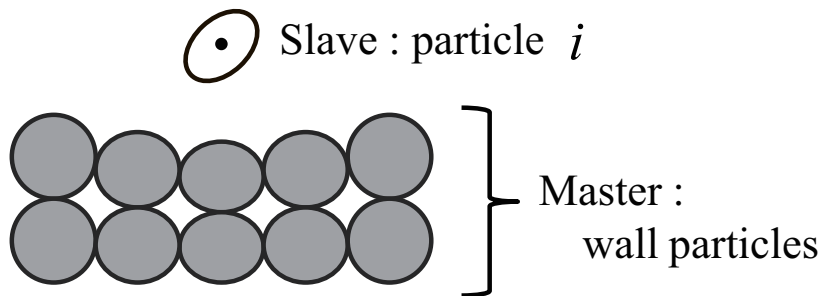


Fig. 2.5 Example of wall particles under deformation.

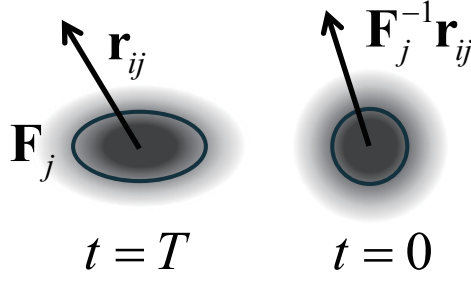


Fig. 2.6 Ellipsoidal metaball.

次に, Fig. 2.5 のように壁粒子が変形している場合における, 壁面の位置と法線方向の算出方法を検討する. これらの壁粒子を回転楕円体のメタボールと考え, 粒子 i の中心位置で壁粒子群から受ける濃度の和

$$C_{im} = \sum_{j \in \text{master}} c(|\mathbf{F}_j^{-1} \mathbf{r}_{ij}|) \quad (2.38)$$

を求める. ただし, 回転楕円体のメタボールの濃度は, Fig. 2.6 に示したように, 変形前の球の状態での距離を参照することにより計算される. スレーブ粒子 i がマスター壁粒子群に接近しているほど C_{im} は大きな値となる. そこで, 次式に示すように基準濃度関数の逆関数を取れば, 壁面と粒子 i がどれだけ離れているかの指標である R_{im} を計算することができる.

$$R_{im} = Z^{-1}(C_{im}) \quad (2.39)$$

ただし, R_{im} は壁粒子群の変形を考慮していない距離であるため, 後述の方法により補正する.

また, 濃度の勾配と, 速度の重み付き平均を次のように求め, それぞれ, マスターの壁面の法線方向 \mathbf{n}_m , 粒子 i とマスター表面の相対速度 \mathbf{v}_{im} とする.

$$\mathbf{n}_m = - \frac{\sum_{j \in \text{master}} \nabla c(|\mathbf{F}_j^{-1} \mathbf{r}_{ij}|)}{\left| \sum_{j \in \text{master}} \nabla c(|\mathbf{F}_j^{-1} \mathbf{r}_{ij}|) \right|} \quad (2.40)$$

$$\mathbf{v}_{im} = \frac{\sum_{j \in \text{master}} (\mathbf{v}_j - \mathbf{v}_i) c(|\mathbf{F}_j^{-1} \mathbf{r}_{ij}|)}{C_{im}} \quad (2.41)$$

さらに, Fig. 2.7 に示すように, スレーブ粒子とマスター壁面の距離 r_{im} を求めるため, マスター壁粒子群の \mathbf{n}_m 方向の平均的なひずみ $\bar{\varepsilon}_m$, および, そのひずみを考慮したマスター粒子の半径 \bar{r}_m

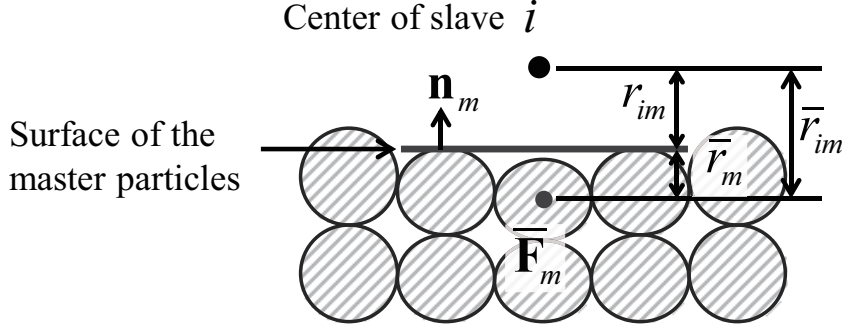


Fig. 2.7 Distance between slave i and surface of wall particles.

をそれぞれ以下のように求める.

$$\bar{\varepsilon}_m = \frac{1}{|\bar{\mathbf{F}}_m^{-1} \mathbf{n}_m|} \quad (2.42)$$

$$\bar{\mathbf{F}}_m^{-1} = \frac{\sum_{j \in \text{master}} c(|\mathbf{F}_j^{-1} \mathbf{r}_{ij}|) \mathbf{F}_j^{-1}}{C_{im}} \quad (2.43)$$

$$\bar{r}_m = \bar{\varepsilon}_m l_0 / 2 \quad (2.44)$$

ここでは、 \mathbf{F}_j^{-1} は、壁粒子群において、ある程度近い値であることを想定している。 \bar{r}_{im} は、壁面と粒子の指標 R_{im} (式 (2.39)) を、 $\bar{\varepsilon}_m$ によって補正した値とする.

$$\bar{r}_{im} = \bar{\varepsilon}_m R_{im} \quad (2.45)$$

以上から、粒子 i の中心と壁表面の距離は次式により求めることができる.

$$r_{im} = \bar{r}_{im} - \bar{r}_m \quad (2.46)$$

最後に、式 (2.34) により p を求め、 $p > 0$ である場合、スレーブ粒子 i に次のように接触力、すなわち、垂直抗力と摩擦力を与える.

$$\mathbf{f}_{i,\text{nor}} = k_p p \mathbf{n}_m \quad (2.47)$$

$$\mathbf{f}_{i,\text{tan}} = \min \left(\rho_i \frac{|\mathbf{v}_{i,\text{tan}}|}{\Delta t}, \mu_{\text{tan}} |\mathbf{f}_{i,\text{nor}}| \right) \frac{\mathbf{v}_{i,\text{tan}}}{|\mathbf{v}_{i,\text{tan}}|} \quad (2.48)$$

また、マスター粒子にもその反作用力を与える必要がある。あるスレーブ粒子 i がマスター壁面に接触したことによって、マスター粒子のうち1つ、粒子 k が受ける垂直抗力の反作用力を

$$\mathbf{f}_{ik,\text{nor_react}} = - \frac{c(|\mathbf{r}_{ik}|)}{\sum_{j \in \text{master}} c(|\mathbf{r}_{ij}|)} \mathbf{f}_{i,\text{nor}} \quad (2.49)$$

とする。このとき、この反作用力をマスター粒子群に関して総和すると、粒子 i に加わる垂直抗力 $\mathbf{f}_{i,\text{nor}}$ と等しくなる。摩擦力も同様に考えることができる。したがって、マスター粒子 k が、その近傍に存在する全てのスレーブ粒子から受ける反作用力を、次のように得ることができる。

$$\mathbf{f}_{k,\text{nor-react}} = \sum_{i \in \text{slave}} \left[-\frac{c(|\mathbf{r}_{ik}|)}{\sum_{j \in \text{master}} c(|\mathbf{r}_{ij}|)} \mathbf{f}_{i,\text{nor}} \right] \quad (2.50)$$

$$\mathbf{f}_{k,\text{tan-react}} = \sum_{i \in \text{slave}} \left[-\frac{c(|\mathbf{r}_{ik}|)}{\sum_{j \in \text{master}} c(|\mathbf{r}_{ij}|)} \mathbf{f}_{i,\text{tan}} \right] \quad (2.51)$$

2.4 マスターとスレーブの扱いならびに時間積分法について

2.2 節と 2.3 節で述べた種々の力により、粒子 i の支配方程式は次式により表される。

$$\rho \frac{\partial \mathbf{v}_i}{\partial t} = \mathbf{f}_{i,\text{elastic}} + \mathbf{f}_{i,\text{artificial}} + \mathbf{f}_{i,\text{viscous}} + \mathbf{f}_{i,\text{contact}} \quad (2.52)$$

接触力 $\mathbf{f}_{i,\text{contact}}$ に対応する式は、接触解析において粒子 i をスレーブとして扱うか、マスターとして扱うかによって異なる。具体的には次のように計算する。

- (a) 粒子 i をスレーブ粒子として扱う場合：垂直抗力を式 (2.47)、摩擦力を式 (2.48) により求める。すなわち、次式を用いる。

$$\mathbf{f}_{i,\text{contact}} = \mathbf{f}_{i,\text{nor}} + \mathbf{f}_{i,\text{tan}} \quad (2.53)$$

- (b) 粒子 i をマスター壁面として扱う場合：垂直抗力を式 (2.50)、摩擦力を式 (2.51) により求める。すなわち、次式を用いる。

$$\mathbf{f}_{i,\text{contact}} = \mathbf{f}_{i,\text{nor-react}} + \mathbf{f}_{i,\text{tan-react}} \quad (2.54)$$

- (c) 粒子 i をスレーブ粒子としてもマスター壁面としても扱う場合：上記 (a) と (b) の合力を用いる。すなわち、次式を用いる。

$$\mathbf{f}_{i,\text{contact}} = \mathbf{f}_{i,\text{nor}} + \mathbf{f}_{i,\text{tan}} + \mathbf{f}_{i,\text{nor-react}} + \mathbf{f}_{i,\text{tan-react}} \quad (2.55)$$

以下、2.6 節、および、2.7 節の検証では (a) の方法を用いる。また、2.8 節では (a)~(c) の方法についての比較検証を行う。

時間積分は、Huang et al. が material point method (MPM) の接触解析で用いた方法 [206] と同様に行う。まず、接触が発生していないと仮定した仮の運動量を次式のように計算する。

$$m_i \mathbf{v}_i^* = m_i \mathbf{v}_i^t + \frac{m_i}{\rho_i} (\mathbf{f}_{i,\text{elastic}}^t + \mathbf{f}_{i,\text{artificial}}^t + \mathbf{f}_{i,\text{viscous}}^t) \Delta t \quad (2.56)$$

次に、接触の有無を確認し、接触が発生している場合には接触力を求め、以下のように運動量を修正し、粒子の位置を更新する。

$$m_i \mathbf{v}_i^{t+1} = m_i \mathbf{v}_i^* + \frac{m_i}{\rho_i} \mathbf{f}_{i,\text{contact}}^* \Delta t \quad (2.57)$$

$$\mathbf{x}_i^{t+1} = \mathbf{x}_i^t + \mathbf{v}_i^{t+1} \Delta t \quad (2.58)$$

2.5 ゼリー状食品の単軸圧縮試験

Mooney–Rivlin モデルの材料定数を定めるため、ゼリー状食品を上下から平板で押し潰す単軸圧縮試験を行った (Fig. 2.8)。実験装置は、(株) 山電 クリープメータ RE2-33005C を用いた。下側の平板を 10 [mm/s] で上昇させ、上側の平板に加わる荷重を測定して、初期面積から公称応力を求めた。試料は、(株) 明治 ゼリーメイクを水に濃度 2[wt%] となるよう溶かし、加熱した後に、16 [mm] 角の立方体の型に入れて冷却し、ゼリー化させたものである。本研究では試料を 5 個作製し、各試料ともゼリー化させた後の幅、奥行き、高さを測定した後、圧縮試験を行った。

試験から得られた公称応力を Fig.2.9 に示す。5 回の試験でほぼ同じような結果を得られた。そのため、押し潰した際の横方向への滑りが小さかった試料の試験結果を代表例として採用した。また、試験時に撮影した動画において、高さや幅の変化を測定することで、ゼリーの体積の変化がほとんど無かったことを確認した。また、別途測定したゼリーの密度を Table 2.1 に示す。

単軸引張および単軸圧縮における非圧縮 Mooney–Rivlin モデルの工学ひずみ ε と公称応力 (第

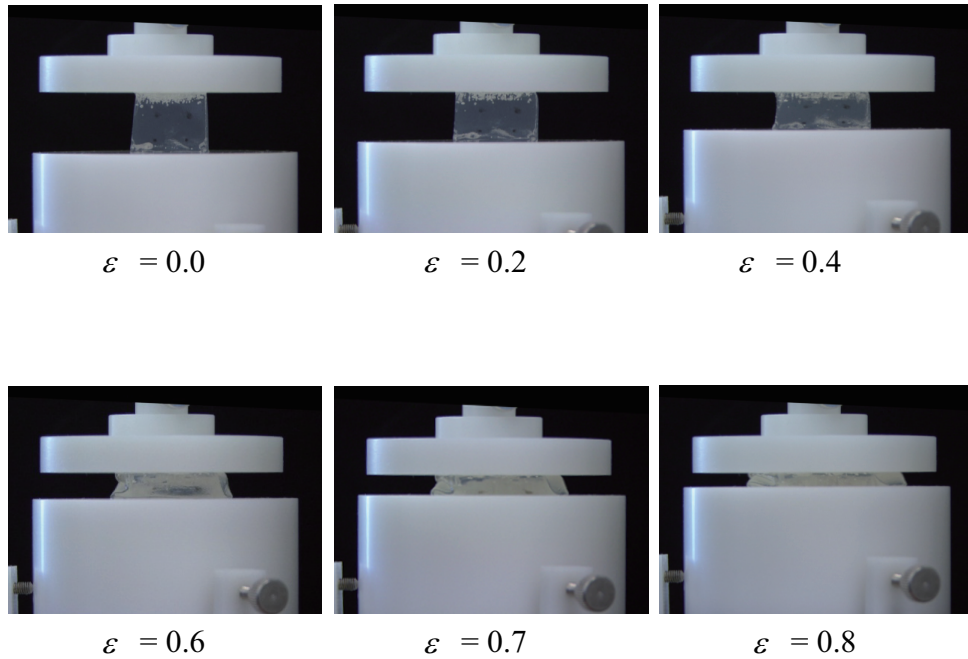


Fig. 2.8 Deformation of jelly food when uniaxial compression test.

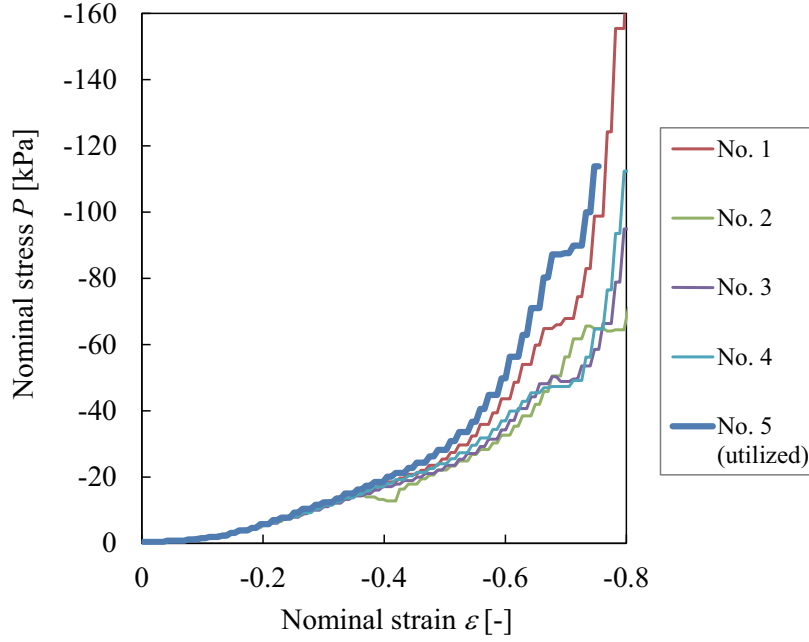


Fig. 2.9 Results of uniaxial compression test of jelly food.

Table 2.1 Material constants.

C_{10}^{MR}	C_{01}^{MR}	C_{20}^{MR}	C_{11}^{MR}	C_{02}^{MR}	ρ [kg/m ³]
3920	-0.006443	-0.01224	-123.8	38.96	1010

1Piola–Kirchhoff 応力テンソル P_{11}) の関係は解析的に

$$P_{11} = 2 \left((\varepsilon + 1) - \frac{1}{(\varepsilon + 1)^2} \right) \left(\frac{\partial W}{\partial I_1} + \frac{1}{\varepsilon + 1} \frac{\partial W}{\partial I_2} \right) \quad (2.59)$$

と求めることができる。この関係式が実験で得られた応力–ひずみ曲線と、できるだけ一致するように、Mooney–Rivlin モデルの材料定数 C_{pq}^{MR} を求めた。具体的には、カーブフィッティングの範囲を、圧縮開始から降伏点に達したひずみ -0.7 までとし、この範囲の、関係式と実験値の差の 2 乗和が最小となるような C_{pq}^{MR} を、一般化縮小勾配法 (generalized reduced gradient method) [207] を用いて算出した。得られた材料定数を Table 2.1 に併せて示す。なお、実験では重力がゼリーに加わっているが、圧縮試験を模擬したシミュレーションでは、簡単のため重力を与えずに解析した結果をこの解析解と比較した。

2.6 平面で表された壁による単軸圧縮試験の解析

本節では、2.3.2 項のスレーブ粒子の変形を考慮した接触解析、ならびに、Mooney–Rivlin モデルの解析精度の検証と妥当性確認を行う。解析体系の模式図を Fig. 2.10 に示す。実験と同様に、上側

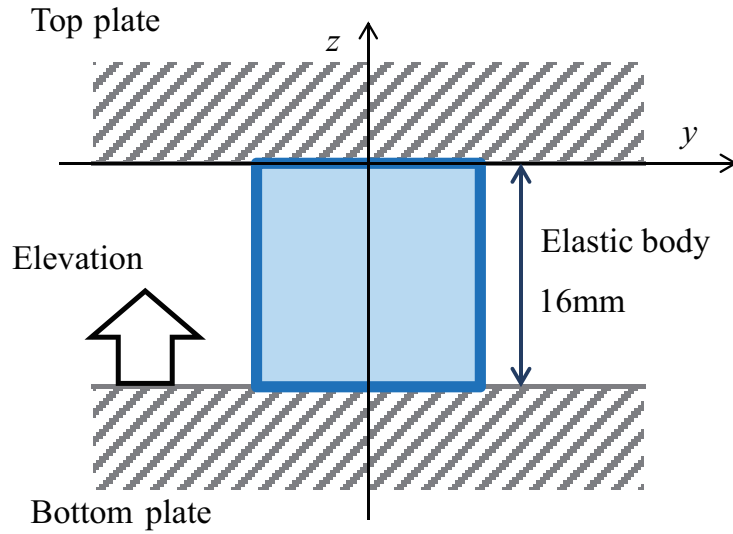


Fig. 2.10 Schematic diagram of compression simulation.

平板は固定したまま，下側平板を強制変位により上昇させる．これらの平板の位置は特定の z 座標値によって定義される．1 辺 16 [mm] の立方体のゼリーを模擬した弾性体モデルを，これらの平板により押し潰し，その挙動を解析した．

2.6.1 粘性力の影響を除外した検証

はじめに，粘性力 $\mathbf{f}_{\text{viscous}}$ の影響を除外して検討するため，遅い速度で段階的に下側平板を移動させた．すなわち，速度 1 [mm/s] で 1.6 [mm] (ひずみ 10% 分) だけ上昇させたのち 1 秒間静止させた状態を，安定したひずみ 10% の状態と考えた．以後同様に，1.6 [mm] ずつ移動させ 1 秒間静止させることを繰り返し，静止後の弾性体モデルの挙動と公称応力について調べた．

接触解析においては，弾性体をスレーブ粒子，上下の平板をマスター壁面として取り扱い，弾性体粒子に与える垂直抗力 \mathbf{f}_{nor} および摩擦力 \mathbf{f}_{tan} を計算した．また，弾性体モデルが平板から受ける応力として，上側平板から与えられた垂直抗力 \mathbf{f}_{nor} の総和を弾性体モデルの初期面積で除することで公称応力 P を求めた．

初期粒子間距離を $l_0 = 2.0, 1.0, 0.5$ [mm] として解析を行った．弾性体モデルには固定粒子を設けない．したがって， x, y 方向に滑って飛び去らないだけの最小の摩擦力を与えるために，摩擦係数 (式 (2.30)) を $\mu_{\text{tan}} = 0.02$ とした．この値は，試行錯誤によって得た値である．また，粘性力 $\mathbf{f}_{\text{viscous}}$ (式 (2.25)) の係数は $\nu^{\text{ela}} = 3 \times 10^{-3}$ [m^2/s]，バネ定数率 (式 (2.29)) は $\tilde{k}_p = 0.5$ とした．

結果を Fig. 2.11～2.14 に示す．Fig. 2.11 に，上側平板から加わった公称応力 P とひずみ ε の関係を示す．図中には理想的な Mooney–Rivlin モデルの解析解 (式 (2.59))，および実験値も併せて示した．実験値と解析解はカーブフィッティングの範囲であるひずみ 0～-0.7 で良く一致しており，ゼリー状食品を Mooney–Rivlin モデルによりモデル化することが妥当であることが確認された．また，解析解の曲線に対して HMPS 法の解析で得られた応力はよく一致している．ひずみ $\varepsilon = -0.6$

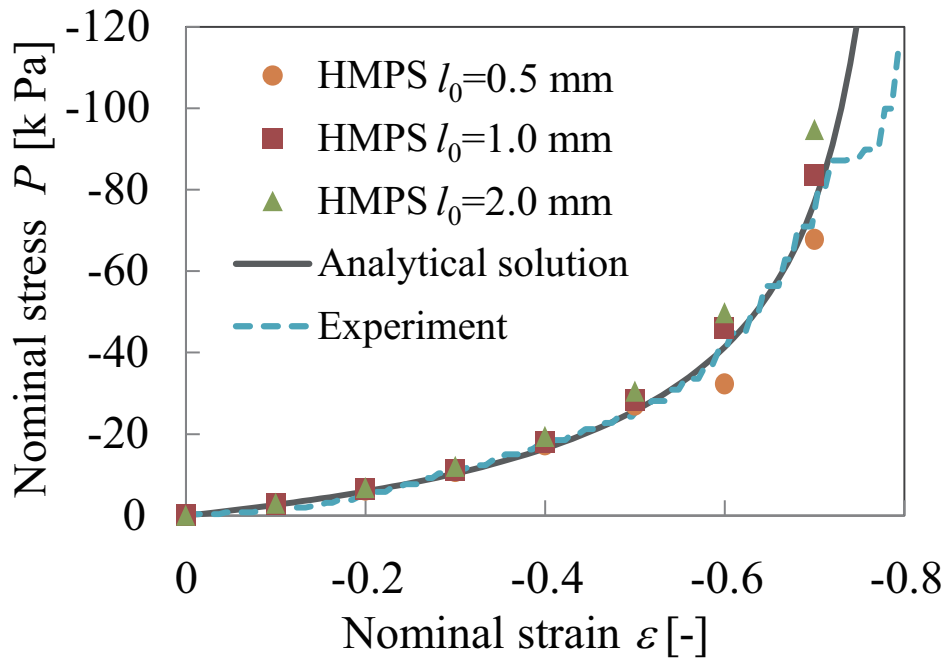


Fig. 2.11 Stress-strain diagram.

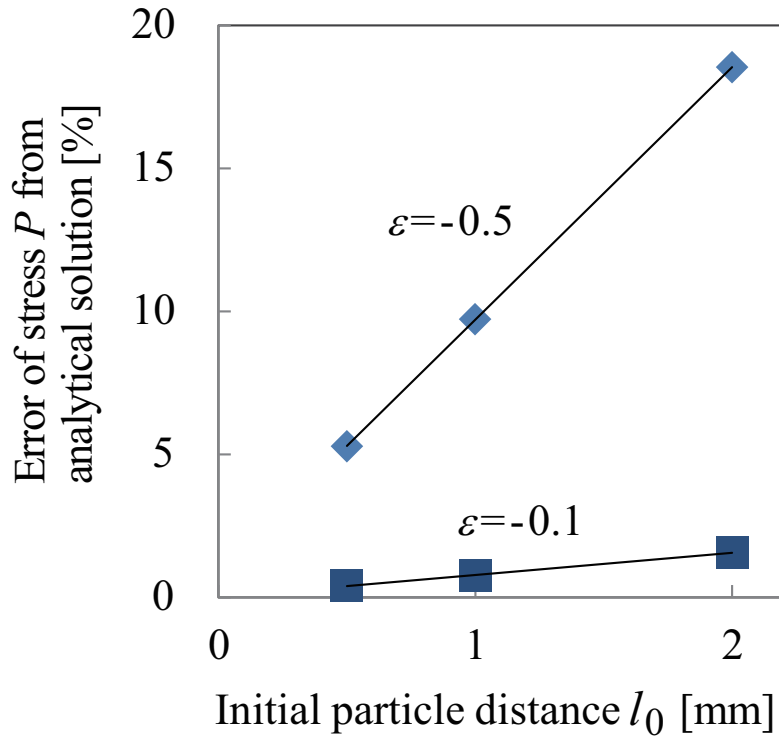


Fig. 2.12 Resolution effect on stress accuracy.

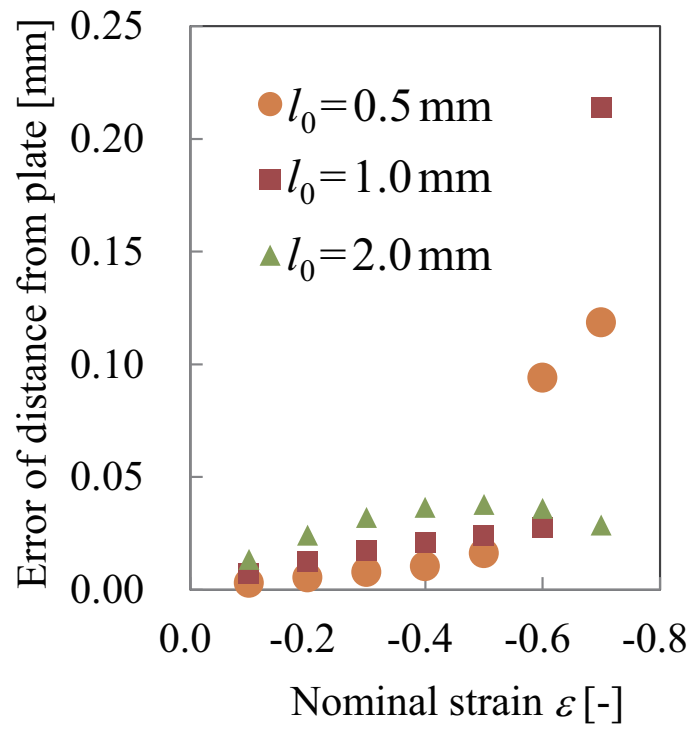


Fig. 2.13 Distance between plate and elastic body's particles.

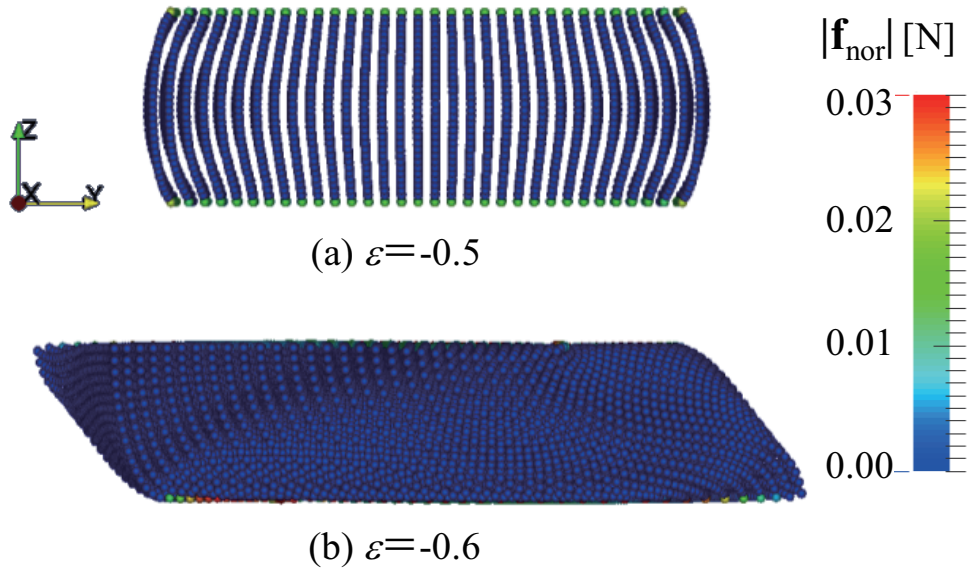


Fig. 2.14 Deformation of elastic body ($l_0 = 0.5$ [mm]).

や -0.7 において誤差が比較的大きいが、この理由は後述する。Fig. 2.12 に、上側平板から加わった公称応力 P の解析精度への、初期粒子間距離の影響を示す。Fig. 2.12 より解析の解像度が高いほど、解析解に対する公称応力 P の相対誤差が小さく、解析精度が良かった。

次に、弾性体モデルの粒子と平板の距離の解析精度を検討する。すなわち、理想的な変形として、粒子が上下方向に均等な間隔に整列した状態を想定すれば、このとき上側平板と接する粒子と平板の距離は $(1 + \varepsilon)l_0/2$ である。一方、粒子法による解析結果については、立方体形状の弾性体モデルの上面 1 層の粒子の座標の平均値から、粒子と平板の距離を求めた。Fig. 2.13 は、理想状態と解析結果について、その粒子と平板の距離を比較し、誤差を示したグラフである。 $\varepsilon > -0.6$ までは距離の誤差は小さかった。この結果は、変形に応じて弾性体粒子を回転楕円体として精度よく接触解析ができていていることを意味している。

$l_0 = 1.0$ [mm] では $\varepsilon = -0.7$ のときに、 $l_0 = 0.5$ [mm] では $\varepsilon = -0.6$ や -0.7 のときに、Fig. 2.11 や Fig. 2.13 からわかるように、公称応力や、粒子と平板の距離が、解析解と大きく異なっている。これは弾性体モデルの変形の状態が変化したためである。 $\varepsilon > -0.6$ までの比較的小さい圧縮時には Fig. 2.14a のように弾性体モデルの上面と下面のみが平板に接触し、上下対称の形状であった。しかし、 $\varepsilon = -0.6$ 付近で瞬間的に、Fig. 2.14b のような上下非対称な変形の状態に変化し、弾性体モデルの側面の一部が平板に接触した。この変形状態の変化が原因となり、 $\varepsilon = -0.6$ や -0.7 において、解析解に対して大きな誤差が生じたと考えられる。 $\varepsilon = -0.5$ までは、いずれの初期粒子間距離でも安定に解析することができた。

この変形状態が急激に変化する現象は弾性体モデルが平板に対して急激に滑ることで発生するため、平板と弾性体モデルの摩擦係数 μ_{tan} を大きくすることで、この急激な変形状態の変化を抑制することができた。しかし、摩擦係数が大きいほど、弾性体モデルが直方体のまま変形する理想的な単軸圧縮の状態ではなくなる。このため、変形状態の急激な変化以前における公称応力 P は増加し、解析解に対する誤差は増加した。

2.6.2 粘性力の影響の検討

本項では粘性力の影響を考慮した条件で解析を行うため、計算開始の 0.2 秒後から、実験と同じ速度 10 [mm/s] で下側平板を等速移動させ、弾性体モデルを押し潰し、その挙動や公称応力 P について調べた。初期粒子間距離 $l_0 = 1.0 \times 10^{-3}$ [m]、摩擦係数 $\mu_{\text{tan}} = 0.02$ 、バネ定数率 $\tilde{k}_p = 0.5$ 、粘性力の係数を $\nu^{\text{ela}} = 3 \times 10^{-3}, 1 \times 10^{-3}, 1 \times 10^{-4}, 1 \times 10^{-5}$ [m²/s] として解析を行った。

Fig. 2.15 に上側平板から加わった公称応力 P とひずみ ε の関係を示す。前項の遅い押潰速度の解析結果とほぼ等しい応力が得られた。また、立方体形状の弾性体モデルの、角の粒子 (x, y, z 座標が最大の粒子) の速度ベクトルの大きさを Fig. 2.16 に示す。ただし、粒子の速度ベクトルの、平板の法線方向 (Fig. 2.10 z 軸方向) の成分は、平板に平行な方向 (Fig. 2.10 x, y 軸方向) の成分と比べて無視できるほど小さかった。したがって、Fig. 2.16 に示す速度ベクトルの大きさは、粒子が平板上を摺動する速度と見なすことができる。

Fig. 2.15 と Fig. 2.16 の詳細を述べる。時刻 0.2 [s] の押潰開始時には、下側平板の速度を 0

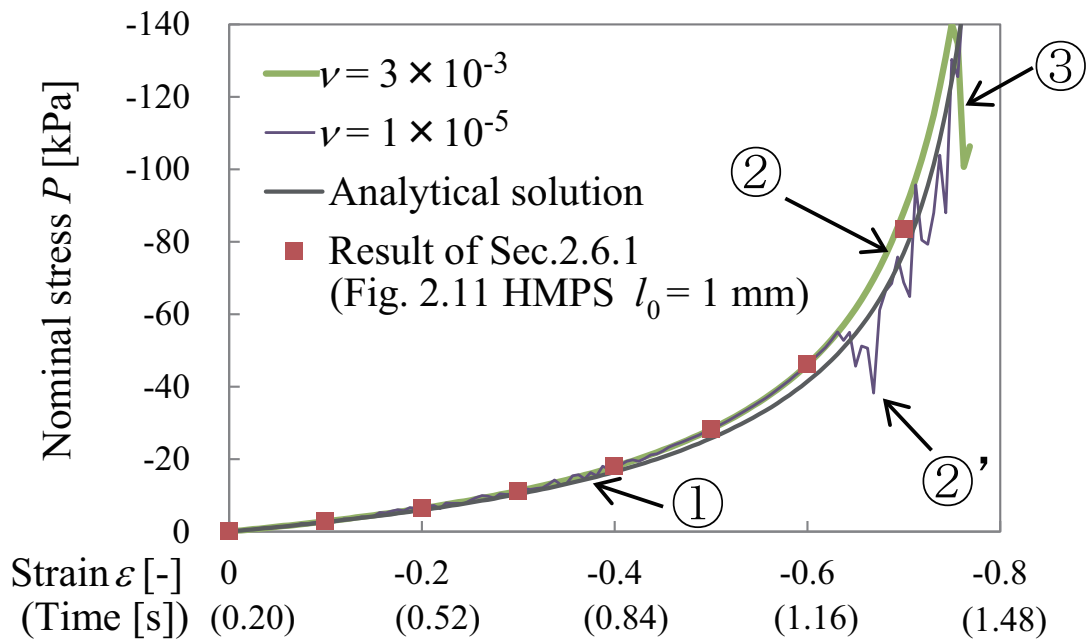


Fig. 2.15 Stress-strain diagram.

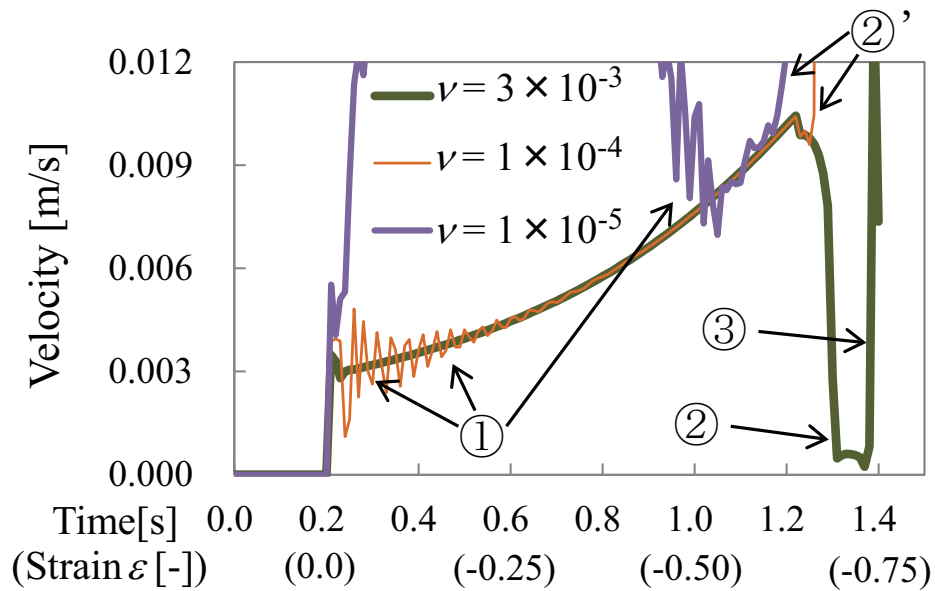


Fig. 2.16 Velocity time histories of corner particle.

[mm/s] から 10 [mm/s] に変更したため、弾性体モデル下面には急激な速度変化が与えられ、弾性体モデルでは粒子ごとの局所的振動が発生した。粘性力の係数 μ_{tan} が大きいほうが、この振動が継続する時間が減少することが、Fig. 2.15 と Fig. 2.16 の矢印①部から確認できる。

また、ひずみの増加に伴い、平板からの垂直抗力が増加するため、摩擦力も増加する。今回の解析条件ではいずれの場合でも、時刻 1.2~1.3 [s] (ひずみ 0.63~0.69) 前後に、摩擦力の増加によって、平板に対して摺動する速度が低下した。

Fig. 2.16 の矢印②部は、粘性力が大きい $\mu_{\text{tan}} = 3 \times 10^{-3} [\text{m}^2/\text{s}]$ の条件で、立方体形状弾性体モデルの角の粒子について、平板に対する摺動が止まった状態を示している。しかし、平板に接触する弾性体粒子の一部は摺動し続ける。この摺動の不均一さが増大したことで、変形モードが瞬間的に Fig. 2.14 のように変化し、矢印③部のように応力-ひずみ線図や粒子速度の急な変化が見られた。

一方、粘性力が小さい場合では、水平方向の弾性力や摩擦力の釣り合いの大きな崩れが生じやすい。そのため、一部の粒子で平板に対して摺動する速度が低下すると、矢印②部のような状態になることなく、直ちに変形モードの変化が発生し、矢印②' 部のように応力-ひずみ線図や粒子速度の急な変化が生じた。

本検証から粘性力は解析を安定化していることが示された。したがって、材料の粘弾性を厳密に再現しない場合でも、大変形や急な運動を伴う解析では、弾性体のヤング率の大きさに応じて適切な粘性力の係数を設定することが必要である。

また、本検証では初期粒子配置が単純立方格子状に限られている。Saint-Venant 体では不規則配置でも HMPS 法での良好な精度が示されているが [195, 202]、本研究で対象とした超弾性体については今後の課題である。

2.7 粒子で表された壁における摺動の解析

本節では、2.3.3 項に述べた、粒子で表された壁から壁平面を導出する手法の検証を行うため、固定された床上に配置された直方体形状の弾性体の挙動を解析する。解析体系を Fig. 2.17 に示す。弾性体粒子には、 $g = 9.8 [\text{m}/\text{s}^2]$ の重力加速度を与える。簡単のため、接触解析において弾性体をスレーブ、床をマスターとして扱う。また、弾性体モデルの構成則として、Saint-Venant モデル

$$\mathbf{S} = 2\mu_1\epsilon_g + \lambda_1\text{tr}(\epsilon_g)\mathbf{1} \quad (2.60)$$

を用いる。ここで、 μ_1 , λ_1 はラメの定数であり、 ϵ_g は Green-Lagrange ひずみテンソル

$$\epsilon_g = \frac{1}{2}(\mathbf{F}^T\mathbf{F} - \mathbf{1}) \quad (2.61)$$

を表す。

2.7.1 平面の再現精度の検証

本項では、弾性体に水平方向の外力を加え、弾性体が床上を摺動する運動を解析した。メタボール関数値 C_{im} (式 (2.38)) は床面に沿ってほぼ一定であるものの、わずかな凹凸が存在する。このた

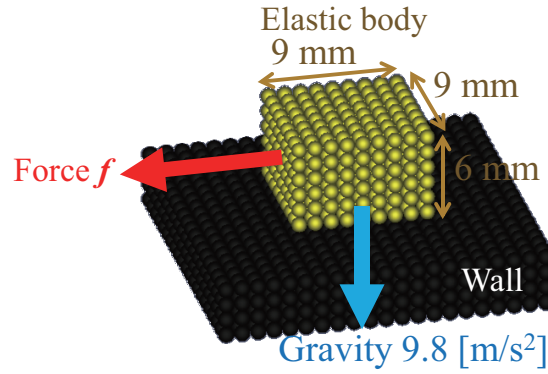


Fig. 2.17 Particle arrangement for verification of contact analysis.

め、摩擦力を与えない場合でも、加える外力が小さい場合には弾性体は摺動しない。そこで、摺動しない範囲内で最も大きな外力を求めることで、 C_{im} の分布の凹凸による滑りにくさを評価した。具体的には、時刻 t [s] において外力

$$f = \begin{cases} f_{\max} (1 - \cos\pi t) / 2 & (0 \leq t \leq 1) \\ f_{\max} & (1 < t) \end{cases} \quad (2.62)$$

$$f_{\max} = a\rho_i g \quad (2.63)$$

をすべての弾性体粒子に与え、 $t = 3$ [s] において弾性体粒子の座標の平均値が l_0 以上移動していれば摺動したと見なす。複数の係数 a で滑るかどうか試行し、摺動しなかった a の最大値を a_s 、摺動した a の最小値を a_d 、その差を $a_{\text{err}} = a_d - a_s$ と表す。二分法による数値解法と同様の考え方で、 a_{err} が十分小さくなるまで試行を繰り返した後、 a_s を「数値解析により求めた摩擦係数」とした。

まず、摩擦係数の設定値 μ_{tan} を 0、粒子径 l_0 を 1.0×10^{-3} [mm]、メタボール濃度関数を 2 次関数型 (式 (2.35)) と 4 次関数型 (式 (2.36))、影響半径 $r_{e,\text{metaball}}$ を $1.50l_0$, $1.75l_0$, $2.00l_0$ として、それぞれ a_s を求めた。また、particle-to-particle のアルゴリズムによる基本的なペナルティ法 [126, 131] でも同様に a_s を求めて比較した。結果を Table 2.2 に示す。メタボールを用いた衝突判定では、粒子同士の基本的なペナルティ法よりも a_s が小さくなり、提案手法の有効性が確認された。また、今回の解析条件の中では、2 次関数型のメタボール濃度関数で $r_{e,\text{metaball}} = 1.75l_0$ としたときに、 a_s が最小であり、最も滑らかな平面を再現できていた。したがって、本節では以後、メタボール濃度関数は 2 次関数型、影響半径は $r_{e,\text{metaball}} = 1.75l_0$ の条件について検証を行う。

同様に、摩擦係数の設定値 μ_{tan} を 0、粒子径 l_0 を 0.5, 1.0, 1.5 [mm] として解析を行った。解析結果を Table 2.3 に示す。今回の検証では、 a_s は粒子径に依らず一定であった。

2.7.2 摩擦力の検証

本項では、床上を摺動している弾性体に加わる摩擦力の解析精度を検証した。Fig. 2.17 の解析体系で、外力の代わりに 0.1 [m/s] の初速を弾性体を与え、弾性体が摩擦力によって減速する運動を解

Table 2.2 Effects of metaball functions and effective radius on a_s .

Metaball function $c(r)$	$r_{e,metaball}$	a_s	a_{err}
Quadratic function Eq.(2.35) $c(r) = \left(1 - \frac{r}{r_{e,metaball}}\right)^2$	$1.50l_0$	0.053	0.001
	$1.75l_0$	0.022	
	$2.00l_0$	0.055	
Fourth-order function Eq.(2.36) $c(r) = \left(1 - \left(\frac{r}{r_{e,metaball}}\right)^2\right)^2$	$1.50l_0$	0.098	
	$1.75l_0$	0.036	
	$2.00l_0$	0.096	
Normal penalty method	–	0.70	0.01

Table 2.3 Effects of particle diameter on a_s .

l_0 [mm]	a_s	a_{err}
0.5	0.023	0.001
1.0	0.022	
1.5	0.022	

析した。摩擦係数 μ_{tan} を 0.1~1.2 の範囲，時間刻み Δt を 1×10^{-5} および 2.5×10^{-5} [s] とした。

結果の例として $\Delta t = 1 \times 10^{-5}$ [s]， $\mu_{tan} = 0.25, 0.50, 0.75$ の条件での全弾性体粒子の平均速度の時間推移を Fig. 2.18 に示す。平均速度はいずれの条件でもほぼ一定の加速度で低下していた。そこで，速度が 0.01 [m/s] 以上であった範囲を最小二乗法により線形近似し，直線の傾きと相関係数を求めた。いずれの条件でも相関係数は 0.936 以上であった。この近似直線の傾きを重力加速度で除することで得た摩擦係数と，設定した摩擦力の設定値の関係を Fig. 2.19 に示す。両者の値はいずれの条件でも良く一致しており，提案した接触解析手法により摩擦力が精度よく解析された。

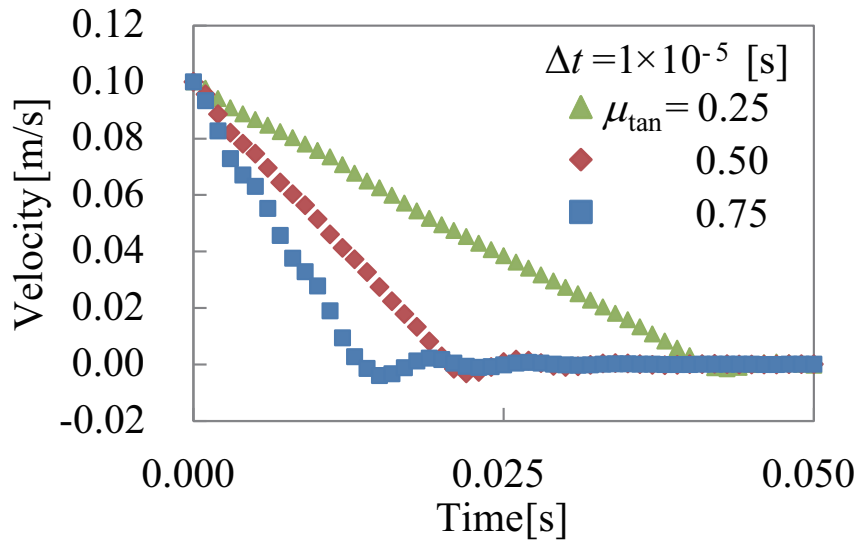


Fig. 2.18 Velocity of elastic body decelerating by friction force.

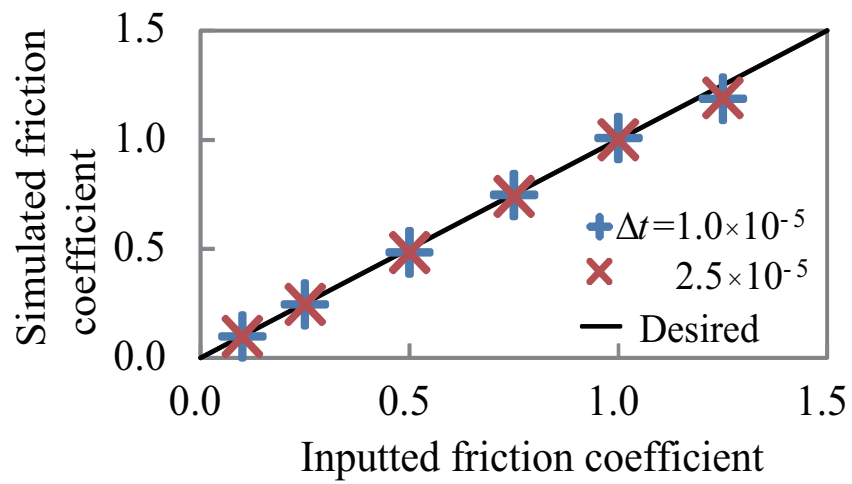


Fig. 2.19 Accuracy of kinetic friction force.

2.8 粒子で表された壁による単軸圧縮試験の解析

ゼリーの単軸圧縮試験と同様に、粒子で表された平板によって 10 [mm/s] の速度で、弾性体モデルを押し潰す解析を行った。解析条件を Table 2.4 に示す。平板は 2 種類の粒子配置を試した。Case a, b, c では、平板の粒子は単純立方格子状に配置された球形の粒子である (Fig. 2.20a)。また、Case A, B, C, B' の平板粒子は、はじめに粒子を単純立方格子状に配置した後、 x, y 方向へ伸長、 z 方向へ収縮させた、回転楕円体形状の粒子である (Fig. 2.20b)。この回転楕円体形状の平板粒子の変形勾配テンソルは

$$\mathbf{F} = \begin{bmatrix} 1.75 & 0 & 0 \\ 0 & 1.75 & 0 \\ 0 & 0 & 0.327 \end{bmatrix} \quad (2.64)$$

$$\det \mathbf{F} = 1.00 \quad (2.65)$$

である。平板を伸長させた理由は、例えばゼリーを飲み込む食道の解析や、2 つのゼリーの接触解析など、接触しあう粒子が双方とも大変形する弾性体である場合を想定したためである。

また、2.4 節に示したマスターとスレーブの扱い方も検討した。その理由は、Particle-to-surface のアルゴリズムによるペナルティ法の場合は、Case C のように、全ての粒子をマスターとしてもスレーブとしても対称性に扱うことで解析の信頼性が向上すると言われているためである [126, 203]。

初期粒子間距離 $l_0 = 1.0 \times 10^{-3} \text{ [m]}$ 、摩擦係数 $\mu_{tan} = 0.02$ 、粘性力の係数 $\nu^{ela} = 3 \times 10^{-3} \text{ [m}^2/\text{s]}$ 、弾性体の構成則にはゼリーの Mooney–Rivlin モデルを適用して、解析を行った。また、伸長されて粒子間隔が大きい平板も用いるため、マスター粒子へ与える反作用力 \mathbf{f}_{nor_react} 、 \mathbf{f}_{tan_react} (式 (2.50), (2.51)) を適切に解析できるよう、メタボール濃度関数の影響半径 $r_{e,metaball} = 2.1l_0$ とした。

Table 2.4 Verification of particle wall.

Case	Particles of plates	Treatment of jelly and plates	Spring constant rate \tilde{k}_p [-]
a	Sphere	[Slave: Jelly — Master: Plate]	0.5
b		[Slave: Plate — Master: Jelly]	
c		[Slave: Jelly — Master: Plate] and [Slave: Plate — Master: Jelly]	
A	Ellipsoid	[Slave: Jelly — Master: Plate]	
B		[Slave: Plate — Master: Jelly]	
C		[Slave: Jelly — Master: Plate] and [Slave: Plate — Master: Jelly]	
B'		[Slave: Plate — Master: Jelly]	0.167

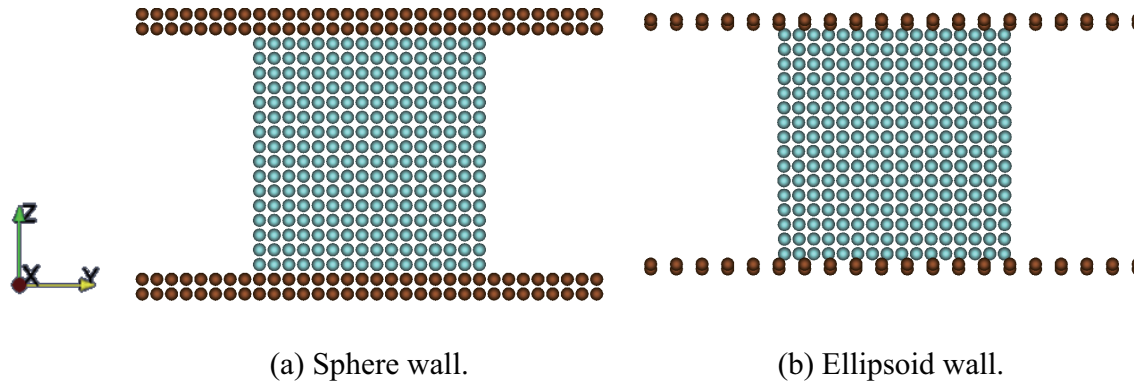
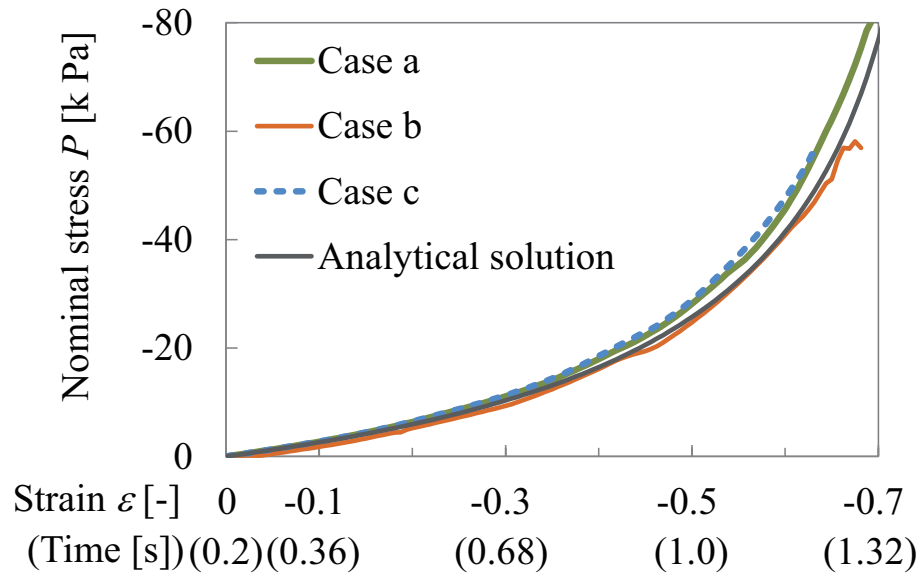


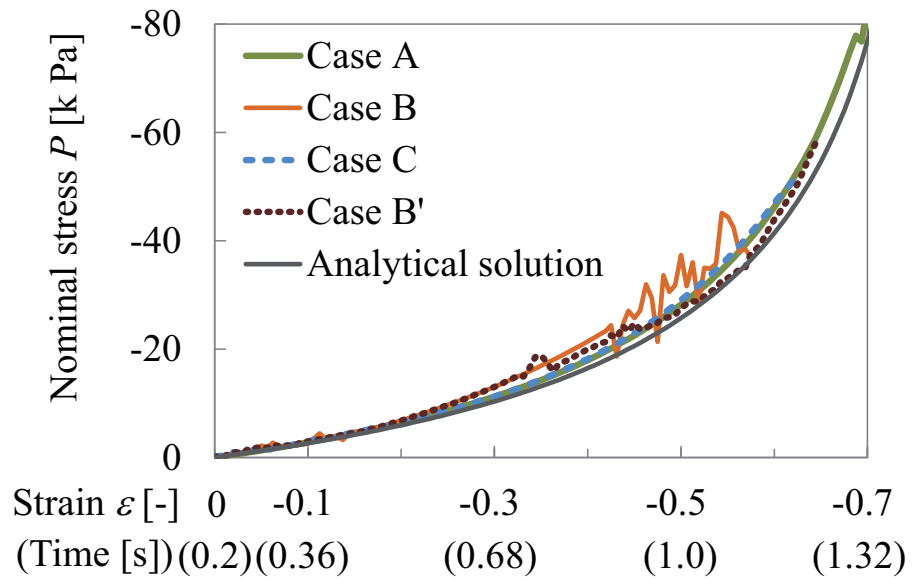
Fig. 2.20 Particle arrangement for simulation of uniaxial compression. ((b) Ellipsoidal particles of plate are shown as sphere.)

本項では、上側平板の粒子に加わった垂直抗力の z 方向成分のみの総和を取り、これを初期面積で除したものを、公称応力 P と見なす。 z 方向成分のみを抽出した理由は、粒子の平板との接触計算では、式 (2.47) や式 (2.50) によって求めた垂直抗力 \mathbf{f}_{nor} ならびに $\mathbf{f}_{\text{nor.react}}$ の方向が、平板の法線方向である z 軸と平行であるとは限らないためである。解析により得られた公称応力 P とひずみ ε の関係を Fig. 2.21 に示す。いずれのケースもひずみ $\varepsilon = -0.6$ 付近まで解析解と良い一致を示した。平板粒子が球形のケースよりも回転楕円体のケースのほうが、どのスレーブ-マスターの扱い方でも、ゼリー粒子が不安定になりやすく、小さいひずみでゼリー粒子の速度や座標が発散した。図からわかるように、Case B は特に公称応力 P が振動的であり、速度が 30 [mm/s] などの不安定なゼリー粒子が見られた。これに対して、バネ定数率 \tilde{k}_p (式 (2.29)) を Case B の 0.3 倍にすることでペナルティ係数 k_p を小さくした Case B' では、この不安定性は低減された。このことから、実問題を解析した時に接触した粒子の動きが不安定な場合は、めり込み量が大きくならない程度にバネ定数率 \tilde{k}_p を小さくすれば良いと考えられる。

Fig. 2.22 は、Case A と C の条件において、 $\varepsilon = -0.6$ での弾性体モデルの変形の様子を示したものである。さらに、矢印ベクトルの大きさと向きによって、弾性体モデルや平板の粒子に加わる垂直抗力 \mathbf{f}_{nor} と $\mathbf{f}_{\text{nor.react}}$ (Case C では $\mathbf{f}_{\text{nor}} + \mathbf{f}_{\text{nor.react}}$) の大きさと方向を示しており、矢印ベクトルの色は垂直抗力の x 方向成分の大きさを示している。垂直抗力の方向、すなわち平板とゼリーの接触面の法線の方向は z 軸に平行であるべきであり、垂直抗力の x 方向成分が小さいほどこれを精度よく再現できていることを示している。また、ここでは弾性体モデルの内部および表面を見るために、 $y = 5 \times 10^{-4}$ [m] 付近 (弾性体モデルの中央付近) のみを表示して断面を表している。Fig. 2.22 の矢印ベクトルの向きからわかるように、垂直抗力の z 成分に対して x 成分の大きさは小さく、向きはほぼ z 軸と平行であった。すなわち、スレーブの物体とマスターの物体の双方が粒子によって表現されている場合でも、弾性体モデルと平板との垂直抗力の方向を正確に再現できていることが確認できた。



(a) Sphere wall.



(b) Ellipsoid wall.

Fig. 2.21 Stress-strain diagram.

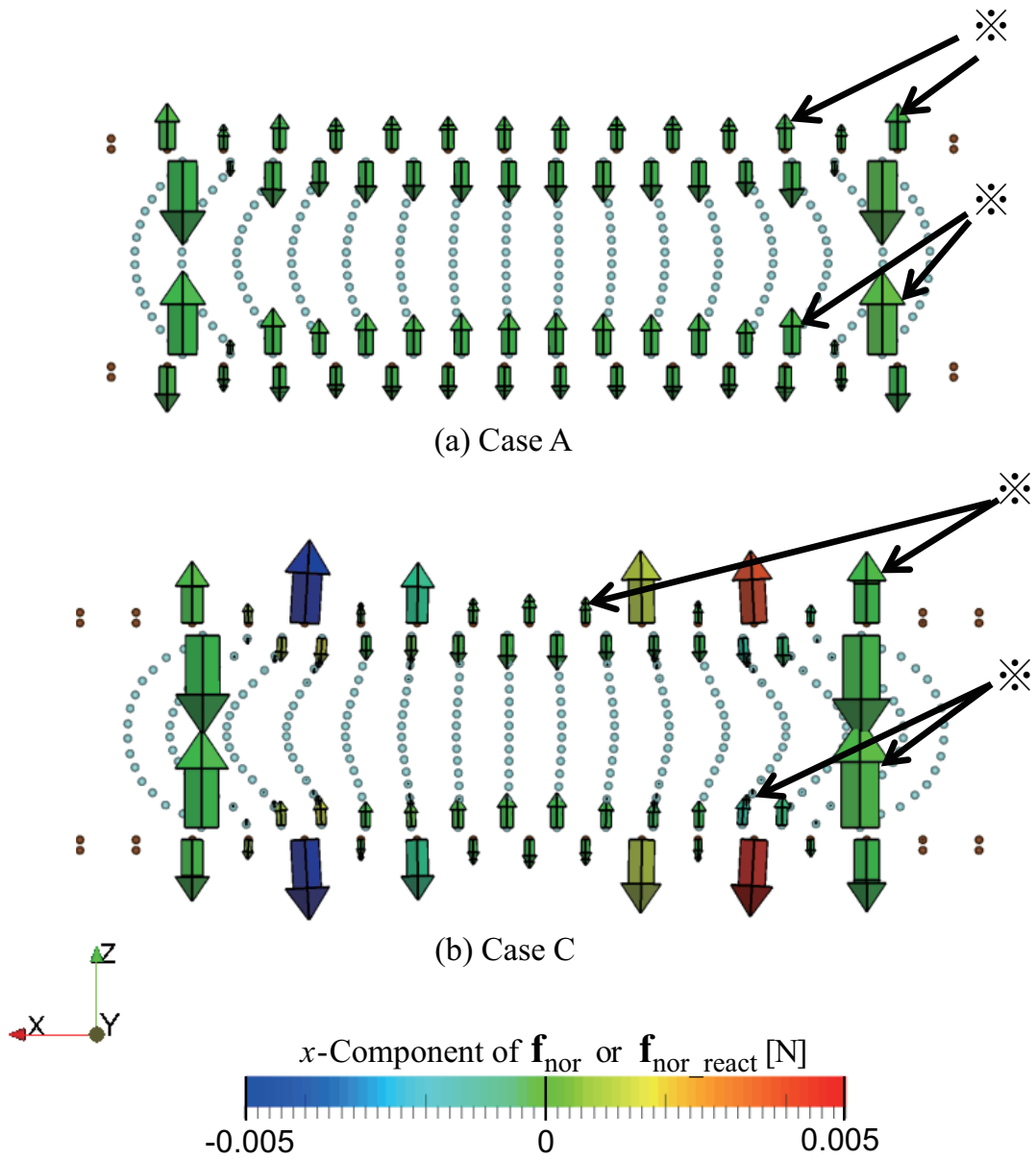


Fig. 2.22 Deformation of jelly and normal force shown by sectional view of $y = 0$. (Particles are shown as small sphere.)

弾性体モデルに加わる垂直抗力 \mathbf{f}_{nor} や $\mathbf{f}_{\text{nor_react}}$ の大きさは、Fig. 2.22 の※部に示すように、正方形である接触面の中央付近の粒子と外周付近の粒子で異なっていた。接触面外周付近、すなわち弾性体モデルの側面に近い位置では接触面中央付近よりも垂直抗力が大きく、理論値との誤差が大きかった。この原因は、接触面中央付近の粒子と外周付近の粒子では近傍に存在する粒子の数が異なり、弾性力 $\mathbf{f}_{\text{elastic}}$ を求める式 (2.9) における \mathbf{A}^{-1} が一定でないためである。一方、接触面中央付近の粒子同士では、ほぼ一樣な垂直抗力の方向と大きさを再現できている。

Case C よりも Case A のほうが、位置による垂直抗力の大きさが均一であり、垂直抗力の x 方向成分も小さい。したがって、食道とゼリーのように、十分広い面と限られた大きさの面が接触する場合は、本研究で提案した接触解析手法においては、Case A のように広い面をマスター、狭い面をスレーブとして扱う方法が良いと考えられる。一方、複数のゼリー同士の接触や食道の前側と後側の壁の接触のように接触する物体同士が対等である場合はマスターとスレーブのどちらか一方として定義できないため、Case C のように全ての粒子をマスターとしてもスレーブとしても扱って解析する。

メタボールの濃度分布によって接触を判定し接触力の大きさと方向を計算する本手法は、本解析例のように粒子配置が規則的な問題だけでなく、応用問題のように粒子の配置が不規則である問題に対しても特別な処理を追加することなく適用できる。流体の解析結果の不規則な粒子配置から滑らかな表面の生成が実現されている報告例もあるように、本手法を不規則配置の壁面モデルに適用した際にも同様に滑らかな壁面や垂直抗力および摩擦力を再現できると考えている。しかし、本研究での解析精度の検証は規則的な粒子配置の場合のみであり、不規則に配置されたモデルでの検証は行っていないため、今後検証する必要がある。

2.9 結論

ゼリー状食品の単軸圧縮試験の体系を用いて、HMPS 法による Mooney–Rivlin モデルの解析精度を評価した。人工的ポテンシャル力と粘性力を導入した HMPS 法によって、ひずみ 50~70% まで変形する超弾性体を安定に解析することができた。弾性体モデルの応力は、与えた材料定数での Mooney–Rivlin モデルの解析解とよく一致していた。この検証から、人工的ポテンシャル力と粘性力を導入した HMPS 法が Mooney–Rivlin モデルを精度よく解析できることが示された。また、この公称応力の数値解や解析解は、実験値ともよく一致しており、Mooney–Rivlin モデルによるゼリー状食品のモデル化の妥当性が確認された。

また、接触する双方が大変形する弾性体である場合のための、ペナルティ法による壁境界条件の解析手法を開発した。開発した解析手法では、メタボールの濃度値を利用し、粒子の変形を考慮して接触面を定義した。床上の摺動の体系での検証により、メタボールの濃度関数は、4 次関数型より 2 次関数型のほうがなめらかな平面を再現できることがわかった。摩擦係数も精度よく再現できることを確認した。また、単軸圧縮試験の体系での検証では、立方体形状の弾性体モデルの側面付近における垂直抗力 \mathbf{f}_{nor} や $\mathbf{f}_{\text{nor_react}}$ がやや大きいなどの問題があったが、ほぼ一樣な垂直抗力の方向と大きさを再現でき、弾性体モデル全体の公称応力 P は解析解とよく一致した。

本研究により、HMPS 法を用いて生体がゼリーなどの固体状の食品を飲み込む挙動についてシ

ミュレーションを行うために必要な手法が開発され、検証と妥当性確認がなされた。

第3章

嚥下に関わる器官のモデリング

3.1 序論

超高齢社会となった日本をはじめとして、世界の先進諸国では嚥下障害が深刻な社会問題となっている。現在、嚥下の観察や検査の手段にはVF [23–26]、CT [38, 40, 42]、MRI [45, 46, 48]などが用いられる。しかし、これらの手段では、嚥下に関わる全ての器官や食塊の運動を、時間的および空間的に十分な解像度で詳細に捉えることはできない。さらに、動画像による生体や食塊の運動の観察だけでは、嚥下のメカニズムに関する仮説を力学的に検証することができない。嚥下中の筋電 [37, 60] や圧力 [55, 57, 58] の計測も行われているが、嚥下では多数の細かな筋や器官が協調しながら高速に働くために、個々の筋や器官について詳細な測定を行うことは今日でも困難である。このために現在も、嚥下のメカニズムには十分解明されていない点が多く存在する。

近年、数値シミュレーション技術の医用応用が盛んになった [148, 149, 152–154]。口腔や咽頭に関しては、発音や睡眠時無呼吸の研究を目的としたシミュレーションの例がある [176–182]。数値シミュレーションは、嚥下に対しても、器官や食塊の運動を詳細に再現することや、嚥下や誤嚥のメカニズムを力学的な観点から検討、解明することに役立つと考えられる。また、食塊や生体運動の条件を変えた場合の、誤嚥の有無やその量を予測するツールとしても利用できる。

嚥下時の生体器官の変形と運動のシミュレーションは容易ではない。なぜなら、嚥下に関わる器官は細かく複雑な形状であること、ならびに、嚥下時に高速で大きく変形するためである。Mizunuma et al. [169] は、口腔、咽頭、食道、喉頭の数値解析を行った。しかし、計算の安定性の問題から、これらの器官の形状や動作のモデルは非常に簡略化され、また、解析された各器官や食塊の運動はスムーズではなかった。Tsou et al. [186, 187] は、Open-source 3D biomechanical simulation platform, ArtiSynth [188, 189] を用いて、舌骨および喉頭（甲状軟骨と輪状軟骨）と、その運動に関わる筋の立体モデルを開発した。そして、舌骨喉頭モデルの挙上運動を、VF 画像の実運動データを元にした逆問題として解析し、各筋肉の働きについて考察した。また、Ho et al. [166] は、ArtiSynth を用いて舌、口蓋、中咽頭の運動を FEM によって、流体の輸送を SPH 法によって解析した。しかし、各器官の形状は実データ（CT 画像）に基づいていたものの、喉頭と食道は再現されなかった。また、器官の運動は実データ（VF 画像など）に基づいた運動ではなく、運動のモデル化に関して詳細に述

べられなかった。これまでの先行研究では、実形状データと実運動データに基づいた、食道、喉頭を含む嚥下運動のシミュレーションは行われていない。

本章では、嚥下や誤嚥のメカニズム解明を目指して、CT および VF 画像に基づいた、舌、口蓋、咽頭、食道、喉頭の嚥下運動のシミュレーション手法を開発する。これらの器官の構造解析には、粒子法の 1 つである HMPS 法 [120, 121] を適用する。前章に示したように、この手法を嚥下シミュレーションに適用するため、生体の構成則として多く適用される超弾性体をこの手法により解析したときの応力-ひずみ曲線の検証と、壁境界条件の開発を行った [208]。構造解析に粒子法を適用する利点には、複雑形状であっても複雑なメッシュ生成が不要であること、大変形を伴う解析も比較的容易であることが挙げられる [118, 149–151]。さらに、粒子法により生体シミュレーションを行うことは、食塊流れの解析との連成においてもメリットがある。なぜなら、粒子法は自由表面を有する食塊流れの解析にも適していると考えられるが、粒子法の流体-構造連成解析手法には流体-構造相互作用力が流体粒子と構造粒子の間で対称性をもつスキームが提案されている [137] ためである。

さらに、嚥下障害を含む数パターンの嚥下運動をシミュレーションによって再現するため、喉頭蓋の運動モデルや摩擦係数を変更した 4 ケースの解析を行う。これらの結果を比較することで、嚥下障害のうち最も問題となる喉頭蓋の反転の不良のメカニズムについて考察する。

3.2 構造解析手法

本章では、次式の運動方程式を用いて構造解析を行う。

$$\rho \frac{\partial \mathbf{v}}{\partial t} = \mathbf{f}_{\text{elastic}} + \mathbf{f}_{\text{artificial}} + \mathbf{f}_{\text{viscous}} + \mathbf{f}_{\text{contact}} \quad (3.1)$$

ここで、 ρ は密度、 \mathbf{v} は速度ベクトルであり、右辺の各項はそれぞれ、弾性力、人工的ポテンシャル力、粘性力、接触力である。本研究では、生体を超弾性体として取り扱い、初期粒子間距離 l_0 の粒子に離散化する。そして、運動方程式 (3.1) の右辺の各項を、前章で検証を行った HMPS 法を用いて解析する。以下では、主に前章と異なる点について説明する。

生体の器官の構造解析では、簡単のため、構成則として 1 次の Mooney–Rivlin モデル

$$W = C_1^{\text{MR}}(\tilde{I}_1 - 3) + C_2^{\text{MR}}(\tilde{I}_2 - 3) + D_1(J - 1)^2 \quad (3.2)$$

を適用した。前章と同様に、 D_1 は圧縮率係数、 J は変形勾配テンソル F の第 3 不変量であり、 \tilde{I}_1 および \tilde{I}_2 は、それぞれ右 Cauchy–Green 変形テンソル \mathbf{C} の第 1, 第 2 低減不変量である。Mooney–Rivlin モデルの材料定数は、次数が少ないため添え字を書き直し、 C_1^{MR} , C_2^{MR} と表した。Mooney–Rivlin 体の微小歪におけるヤング率 (式 (2.19)) は次式に書き直される。

$$E = 6(C_1^{\text{MR}} + C_2^{\text{MR}}) \quad (3.3)$$

また、接触解析では接触面の双方の粒子をスレーブ粒子としてもマスター壁面としても扱う方法を採用し、接触力を次式により求める。

$$\mathbf{f}_{i,\text{contact}} = \mathbf{f}_{i,\text{nor}} + \mathbf{f}_{i,\text{tan}} + \mathbf{f}_{i,\text{nor-react}} + \mathbf{f}_{i,\text{tan-react}} \quad (3.4)$$

壁粒子群から壁面の位置を算出するためのメタボール濃度関数として、2次関数型

$$c(r) = \begin{cases} \left(1 - \frac{r}{r_{e,\text{metaball}}}\right)^2 & (0 < r \leq r_{e,\text{metaball}}) \\ 0 & (r_{e,\text{metaball}} < r) \end{cases} \quad (2.35)$$

を用いた。解析の安定性を向上させるため、影響半径を $r_{e,\text{metaball}} = 1.75l_0$ 、バネ定数率 (式 (2.29)) を $\tilde{k}_p = 0.3$ とする。さらに、マスター粒子 i に与える垂直抗力と摩擦力は、式 (2.50) および (2.51) の代わりに、次式を用いて求める。

$$\mathbf{f}_{i,\text{nor.react}} = \sum_{k \in \text{slave}} \left[-\frac{c(|\mathbf{F}_i^{-1} \mathbf{r}_{ik}|)}{\sum_{j \in \text{master}} c(|\mathbf{F}_j^{-1} \mathbf{r}_{jk}|)} \mathbf{f}_{k,\text{nor}} \right] \quad (3.5)$$

$$\mathbf{f}_{i,\text{tan.react}} = \sum_{k \in \text{slave}} \left[-\frac{c(|\mathbf{F}_i^{-1} \mathbf{r}_{ik}|)}{\sum_{j \in \text{master}} c(|\mathbf{F}_j^{-1} \mathbf{r}_{jk}|)} \mathbf{f}_{k,\text{tan}} \right] \quad (3.6)$$

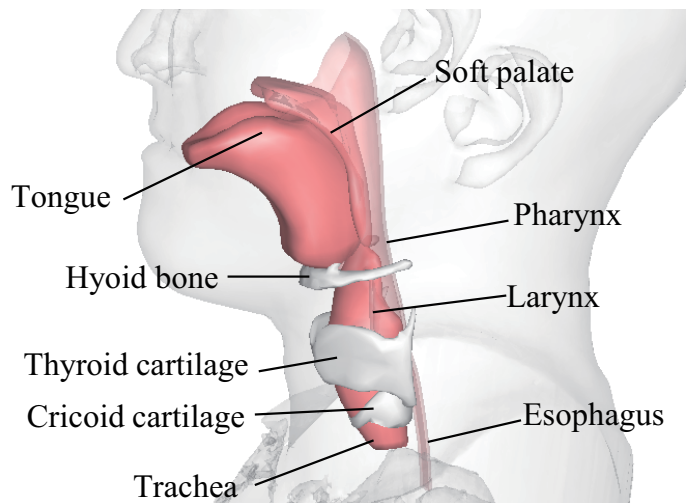
前章で用いた式 (2.50) および (2.51) では、マスター粒子の変形に依らずに現在の相対座標のみを用いてスレーブ粒子からの影響を評価する。このため、たとえばマスター側の物体がせん断変形を受けているような場合でも、マスターの粒子群の垂直抗力とスレーブ粒子に加わる垂直抗力の和によるトルクはほぼ0であることが期待される。一方、式 (3.5) および (3.6) では、そのような場合には接触面でトルクが釣り合わずマスターとスレーブに回転が生じる可能性があるものの、スレーブ粒子への垂直抗力の大きさを算出する際に用いた $\sum_{j \in \text{master}} c(|\mathbf{F}_j^{-1} \mathbf{r}_{jk}|)$ に基づきマスター粒子に分配する垂直抗力の反作用力を求めるため、比較的安定に計算を行うことができる。

3.3 生体の形状と運動のモデリング

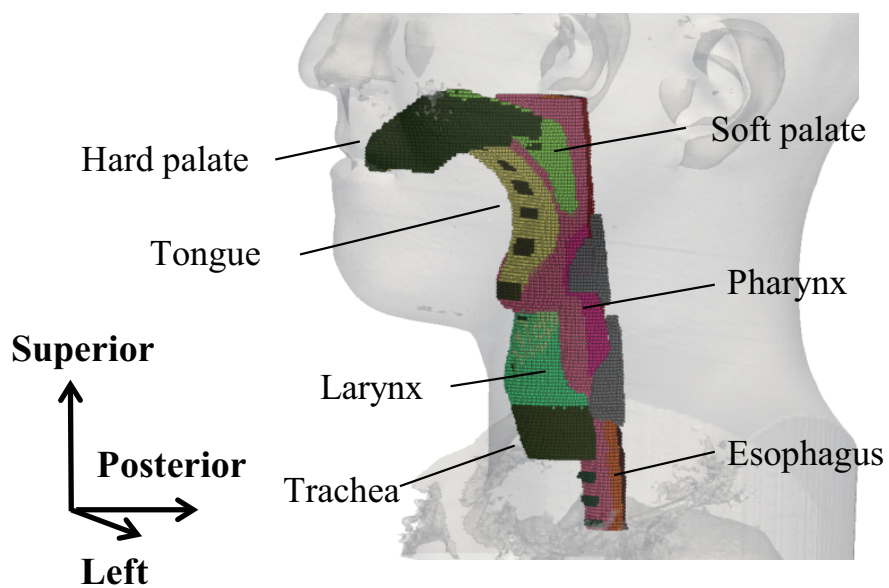
3.3.1 概要

本研究は武蔵野赤十字病院倫理委員会の承認を得て行われた (no.16/2013)。健常被験者 1 名 (25 歳男性) の CT 画像、および X 線造影剤を添加した水を嚥下した VF 画像をそれぞれ、実形状データと実運動データとして用いた。

まず、CT 画像から各器官の立体サーフェスデータを作成した。CT の撮影時に接触している器官があるためマニュアルで別々にセグメンテーションする必要がある。作成したサーフェスデータは、VF の嚥下開始前の首の角度と喉頭の高さと合うように変形させた。また、舌、軟口蓋、食道は、力を入れていない形状を基本形状と考え、形状を修正し、これを初期形状として用いた。修正したサーフェスデータから粒子を立方格子状に生成した。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。各器官のサーフェスデータおよび生成した粒子の形状モデルを、Fig. 3.1 と 3.2 に示す。なお、今後、表面の曲面や斜面に沿って粒子を生成、または再配置する手法を導入することで、接触解析での表面の再現精度を向上できると考えられる。

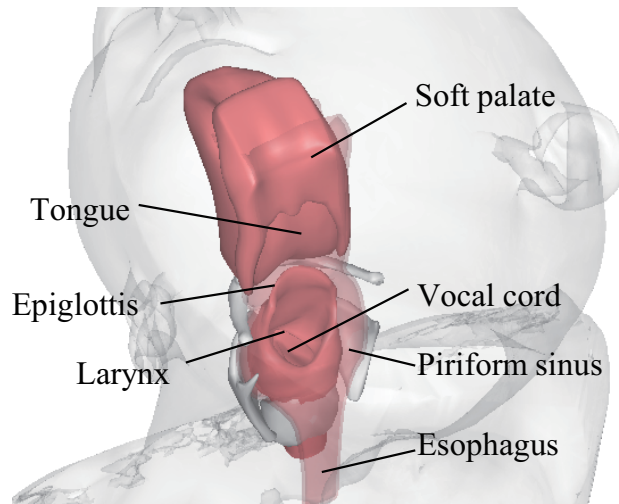


(a) Anatomical chart.

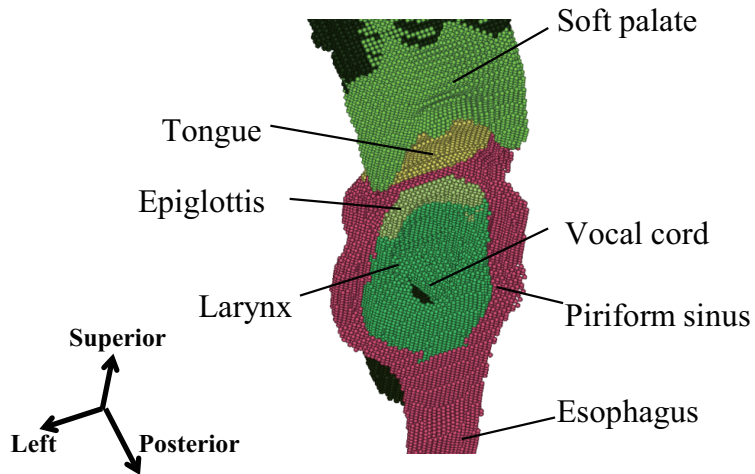


(b) Particle model. The control regions are shown in black and gray.

Fig. 3.1 Left-front view of organ model.



(a) Anatomical chart. The pharyngeal wall is shown in transparent format.



(b) Particle model. The posterior wall of the pharynx is not displayed.

Fig. 3.2 Rear-top view of organ model.

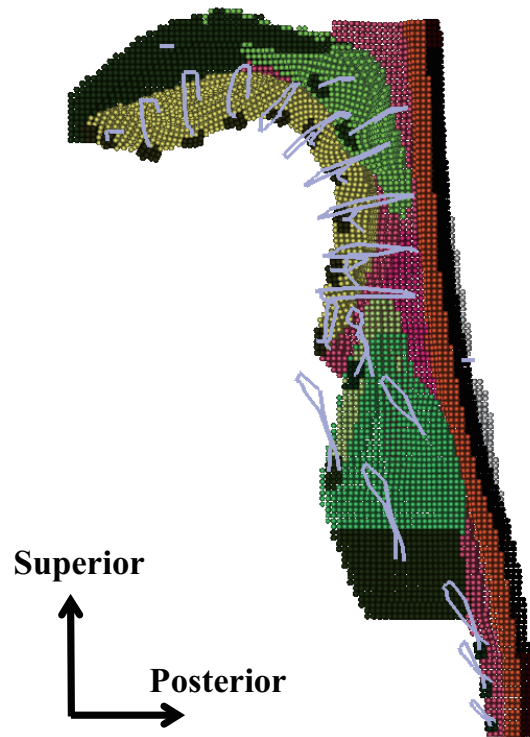


Fig. 3.3 Lateral view illustrating only the right half of the body. The input displacement trajectories of the control regions are indicated using purple lines.

嚥下に関係する筋は多い。舌には8対，軟口蓋には3対，咽頭壁には10対，舌骨には7対，喉頭には10対，計38対が存在している。嚥下時に流路となる口腔や咽頭のほとんどは，これらの筋によって覆われており，嚥下中の各器官の動きの複雑さと巧緻性を生み出している。

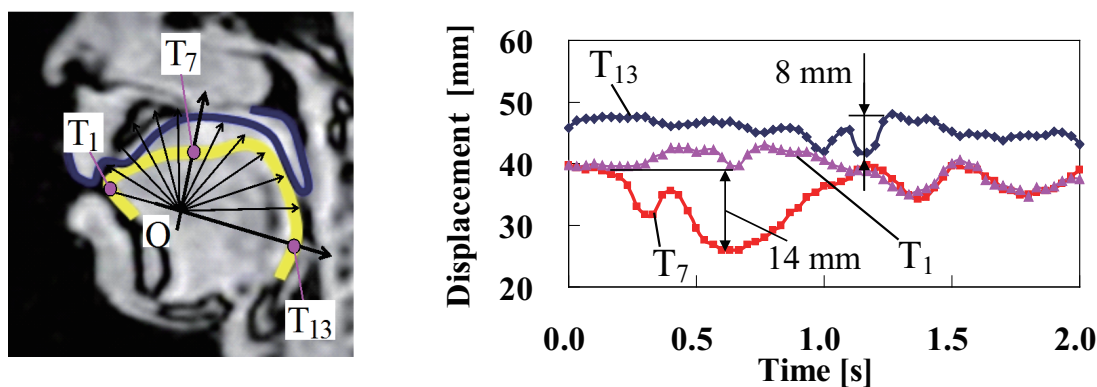
このため，筋の収縮力に基づき運動させるシミュレーション（たとえば，文献 [166,186,187]）によって，各器官の運動を実運動のとおり再現するのは容易ではない。嚥下運動を模擬するにあたって，解剖学的知見や過去の研究で行った医用画像（VF や cineMRI）の分析の知見から，主活動筋と考えられる筋の運動について，特定の粒子群を強制変位させることにより嚥下運動をモデル化した。本研究では，強制変位させる粒子群をコントロール領域（control region）と呼ぶ。原則として，筋の配置に一致するようコントロール領域を設定し強制変位を与えた。ただし，例外的に，複数の筋の合力を考慮すれば嚥下運動全体の再現には十分である場合（軟口蓋，喉頭，気管など），ならびに，強制変位によって再現することが困難な場合（喉頭蓋）では，筋領域の代わりに器官自体をコントロール領域と設定して強制変位を与える，簡易的なモデル化を行った。しかし，そのような例外的なモデル化を行った場合でも，運動の元となる筋や靭帯の方向に従って強制変位の方向が決定されている。コントロール領域の，強制変位の時間と座標の関係はVF動画に一致するよう設定された。Fig. 3.3に，コントロール領域の強制変位の軌跡を示す。

食塊の流路である口腔から食道および喉頭の粒子を一体の超弾性体として解析する。コントロール領域は他の粒子と区別なく超弾性体として計算されるが，本章では強制変位により変形が元に戻され

るため剛体のように移動する。コントロール領域の移動によって、コントロール領域以外の粒子は受動的に運動する。ただし、食塊の流路外である咽頭収縮筋のコントロール領域のみ、3.3.6項で述べるように弾性計算は行わない。

3.3.2 舌

舌は軟組織であるため、cineMRIを用いた成人健常者の嚥下時の舌の運動の測定の報告がある [171]。この測定では、まず、正中断面画像において、嚥下時の舌、口蓋、ならびに食塊を手作業でトレースした。次に、Fig. 3.4aのように、舌内部に設定した原点から15 [deg] 間隔で放射状に軸を設定し、この軸と舌表面の交点13点を測定点として定義した。測定点の嚥下時の軸方向変位を測定した結果の一部をFig. 3.4bに示す。測定の結果、舌は先端を口蓋につけたまま、舌背中央部から舌根を前方から後方へ順に進行波的波状運動させ、食塊を口腔から咽頭へ輸送することが明らかになった。なお、解剖学的には、この舌内部の原点は、舌の中では大きな筋であるオトガイ舌筋 (genioglossus muscle) が舌内部で扇状に広がる分岐点に相当する。オトガイ舌筋とは、Fig. 3.5のように下顎骨オトガイ棘から起こり、舌表面へ走行し、舌表面の垂直方向に舌を引っ張る筋である。



(a) Coordinates for analyzing tongue motion.

(b) Displacements of tongue surface.

Fig. 3.4 Analysis of tongue motion using cine MRI images [171].

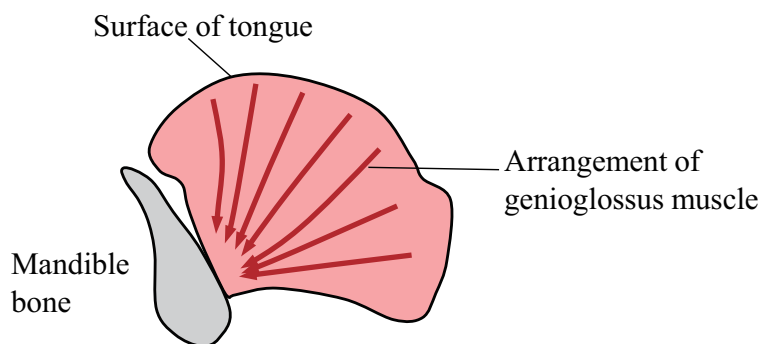
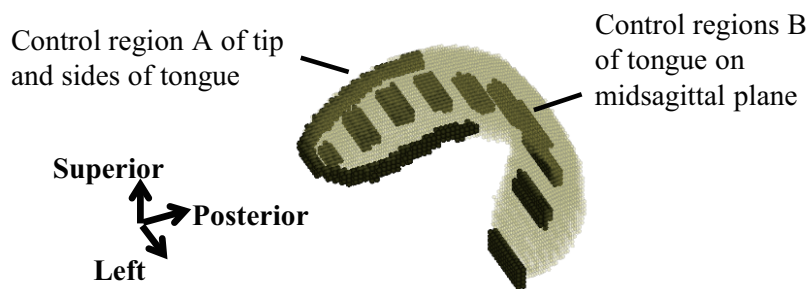
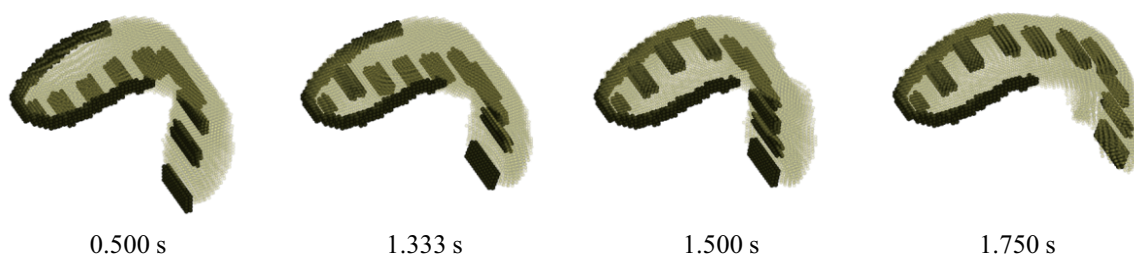


Fig. 3.5 Schematic of genioglossus muscle.



(a) Control regions A and B.



(b) Motion of control regions B and deformation of tongue.

Fig. 3.6 Tongue model. Control regions are shown in black. Other elastic particles are shown in transparent yellow.

る。舌には他にも多種の筋が走行しているが [209, 210]，その筋配置に基づいた詳細な舌筋のシミュレーションモデルが，発音時の舌運動の再現のために開発された [176]。嚥下時の運動はこの解析結果 [176] のうち，オトガイ舌筋の前方部，中央部，後方部を順に収縮させた運動と似ている。なお，筋肉単体は押す運動を行うことができないが，舌は非圧縮体であるため，ある一方向の短縮は代償的に他の方向の長さの増加をもたらす [209]。Buchillard et al. はオトガイ舌筋後部や茎突舌筋の収縮が舌を口蓋の方向へ拳上させることができることを示した [176]。

本研究では，舌の表面付近にコントロール領域を設定して舌表面の運動を再現した。まず，舌の先端と左右端には口蓋に接触させたまま固定するためのコントロール領域を設定した (Fig. 3.6 A 部)。また，正中に前方から後方へ 10 つのコントロール領域を設定した (Fig. 3.6 B 部)。VF 画像に合わせて，コントロール領域 B を前方のものから順に，舌表面の法線方向に押し引きさせることで，オトガイ舌筋による舌表面の進行波的波状運動を再現した。なお，舌表面付近に強制変位を与えるため，舌の内部は省略し，粒子を生成しなかった。

3.3.3 軟口蓋

軟口蓋 (soft palate) の役割は、嚥下前における口腔から咽頭への流路の閉鎖と、その後の鼻腔へ流路の閉鎖である。前者は主に口蓋舌筋、後者は主に口蓋咽頭筋や口蓋帆挙筋の収縮の働きであると考えられる。

この運動を再現するため、軟口蓋の内部の正中部分に、前後 2 つのコントロール領域を設定し、舌側や鼻腔側に動かす簡単なモデル化を行った。

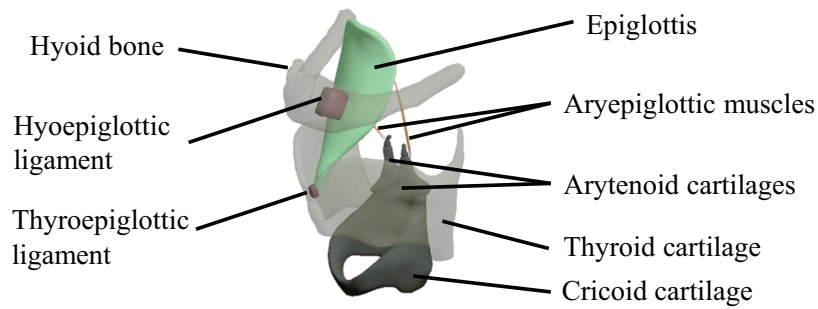
3.3.4 喉頭と気管

喉頭 (larynx) の解剖を Fig. 3.7a に示す。喉頭は気管 (trachea) の入り口であり、甲状軟骨 (thyroid cartilage) や輪状軟骨 (cricoid cartilage) などから成る。喉頭は筋肉や靭帯を介して舌骨 (hyoid bone) に吊られていて、舌骨が前上方へ挙上することで、喉頭と気管の上端部分も挙上する。成人健常者の嚥下時の舌骨の挙上の軌跡の一例を Fig. 3.8 の H_1 , H_2 部に示す [211]。本研究では、喉頭と気管上端部分は一体として運動すると見なした。喉頭と気管上端部分の運動の代表点として、輪状軟骨 (Fig. 3.7a の cricoid cartilage. 気管の上端にある軟骨) と同じ高さの円筒状のコントロール領域を作成し (Fig. 3.7b の C 部)、これを VF に合わせて強制変位させ、前上方への挙上を再現した。なお、舌骨そのものは食塊の流路ではないため再現しなかった。

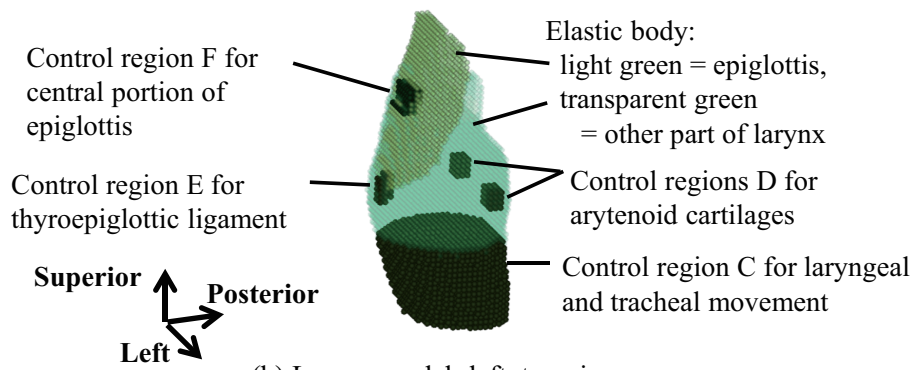
また、喉頭と気管の境界にある声帯 (vocal cords) や仮声帯は、嚥下時に声門を閉鎖させるため、左右が正中で接触する。本研究では、生体のメカニズムに倣い、声帯の後端の披裂軟骨 (Fig. 3.7a の arytenoid cartilage) の位置に立方体のコントロール領域を設定し (Fig. 3.7b,c の D 部)、喉頭の運動代表点 (コントロール領域 C) に追従する挙上に加えて、内前方へ運動させることで、声帯付近の嚥下時の開閉を再現した。

3.3.5 喉頭蓋

喉頭蓋 (Fig. 3.7a の epiglottis) は、喉頭侵入 (penetration. 食塊が喉頭へ侵入すること) を防ぐために、回転運動をして喉頭の入り口を覆う器官である。喉頭蓋は、喉頭蓋軟骨という弾性軟骨から成る。弾性軟骨は軟骨のうち最も弾性のある種類である。成人健常者の嚥下時の喉頭蓋の回転運動の軌跡の一例を Fig. 3.8 の E_1 , E_2 部に示す [211]。 E_1 部は喉頭蓋の根本 (ここでは、喉頭蓋軟骨の根本ではなく、喉頭蓋谷の底部の高さにある、喉頭蓋軟骨の中央部付近を指す) の軌跡を示す。喉頭蓋の根本 E_1 部は舌骨の前進に連動するように前進し、舌骨の上昇時に E_1 部も上昇するが、喉頭蓋の回転時には下降している。 E_2 部は喉頭蓋の先端の軌跡を示し、 E_1 部を中心として回転運動する。喉頭蓋の回転運動のメカニズム、すなわち、喉頭蓋のどの部分が、何から力を受けて回転するかについては、明らかになっていない。これまで、以下のような要因が提案されている [23–26]。



(a) Anatomy of larynx.



(b) Larynx model: left-top view.

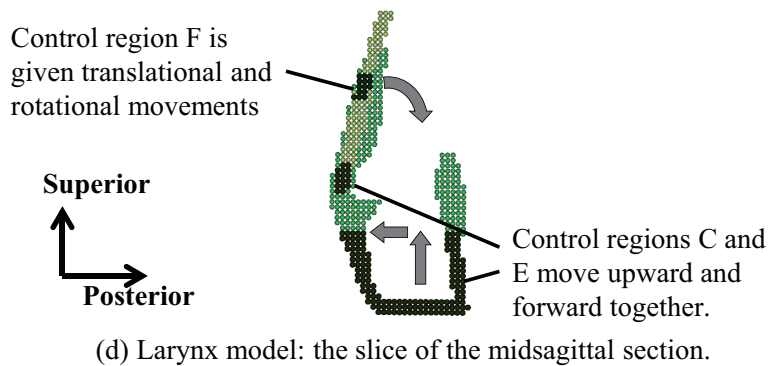
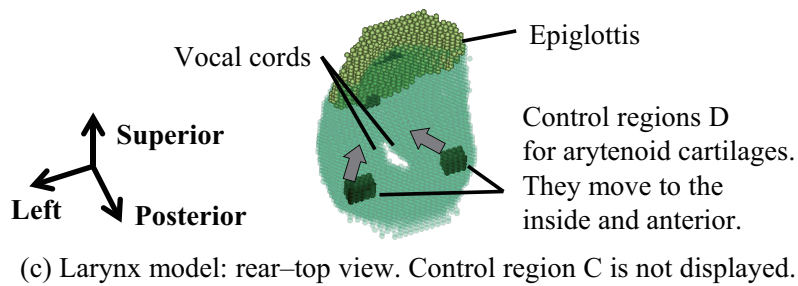


Fig. 3.7 Larynx and trachea. Control regions are shown in black.

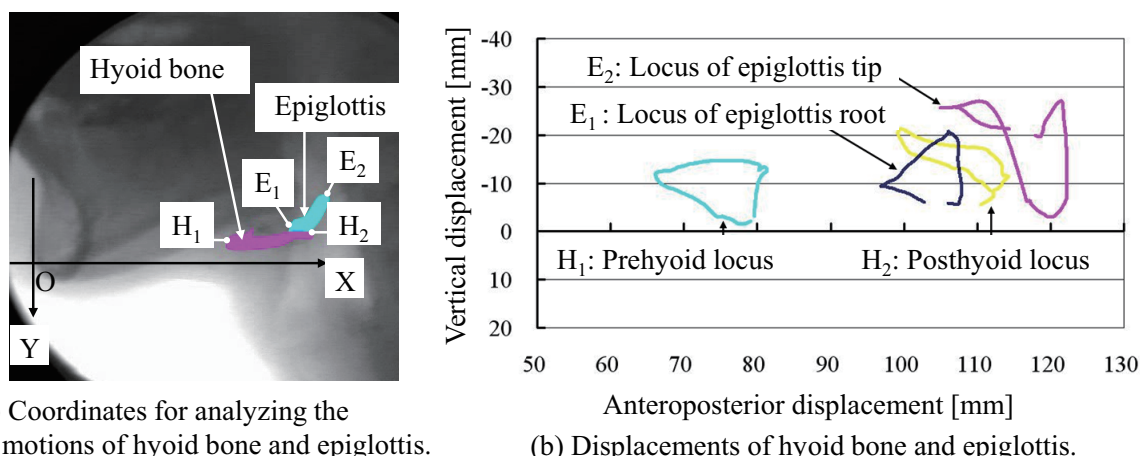


Fig. 3.8 Analysis of the motions of the hyoid bone and epiglottis [211].

- (α) 後進する舌根の壁面によって喉頭蓋上部が押される。
- (β) 収縮する咽頭壁に喉頭蓋上部が押される。
- (γ) 喉頭が挙上するとき喉頭蓋軟骨下半分に隣接する前喉頭蓋脂肪体が圧迫されることで、喉頭蓋が押される。
- (δ) 喉頭蓋軟骨の側面の中央付近の高さに付く披裂喉頭蓋筋 (Fig. 3.7a の aryepiglottic muscles) によって下方へ引っ張られる。
- (ε) 食塊の圧力により押される。

喉頭蓋軟骨の根本部分は甲状喉頭蓋靭帯 (Fig. 3.7a の thyroepiglottic ligament) によって甲状軟骨に繋がっているため、本研究では甲状喉頭蓋靭帯として、喉頭蓋軟骨の根元に設定したコントロール領域 (Fig. 3.7b の E 部) を喉頭と気管の運動代表点 (コントロール領域 C) の挙上に追従して動かした。

喉頭蓋軟骨の中央部も舌骨喉頭蓋靭帯によって舌骨へ接続されている。VF からは喉頭蓋軟骨全体の位置が不確かであること、回転メカニズムが不明であることを考慮し、この喉頭蓋軟骨中央付近に関しては次の 2 種類の運動モデルを作成した。

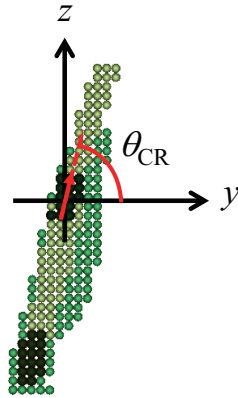
モデル X: 喉頭蓋軟骨の中央付近をコントロール領域 F (Fig. 3.7b,d の F 部) として、VF 画像に合わせて (VF でよく見えない時間帯は前後の時刻から推測する) 並進と回転の強制変位を与える。これにより、喉頭蓋にはコントロール領域 F の回転移動による能動的な回転と、他の器官との接触による受動的な回転が生じる。コントロール領域 F に与える並進と回転の強制変位を Fig. 3.9 に示す。

モデル Y: 喉頭蓋軟骨中央付近をコントロール領域とせずに、受動的に運動する計算粒子として解析を行う。喉頭蓋には受動的な回転のみ生じる。

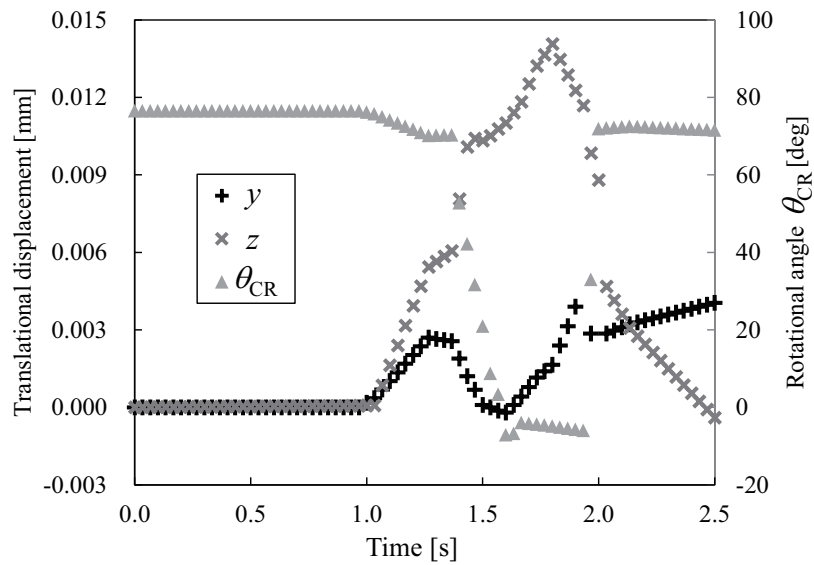
モデル X における、コントロール領域 F による能動的な回転は、 γ (前喉頭蓋脂肪体の圧迫) と δ (披裂喉頭蓋筋の収縮) を簡易的に再現した運動モデルと意味付けることができる。モデル X と Y

における，他の器官壁面との接触による受動的な回転は， α （舌根との接触）および β （咽頭壁との接触）の要因に相当する．本モデルでは， γ と δ の要素を個別に評価できないため，個別の影響については今後の研究課題とする． ϵ （食塊から受ける力）については，次章以降での食塊との連成解析で再現される．

本章では，4つのメカニズム $\alpha\sim\delta$ のうち，どのメカニズムがどのタイミングで生じるか調査するため，モデル X, Y について解析を行い，その結果を 3.4.2 項で比較する．



(a) Coordinate system of control region F.



(b) Relationship of forced displacement and time.

Fig. 3.9 Forced displacement of control region F for motion model X.

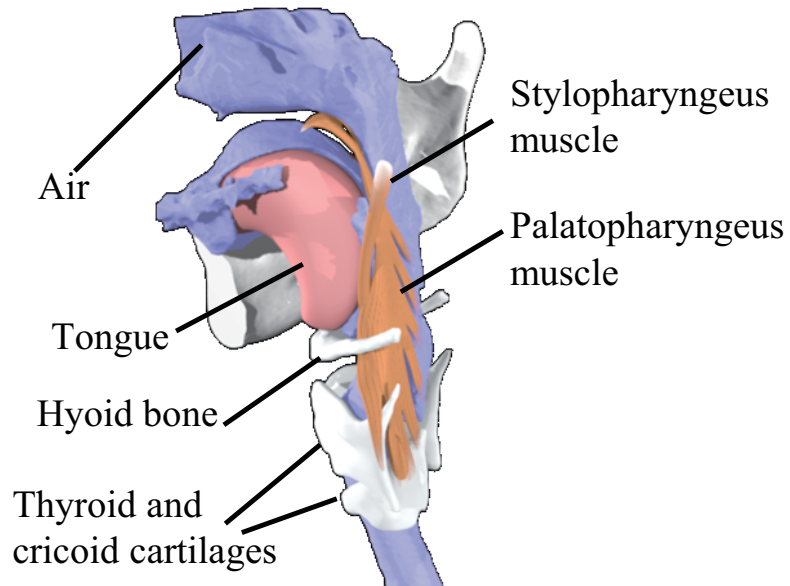
3.3.6 咽頭

咽頭 (pharynx) は、口腔に対して食道 (esophagus) や喉頭を繋ぐ臓器であり、嚥下時には食塊を食道に送り込むために素早く閉鎖する。咽頭には、上下方向に走行する咽頭挙筋群 (pharyngeal longitudinal muscles) (口蓋咽頭筋など) と、上下に広がりながら咽頭の円周に沿って走行する咽頭収縮筋 (pharyngeal constrictor muscles) がある (Fig. 3.10)。これらの筋によって、咽頭は上下に短縮しながら水平方向に収縮する。しかし、この動きの立体的および定量的な調査は詳細にはなされていない。なお、咽頭収縮筋は上中下の3種のグループに分けられており、Fig. 3.10b ではそれぞれが色別に示されている。

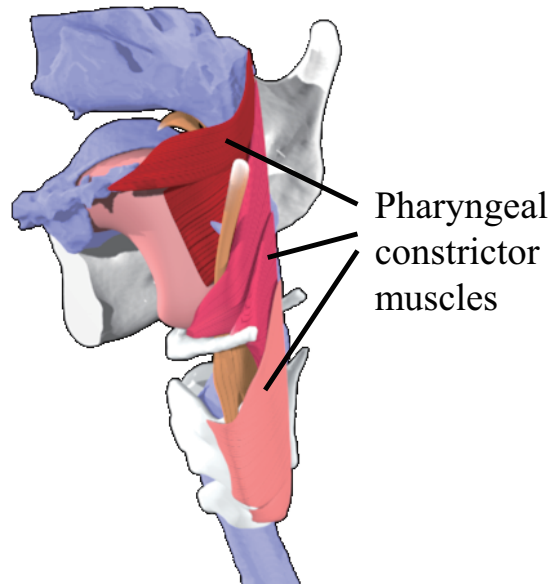
本研究では、咽頭壁の形状モデルとして、CT 画像から得られた粘膜面から外向きに 4 [mm] 程度の厚みを付けたシート状のサーフェスデータを作成した (Fig. 3.11 Wall of the pharynx)。

咽頭後壁の後方には頸椎の代わりに角柱状の固定用のコントロール領域を設けた (Fig. 3.11 G 部)。筋の収縮を模擬せずコントロール領域による強制変位のみ与えるため、咽頭の後半分では上下方向の短縮を再現しなかった。咽頭の前半分では、喉頭と気管の運動代表点 (コントロール領域 C) の挙上によって受動的に上下方向の短縮を再現した。

咽頭の水平方向の収縮を再現するため、咽頭収縮筋の筋配置を模式的に再現した板状のコントロール領域を、咽頭壁の形状モデルの外側に作成した (Fig. 3.11 I 部)。嚥下時にこのコントロール領域を内側へ強制変位させ接触力を与えることで、咽頭壁モデルを内側へ押し込んで咽頭の収縮を模擬する。本章では、咽頭壁の運動のうち、特に喉頭蓋と接触する部分の収縮を再現する。このため、咽頭収縮筋のうち喉頭蓋付近を走行する中および下咽頭収縮筋の位置に、左右それぞれ、前側部と後側部のコントロール領域 I を配置した。Fig. 3.12 のように、後側部のコントロール領域 I はその内側の端を中心とする回転運動を与えた。これは、嚥下中の咽頭後壁の前進量が小さいためである。後側部と前側部のコントロール領域 I は本来連続した筋のモデルであるため、嚥下中に筋が収縮した状態を模擬できるよう、前側部が後側部を延長する位置となるよう前側部を内方へ並進運動させた。コントロール領域 I は咽頭壁とは別の構造物として取扱い、コントロール領域 I の粒子では弾性体計算を行わない。これは、コントロール領域 I が咽頭壁の上下方向の運動に影響を与えないようにするためである。さらに、コントロール領域 I と咽頭壁モデルとの接触解析では、咽頭壁モデルの粒子の変形を無視し、変形勾配テンソル \mathbf{F} を単位行列として接触力を計算した。これは、咽頭壁モデルの粒子の変形が大きいため、接触解析が不安定になるためである。



(a) Left side of pharyngeal longitudinal muscles.



(b) Left side of pharyngeal constrictor muscles.

Fig. 3.10 Anatomy of pharyngeal muscles [19].

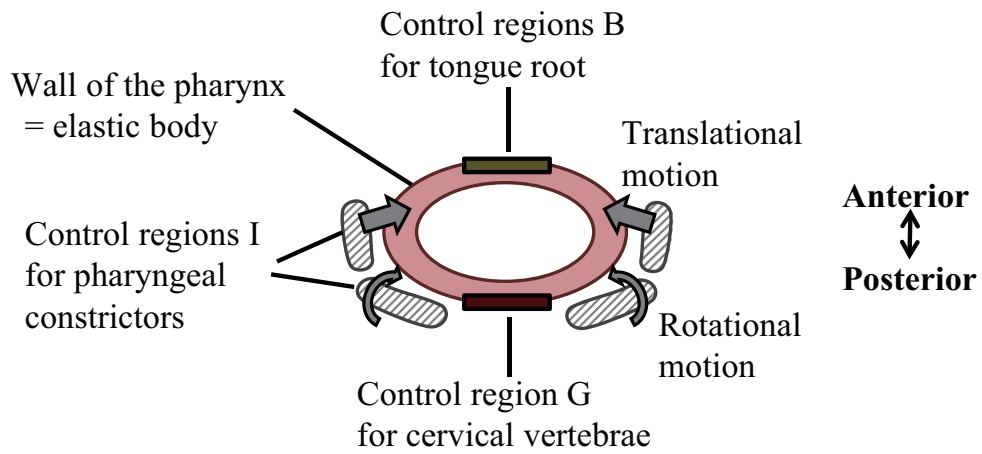


Fig. 3.11 Pharynx model shown by horizontal section.

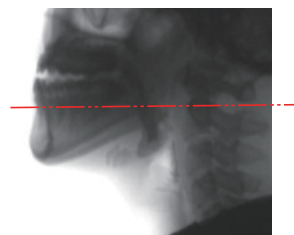
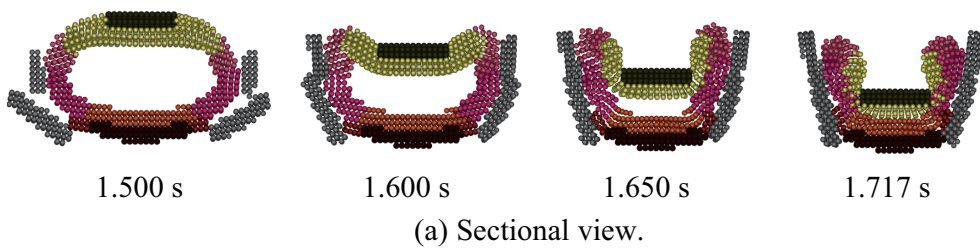


Fig. 3.12 Transverse constriction of pharynx.

3.3.7 解析条件

初期粒子間距離 l_0 は 1.2×10^{-3} [m] として粒子を生成し、コントロール領域の粒子数は 25,536、コントロール領域でない粒子数は 50,008 であった。また、時間刻み Δt は 1.0×10^{-5} [s]、生体の各器官の密度 ρ は 1×10^3 [kg/m³]、粘性力 (式 (2.25)) の係数は $\nu^{\text{ela}} = 2 \times 10^{-3}$ [m²/s] とした。解析開始から 0.5 秒後まで、初期形状から VF 画像の嚥下前の形状に変形するようコントロール領域を移動させたのち、VF に合わせて嚥下の動作を再現した。喉頭蓋の接触解析は、舌および咽頭の側壁や後壁との間で行ったが、隣接する部位 (Fig. 3.7b other part of larynx 部) との接触は無視した。他の器官同士の接触解析は適宜行った。

筆者らの知る限り、舌や咽頭、喉頭蓋の摩擦係数を定量的に測定した報告例はない。摩擦係数は口腔や咽頭の乾燥と大きく関係すると考えられる。たとえば、高齢者では唾液が少ないために壁面が乾燥し、摩擦係数が高い場合が多いと考えられる。本研究では摩擦係数の定性的な影響を調べるため、摩擦係数を $\mu_{\text{tan}} = 0.1$ と 0.3 としてシミュレーションを行う。3.3.5 項に述べたように、喉頭蓋に関しては 2 種の運動モデルを作成した。したがって、Table 3.1 に示す 4 つの条件について解析を行い、それらの結果を 3.4.2 項で比較する。

生体の軟組織は非圧縮の非線形弾性体として扱われることが多い。そこで、本研究では、生体の構成則として線形弾性体ではなく、前章で検証を行った 1 次の Mooney–Rivlin モデルを適用する。また、体積変化を抑制するために、圧縮率係数 D_1 を 1 [MPa] とする。生体の軟組織に対する Mooney–Rivlin モデルの材料係数 C_1^{MR} , C_2^{MR} は、 $C_1^{\text{MR}}/C_2^{\text{MR}} = 1$ の比率が広く採用されている [154] ため、本研究ではこの比率を採用し、各器官のヤング率から式 (3.3) によって C_1^{MR} , C_2^{MR} の値を決定する。

バイオメカニクスの中で、ヤング率など物性値の取得は最も難しい課題の一つである。倫理的、および技術的問題から生物の物性値を測定することは容易ではなく、文献の数は少ない。また、試料の状態や測定条件を一定に統一することは難しく、測定結果に大きなばらつきが生じやすい。

舌などの軟組織のヤング率について、以下の測定がある。Gerard et al. [178] は、新鮮死体の舌の応力–ひずみ曲線を indentation experiments によって測定した。その結果、ひずみ 0 でのヤング率は 1.15 [kPa] であった。Cheng et al. [212] の MR elastography による *in-vivo* での shear modulus

Table 3.1 Four cases for numerical simulation.

Simulation case	Epiglottic motion	μ_{tan}
Case X1	Model X	0.1
Case X3	Model X	0.3
Case Y1	Model Y	0.1
Case Y3	Model Y	0.3

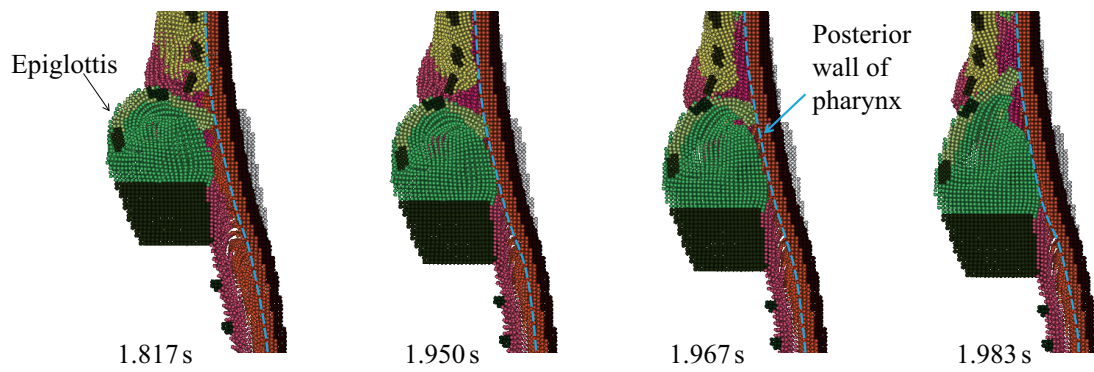
の測定では、舌は 2.67 [kPa]、軟口蓋は 2.53 [kPa] であると報告された。Krouskop et al. [213] は、gated Doppler ultrasonic system の方法により、四肢の筋肉のヤング率を *in-vivo* で測定し、筋が収縮していないときは 6.2 [kPa]、収縮しているときは 110 [kPa] であったと報告した。

先行研究での解析では、軟組織のヤング率として様々な値が用いられている。Mizunuma et al. [169] は舌のヤング率を 10 [kPa]、咽頭のヤング率を 720 [kPa] として嚥下の解析を行った。Dang et al. [177] は、舌のヤング率を 20 [kPa] として発音時の舌の運動を解析した。Huang et al. [179] の咽頭と喉頭の気流と構造解析では、Krouskop et al. [213] の測定した 6 [kPa] の値が舌のヤング率として用いられた。また、Buchaillard et al. [176] も、ひずみ 0 でのヤング率を 6 [kPa] とする、Yeoh モデル超弾性体として発音時の舌の解析を行った。

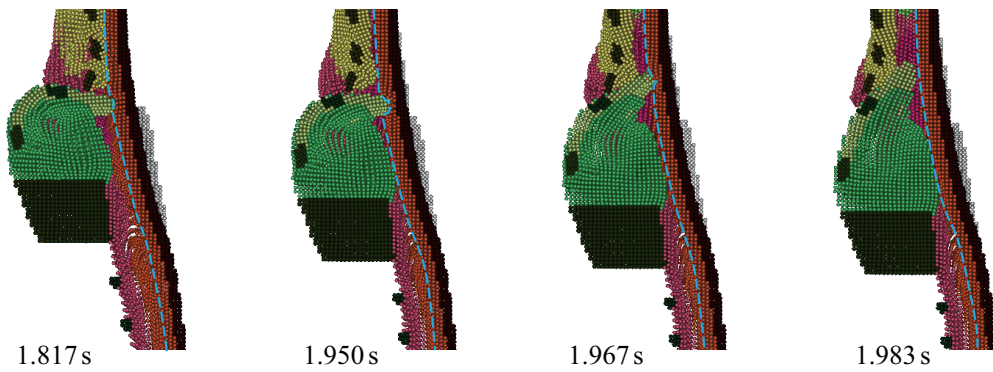
以上から本章の解析では、軟組織（舌、軟口蓋、咽頭、食道、喉頭）の、ひずみ 0 でのヤング率を 20 [kPa] とした。この値は Dang et al. [177] が用いた値であり、筋の非収縮時と収縮時の間の値 [213] である。嚥下中には筋の収縮によって、これよりも大きなヤング率に変化する可能性があるが、本研究では強制変位のみによる運動モデルであるためヤング率の変化は無視した。

喉頭蓋軟骨のヤング率についての報告数は特に少なく、その値の差異も大きい。Huang et al. [179] の咽頭と喉頭の気流と構造の連成解析では、喉頭蓋のヤング率は 1.6 [MPa] として解析された。また、Pelteret et al. [180] は、呼吸時の舌周辺の運動の解析のため、手足の関節軟骨のヤング率である 3 [MPa] を、喉頭蓋のヤング率として用いたが、実際には、喉頭蓋は関節軟骨よりも柔らかいと推定される。Naumann et al. はウサギの喉頭蓋のヤング率を測定し、0.24 [MPa] の値を報告した [214]。Qi et al. の外耳道の体積変化の研究 [154] では、成人の弾性軟骨のヤング率は 0.1 ~ 1 [MPa] であるとし、新生児の弾性軟骨のヤング率について 30 ~ 90 [kPa] の値で感度解析を行った。

本研究では予備解析として、喉頭蓋のヤング率を 100 [kPa] および 2.0 [MPa] として解析を行い、喉頭蓋の挙動の特徴を定性的に比較した。解析結果を Fig. 3.13 に示す。文献 [214] および [154] と同程度である 100 [kPa] のヤング率の場合は、嚥下の後半の時期に喉頭蓋は咽頭後壁 (Fig. 3.13a Posterior wall of pharynx) にめり込まずに咽頭壁に押されて変形している。一方、文献 [179] や [180] と同等の 2.0 [MPa] のヤング率の場合は、喉頭蓋の先端が咽頭後壁を大きく変形させている (Fig. 3.13b 1.950[s])。前者の喉頭蓋の挙動が VF 画像の観察結果に定性的に一致していた。そこで、次節では喉頭蓋のヤング率として 100 [kPa] の値を採用し、シミュレーションを行う。なお、喉頭蓋のヤング率を 2.0 [MPa] とした場合にも、嚥下時に筋肉の収縮に伴い咽頭のヤング率が増加すれば、喉頭蓋先端が咽頭後壁へめり込む問題は解消されると考えられる。したがって、喉頭蓋や軟組織のヤング率、ならびに筋の収縮の再現は今後の研究課題である。



(a) Results of 100 kPa of Young's modulus.



(b) Results of 2.0 MPa of Young's modulus.

Fig. 3.13 Preliminary simulation results of Young's moduli of the epiglottis.

3.4 解析結果と考察

3.4.1 基本の生体モデル

本項では、基本の生体モデルとして、VF 画像と最も一致した Case X1 の解析結果について述べる。VF 画像を Fig. 3.14 に、対応する Case X1 の解析結果を、Fig. 3.15, 3.16 に示す。咽頭収縮筋を模擬するコントロール領域 I は灰色、他のコントロール領域の粒子は黒、コントロール領域以外の粒子は器官ごとに色分けして示している。また、Fig. 3.15 は生体の左半分を非表示にし、右半分のみ表示した断面図である。Fig. 3.16 は咽頭後壁の粒子を非表示にし、後左方から喉頭蓋を見たものである。

嚥下の開始から終了までの各器官の運動を、人工的ポテンシャル力と粘性力を追加した HMPS 法によって、安定して解析することができた。コントロール領域ごとに様々な方向や量の変位が与えられたため、生体モデルは場所ごとに不均一な変形を受けた。また、Fig. 3.15e から分かるように食道入口部は、嚥下時に喉頭と気管の前進によって大きく開口させられ、前後に 2 倍以上の伸び変形を受けていた。さらに、時刻 1.667 [s] におけるコントロール領域以外の弾性体粒子について $\det\mathbf{F}$

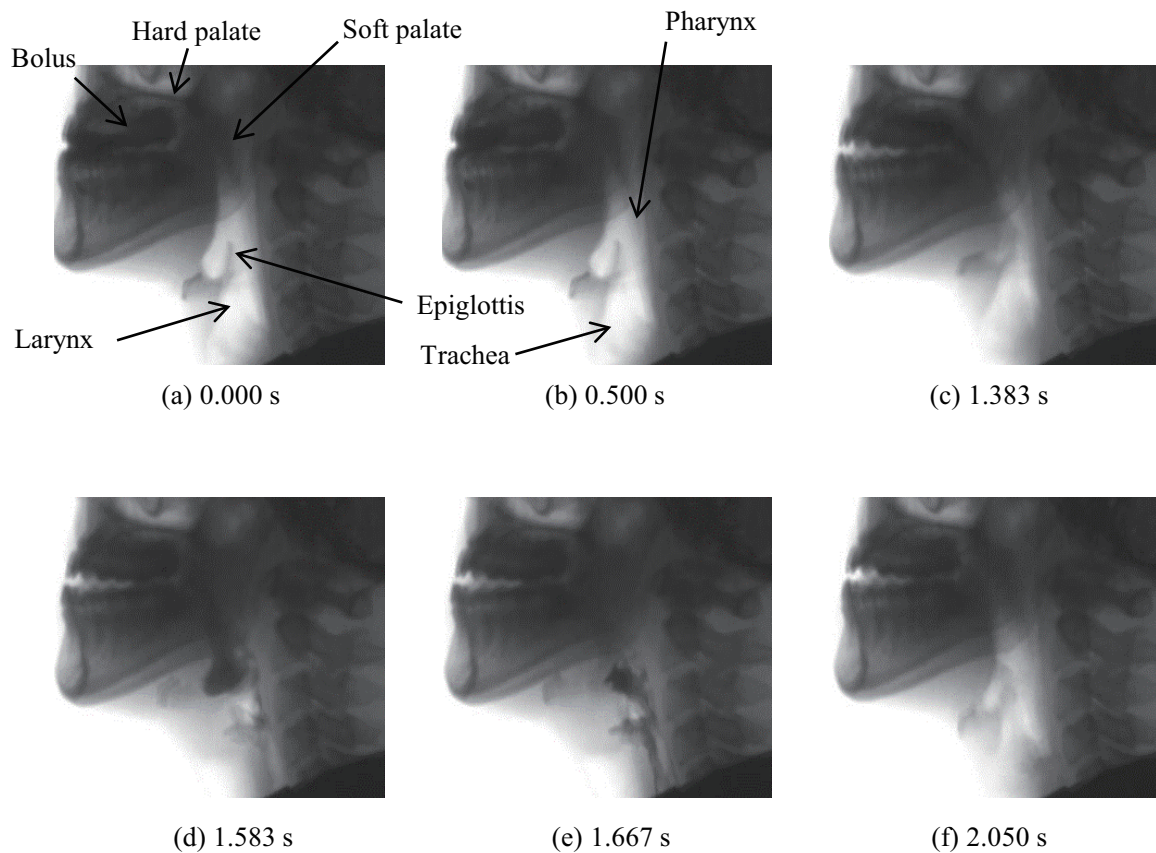


Fig. 3.14 Lateral view of VF images.

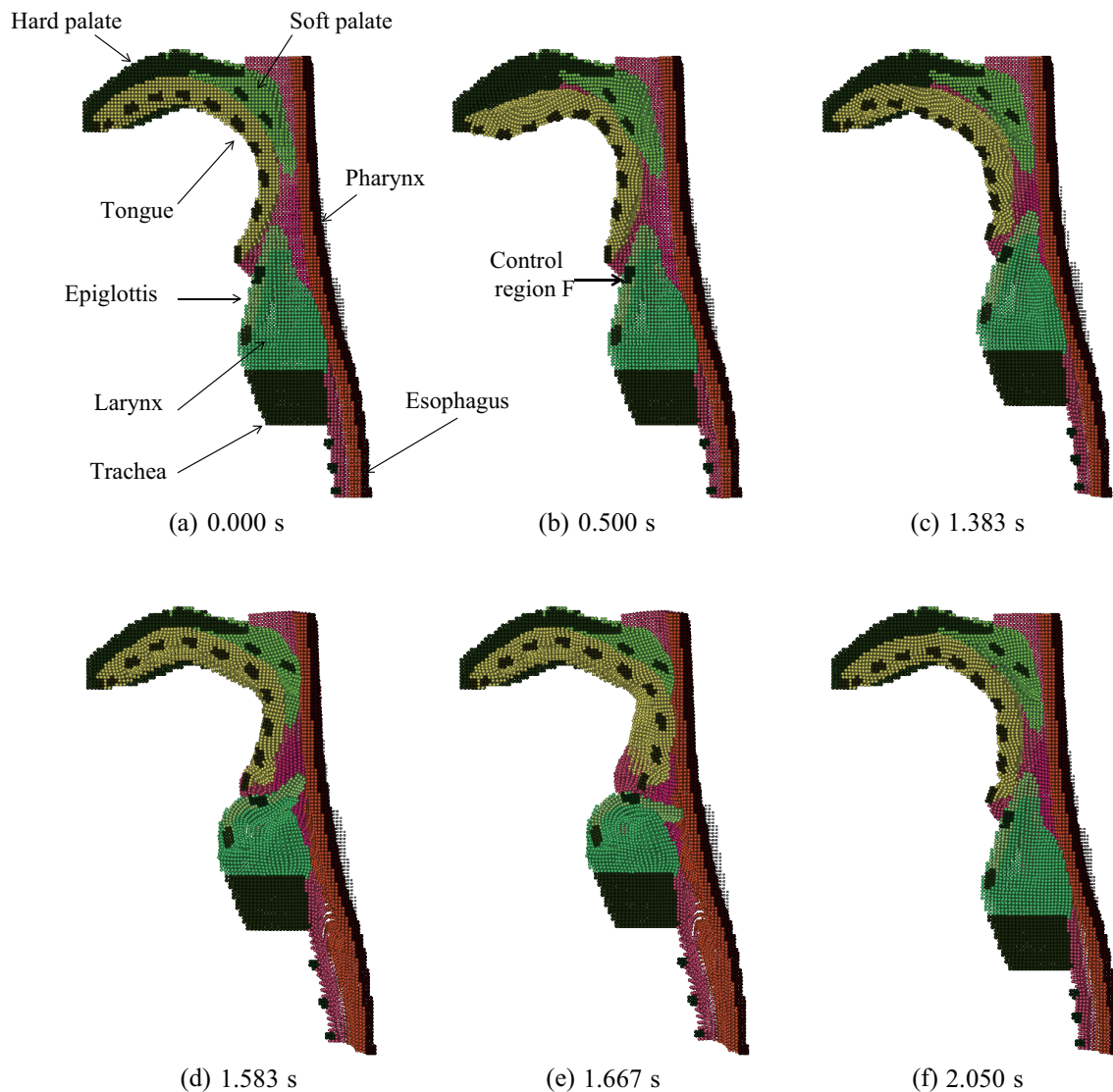


Fig. 3.15 Lateral view of simulation results of basic case.

の平均値は 0.9992 であり，98.0 % の粒子の $\det \mathbf{F}$ の値は 0.98~1.02 の範囲であった．すなわち，Mooney-Rivlin 構成則の体積変化を抑制する項の効果によって，粒子による生体モデルはおおむね非圧縮体として解析できていることが確かめられた．

本研究では VF 画像に沿うようにコントロール領域の運動を決定したため，各器官の運動の移動量やタイミングは，VF 画像の通りに再現された．また，喉頭蓋の先端は，コントロール領域として設定せずに，弾性体として受動的に運動させたにも関わらず，下向きに回転し，VF 画像との間に明らかな相違は認められなかった．喉頭蓋の先端が，喉頭蓋を回転させるコントロール領域 F の回転角度よりも下向きになった理由は，コントロール領域 I による咽頭の水平方向の収縮時に，Fig. 3.16 に示されるように，咽頭の壁面が喉頭蓋の先端を押し出したためである．喉頭蓋の先端は咽頭壁に接しながら，なめらかに滑って下向きに回転した．

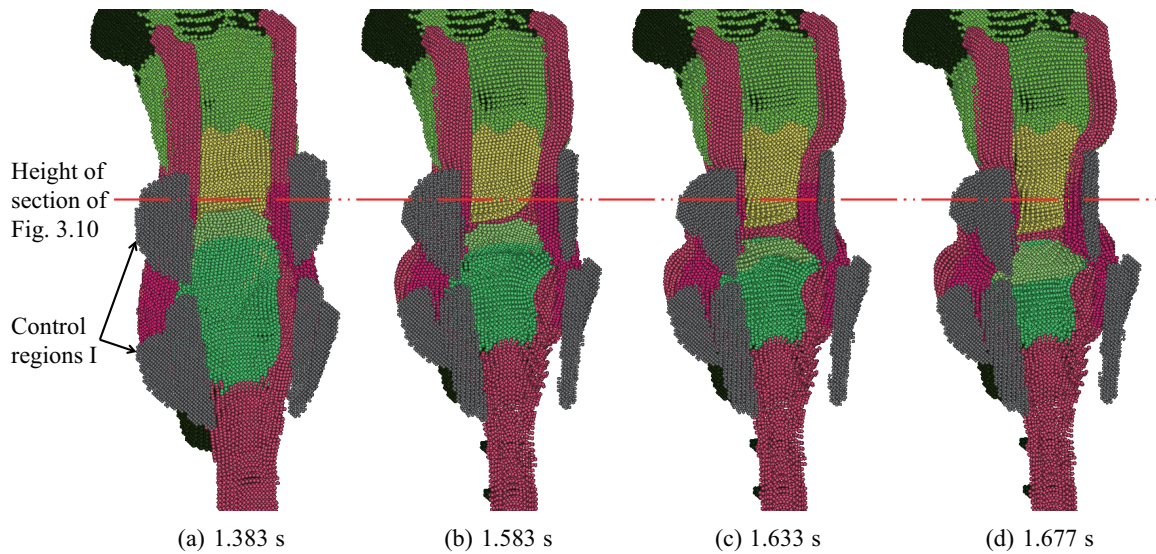


Fig. 3.16 Rear view of simulation results of basic case.

3.4.2 4つの生体モデルの比較

Case Y1 および Y3 の解析結果を、それぞれ Fig. 3.17 および Fig. 3.18 に示す。また、Table 3.2 に、4つの解析条件での、喉頭蓋先端が水平より下向きに回転した時刻を示す。喉頭蓋軟骨の中央付近にコントロール領域 F を設置した Case X1 および X3 では、双方ともに喉頭蓋は下向きに倒れたが、摩擦係数が大きい Case X3 のほうが咽頭壁面との摩擦力が大きいため下向きになった時刻が遅かった。喉頭蓋軟骨の中央付近に強制変位を与えなかった Case Y1 および Y3 では、時刻 1.63 ~ 1.69 [s] において喉頭蓋が咽頭後壁に接触する面積が、Case X1 や X3 よりも大きかった。その後、摩擦係数が小さい Case Y1 では、喉頭蓋は咽頭後壁の壁面上を滑って下向きに回転した (Fig. 3.17d)。一方、摩擦係数が大きい Case Y3 では、喉頭蓋は、Fig. 3.18 に示されるように咽頭後壁にぶつかった状態のまま、嚥下の終了時まで水平より下向きにならなかった。

Fig. 3.19 は、喉頭蓋が水平より下向きに倒れた 1.700 [s] における、喉頭蓋の輪郭を、VF 画像と比較するために重ねて示した画像である。Case X1 が赤線、Case Y1 が黄線で示されている。Case

Table 3.2 Time of epiglottic downfolding below horizontal

Simulation case	Time [s]
Case X1	1.65
Case X3	1.70
Case Y1	1.70
Case Y3	Did not fold

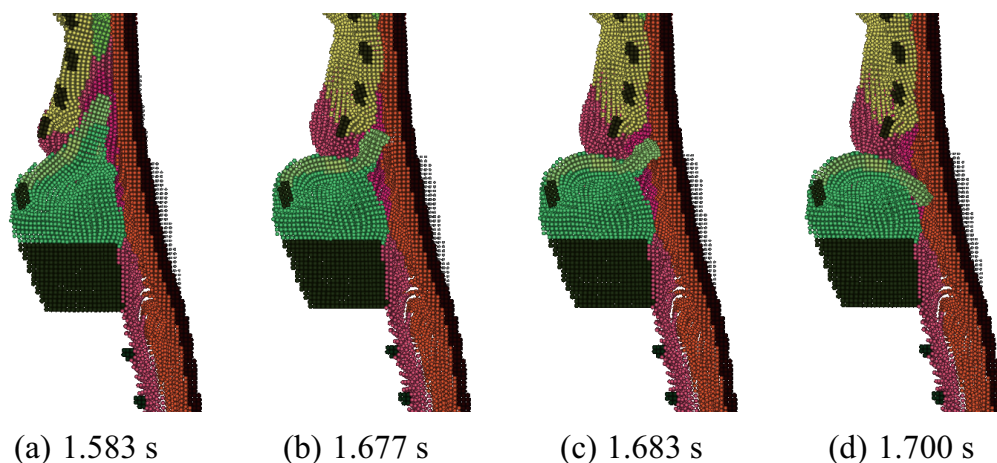


Fig. 3.17 Lateral view of Case Y1.

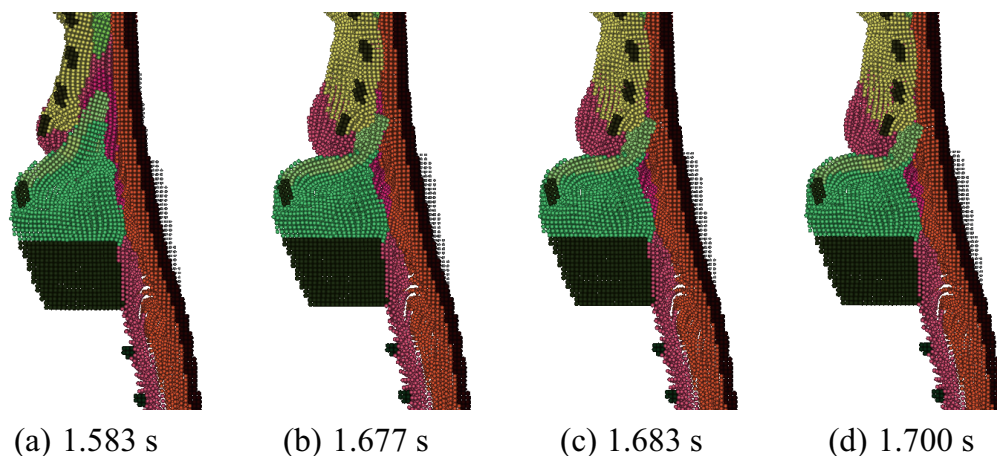
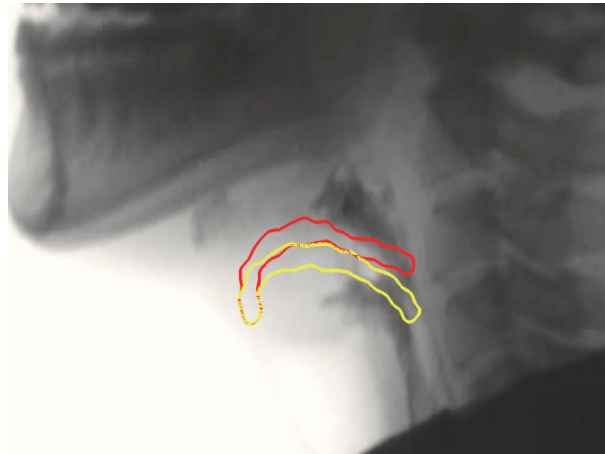


Fig. 3.18 Lateral view of Case Y3.

Y1 の喉頭蓋の高さは Case X1 と比べて低く、VF 画像の食塊（造影剤）の影と一致していない。したがって、本研究で用いた VF 画像の喉頭蓋は、Case X1 の形状のように、中央部をやや高い位置に維持した曲げ変形によって、下向きに倒れていたと考えられた。

3.3.5 項に述べた、喉頭蓋を倒した要因について考察する。Case X1 および X3 の解析において、喉頭蓋は、まず、喉頭の挙上 (γ) と披裂喉頭蓋筋 (δ) に対応する、コントロール領域 F の回転によって水平より少し上向きの角度まで能動的に回転した。次いで、咽頭壁により側後方から押され (β)、受動的に下向きに回転した。本研究の被験者の嚥下では、この解析結果のように舌根の壁面 (α) は喉頭蓋の回転に寄与しなかったと考えられた。

Case Y1 では、喉頭蓋はコントロール領域 F (γ , δ) の代わりに舌根の壁面 (α) によって後方へ押され、その後、咽頭壁 (β) により下向きに回転した。Logemann et al. [25] は、喉頭蓋が下向きに倒れる原因は、後進した舌根と咽頭後壁に挟まれるためであると主張した。Case Y1 の喉頭蓋の下向きへの回転は、このメカニズムをほぼ再現するものであった。ただし、喉頭蓋を押していた位置が



1.700 s

Fig. 3.19 Comparison of Cases X1 and Y1 with VF image (Case X1: red. Case Y1: yellow).

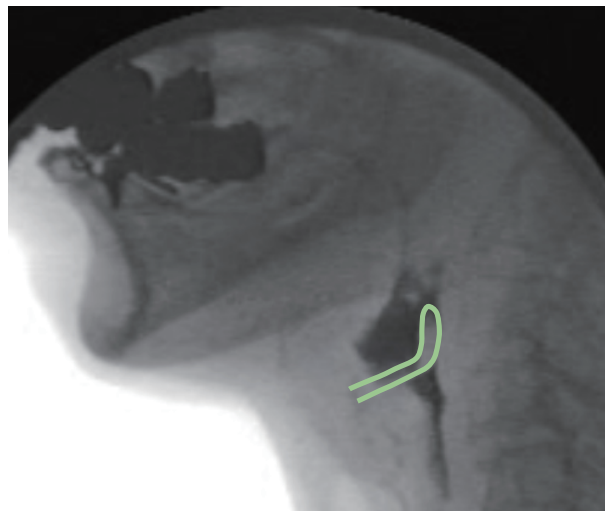


Fig. 3.20 VF image of patient for whom epiglottic downfolding is absent. The results of case Y3 was similar to this image.

両者で異なり，Logemann et al. の提案したメカニズムでは正中付近，本研究の Case Y1 の解析結果では後壁のやや側方部分が喉頭蓋を押していた．Case Y1 の解析結果から，何らかの理由で喉頭の挙上 (γ) と披裂喉頭蓋筋 (δ) (コントロール領域 F) による回転が発生しない症例では，舌根の壁面 (α) の運動が喉頭蓋を下向きに回転させるために重要であることが示唆された．

最後に喉頭蓋が倒れない要因について考察する．何らかの喉頭蓋を倒す力が働いていても，咽頭後壁に大きく接触すると，喉頭蓋の回転は抑制される．喉頭蓋が咽頭後壁に接触しながら回転する例は，本研究で用いた健常者をはじめ，多くの VF で観察される．しかし，その接触の大きさはさまざまである．Case Y1 や Y3 では，Fig. 3.17 や Fig. 3.18 に示したように，喉頭蓋の先端が咽頭後壁に大きくぶつかった．この様子は，Fig. 3.20 の嚥下障害の患者に似ている．運動モデルが同一のもの

であるにも関わらず、Case Y1 では喉頭蓋は下向きになったが、Case Y3 では下向きにならなかった。喉頭蓋が下向きにならず喉頭口を覆えない場合、喉頭侵入や誤嚥が生じる可能性が高い。本研究では摩擦係数の定量的な妥当性確認を行わなかったが、ケーススタディの結果から摩擦係数が喉頭蓋の回転の阻害要因の一つであることが定性的に再現された。

また、Fig. 3.19 での Case X1 と Y1 の比較から、Case X1 の解析結果や本研究で解析対象とした VF 画像のように、喉頭蓋の中央部が上前方へ移動することは、喉頭蓋先端を咽頭後壁にぶつかりにくくし、喉頭蓋が水平より下向きに回転しやすくする役割をもつと考えられた。Vandaele et al. [26] は舌骨 (Fig. 3.7a Hyoid bone) が前進するときに舌骨喉頭蓋靭帯を介して喉頭蓋を引っ張ると主張した。運動モデル X のコントロール領域 F の上前方への並進移動は、舌骨喉頭蓋靭帯による引張であると意味付けられる。

一方、喉頭蓋軟骨の中央部の並進移動の無い運動モデル Y は舌骨喉頭蓋靭帯が弱くなった症例や舌骨の前進が少ない症例と対応すると考えられる。高齢者では舌骨喉頭蓋靭帯の繊維の量は減少することが知られている [215]。さらに、高齢者では安静時の喉頭の位置が低くなることから、舌骨喉頭蓋靭帯が伸ばされている可能性がある。また、反射運動に障害がある場合など、舌骨の移動量が小さくなることがある。これらの症例では、Case Y1 や Y3 の解析結果のように、喉頭蓋軟骨の中央部の上前方への並進移動が不足することによって、喉頭蓋が咽頭後壁に大きく接触して下向きに倒れにくくなると考えられた。

3.5 結論

舌、軟口蓋、咽頭、食道入口部、喉頭の嚥下時の運動をシミュレーションにより再現した。解析手法として人工的ポテンシャル力と粘性力を追加した HMPS 法を適用し、各器官の運動を安定して解析することができた。また、メタボールの手法を用いたペナルティ法による壁境界条件によって、咽頭壁にぶつかった喉頭蓋先端は、なめらかに滑って水平を超え下向きに回転した。嚥下時の運動はコントロール領域による強制変位を用いてモデル化された。この運動モデルは、実運動データに基づき、また従来の医学的知見や医工学的知見を概ね反映して設計されている。

また、喉頭蓋を倒す要因や妨げる要因を分析するために、喉頭蓋の中央部の運動モデルや摩擦係数を変更したシミュレーションを行った。嚥下障害の例を含む、嚥下運動の数例を再現することができた。また、解析結果の比較から、嚥下障害の 1 つである、喉頭蓋の回転不良の原因や、回転メカニズムに関する多くの知見を得られた。

大部分が反射運動である嚥下では、運動のパターンの個人差は少なく、筋走行も個人差が小さい。したがって、今回開発したコントロール領域の配置や動作のパターンを、他の被験者の寸法や変位に合うよう修正すれば、他の被験者の嚥下運動も同様の方法により再現できると考えられる。

第4章

嚥下シミュレーションの妥当性確認

4.1 序論

嚥下は、食物の量や物性に依りて調整された、反射を伴う体内での高速な生理運動である。嚥下は人間にとって生命維持に必要なだけでなく、食事に伴う喜びの観点からも大きな意味を持つ。社会の高齢化に伴い、高齢者における嚥下障害による誤嚥性肺炎の増加が深刻な問題となっている [12, 17, 18] ため、嚥下や誤嚥のバイオメカニクスの解明は急務である。

320-row area detected computed tomography (ADCT) の嚥下運動への適用 [42] により、嚥下時の生体と食塊の挙動を立体的かつ動的に観察することが可能となったが、空間解像度および時間解像度は十分でない。嚥下中の筋電 [37, 60] や圧力 [55, 57, 58] の計測も、現在のところ、嚥下や誤嚥の仕組みの解明に十分に詳細な検査の手法となっていない。さらに、嚥下障害の患者自身の喫飲による嚥下実験は、被験者への肉体的負荷と誤嚥のリスクを生じさせる。

近年、嚥下のメカニズムの理解のためのシミュレーションが行われている。コンピュータ上で人工的に嚥下を再現することで、生体の運動や食塊の物性を細かく制御した条件での定量的かつ体系的な数値実験が可能となる。嚥下口腔期における舌の食塊移送運動については、これまでに移動する平行円盤間の食塊の数値解析 [155, 158] や、舌と口蓋のモデル実験装置による生体と食塊の条件に関する網羅的なパラメータ実験 [161, 162] が行われている。また、咽頭期の咽頭の閉鎖を単純な蠕動運動とモデル化し、食塊流量や荷重に関する計算が行われている [184, 185]。

一方、このような、特定の器官に着目し単純なモデルでの研究だけでなく、より詳細かつ全体的な形状および運動を再現した数値解析も行われている [166, 169, 216]。嚥下と誤嚥の現象の差を解明するためには、食道入口部や喉頭を含む、嚥下に関わる全ての器官を考慮した生体のシミュレーションモデルが必要である。また、嚥下時に大きく複雑に変形する生体と食塊の両者を連成して解析できる解析手法も必要となる。前章に述べたように、Kikuchi et al. [216] は、医用画像を基に舌、口蓋、咽頭、食道、喉頭の挙動を解析する生体モデルを提案し、解析結果がVF画像と定性的に一致していることを確認した。しかし、この研究 [216] では食塊の流れは再現されなかった。VFでは生体の挙動を完全には映し出せないこと、および、嚥下は生体と食塊の相互作用による運動であることから、食塊の流れを考慮した解析をVF画像と比較することが、解析の妥当性を確認するために必要である。

嚥下時の食塊の流れは分裂や合流、飛沫を伴う自由表面流れであるために、数値シミュレーションによる食塊の流れの再現は容易ではない。石田ら [163], Kamiya et al. [165] は MPS 法を, Ho et al. [166,167] は SPH 法を用いて, 食塊流れのシミュレーションを行い, それぞれ, 食塊のシミュレーションにおける, 格子法に対する粒子法の優位性を主張した。これらの粒子法では自由表面流れを特別な処理なく比較的容易に解析することができる [148,173]。

本章では, 嚥下や誤嚥の実験を非侵襲的かつ体系的に行うための, 生体と食塊のコンピュータシミュレーションモデルを提案する。生体モデルは, 前章で開発した, 健常被験者の医用画像に基づいて作成されたモデルを改良して用いる。一方, 食塊は explicit MPS (EMPS) 法 [95] を用いて解析され, 生体の構造解析と食塊の流体解析は邵ら [137] の手法により連成される。VF 検査時に食塊として用いた, 造影剤を添加した水の物性値を用いて解析を行う。また, 提案する嚥下シミュレーション手法の妥当性を確認するために, 解析結果と VF 画像の食塊の挙動を定性的および定量的に比較する。最後に, 解析のポスト処理として, リアリスティックな描画を行うためのサーフェスデータによる可視化や, 食塊粒子の速度をグラフに表して考察を行う。

4.2 流体解析手法

4.2.1 Explicit MPS 法

非圧縮性流れの支配方程式は, 連続の式とナビエ-ストークス方程式である。

$$\frac{D\rho}{Dt} + \rho \operatorname{div} \mathbf{v} = 0 \quad (4.1)$$

$$\frac{D\mathbf{v}}{Dt} = -\frac{1}{\rho} \nabla P + \nu \nabla^2 \mathbf{v} + \mathbf{g} + \frac{1}{\rho} \mathbf{f}_{\text{surfacetension}} \quad (4.2)$$

ここで, P は圧力 [Pa], ν は動粘性係数 [m²/s], g は重力加速度 [m/s²] である。本研究では食塊を流体として取り扱い, EMPS 法 [95] を用いて初期粒子間距離 l_0 の粒子として解析する。また, $\mathbf{f}_{\text{surfacetension}}$ は次項で述べる表面張力である。

EMPS 法 [95] では, 流体に微小な圧縮を許容し, 圧力を粒子数密度 n の関数として次式で表す。

$$P_i = \begin{cases} c^2 \rho_i \frac{n_i - n^0}{n^0} & (n_i > n^0) \\ 0 & (n_i \leq n^0) \end{cases} \quad (4.3)$$

ここで, c は音速 [m/s], n^0 は初期粒子数密度である。流体-構造連成解析において, 構造粒子の圧力も流体粒子と同様に式 (4.3) を用いて求める。大地ら [95] によれば, マッハ数

$$Ma = \frac{u_{\max}}{c} \quad (4.4)$$

が 0.3 以下の値であれば, 圧縮性の影響は小さいと見なせる。前章より用いている健常被験者の VF 画像において, 咽頭期のおよそ 0.267 秒間に, 食塊の先端が進行する距離は約 0.08 [m] であることから, その平均流速は $0.08/0.267 = 0.3$ [m/s] と概算される。したがって, 流速は最大でも

$u_{\max} = 1$ [m/s] を超えないと見積もり，音速を $c = 4$ [m/s] と設定する．このとき，式 (4.4) から $Ma = 0.25$ となり，圧縮性を小さく保つ条件を満たしている．

また，粒子数密度は次式で定義される．

$$n_i = \sum_{j \neq i} w_{ij} \quad (4.5)$$

本研究では山田ら [106] の用いた重み関数を用いる．すなわち，粒子数密度の計算では，

$$w(r) = \begin{cases} \frac{r_{e,\text{fluid}}}{r} + \frac{r}{r_{e,\text{fluid}}} - 2 & (0 < r \leq r_{e,\text{fluid}}) \\ 0 & (r_{e,\text{fluid}} < r) \end{cases} \quad (4.6)$$

圧力勾配項の計算では，

$$w(r) = \begin{cases} \frac{r_{e,\text{fluid}}}{r} - \frac{r}{r_{e,\text{fluid}}} & (0 < r \leq r_{e,\text{fluid}}) \\ 0 & (r_{e,\text{fluid}} < r) \end{cases} \quad (4.7)$$

の関数を用いる．流体解析での影響半径は $r_{e,\text{fluid}} = 2.5l_0$ とした．また，圧力勾配には，邵ら [137] が用いた離散化モデル [217] を本研究でも適用する．

$$\nabla P_i = \left[\sum_{j \neq i} \frac{\mathbf{r}_{ij}}{|\mathbf{r}_{ij}|} \otimes \frac{\mathbf{r}_{ij}}{|\mathbf{r}_{ij}|} w_{ij} \right]^{-1} \cdot \left[\sum_{j \neq i} \frac{\mathbf{r}_{ij}}{|\mathbf{r}_{ij}|^2} \frac{P_i + P_j}{2} w_{ij} \right] \quad (4.8)$$

4.2.2 表面張力と濡れ性の解析モデル

表面張力 $\mathbf{f}_{\text{surfactension}}$ は，次式により表される，近藤らの粒子間ポテンシャルモデル [103] によって再現する．

$$\mathbf{f}_{i,\text{surfactension}} = \sum_{j \neq i} C_{ij}^{\text{ST}} \frac{\partial \phi(|\mathbf{r}_{ij}|)}{\partial |\mathbf{r}_{ij}|} \frac{\mathbf{r}_{ij}}{|\mathbf{r}_{ij}|} \quad (4.9)$$

$$\phi(r) = \begin{cases} \frac{1}{3} \left(r - \frac{3}{2}l_0 + \frac{1}{2}r_{e,\text{fluid}} \right) (r - r_{e,\text{fluid}})^2 & (0 < r \leq r_{e,\text{fluid}}) \\ 0 & (r_{e,\text{fluid}} < r) \end{cases} \quad (4.10)$$

ここで， C^{ST} はポテンシャル力の強さを決める係数， ϕ はポテンシャル関数である．

この表面張力モデル [103] では，固体壁と流体の接触角（濡れ性）も容易に再現できる． C^{ST} として，流体-固体間での値 C_{fs}^{ST} と流体-流体間での値 C_{ff}^{ST} の2つを用いる．流体-流体間での係数 C_{ff}^{ST} は，接している2つの流体（A および B とする）が界面を形成するために必要なエネルギーと流体の表面張力係数 σ [N/m] の関係

$$2\sigma l_0^2 = - \sum_{i \in A, j \in B} C_{ff}^{\text{ST}} \phi(|\mathbf{r}_{ij}|) \quad (4.11)$$

から得られる。また、流体–固体間での係数 C_{fs}^{ST} は、流体の表面張力係数と接触角の関係式である Young の式から次式により得られる。

$$C_{fs}^{ST} = \frac{1}{2}(1 + \cos\theta)C_{ff}^{ST} \quad (4.12)$$

4.3 連成解析手法と時間積分法

流体–構造連成解析は、邵らの手法 [137] を適用する。この手法では、構造粒子を壁粒子として定義し流体解析を行う。この際、流体粒子が構造粒子から受ける力を、反作用力として構造粒子に与えることで、流体と構造の相互作用を計算する。すなわち、構造解析の運動方程式は、構造のみの運動方程式 (3.1) に流体から受ける力 $\mathbf{f}_{\text{interaction}}$ を加え、次式のように表される。

$$\rho \frac{\partial \mathbf{v}}{\partial t} = \mathbf{f}_{\text{elastic}} + \mathbf{f}_{\text{artificial}} + \mathbf{f}_{\text{viscous}} + \mathbf{f}_{\text{contact}} + \mathbf{f}_{\text{interaction}} \quad (4.13)$$

ここで、 $\mathbf{f}_{\text{interaction}}$ は、ナビエ–ストークス方程式 (4.2) の右辺の粘性項、表面張力項、圧力項による反作用力の合力であり、次式のように得る。

$$\mathbf{f}_{\text{interaction}} = \mathbf{f}_{\text{vis_react}} + \mathbf{f}_{\text{sur_react}} + \mathbf{f}_{\text{pre_react}} \quad (4.14)$$

$$\mathbf{f}_{i,\text{vis_react}} = \nu \frac{2d}{\lambda n^0} \sum_{j \in \text{fluid}} (\mathbf{v}_j - \mathbf{v}_i) w_{ij} \quad (4.15)$$

$$\mathbf{f}_{i,\text{sur_react}} = \sum_{j \in \text{fluid}} C_{ij}^{ST} \frac{\partial \phi(|\mathbf{r}_{ij}|)}{\partial |\mathbf{r}_{ij}|} \frac{\mathbf{r}_{ij}}{|\mathbf{r}_{ij}|} \quad (4.16)$$

$$\mathbf{f}_{i,\text{pre_react}} = \sum_{j \in \text{fluid}} \left\{ \left[\sum_{k \neq j} \frac{\mathbf{r}_{jk}}{|\mathbf{r}_{jk}|} \otimes \frac{\mathbf{r}_{jk}}{|\mathbf{r}_{jk}|} w_{jk} \right]^{-1} \cdot \left[\frac{\mathbf{r}_{ij}}{|\mathbf{r}_{ij}|^2} \frac{P_i + P_j}{2} w_{ij} \right] \right\} \quad (4.17)$$

本手法は、静止流体中の浮体や、弾性壁を有するダム崩壊の解析において、理論解や他の解析手法と良好な一致を得られることが、邵ら [137] の検証で示されている。

時間積分は次の順序で行う。はじめに、構造解析の弾性力、人工的ポテンシャル力、粘性力、接触力の計算、および、ナビエ–ストークス方程式の粘性力、重力、表面張力の計算を行う。そして、構造粒子と流体粒子の仮速度と仮位置を、それぞれ

$$\begin{aligned} \mathbf{v}_{i \in \text{structure}}^* &= \mathbf{v}_i^t + \frac{1}{\rho_i} (\mathbf{f}_{i,\text{elastic}}^t + \mathbf{f}_{i,\text{artificial}}^t + \mathbf{f}_{i,\text{viscous}}^t + \mathbf{f}_{i,\text{contact}}^t + \mathbf{f}_{i,\text{vis_react}}^t + \mathbf{f}_{i,\text{sur_react}}^t) \Delta t \end{aligned} \quad (4.18)$$

$$\mathbf{v}_{i \in \text{fluid}}^* = \mathbf{v}_i^t + (\nu \nabla^2 \mathbf{v}_i^t + \mathbf{g} + \frac{1}{\rho_i} \mathbf{f}_{i,\text{surfacetension}}^t) \Delta t \quad (4.19)$$

$$\mathbf{x}_{i \in \text{structure} \cup \text{fluid}}^* = \mathbf{x}_i^t + \mathbf{v}_i^* \Delta t \quad (4.20)$$

によって求める。次に、ナビエ-ストークス方程式の圧力勾配項の計算を行い、流体粒子については

$$\mathbf{v}_{i \in \text{fluid}}^{t+1} = \mathbf{v}_i^* + \left(-\frac{1}{\rho} \nabla P_i^*\right) \Delta t \quad (4.21)$$

$$\mathbf{x}_{i \in \text{fluid}}^{t+1} = \mathbf{x}_i^* + \left(-\frac{1}{\rho} \nabla P_i^*\right) \Delta t^2 \quad (4.22)$$

構造粒子については

$$\mathbf{v}_{i \in \text{structure}}^{t+1} = \mathbf{v}_i^* + \mathbf{f}_{i, \text{pre-react}} \Delta t \quad (4.23)$$

$$\mathbf{x}_{i \in \text{structure}}^{t+1} = \mathbf{x}_i^* + \mathbf{f}_{i, \text{pre-react}} \Delta t^2 \quad (4.24)$$

によって、次の時刻の速度と位置を得る。

4.4 生体モデルの改良

本章では液状食品の嚥下を再現するにあたり、前章に述べたコントロール領域の強制変位による運動モデルについて、次の3つの修正を行った。

まず、一部のコントロール領域の変形を許容した。前章の生体モデルでは、各時間ステップにおいて、コントロール領域ごとに設定した強制変位量を、そのコントロール領域に属する粒子それぞれに対して与えていた。このため、粒子に加わる力に関わらず、コントロール領域は変形せずに剛体のように移動していた。しかし、軟組織の内部にあるコントロール領域では、受けた力に応じて変形可能であるほうが好ましい。また、このような剛体としての強制変位では、コントロール領域を配置する際、コントロール領域間をある程度離す必要がある。しかし、舌などの広範囲に連続的に筋が作用する部分では、外力や変位を与える領域間の隙間ができるだけ小さいほうが生体のモデル化として適切である。そこで、本章では、もうひとつのコントロール領域の扱い方として、各時間ステップにおいて、予め設定した座標値とコントロール領域に属する粒子群の重心座標の差だけ、各粒子を均一に並進移動させる方法を導入する。この方法を舌のコントロール領域 B と軟口蓋に適用する。この方法では、周囲からの弾性力などによって生じる変形を反映しながら、コントロール領域を VF 画像に合わせて変位させることができる。また、コントロール領域間に設ける必要のある隙間も小さくすることができる。ただし、舌のコントロール領域 B のうち喉頭蓋付近にあるものは、咽頭空間の収縮不足を避けるために、従来と同様に剛体としての強制変位を与えた。

次に、Fig. 4.1 I 部のように、上、中、下のすべての咽頭収縮筋 (pharyngeal constrictors) を再現した。前章で省略していた上咽頭収縮筋を追加することによって、中咽頭全体を水平方向に収縮させ、食塊を中咽頭から下咽頭へ送り込む。

最後に、頸椎部の固定の方法を変更した。本研究では、咽頭の上下方向の短縮は喉頭の挙上 (コントロール領域 C) によって行い、咽頭挙筋群を再現しなかった。前章で述べたように、咽頭の後方には頸椎があるため、咽頭の後端を固定するためのコントロール領域 G (Fig. 3.11) を設けたが、この固定により下咽頭の上昇が抑制されていた。特に、梨状陥凹 (後述) の上昇が不十分であった。し

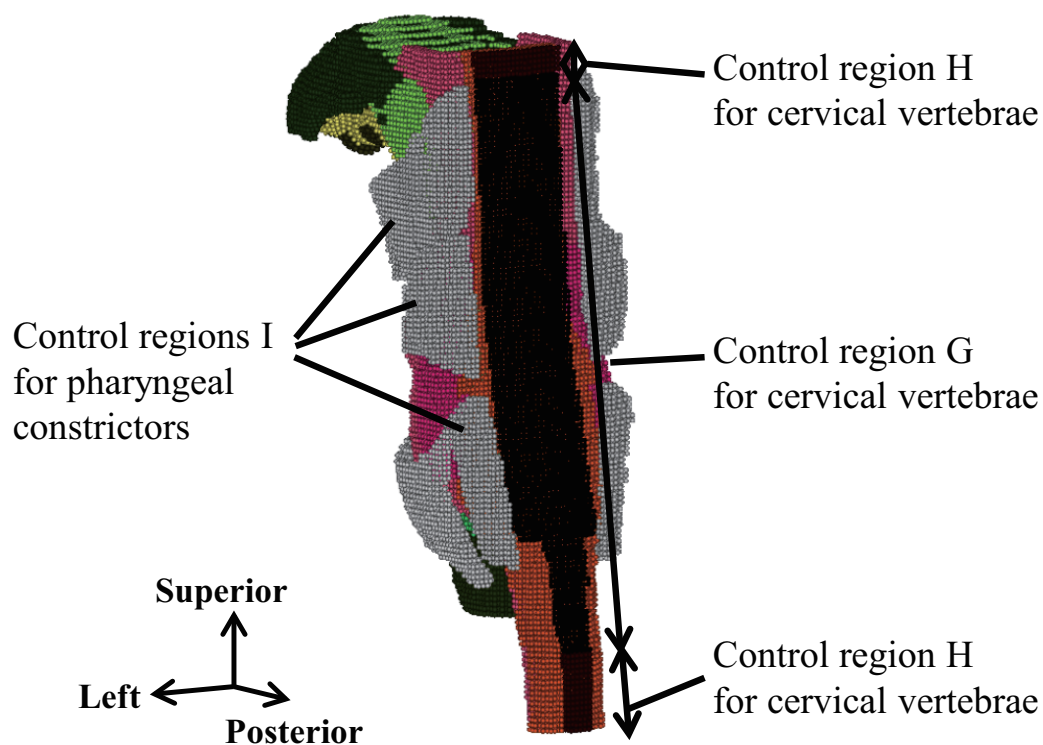


Fig. 4.1 Pharynx model. (Control regions are shown in black and gray.)

かし、実際の生体では咽頭後壁は頸椎に沿って上下に滑ることが可能である。そこで本章では、Fig. 4.1 G部とI部のように、咽頭後方のコントロール領域を2種類に分ける。中咽頭から下咽頭までの高さに配置したコントロール領域Gでは、粒子の左右および前後方向のみ座標を固定し、上下方向の変位は拘束しない境界条件とした。コントロール領域Gより上下の位置にあるコントロール領域Hでは前章と同様に上下方向にも固定した。この修正により、強制変位による喉頭挙上に伴い、中咽頭や下咽頭が上昇することが容易になる。

Table 4.1 に生体モデルの粒子の種類、および、本項で述べた生体のコントロール領域の種類と強制変位の与え方について一覧にする。

Table 4.1 List of particles and control regions.

Type of particles and control regions	Type of forced displacement	Analysis
Control regions of tongue's side (A), trachea (C), arytenoid (D), epiglottic root (E), central portion of epiglottis (F), and cervical vertebrae (H)	Forced displacement in all directions (undeformable rigid body)	Structure analysis
Control regions of cervical vertebrae (G)	Forced displacement in anterior-posterior and left-right direction (deformable in up-down direction)	
Control regions of tongue on midsagittal plane (B) and soft palate	Shifted in order to fit center of gravity (deformable in all directions)	
Control regions of pharyngeal constrictors (I)	Forced displacement in all directions (undeformable rigid body)	No analysis
Other organ particles	Not control region	Structure analysis

4.5 解析諸元

前章と同様に，初期粒子間距離 l_0 を 1.2×10^{-3} [m]，時間刻み Δt を 1.0×10^{-5} [s] とした．

各器官のヤング率は Table 4.2 のように与えた．前章で与えた値と比較して，咽頭のヤング率を小さくしたが，これは梨状陥凹（後述）が上昇しやすくするためである．また，喉頭のヤング率を小さく，喉頭蓋のヤング率を大きくしたが，これは嚥下時の挙動が実際の生体と似るように経験的に調整したものである．ただし，いずれの値も文献値で挙げられた範囲内である．摩擦係数は前章の感度解析で与えた中間の値である $\mu_{\text{tan}} = 0.2$ とした．生体の軟組織および食塊の密度 ρ は簡単のため 1×10^3 [kg/m³] とした．

本研究で用いた VF 画像の食塊は，水とイオパミドール（非イオン性造影剤）を 1 : 1 の体積比で混合した検査食である．この流体の粘度と表面張力をそれぞれ，MCR 301 rheometer (Anton Paar, cone-plate 209 rheometer) と DM-501 surface tensiometer (Kyowa Interface Science, pendant drop) を用いて測定した．その結果，この流体はニュートン流体と見なせることが確認でき，その動粘性係数 ν は 2.21×10^{-6} [m²/s]，表面張力係数は 6.97×10^{-2} [N/m] であった．解析では，これらの値を食塊の物性値として用いた．また，各器官と食塊の接触角 θ を Table 4.2 に併せて示す．舌および咽頭の接触角は，ヒト生体に比較的近いと言われている [218]，ブタの舌と咽頭を用いて測定した値である．また，軟口蓋や喉頭，喉頭蓋の接触角は試行錯誤により決定したフィッティングパラメータである．

Table 4.2 Zero-strain Young's moduli and contact angles of organs.

Organs	Zero-strain Young's moduli [Pa]	Contact angles θ [deg]
Tongue (舌)	2.0×10^4	43
Soft palate (軟口蓋)	2.0×10^4	75
Pharynx (咽頭)	1.0×10^4	43
Larynx (喉頭)	4.0×10^3	90
Epiglottis (喉頭蓋)	2.0×10^5	90

4.6 妥当性確認方法

シミュレーションの妥当性を定量的に評価するため、VF 画像とシミュレーション結果について、喉頭蓋周囲の領域を関心領域とし、その領域内の食塊を側面像を用いて経時的に比較する。本研究では先行研究 [165] と同様の方法を用いた。健常者の VF の側面像を Fig. 4.2a-f に示す。まず、機械的に、VF 画像への生体の影響をできるだけ除去し食塊を抽出するために、Image J ver1.42q [219] を用いて以下の画像処理を行った。

$$\text{stack b} = \text{SubstructBackground}[\text{EnhanceContrast}(\text{stack a} + \text{stack a}) - \max(\text{stack a}, \text{image a1})] \quad (4.25)$$

ここで、stack b は画像処理の結果、stack a は VF 画像、image a1 は VF 画像のうち嚥下前のフレームの基準画像を示し、stack a + stack a は画像の輝度を 2 倍する操作である。次に、Fig. 4.2a-f で赤破線で示した関心領域をトリミングした。以上の処理により得られた画像をの一部を Fig. 4.2b'-e' に示す。この画像は、元の VF 画像の食塊のみを、臨床での読影上、十分な精度で抽出していることを確認した。最後に、正規化輝度 B_n [-] を次式のように求めた。

$$B_n = \frac{B - B_{\min}}{B_{\max} - B_{\min}} \quad (4.26)$$

ここで、 B は関心領域中の全画素の輝度の平均値、 B_{\min} および B_{\max} は嚥下開始から終了までの B の最大値と最小値である。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、同様に式 (4.26) を用いて正規化輝度を計算した。

なお、本嚥下シミュレータの最も大きな関心事項は、食塊の誤嚥と正常嚥下を区別することである。このために必要な要件として、喉頭蓋付近に食塊が流入や流出する時間が一致していること、および、食塊通過中の前後方向と上下方向への拡散の程度が一致していることが挙げられる。上述の関心領域の位置と広さは、これらの要件を確かめられるように設定された。

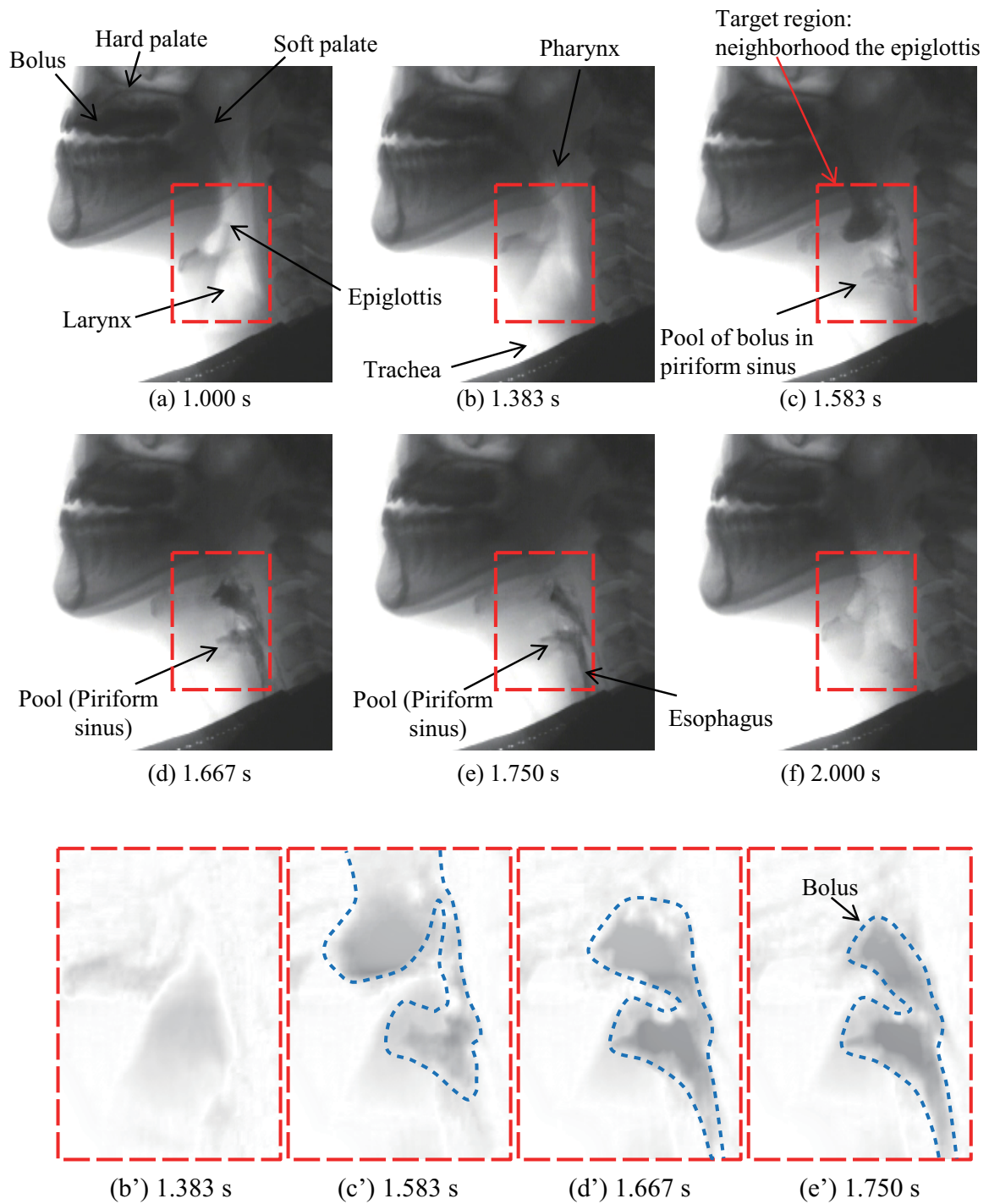


Fig. 4.2 Lateral view of VF images. (a)–(f) Original images. The food bolus and some of the soft/hard tissues are captured in the VF images. The position of the target region for comparison with the VF image is shown by the red dashed line. (b')–(e') Results of image processing. The food bolus in the target region (near the epiglottis) was extracted from the VF images as shown by the blue dotted line.

4.7 解析結果と妥当性確認

4.7.1 食塊流れの特徴の定性的比較

VF の正面像を Fig. 4.3 に、解析結果を Fig. 4.4–4.6 に示す。Fig. 4.4–4.6 では食塊粒子は青色、コントロール領域は黒、咽頭収縮筋のコントロール領域 I のみ半透明の灰色で表示されている。また、Fig. 4.4 は左半分を除去し右半分のみ表示した断面図、Fig. 4.5 は食塊粒子のみ表示した側面図、Fig. 4.6 は咽頭後壁の粒子を除去し咽頭内部を見た背面図である。

実際の嚥下において、口腔や咽頭にごく少量の食塊の残留が観察されることがある。しかし、シミュレーションでは計算粒子のサイズは嚥下中に変わらない。そのため、食塊の流路の閉鎖時に、残留していた食塊粒子が壁粒子に強く挟まれる。このときに食塊粒子が生体の壁内部にめり込んだり生体の流路外に飛散した。しかし、このめり込みや飛散は食塊の流れに大きな影響を与えないと考えられる。なぜなら、めり込みや飛散は、食塊のほとんどが既に通過し終わって食塊流れの主流から離れた位置で発生していたためである。そこで、Fig. 4.4–4.6 にはそのような粒子は表示しなかった。

口腔期（食塊を口腔から咽頭へ輸送、Fig. 4.4–4.6 の a, b）における食塊は、舌の進行波的な波状運動によって咽頭へ輸送された。次いで、咽頭期（食塊を咽頭から食道へ輸送、Fig. 4.4–4.6 の c–e）における食塊は、咽頭の収縮と食塊の自重により食道へ流下した。Fig. 4.2, 4.5, 4.6 の矢印部からわかるように、梨状陥凹（piriform sinus）に食塊が貯留することも再現できている。梨状陥凹とは下咽頭の一部であり、喉頭の左右の空間のことである。今回の健常被験者では食塊が右側よりも左側の梨状陥凹を多く通過している（Fig. 4.3c）ことも定性的に再現されている（Fig. 4.6c）。VF 画像では生体の運動について大きな左右差は認められなかったため生体モデルの運動を左右対称に与えたものの、生体の初期形状の作成では CT 画像の左右差を再現したために、シミュレーションの食塊の挙動にも左右差が生じた。喉頭蓋と披裂部の運動によって、喉頭侵入は生じなかった。咽頭期以後（Fig. 4.4–4.6 の f）も誤嚥や喉頭侵入は認められなかった。以上のように、嚥下時の食塊の流れの特徴はシミュレーションによって定性的に再現された。

一方で、医用画像とシミュレーションの食塊の流れにはわずかに差異が認められた。VF 画像では喉頭蓋の高さで流れが2つに分かれているが、シミュレーションでは流れが繋がっている時間があった。この差異の原因は、流路の形状と変形が十分精密に再現されていないためであると考えている。具体的には、(1) 咽頭喉頭蓋ヒダや外側舌喉頭蓋ヒダなど、微細で複雑な軟組織の形状を、生体の形状データの再現精度や、解析の空間解像度の制約によって再現できなかったこと、(2) 本研究の生体の運動モデルでは咽頭の微細な筋をモデル化できていないため、流路の変形の再現が十分でなかったことが挙げられる。これらの検討は今後の課題である。また、VF 画像では食道の前後に分かれて食塊が流れているが、シミュレーションでは分かれずに流れていた。この原因として、食道の表面の小さなヒダの構造を再現していないことや、食道の上流である咽頭の流れが上述のように一致していないことが考えられる。しかし、本研究の最関心事項は、食塊が咽頭から食道に入るか、喉頭に入るかの分岐であり、食道内の流れの違いがこの分岐に与える影響は大きくないと考えられる。

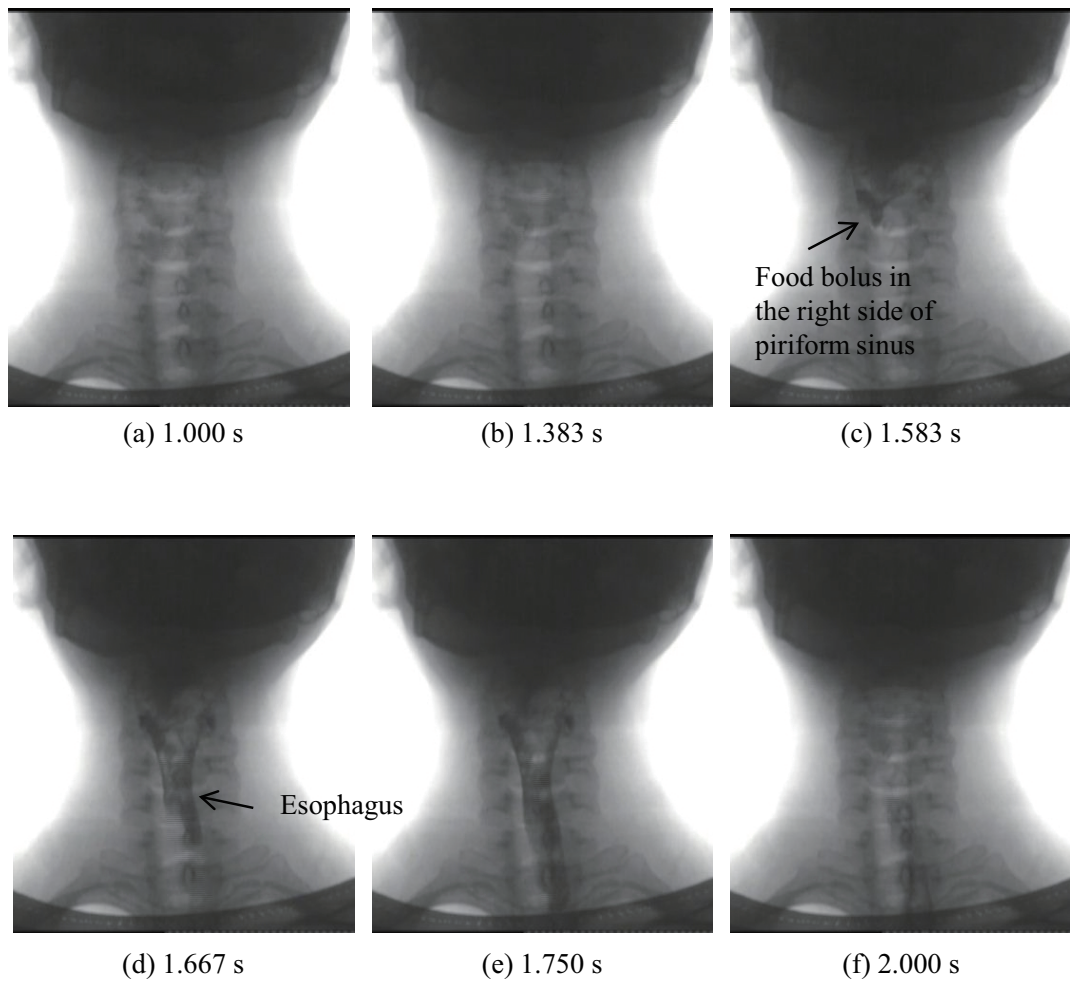


Fig. 4.3 Front view of VF images.

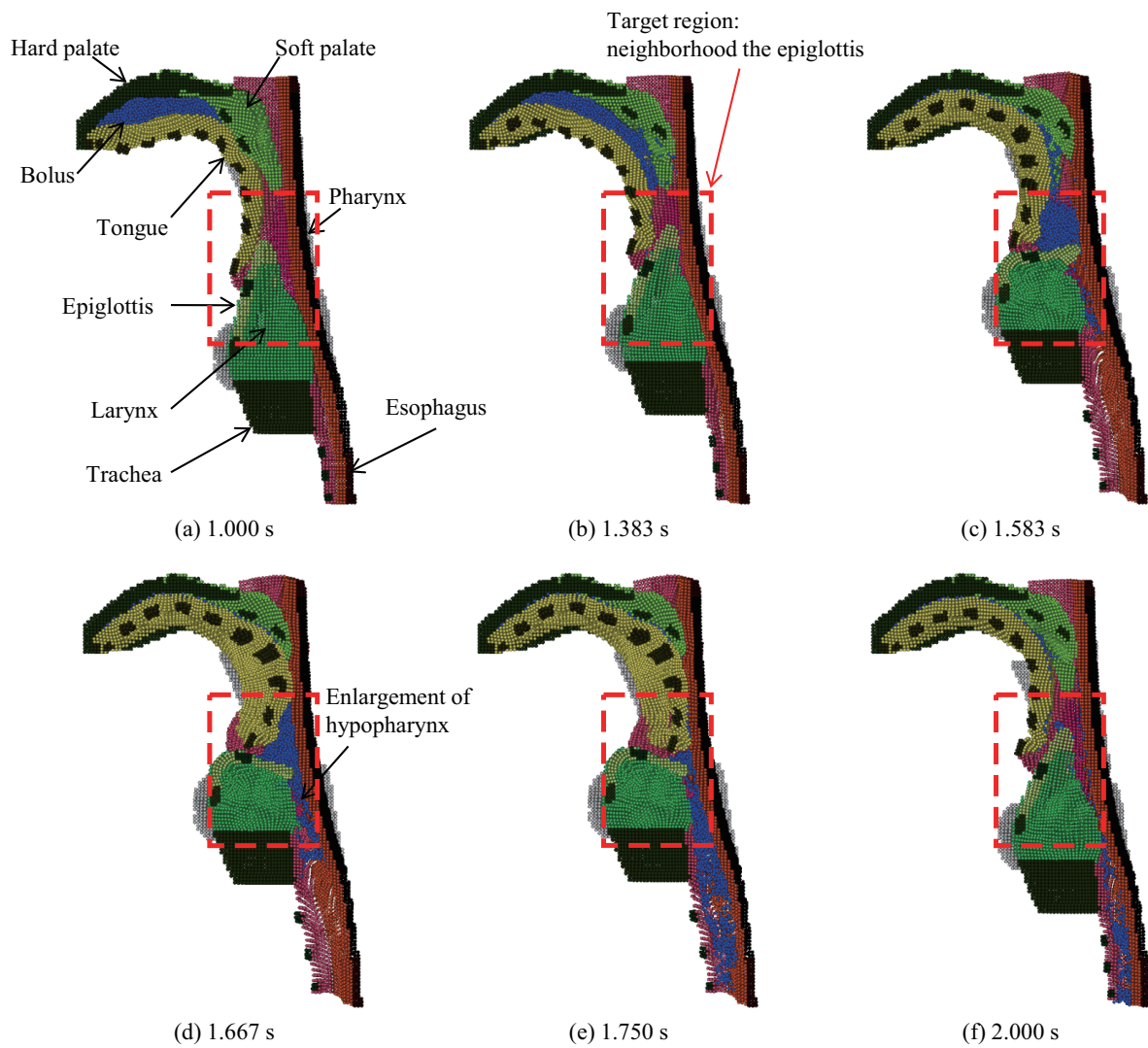


Fig. 4.4 Lateral view of simulation results for healthy model. Only the right half of the body is displayed. The control regions are shown in black and gray. The position of the target region for comparison with the VF image is shown by the red dashed line.

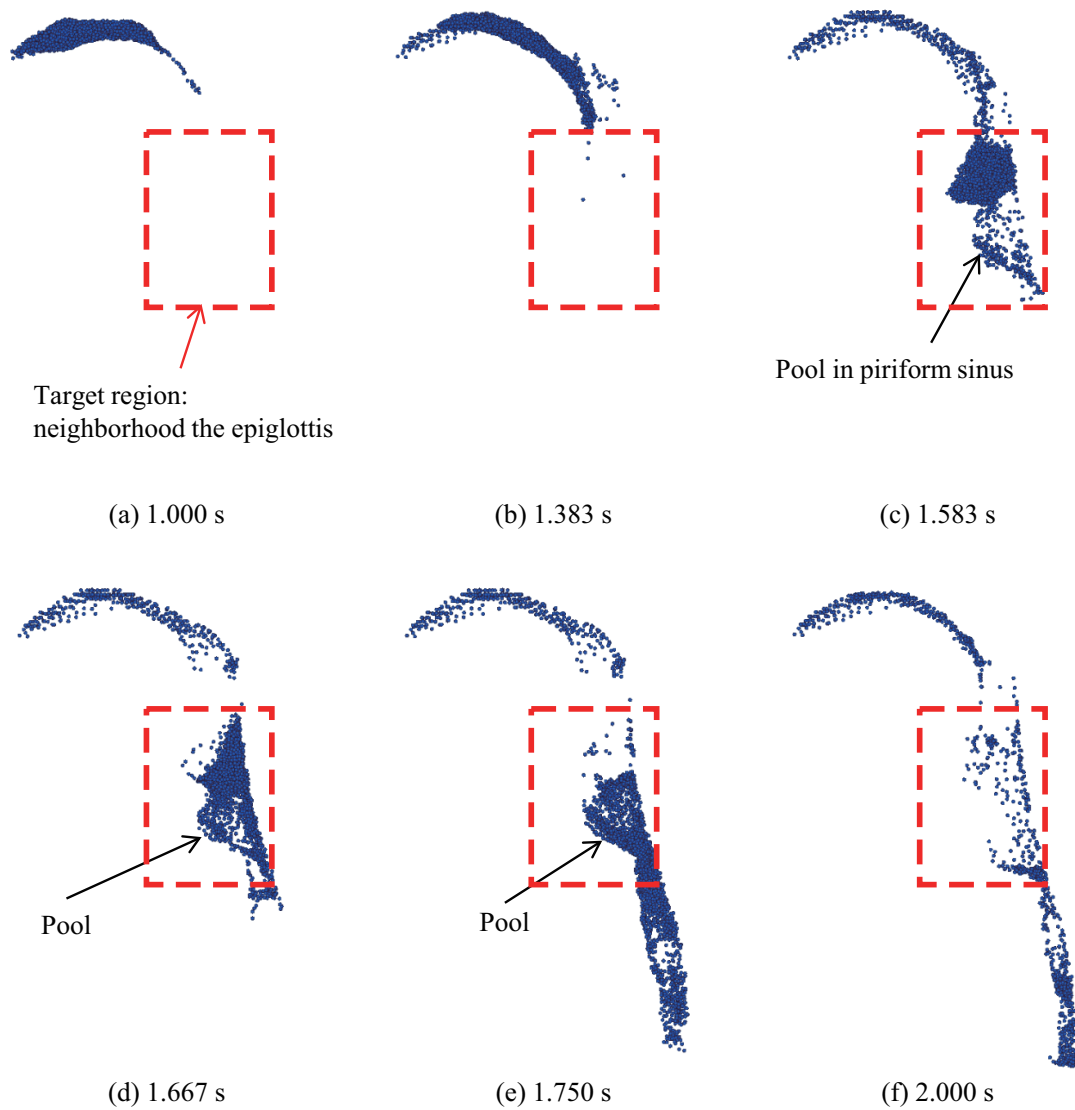


Fig. 4.5 Lateral view of water particles in simulation results for healthy model. The characteristics of the shape of the food bolus flow were well reproduced by the simulation.

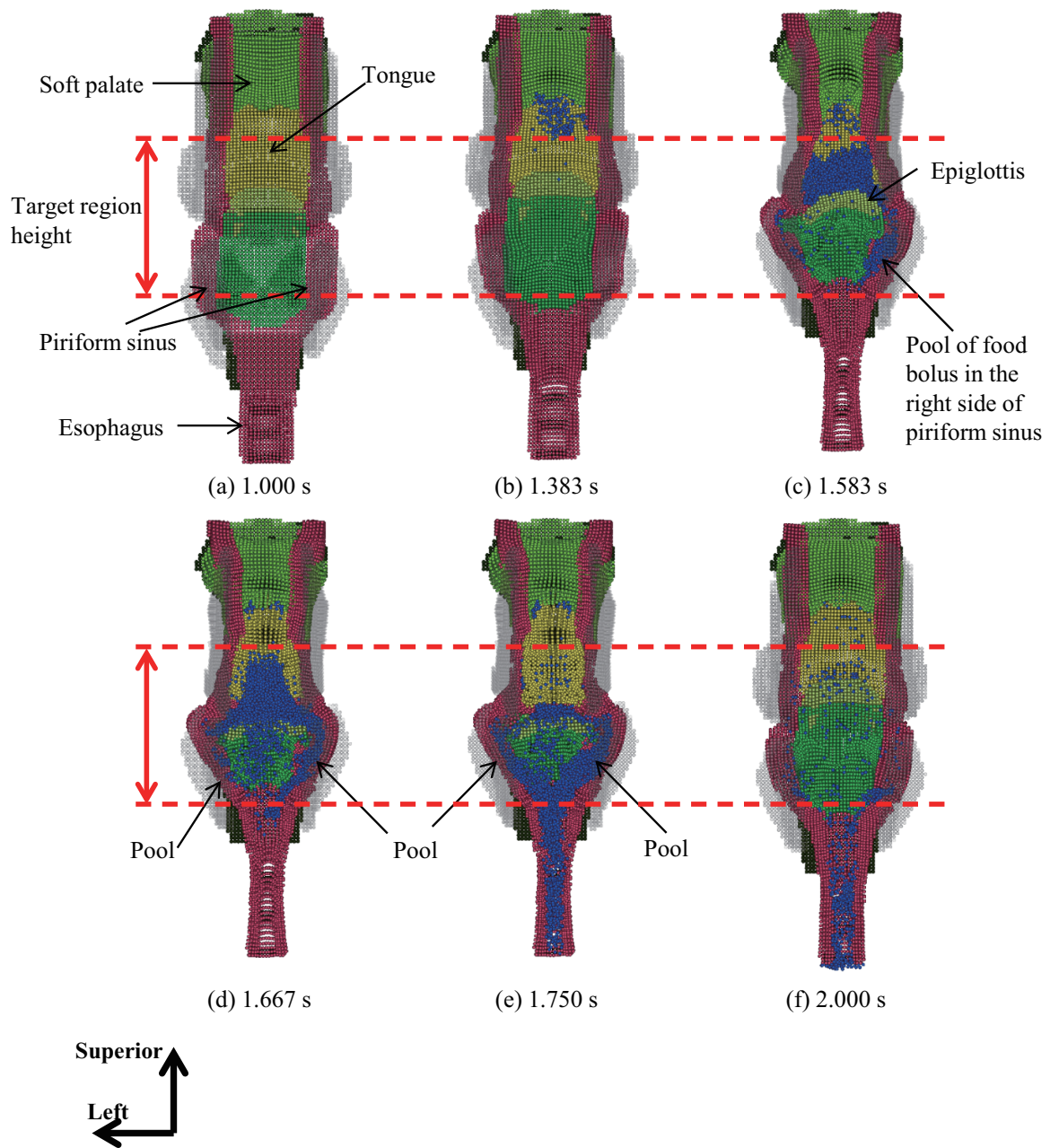


Fig. 4.6 Rear view of simulation results for healthy model. The posterior wall of the pharynx is not displayed, and the inside of the pharynx is shown.

4.7.2 画像の輝度変化を用いた定量的比較

VF 画像 (Fig. 4.2b'-e') とシミュレーション結果 (Fig. 4.5) の、喉頭蓋周囲の関心領域の食塊について、式 (4.26) による正規化輝度を用いて比較する。なお、シミュレーション結果として、前述のとおり、生体の壁内部にめり込んだり生体の流路外に飛散した粒子を表示しない画像を採用した。ただし、その粒子はごく少なかったため、その粒子の表示の有無によって、画像の正規化輝度は、嚥下の期間中、最大でも 0.02[-] しか変わらなかった。

正規化輝度の比較結果を Fig. 4.7 に示す。VF 画像とシミュレーション結果の両者において、時刻 1.4~1.6 [s] では食塊が関心領域に流入することで正規化輝度が低下し、時刻 1.6~1.7 [s] に最小値を維持した後、1.7~1.8 [s] に食塊が関心領域から流出することで正規化輝度は上昇した。以上のように、正規化輝度は全般的に一致していた。すなわち、関心領域での食塊の挙動、特に喉頭蓋付近に食塊が流入や流出する時間や食塊通過中の前後方向と上下方向への拡散の程度がシミュレーションによって、よく再現できていることがグラフから確かめられた。このことから、本研究で開発された、食塊の誤嚥と正常嚥下を区別できる嚥下シミュレーションモデルの妥当性が確認された。

しかしながら、嚥下の開始時と終了時において、シミュレーションと VF 画像の正規化輝度には若干の差異が認められた。時刻 1.2 [s] から 1.4 [s] において、シミュレーションおよび VF 画像において食塊は関心領域に進入していない。しかし、VF 画像の正規化輝度はわずかに減少している。この理由は、本研究では VF 画像の生体の影を除去するために画像処理を行ったものの、完全には除去できなかったために、咽頭の運動の開始時に画像の輝度が減少したためである。したがって、生体の影を除去する画像処理方法の改良は今後の課題である。また、嚥下の終了時にシミュレーションの正規化輝度がやや小さい理由は、実際よりも多くの食塊が咽頭の壁に付着したままになったためである。本来連続である咽頭の壁は、シミュレーションでは粒子によって離散的に表されている。圧力勾配項や表面張力項によって食塊粒子が壁から受ける引力や斥力は、壁面に沿って完全に均一ではない。具体的には、Fig. 4.8 に示すように、壁粒子間の付近では、壁粒子と隣接する位置よりも比較的大きな引力が生じる。そのため、この位置で食塊粒子が壁面に付着したままになりやすい。シミュレーションで咽頭壁面に残留した食塊粒子のほとんどは、壁粒子の間の位置に付着していた。この問題は食塊の流れの大勢に大きな影響を与えていないと考えられるが、今後解消する方法を検討する。

VF 画像は不鮮明であるなどの理由から不正確であるため、VF 画像とシミュレーションの生体の挙動の比較のみでは、完全には生体の妥当性を確認できない。このため、本研究では上記のように食塊の挙動を比較することによって、流路である生体の挙動の妥当性を確かめた。しかし、食塊流れが同じであっても必ずしも流路の挙動が正しいとは限らない。妥当性確認をより深めるため、今後も引き続き、320 列 ADCT との比較、マノメトリーなど測定可能な物理量との比較、臨床的な知見や仮説との比較を積み重ねることが必要である。

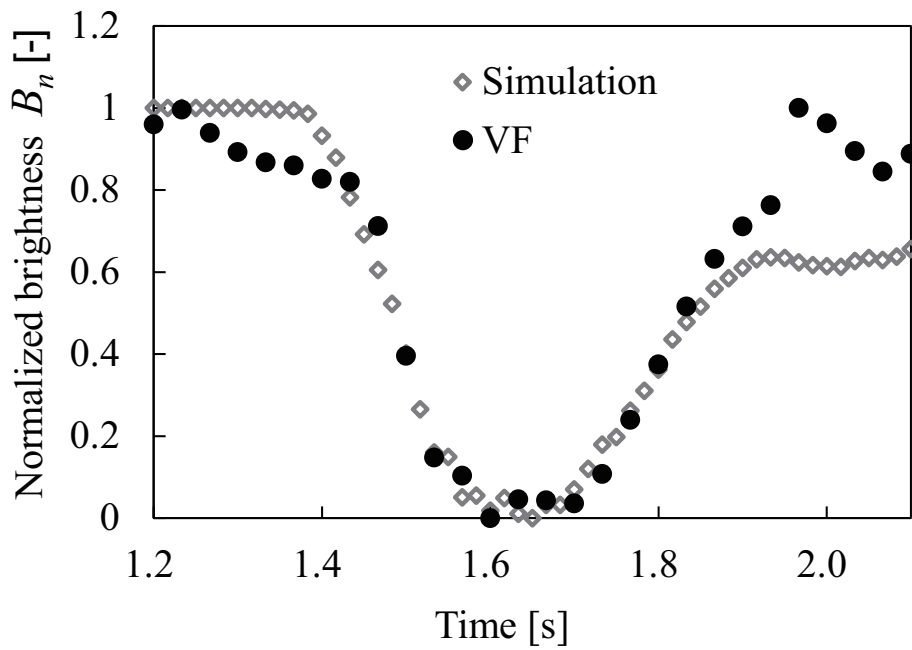


Fig. 4.7 Comparison of normalized brightness of simulation and VF image.

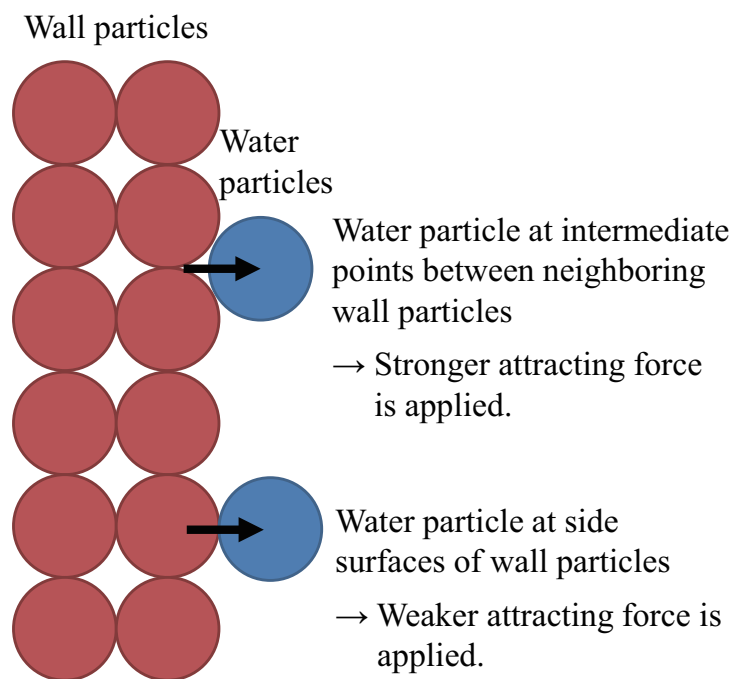


Fig. 4.8 Position of the bolus particle near the organ wall particles.

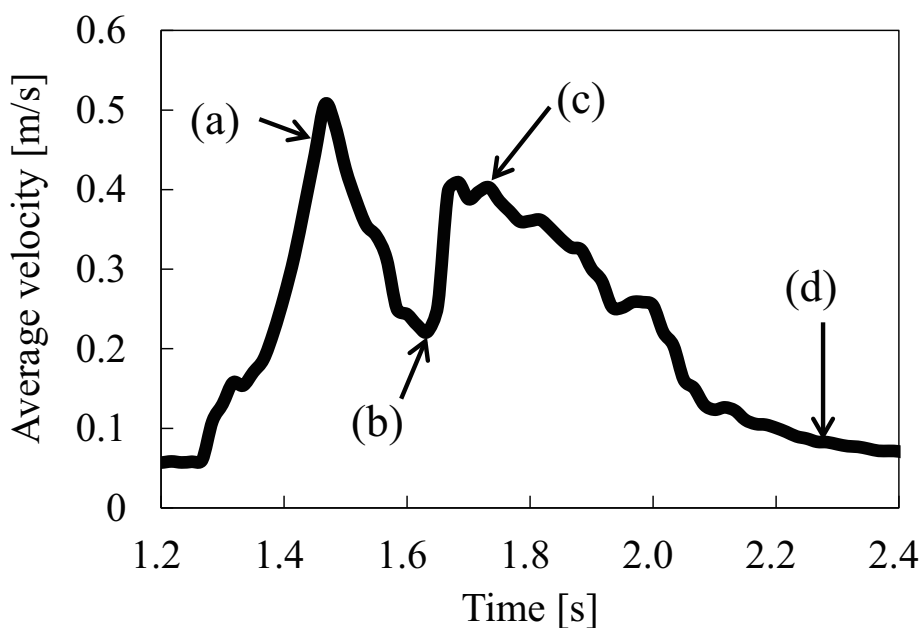


Fig. 4.9 Changes in the average velocity of the food bolus. (a) In the oral phase, the food bolus reached the highest velocity during swallowing via the traveling-wave-like motion of the tongue and gravity. (b) The food bolus remained temporarily at the halfway position in the downfolding motion of the epiglottis motion. (c) After the epiglottic downfolding, the food bolus flowed along the pharynx and esophagus, and the velocity profile indicated the second maximum. (d) Mild movement of the food bolus in the esophagus and a small amount of residue in the pharynx were observed after the pharyngeal phase.

4.7.3 食塊の速度の分析

Fig. 4.9 に全食塊粒子の速度の平均値の推移を示す。速度は、食塊が口腔から中咽頭へ流入するときに嚥下中の最大値となった (Fig. 4.9a)。これは、舌の進行的波状運動による食塊への力と重力の効果である。咽頭期の開始時に一時的な速度の低下がシミュレーション結果において見られた (Fig. 4.9b) が、これは反転中の喉頭蓋によって食塊の流下が妨げられたことを示している。その後、食塊が中咽頭から下咽頭を通過して食道へ流入するとき速度は再度上昇した (Fig. 4.9c)。食道期には、咽頭や食道入口部に残留した少量の食塊が小さな速度で下方に流下していた (Fig. 4.9d)。

4.8 表面メッシュを用いた可視化方法

コンピュータグラフィックスのテクスチャや陰影などの技術を利用してリアリスティックに可視化することは、粒子法や数値シミュレーションを見慣れていない医療者や患者でもシミュレーション結果を容易に理解できるようにするために極めて有用である。粒子法シミュレーションの研究者の立場からも、球形の粒子のみでの可視化では構造の表面の挙動を確認しにくいいため、コンピュータグラフィックスに

よりリアリスティックな可視化は解析結果の確認方法の一つとして役立つ。コンピュータグラフィクス分野では物体の表面を三角形などのメッシュで表す場合が多い。そこで、粒子法による生体と食塊のシミュレーション結果から各時刻における表面メッシュを作成し、それをコンピュータ画面上で提示する方法を検討した。

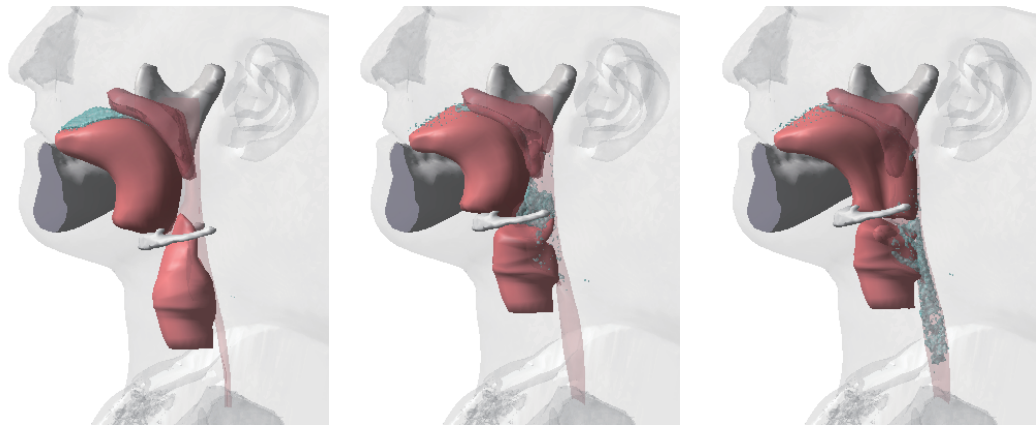
作成すべき表面メッシュは食塊と生体の形状であるが、それぞれを別々の方法により生成する。

食塊形状の生成にはマーチングテトラヘドラ法 [220] を用いた。この手法は空間に定義された陰関数の値から物体の内外を区別する方法である。具体的な手順を述べる。初めに、解析領域を立方格子に分割する。次に、各食塊粒子をメタボールと見なし、格子の頂点ごとにメタボール関数の値を求め、特定の閾値により内外判定を行う。その後、格子を四面体に分割して、各頂点についての内外の組み合わせから、四面体内に生成するメッシュのパターンを選択する。この操作によって全ての四面体内にメッシュを生成することで、物体の表面メッシュが得られる。メタボール法とマーチングテトラヘドラ法は、初期形状とは無関係に各時刻の表面メッシュを作成することができるため、第2章に述べたように粒子法の流体解析の結果から表面形状を生成する方法として広く用いられている手法である。

一方、生体形状の生成は、放射基底関数補間 (radial basis function (RBF) interpolation) [221,222] を用いて、生体の初期形状を表すメッシュの頂点を移動させることによって行った。RBF 関数とはメタボール関数のように距離に基づいて値が決まる関数である。RBF 補間は、入力値である点群のデータから、RBF 関数を用いて空間に滑らかな関数を生成する方法であり、入力データを正確に通る関数が得られることが特徴である。本研究ではこの手法を、舌、軟口蓋、喉頭と気管、咽頭と食道の、部分ごとに適用した。表面メッシュを各器官に分割して作成することは、RBF 補間での逆行列計算の負荷を低減させ、また、後述するような表示様式を区別することにも適している。各部分の粒子の変位から解析領域の変位場を計算し、初期形状メッシュ [165] を変形させた。RBF 補間には、メタボール法とマーチングテトラヘドラ法に対する利点として、初期形状データの有する滑らかさや詳細構造を維持したまま、各時刻の表面データを再構築できる特徴があるため、生体や固体状食品の形状の生成に適していた。

以上の2種の手法を用いて、粒子法のシミュレーション結果から各時刻の表面メッシュを連番 OBJ ファイルとして作成した。OBJ ファイルとは、STL ファイル (standard triangulated language, または, stereolithography) のように物体の3次元形状を多角形の集合として、その頂点や多角形の接続の情報を保存するフォーマットであり、コンピュータグラフィクス分野では形状を表すための汎用形式として広く用いられている。OBJ ファイルを専用のフォーマットに変換した後、汎用可視化ソフトウェア MicroAVS (サイバネットシステム社) [223] に取り込み、全ての OBJ ファイルを統合した。MicroAVS では、数値解析やコンピュータグラフィクスに馴染みのない医療者や患者でも、簡便な操作によって立体の時系列データをあらゆる方向から表示することができるため、本ソフトは嚥下のシミュレーション結果を提示する方法として適していた。

MicroAVS を用いてレンダリングした画像を Fig. 4.10 に示す。この画像では、粒子法によって解析した舌、軟口蓋、喉頭と気管、咽頭と食道、食塊の形状だけでなく、CT 画像から作成した被験者の顔の輪郭、下顎骨の右半側、舌骨を、画像の理解の補助のために追加した。部分ごとに表示様式を

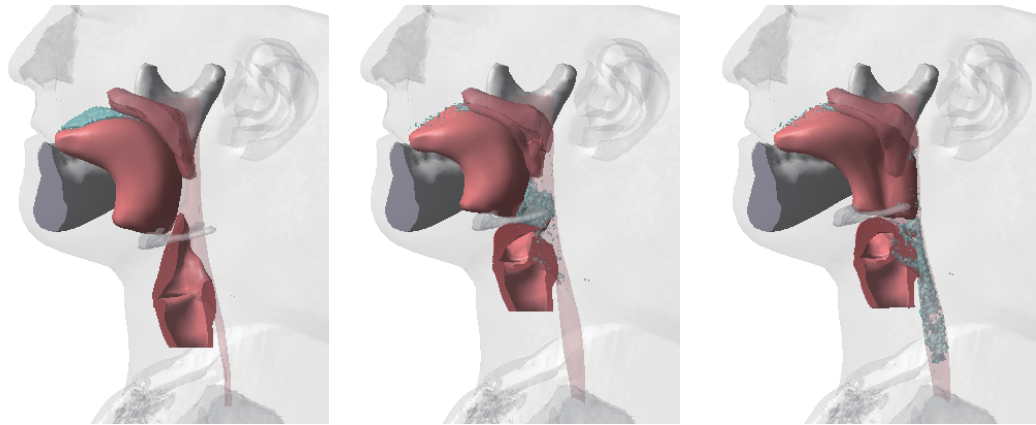


1.00 s

1.57 s

1.73 s

(a) Side view. The pharynx and soft palate are shown in transparent format.

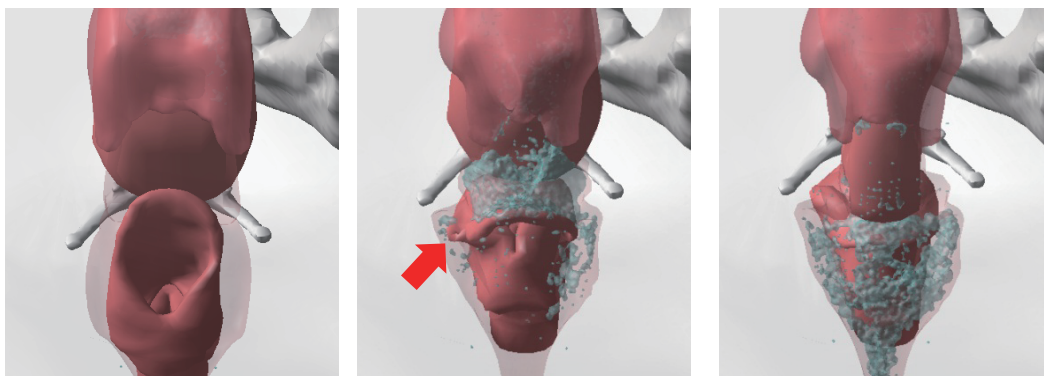


1.00 s

1.57 s

1.73 s

(b) Side view. The larynx and epiglottis are sectioned in the midsagittal plane.



1.00 s

1.57 s

1.73 s

(c) Rear view. The arytenoid movement and laryngeal closure are shown. An unnatural fold was observed indicated by the red arrow.

Fig. 4.10 Realistic images by surface rendering.

区別することができるため、軟口蓋、咽頭、顔は半透明で表した。また、a および b は側面像、c は後方から喉頭を見下ろしたものである。b の喉頭と気管は、喉頭蓋の反転を確認しやすくするために右半側だけの断面形状で表示されている。この断面形状の作成は、OBJ ファイルを立体コンピュータグラフィクス作成ソフト Autodesk 3ds Max [224] に取り込み、正中でメッシュを分割して左半分を削除した後、空洞となった断面部分にメッシュを貼り付けることによって行われた。各画像は、Fig. 4.4–4.6 のような粒子による表示よりもリアリスティックであり、直感的に理解しやすい。喉頭蓋の反転時に、披裂喉頭蓋ヒダの折れ曲がり部分 (Fig. 4.10c 中央の矢印部) に不自然な干渉を確認できるが、これは粒子法シミュレーションで自己接触 (喉頭粒子同士の接触) を無視したために壁面同士がすり抜けているためである。粒子による可視化でも壁面同士のすり抜けを確認することは可能であったが、表面メッシュの作成によってこの干渉の問題が明確化された。このすり抜けの問題は自己接触の取り扱いをより厳密化することで今後解消する必要がある。なお、嚥下時の披裂喉頭蓋ヒダの挙動を *in vivo* で観察することはできないが、この器官はごく薄く軟らかい部分であることから、食塊の主な流れに与える影響は大きくないと考えられる。

4.9 結論

嚥下ならびに誤嚥現象について非侵襲的かつ体系的に研究を行うため、生体と食塊の相互作用を考慮したコンピュータシミュレーションモデルを開発した。嚥下に関わる器官の形状と運動は医用画像データに基づき、HMPS 法と強制変位を用いてモデル化され、食塊は EMPS 法を用いて解析された。両者は弱連成されている。また、健常モデルの解析結果と VF 画像の食塊の挙動を比較することで、生体と食塊のシミュレーションモデルの妥当性が確認された。さらに、シミュレーション結果の可視化方法についても提案および議論された。

第5章

嚥下障害のシミュレーション

5.1 序論

嚥下障害はものを食道へ正常に輸送できない状態を指す。嚥下障害のうち、異物が声帯を越えて気管に流入することを誤嚥 (aspiration)、声帯を越えないが喉頭に入り込むことを喉頭侵入 (penetration) と呼ぶ。健常者でもまれに喉頭侵入が生じることがあるが、咳嗽 (がいそう) 反射 (むせ) が起こることで異物は喉頭の外へ排出される。しかし、嚥下機能の低下による日常的な喉頭侵入、加齢による神経の数や機能の低下、脳血管障害などによって、咳嗽反射は低下する。その結果、誤嚥が起こり肺炎となる。

誤嚥や喉頭侵入を防ぐ喉頭閉鎖の運動には、声帯と仮声帯の内転、ならびに喉頭蓋の反転がある。声帯と仮声帯の内転は披裂筋や声帯筋など喉頭の筋の緊張によって起こり、発音時にも嚥下時と同じような運動を観察することが可能である。一方、喉頭蓋の反転は嚥下時のみに起きる運動である。3.3.5 項に述べたように、喉頭蓋自体は筋ではなく軟骨であり、その反転の原因として喉頭の挙上などが挙げられているが、反転メカニズムは十分には解明されていない。嚥下時の声帯と仮声帯の内転、ならびに喉頭挙上や喉頭蓋反転は反射運動である。神経麻痺などの障害の場合、これらの運動が十分に起こらなかつたり、発生するタイミングが遅れることがあるため、誤嚥が起きる可能性が高まる。意識的にコントロールすることができないため、これらの運動の有無による誤嚥の差を比較するためにはシミュレーションを用いる必要がある。また、シミュレーションでは、食塊流れの様子や誤嚥量などを、VF や 320 列 ADCT などの医用画像よりも詳細に評価することが可能である。

本章では、主にこれらの喉頭の運動の役割についてシミュレーションを用いて検討する。5.2 節では、前章で妥当性が確認された健常者の生体モデルにおいて、声帯と仮声帯の内転、および喉頭蓋を反転させる運動に障害を与えた場合についてシミュレーションを行う。同様に、5.3 節では、健常者の生体モデルにおいて、喉頭挙上の前進量と上昇量を変更した場合についてシミュレーションを行う。また、5.4 節では、声帯と仮声帯の内転、および、喉頭挙上に障害を与えた、障害者モデルに対して嚥下障害への治療方法のいくつかを試行したと想定したシミュレーションを行い、治療効果の予測を仮想的に実施する。各節のシミュレーションでは、健常モデル、障害モデル、および、実際の症例から知られた知見を比較することで、嚥下や誤嚥のメカニズムを考察する。

なお、誤嚥や喉頭侵入の程度を評価するため、気管と喉頭に入った食塊の量をそれぞれポスト処理として求めた。具体的には次の方法により計算した。まず、時刻ごとに移動する気管と喉頭の領域をそれぞれ、CT画像とVF画像から作成した各器官の立体形状データ [165] から、連番 OBJ ファイルとして出力した。これらの領域は凸形状であるため、3次元 Delaunay 三角形分割を行った後、各粒子が気管、もしくは喉頭の領域の内外にあることを判定した。この処理には MATLAB R2016a (Mathworks 社) [225] を用いた。以下の節では1粒子の体積を l_0^3 とし、粒子の量を積算し、誤嚥した食塊量、ならびに喉頭侵入した食塊量をグラフなどで示す。

5.2 喉頭閉鎖に障害を与えた場合

本節では、前章で妥当性が確認された健常者の生体モデルにおいて、声帯と仮声帯の内転、および喉頭蓋反転の運動に障害のある場合を模擬したシミュレーションを行う。喉頭蓋反転に障害のある場合の解析では、喉頭蓋軟骨中央部 (Fig. 5.1 F 部) をコントロール領域とせず、受動的に運動させる。また、声帯と仮声帯の内転の障害は披裂軟骨 (Fig. 5.1 コントロール領域 D) の内前方への内転運動を行わないことで再現し、左半側のみ内転させず右半側を内転させたケース、および左右の両側を内転させないケースについてシミュレーションを行う。Fig. 5.2 に、コントロール領域 D の右側について、内前方への内転運動を行うケース、および行わないケース、それぞれの強制変位量を示す。以上の解析条件をまとめると Table 5.1 に示すように、喉頭蓋反転の有無について2ケース、声帯と仮声帯の内転の有無について3ケースの合計6ケースとなる。他の条件は前章と同一として解析を行う。

各シミュレーション結果において、食塊の挙動の特徴を比較したり、喉頭蓋の反転運動をグラフに表すことで、喉頭閉鎖の各運動が誤嚥や喉頭侵入を防ぐメカニズムについて調査する。喉頭蓋の反転運動を評価するため、Fig. 5.1c に示すように、喉頭蓋先端、および喉頭蓋軟骨中央部であるコントロール領域 F の粒子が、水平面と成す角度を、それぞれ $\theta_{\text{epiglottis}}$ 、および、 θ_{CR} と定義する。

Table 5.1 Variations in the motions of the laryngeal closure. (Case 1 is the healthy model discussed in Sec. 4.)

Cases	Control region F for epiglottic rotation	Control regions D for arytenoid cartilages	Simulation results
Case 1	Constructed	Both left and right move inward and forward	Fig. 4.4
Case 2	Constructed	Only right side moves inward and forward	Fig. 5.3
Case 3	Constructed	Neither moves inward and forward	Fig. 5.4
Case 4	Not constructed	Both left and right move inward and forward	Fig. 5.5
Case 5	Not constructed	Only right side moves inward and forward	Fig. 5.6
Case 6	Not constructed	Neither moves inward and forward	Fig. 5.7

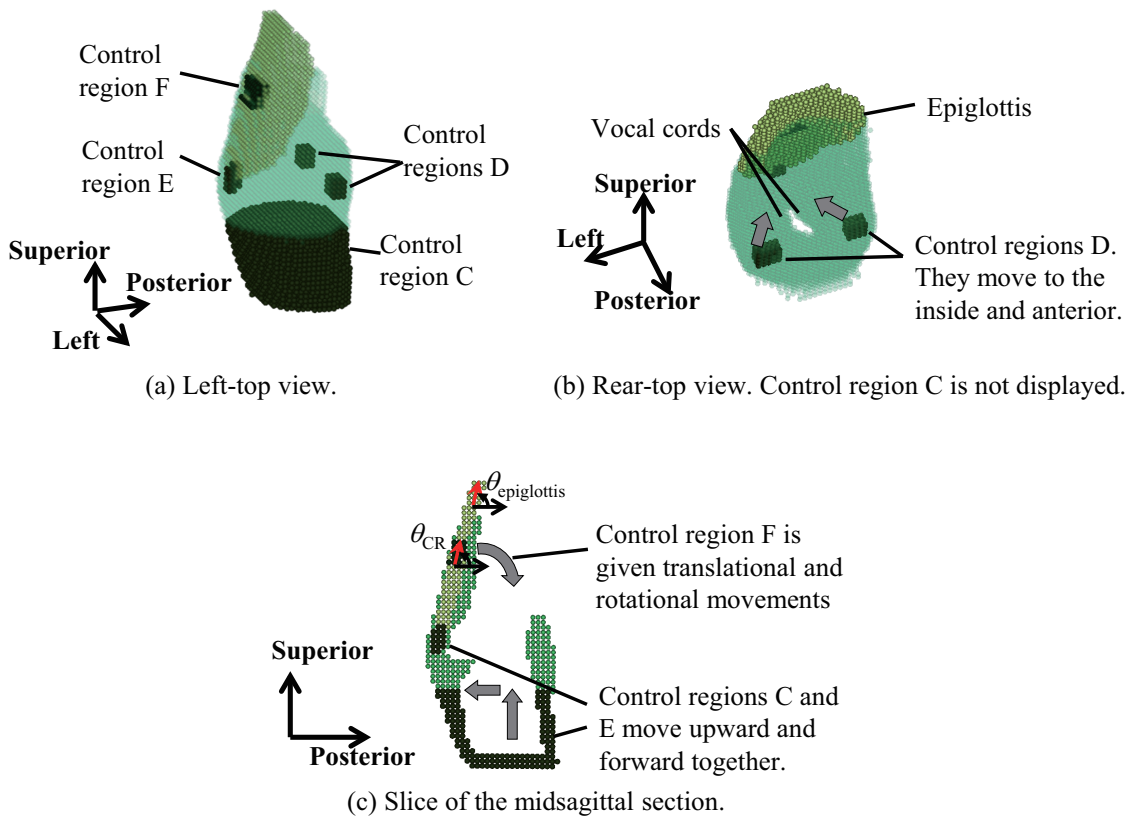


Fig. 5.1 Larynx and trachea for the healthy motion model. The control regions are shown in black.

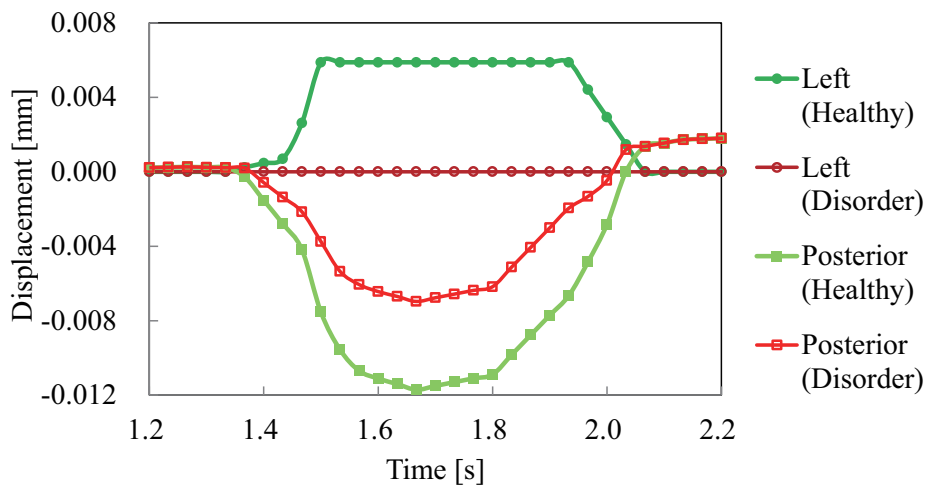


Fig. 5.2 Forced displacements of the right of control regions D. In Cases 1, 2, 4, and 5, it was given the healthy motion to left and anterior in order to close the larynx. In Disorder Cases 3 and 6, it was not given the motion of the laryngeal closure. Note that control regions D in Disorder Cases 3 and 6 move to follow control region C.

各ケースの解析結果を Fig. 5.3–5.7 に示す。それぞれ、(a)–(c) は Fig. 4.4 と同様に左半分を除去し右半分のみ表示した断面図、(a')–(c') は Fig. 4.6 と同様に咽頭後壁の粒子を除去し、後方から咽頭内部を見たものである。障害モデル Case 2, 3 では誤嚥や喉頭侵入は生じなかったが、障害モデル Case 4–6 では誤嚥や喉頭侵入が生じた。また、Case 1, 4, 6 での喉頭蓋先端の角度 $\theta_{\text{epiglottis}}$ 、およびコントロール領域 F の角度 θ_{CR} を Fig. 5.8 に示す。

誤嚥や喉頭侵入の原因を考察する。Case 1–3 では、食塊が喉頭付近に到達した時刻 (1.583 [s]) において、喉頭蓋は喉頭を覆っていないものの、コントロール領域 F の回転運動によって倒れ始めている (Fig. 4.4c, 5.3a, 5.4a, 5.8b)。このため、食塊は喉頭蓋にぶつかり喉頭の左右の梨状陥凹へ流下した (Fig. 4.6c, 5.3a', 5.4a')。一度梨状陥凹に入った食塊粒子は逆流しない限り喉頭へ入ることはない。その後、Case 1–3 では喉頭蓋が喉頭を覆うことで食塊の喉頭侵入は完全に防がれた (Fig. 4.4d,e, 5.3c, 5.4c, 5.8c)。

一方、喉頭蓋中央部に強制変位を与えない Case 4–6 でも、喉頭蓋は食塊、舌、咽頭の圧力によって最大で水平近くまで倒された (Fig. 5.5c, 5.6c, 5.7c)。しかし、健常モデルよりも喉頭蓋が倒れ始める時刻が遅く (Fig. 5.8d)、食塊の到達した時刻 1.583 [s] には上向きそのままであった (Fig. 5.5a, 5.6a, 5.7a, 5.8b)。このため喉頭侵入が発生し、さらに、喉頭蓋の後方の隙間を食塊粒子が大量に通過している (Fig. 5.5a', 5.6a', 5.7a')。喉頭蓋の後方を通過した食塊粒子は、その後、下咽頭または喉頭へ流下する可能性がある。喉頭蓋反転の健常な Case 1–3 と障害のある Case 4–6 の比較から、食塊が喉頭蓋に到達する時刻での喉頭蓋の角度が喉頭侵入の有無に大きな影響を持つことが確認できた。喉頭蓋の回転には、喉頭の拳上と前喉頭蓋脂肪体による喉頭蓋の圧迫や、破裂喉頭蓋筋などが寄与していると言われている [24] が十分に解明されていない。VF 検査で喉頭蓋は見えにくいことが多く、また、もし反転しているか反転していないかを確認できても、その運動の原因を特定することはできない。本研究では喉頭蓋の回転は単純にコントロール領域 F の回転運動によって与えられたが、今後喉頭蓋を倒す個々の要因をモデル化することで、さらに詳細に検討する必要がある。

次に、破裂軟骨 (コントロール領域 D) の内前方への運動の有無の影響について確認する。Case 1–3 では喉頭蓋によって喉頭侵入は防がれているため、破裂軟骨の運動は誤嚥の有無に影響がなかった。一方、喉頭蓋反転に障害のある Case 4–6 では誤嚥と喉頭侵入の量に大きな差が認められた。Fig. 5.9 は、Case 4 および 6 の喉頭付近の拡大図であり、破裂軟骨の運動の有無による違いを表している。4.8 節の手法を用いて、生体と食塊の粒子から生成した表面メッシュをレンダリングした画像である。また、Fig. 5.10 は、誤嚥 (aspiration, 食塊が気管に流入) した量 (実線) や喉頭侵入 (penetration, 食塊が喉頭に入る) の量 (破線) を各ケースで比較したグラフであり、Case 4, 5, 6 の嚥下終了時の誤嚥量は、それぞれ、0.005 [ml], 0.15 [ml], 1.32 [ml] であった。横軸に付した三角印は各ケースにおいて誤嚥し始めた時刻を色別に示している。破裂軟骨の運動に障害を与えるほど、誤嚥量が多く、かつ、誤嚥が早く発生することが分かった。また、食塊の挙動から、破裂軟骨の内前方への運動には 2 つの役割があることが確認された。1 つ目の役割は食塊を下咽頭 (hypopharynx) へ流下しやすくする役割である。すなわち、Case 4 では、下咽頭と喉頭を隔てる壁である破裂部が前進することで、下咽頭が開大され (Fig. 5.5b, 5.9a, 5.9b)、食塊が下咽頭に入りやすい状態となっていた。このため、反転していない喉頭蓋の後方を通過していた食塊の多くは、喉頭ではなく下咽頭

へ流下した (Fig. 5.5b', 5.9a, 5.9b). 逆に, 披裂軟骨の前進の無い Case 6 では, 下咽頭が狭いままであり (Fig. 5.7b, 5.9c, 5.9d), 喉頭蓋後方を通過していた食塊粒子の多くは下咽頭ではなく喉頭に流下した. また, 披裂軟骨の内前方への運動の 2 つ目の役割は, 食塊を声門でせき止めることである. Case 4 では, 披裂軟骨の内方への移動によって声門が閉鎖し, 喉頭侵入した食塊が声門を越えて誤嚥することを防止していた (Fig. 5.5b, 5.9a, 5.9b). 以上のように, 喉頭蓋反転の健全な場合と障害のある場合について, それぞれ披裂軟骨の内前方への運動に関するケーススタディを行うことによって, 嚥下時の披裂軟骨部の運動の役割を詳細に確かめることができた.

なお, 食塊流れの左右差については次のような変化が見られた. 本研究の生体モデルでは初期形状の左右差があるため, 健常モデル Case 1 では食塊が下咽頭の右側よりも左側を多く通過していた (Fig. 4.6c). Case 2 および 5 では, 左側の披裂軟骨の運動が障害されているため, 左側の下咽頭が狭いままに食塊があまり貯留しない. このため, 左側よりも右側の下咽頭に多く貯留される傾向が Case 1 よりも顕著であった (Fig. 5.3b', 5.3c', 5.6b', 5.6c'). 一方, Case 3 および 6 では, 左右の披裂軟骨の運動が障害されているため, 食塊の流れの左右差は健常者と同程度であった (Fig. 5.4b', 5.4c', 5.7b', 5.7b', 5.7c').

最後に, Case 6 について, 食道へ嚥下された食塊粒子と, 気管へ誤嚥された食塊粒子の軌跡を比較する. Fig. 5.11a, 5.11b は食道へ嚥下された食塊粒子の軌跡のうち 2 例を示している. 同様に, Fig. 5.11c, 5.11d は気管へ誤嚥された食塊粒子の軌跡のうち 2 例を示している. Fig. 5.11a, 5.11b の緑の軌跡のように, 喉頭蓋にぶつかって流下の方角を変え, 梨状陥凹を通過した粒子は上述のとおり誤嚥しなかった. 一方, 誤嚥した全ての粒子は喉頭の入口付近では正中付近を通過していた (Fig. 5.11c, 5.11d). 喉頭の入口付近で正中付近を通過した粒子のほとんどが, その後, 誤嚥や喉頭侵入していたことから, 食塊が咽頭後壁に沿って流下するようにリクライニング位に変更すること, ならびに, 食塊がなるべく梨状陥凹を通過するように側臥位に変更することで, 本ケースでは誤嚥や喉頭侵入を防止または減少させることができると考えられる.

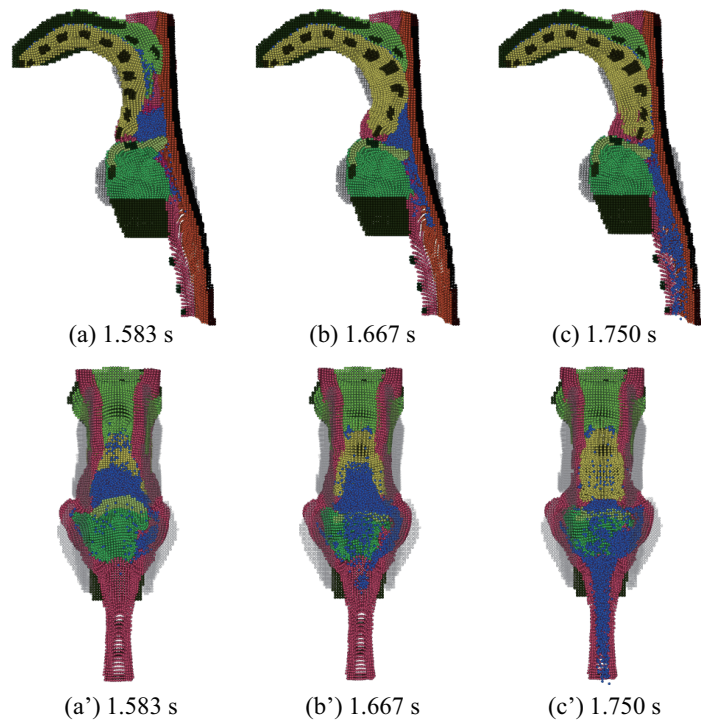


Fig. 5.3 Simulation results of Case 2. The epiglottic rotation prevented aspiration.

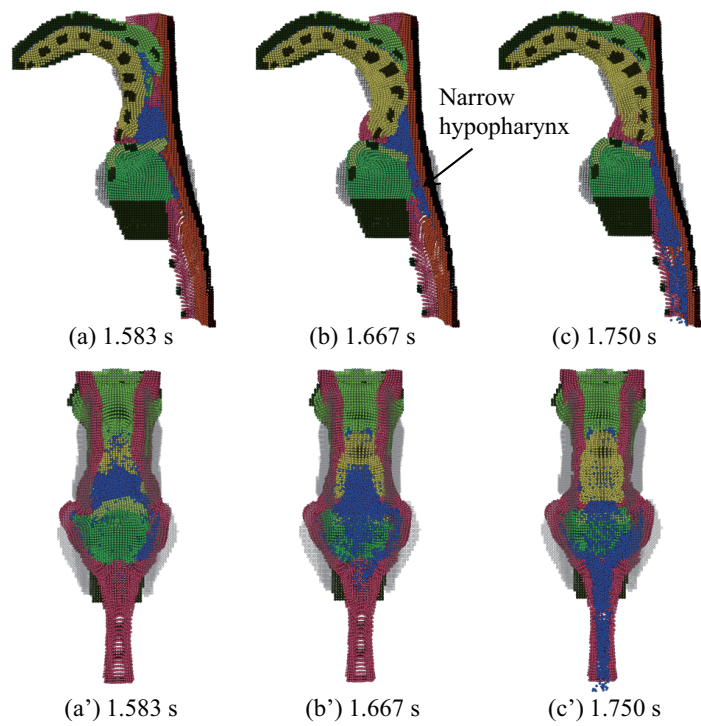


Fig. 5.4 Simulation results of Case 3. The epiglottic rotation prevented aspiration even though the inward and forward movement of the arytenoid regions were disrupted.

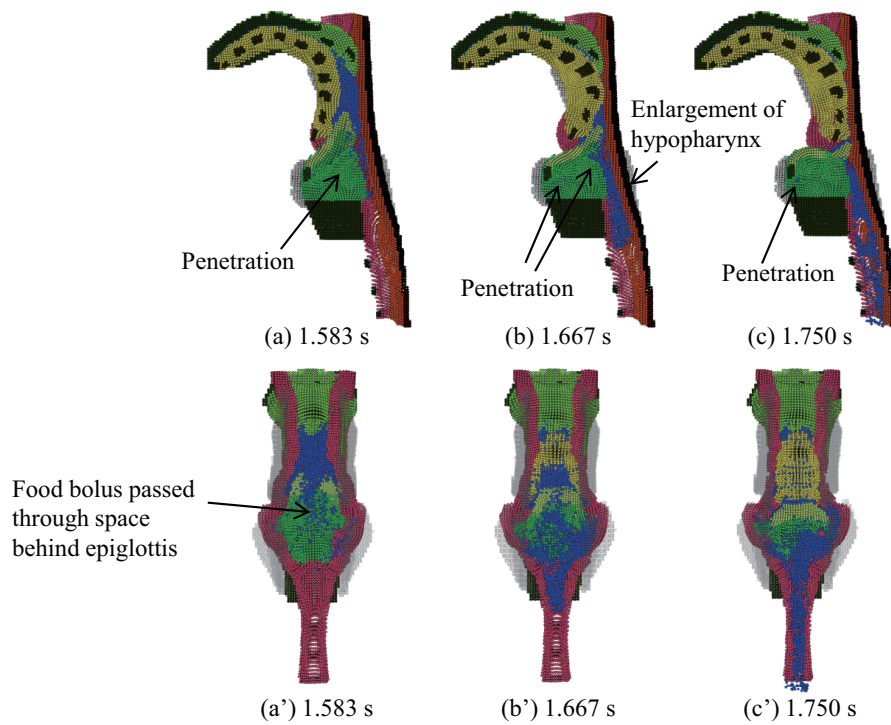


Fig. 5.5 Simulation results of Case 4. (a') A considerable amount of bolus passed through the space behind the epiglottis because the epiglottis began to rotate later than in the healthy model. (b) The anterior and inward motion of arytenoid cartilages enlarged the hypopharynx and closed the glottis. It prevented aspiration.

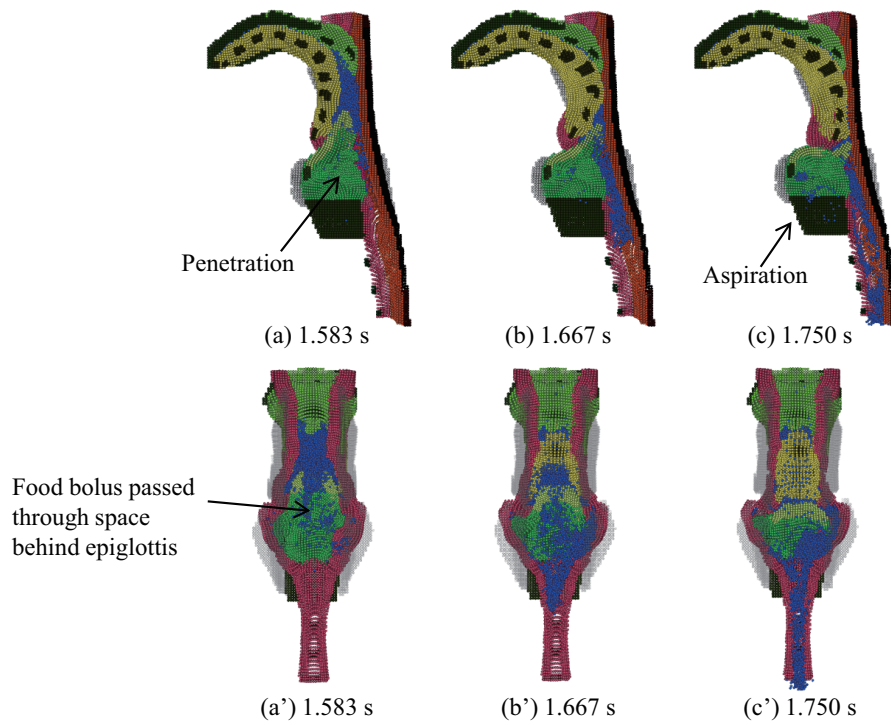


Fig. 5.6 Simulation results of Case 5. Some aspiration was observed.

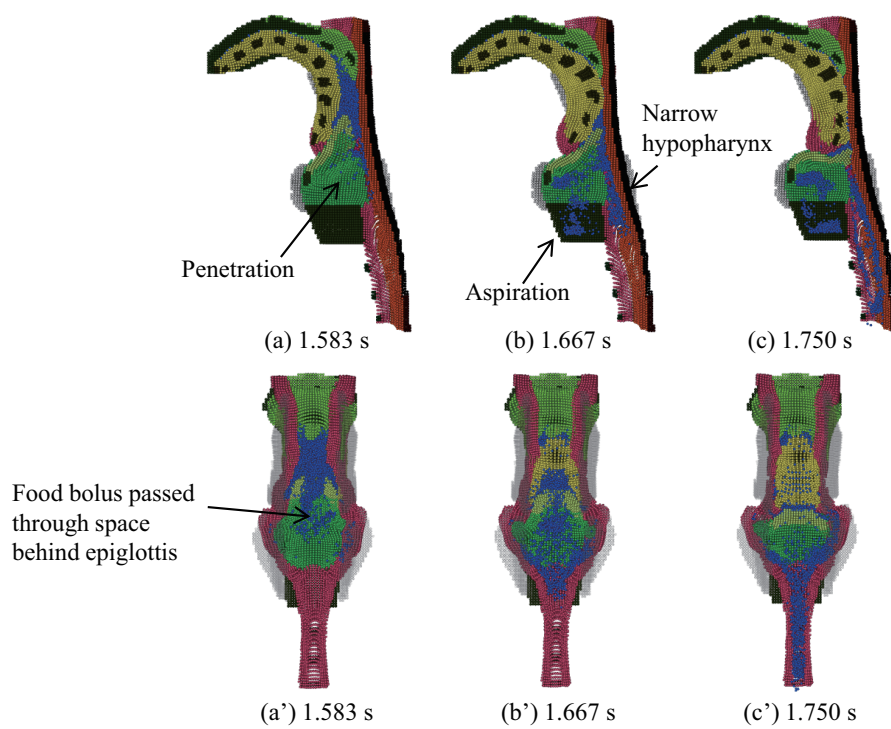


Fig. 5.7 Simulation results of Case 6. Loss of the movements of the arytenoid cartilages and the epiglottis resulted in considerable aspiration.

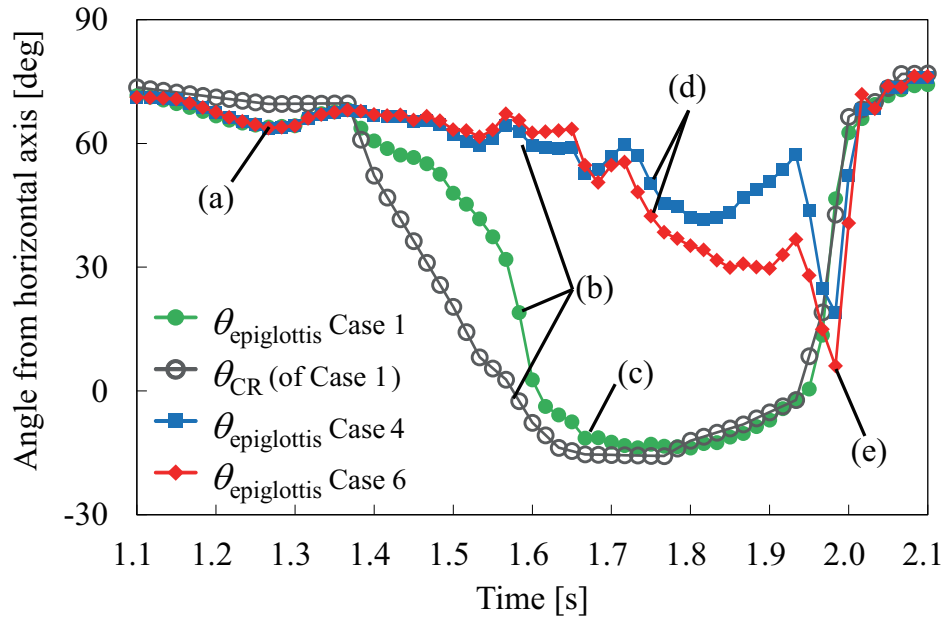


Fig. 5.8 Transitions of the epiglottic angles $\theta_{\text{epiglottis}}$ and θ_{CR} as defined in Fig. 5.1. (a) Control region F had not started rotating yet. However, the tip of the epiglottis declined slightly because the root of tongue made contact with the epiglottis. (b) In the healthy model for Case 1, the epiglottis had begun folding down by the rotational motion of control region F. However, $\theta_{\text{epiglottis}}$ was larger than θ_{CR} because the epiglottic tip made contact with pharyngeal wall. In the disorder models for Cases 4 and 6, the epiglottis had not begun folding down. (c) The epiglottis finally folded down by push of the pharyngeal closure. (d) In the disorder models, the epiglottis was pushed downward by the food bolus, tongue, and pharynx. In Case 4, the bolus could easily enter the hypopharynx, and the volume of bolus on the epiglottis was less than that of Case 6. Consequently, the epiglottis was pushed less than in Case 6. (e) When the tongue, pharynx, and larynx returned to their original position, the epiglottis also returned. In the disorder models, the center of the epiglottis had started returning before its tip in contact with the posterior wall of pharynx begun returning. Therefore, $\theta_{\text{epiglottis}}$ decreased temporarily.

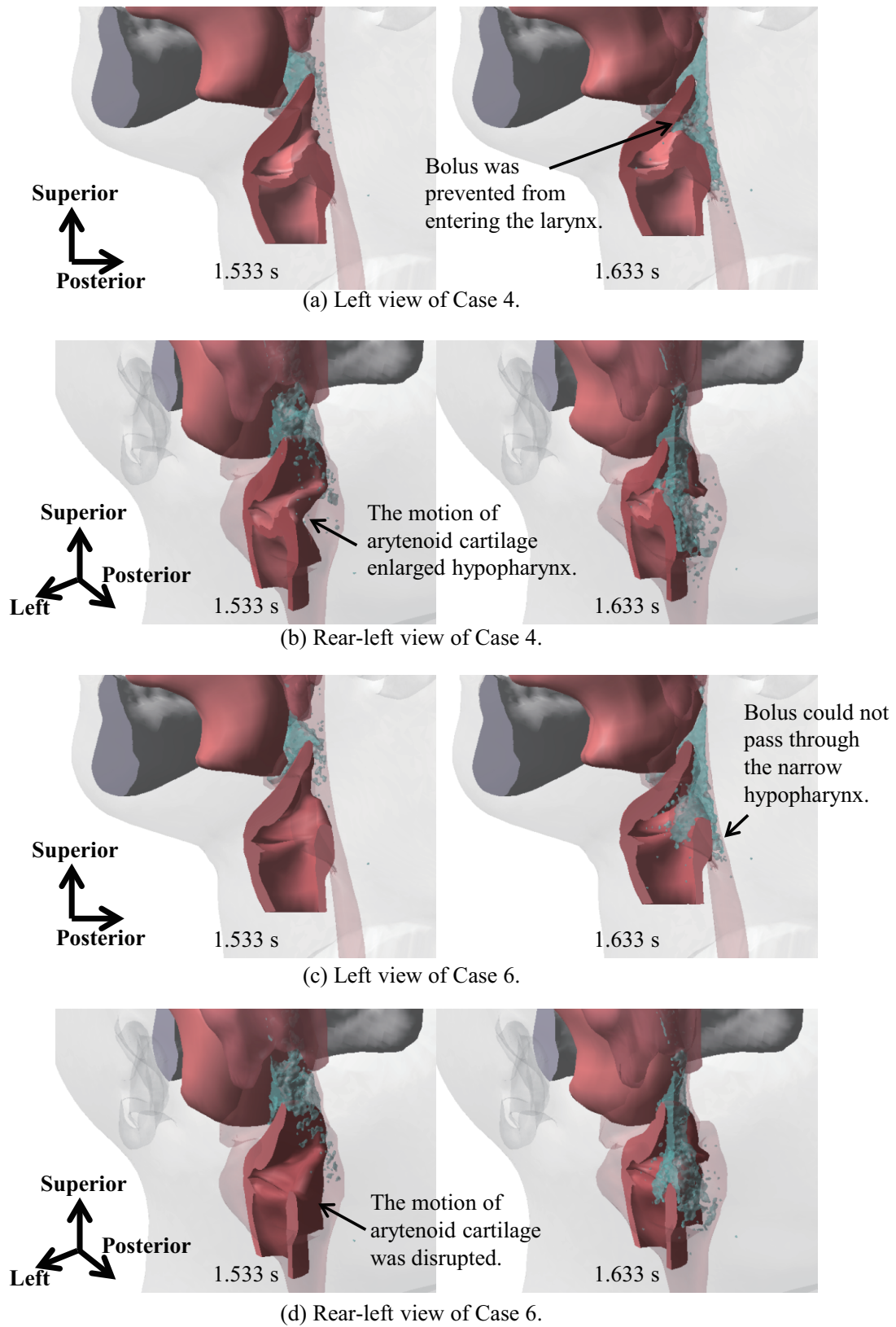


Fig. 5.9 Enlarged view of Cases 4 and 6. The pharynx and soft palate are shown in transparent format. The larynx, epiglottis, and food bolus are sectioned in the midsagittal plane.

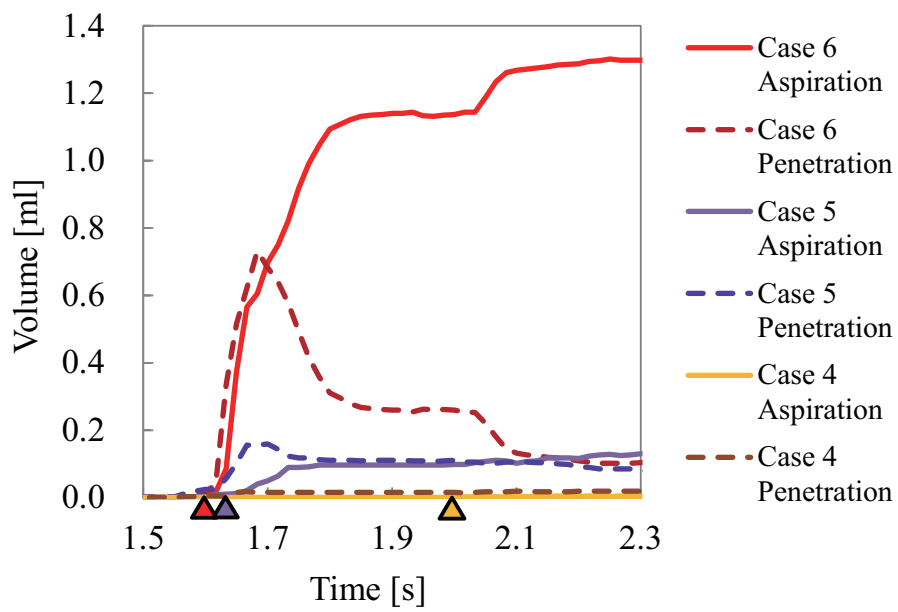


Fig. 5.10 The volume of the food bolus aspirated and penetrating. When penetrating bolus falls into trachea, the amount of penetrating bolus reduces. Colored triangles indicate the timing that aspiration occurred by separated colors.

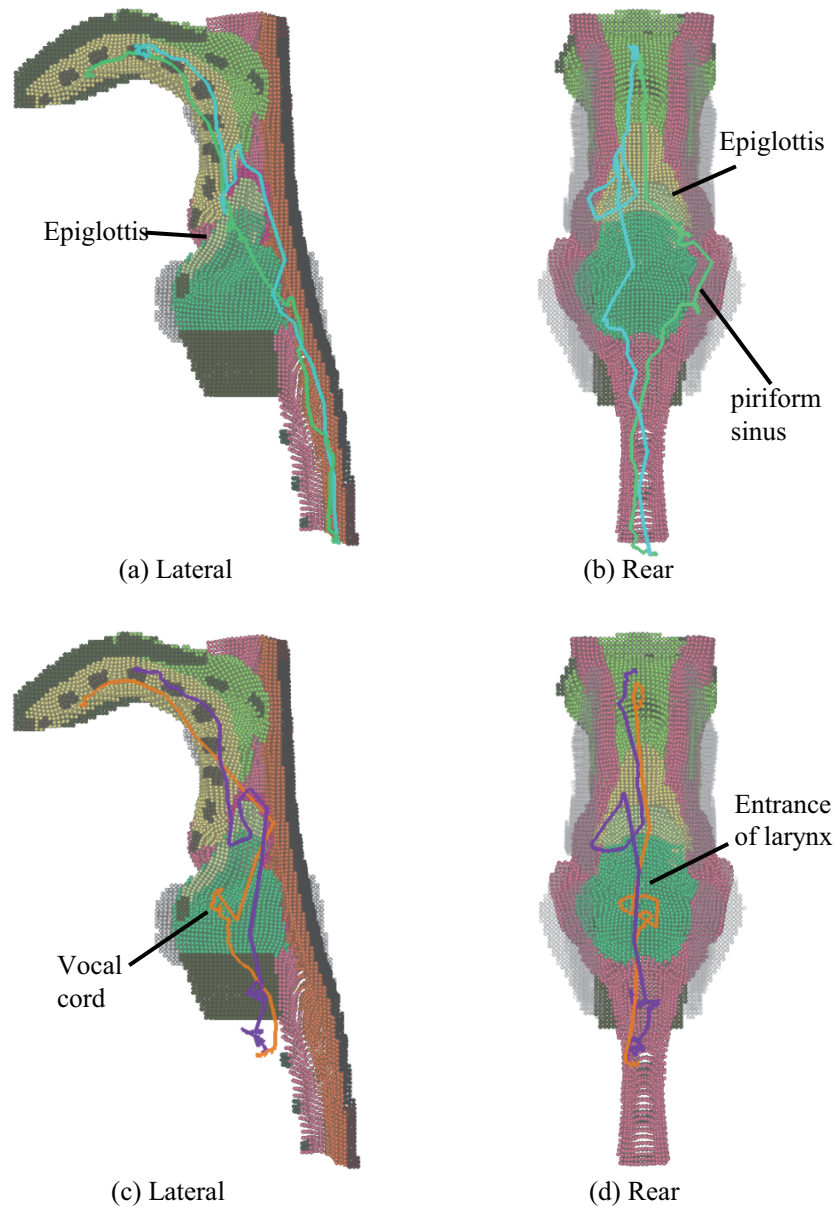


Fig. 5.11 The trajectories of four bolus particles in the results of case 6. The organ particles at time 1.583 [s] are shown. (a) and (b) show the trajectories of the bolus particles that are successfully swallowed. The particle following the green trajectory changed its direction at the epiglottis, passed through the piriform sinus, and entered the esophagus. The particle following the blue trajectory pooled on the epiglottis once. Thereafter, it flowed downward through the space behind the epiglottis when the pharynx closed, and then entered the esophagus. (c) and (d) show the trajectories of the bolus particles aspirated to the trachea. The particle following the purple trajectory pooled on the epiglottis, indicated by the blue trajectory. However, it went downward more toward the anterior side, compared to that of the blue trajectory, and fell into the larynx instead of the esophagus. The particle following the orange trajectory did not pool on the epiglottis but directly entered the larynx. It once remained on the vocal cord and then entered the trachea.

5.3 喉頭挙上に障害を与えた場合

嚥下の運動のなかで喉頭の挙上は特に重要であると言われ、喉頭の挙上不良、すなわち挙上量の不足や挙上の遅延は誤嚥の原因の一つであると考えられている。しかし、挙上不良がどのようにして誤嚥を発生させるかについて詳細なメカニズムはこれまでに解明されていない。また、喉頭挙上の不足量や遅延時間と、誤嚥の有無や誤嚥量の関係について定量的評価は十分になされていない。これらを、嚥下障害の患者の VF 画像の統計解析によって研究することには大きな問題がある。なぜなら、VF 検査において誤嚥が認められても、その原因が喉頭の挙上不良にあるかどうか判断するための方法は無く、そのうえに、嚥下障害の患者は喉頭挙上の不足と遅延以外にも複数の運動に異常があることが多く、患者の状態を適切に区別しグループ分けすることが容易ではないためである。また、喉頭の挙上も不随意運動であるため、挙上をコントロールした状態で健常者に嚥下させることも不可能である。シミュレーションは、喉頭の挙上量や挙上タイミングのみを変更した嚥下の実験を行う唯一の方法であり、喉頭挙上の不良が誤嚥に与える影響を考察するためのこれまでに無かった検討材料となり得る。

本研究では、喉頭の挙上量について検討する。前章で妥当性が確認された健常者の生体モデルにおいて、喉頭挙上の前進量と上昇量を変更したシミュレーションを行い、食塊や生体の挙動、および喉頭蓋の反転や食塊の流量の比較を行う。臨床での経験的な知見を踏まえてこれらの解析結果について考察することで、喉頭の挙上不良が誤嚥に与える影響を解明することを目指す。

本研究では、Table 5.2 に示すように、喉頭挙上の前進量と上昇量を健常者の 1.2 倍から 0.2 倍まで変更した、6 ケースのシミュレーションを行う。喉頭運動に障害がある症例の多くは上昇量と前進量の双方が減少するが、本研究のシミュレーションでも上昇量と前進量の双方を減少させ不自然でない組み合わせを採用している。具体的には、喉頭の運動モデル (Fig. 5.1) のうち、喉頭全体の運動代表点であるコントロール領域 C (輪状軟骨に相当する部分) および E (甲状喉頭蓋靭帯に相当する部分) の前進量と上昇量を減少、または増加させた。さらに、コントロール領域 D (披裂軟骨に相当

Table 5.2 Cases for sensitivity analysis about the laryngeal excursion.

Cases	Forward (times)	Upward (times)	Simulation results
Case 7	1.2	1.2	Fig. 5.12
Case 8	1.0	1.0	Fig. 5.13
Case 9	0.5	0.5	Fig. 5.14
Case 10	0.5	0.2	Fig. 5.15
Case 11	0.2	0.5	Fig. 5.16
Case 12	0.2	0.2	Fig. 5.17

する部分) および F (喉頭蓋軟骨の中央部) については、喉頭全体の拳上量の変更に合わせてこれらの拳上量を変更し、各器官固有の運動 (披裂軟骨の前内方への移動や、喉頭蓋の前進と回転) は健常モデルと同量とした。拳上量に所定の倍率を乗じた変更のみであるため、拳上開始や終了のタイミングは健常モデルと同一である。ここで、前進と上昇の座標方向は Fig. 5.1c に示した方向として定義されている。また、嚥下時の頸椎の後方への運動によって、生体全体が後方へ移動するため、喉頭の前進量は、空間座標に対する移動量ではなく頸椎に対する相対位置の変化として算出された。

なお、実際の生体では、食道が開大するためには、喉頭の前進に加えて、輪状咽頭筋が弛緩する必要がある。しかし、本研究の生体モデルでは、後者の括約機構が省略されているため、嚥下中の食道の開大量は喉頭の前進量のみによって決定される。嚥下障害の症例の中には、輪状咽頭筋が緊張したままで食道が開大しないものもあるが、本研究のモデルはそのような障害はなく、喉頭の前進と同時に輪状咽頭筋が適切に弛緩すると仮定していることに相当する。また、本節では生体壁面同士の摩擦係数を前節よりも低い 0.1 とした。これは、喉頭の前進量を減少させることで喉頭蓋が咽頭後壁に大きく接触すると予想されたため、喉頭蓋と咽頭後壁を滑りやすくすることを意図している。

各ケースの解析結果を Fig. 5.12–5.17 に示す。前節と同様に、(a)–(c) は左半分を除去し右半分のみ表示した断面図であり、後述する食塊流量を調査する領域を赤の破線で示している。(a')–(c') は咽頭後壁の粒子を除去して後方から咽頭内部を見た図である。(b'') は (b) の二点鎖線で示した声帯の高さにおける水平断面図であり、下咽頭の開大の様子を示している。喉頭の前進量が健常者の 0.2 倍である Case 11 および 12 では、喉頭蓋の反転不良と、嚥下運動後の誤嚥が起こった。他のケースではこれらの障害は認められなかった。

初めに、喉頭蓋の反転について詳細に比較する。Fig. 5.18 は、各ケースの喉頭蓋の角度 $\theta_{\text{epiglottis}}$ (Fig. 5.1) の遷移を示したものである。喉頭の前進量が健常者より大きい Case 7 では、嚥下時の喉頭蓋の角度の低下は健常者モデルの Case 8 とほぼ同一であった。しかし、喉頭の前進量が健常者の 0.5 倍である Case 9 と 10 では喉頭蓋の角度の低下開始が遅かった。 $\theta_{\text{epiglottis}}$ が 0 deg 以下、すなわち喉頭蓋が水平以下となった時刻は、Case 7 では 1.617 [s]、Case 8 では 1.600 [s] であり、これら 2 ケースはほぼ同時刻であったのに対し、Case 9 では 1.750 [s]、Case 10 では 1.683 [s] であった。喉頭の前進量が小さいケースで喉頭蓋が倒れにくくなった原因は、第 3 章の Case Y1, Y3 の解析結果と同様に喉頭蓋が咽頭後壁に大きく接触したためである。本研究でシミュレーションを行った Case 9 と 10 の条件では喉頭侵入や誤嚥は起こらなかった。しかし、食塊の量を増加させたり粘度を下げるなど食塊の流れを早めた場合は、Case 9 や 10 の喉頭蓋の反転運動の遅れによって喉頭侵入や誤嚥が生じる可能性がある。さらに、喉頭の前進量が健常者の 0.2 倍である Case 11 および 12 では、喉頭蓋が反転するために必要な空間が確保できず、嚥下運動中に喉頭蓋は水平以下に倒れなかった (Fig. 5.16b, 5.17b)。ただし、これらのケースで喉頭侵入と誤嚥が起こったのは喉頭が下降し始める 2.0 [s] 以降の時期であるため、喉頭蓋の反転不良は誤嚥の原因ではない。なお、Case 8 と比較して喉頭拳上量は同じで摩擦係数が大きい Case 1 では、喉頭蓋が水平以下に反転した時刻は 1.617 [s] であり、Case 8 よりも喉頭蓋が倒れにくくなっていたことがわかる。摩擦係数の大きさによって喉頭蓋が倒れにくくなることは、第 3 章の Case X1 と X3、および Y1 と Y3 の比較結果と一致している。

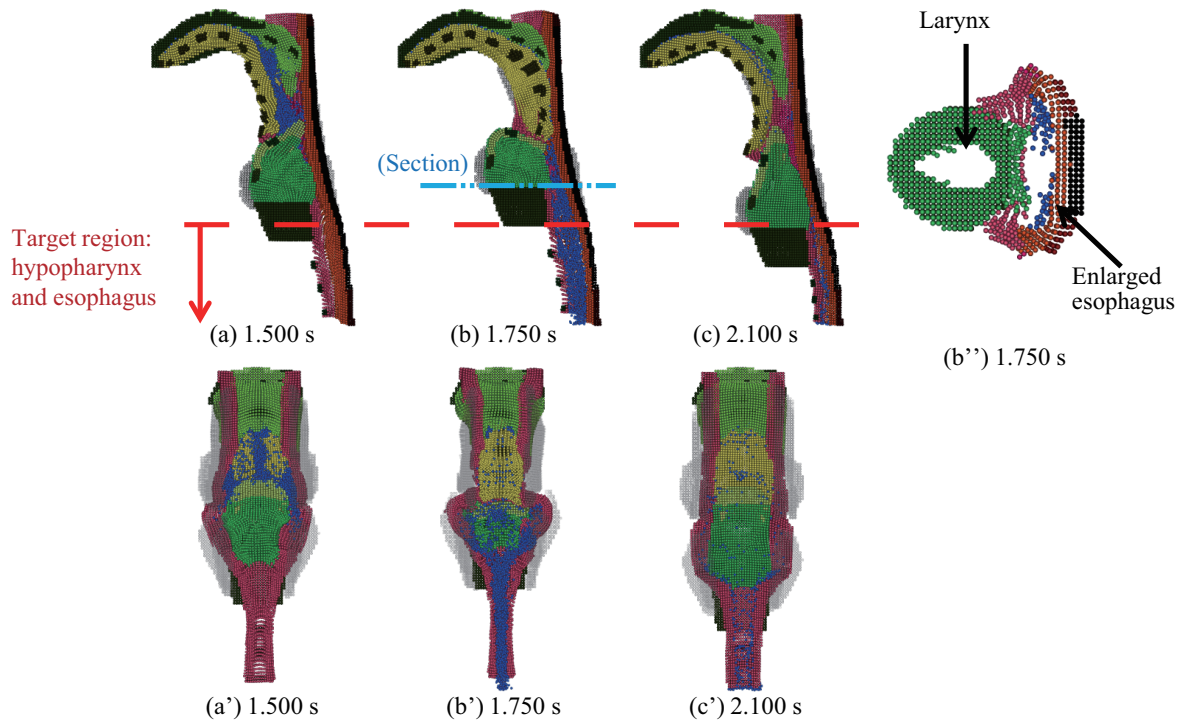


Fig. 5.12 Simulation results of Case 7.

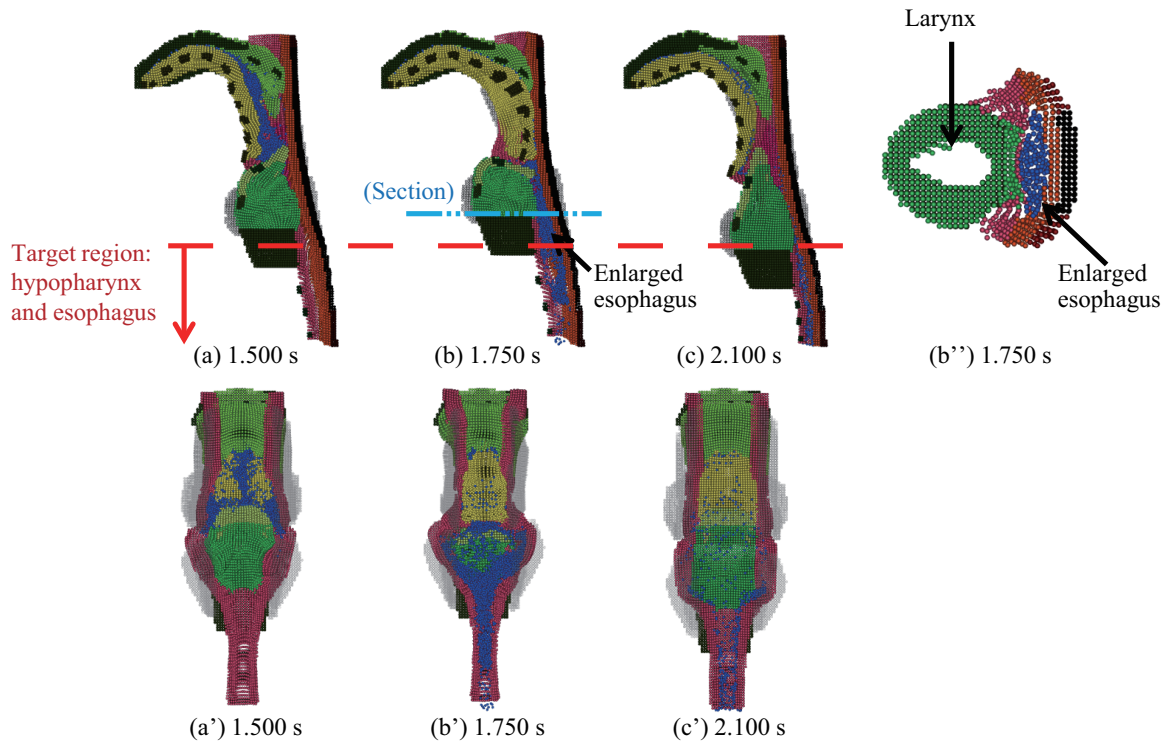


Fig. 5.13 Simulation results of Case 8.

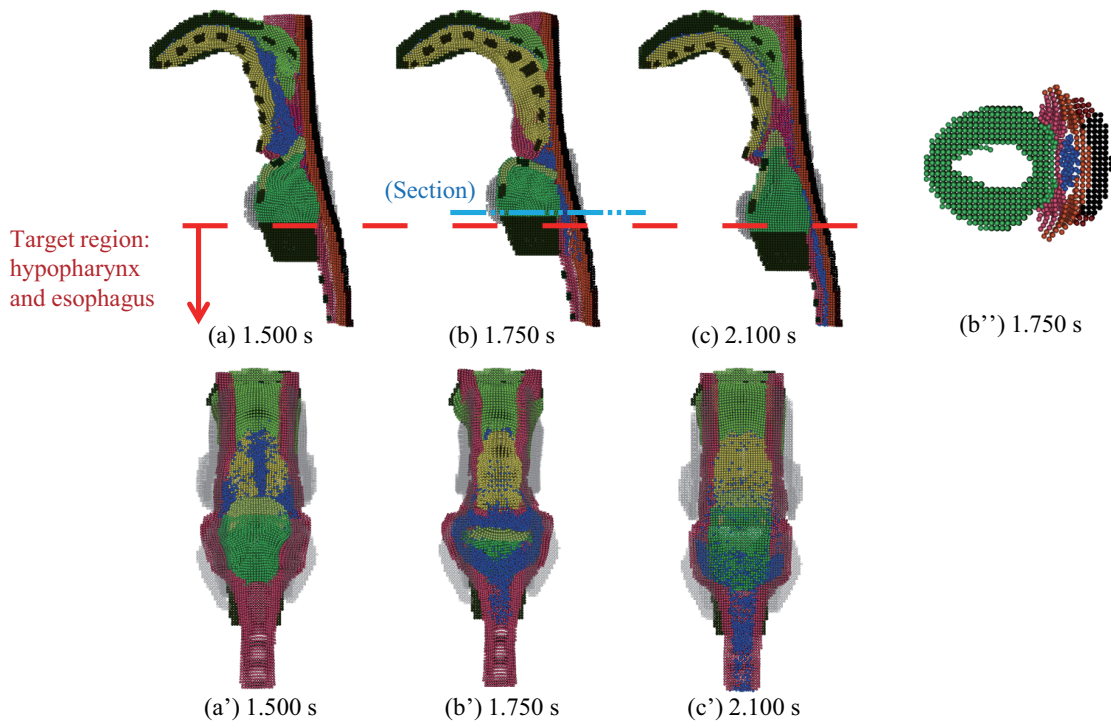


Fig. 5.14 Simulation results of Case 9.

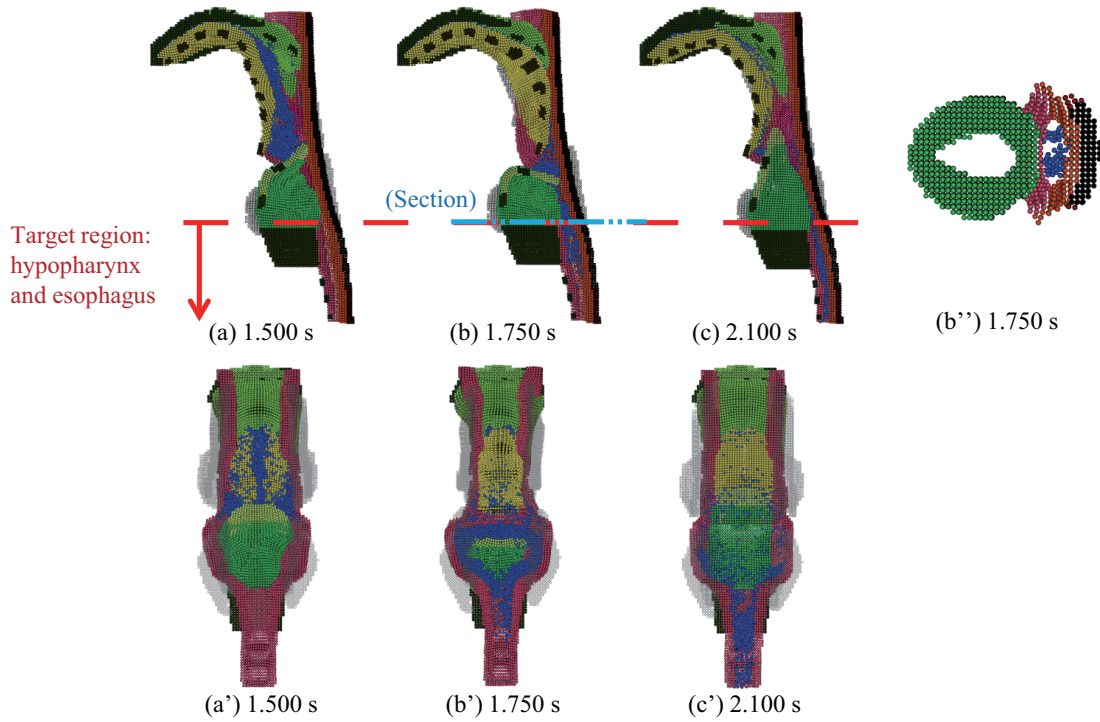


Fig. 5.15 Simulation results of Case 10.

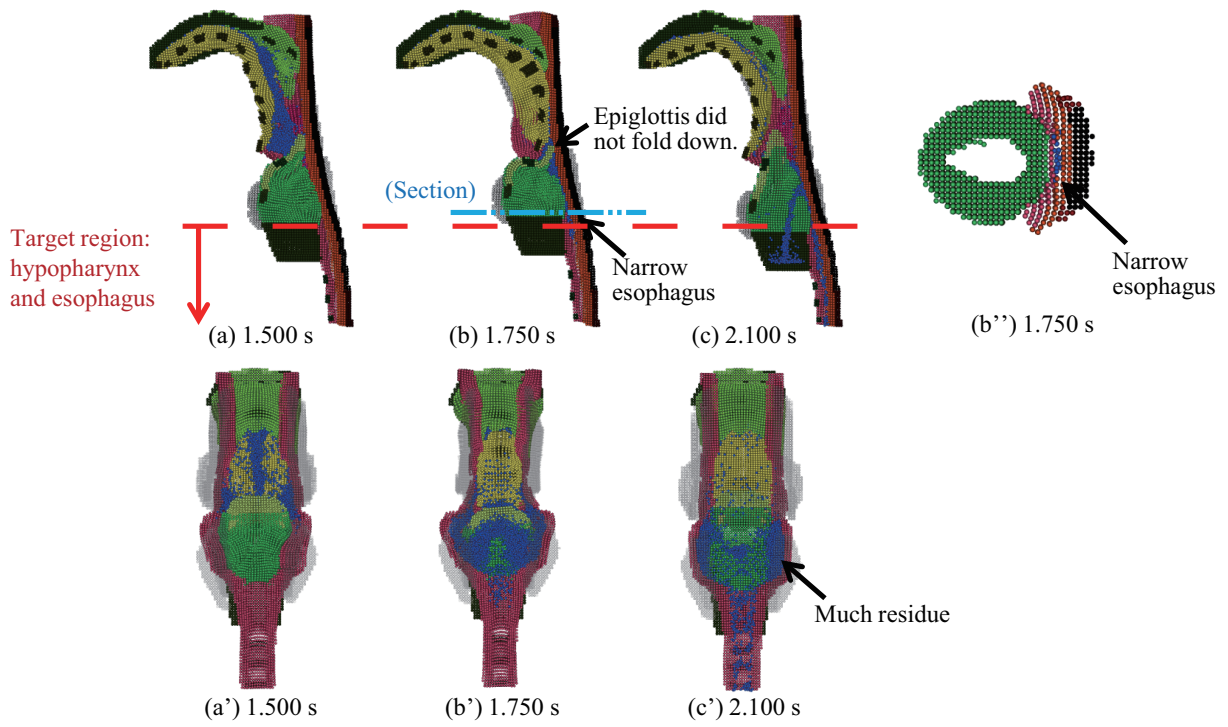


Fig. 5.16 Simulation results of Case 11.

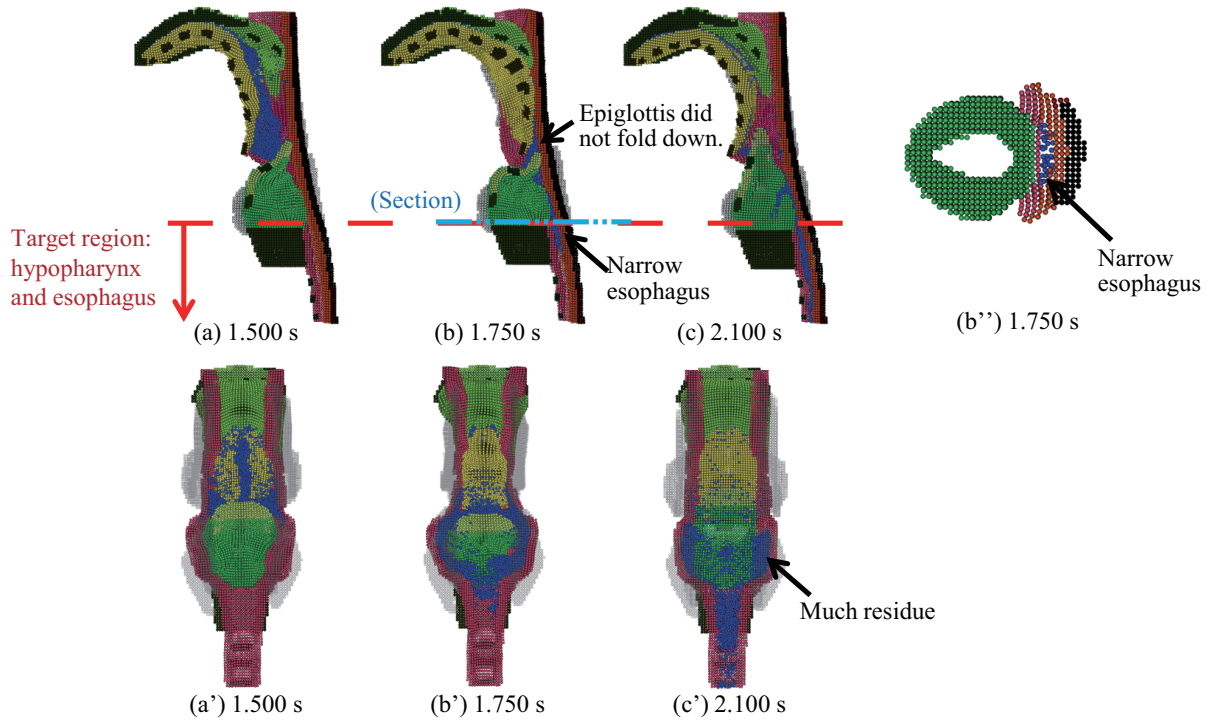


Fig. 5.17 Simulation results of Case 12.

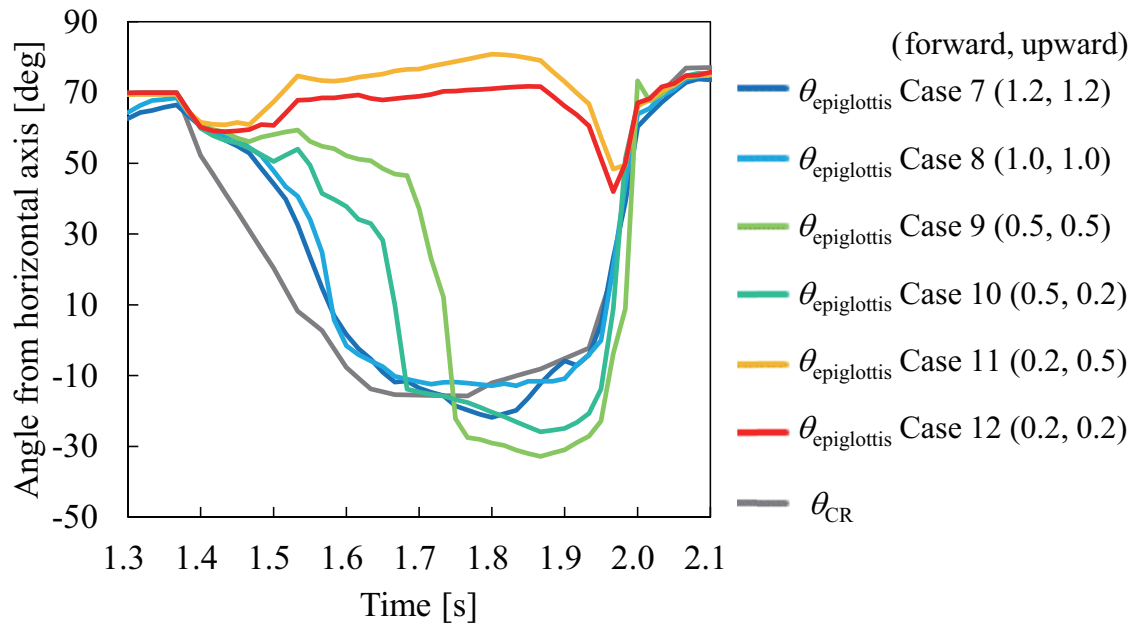


Fig. 5.18 Transitions of the epiglottic angles $\theta_{\text{epiglottis}}$ and θ_{CR} as defined in Fig. 5.1

解析結果の側面図と水平断面図から，Case 11 および 12 の喉頭下降時の誤嚥の原因は嚥下中の食塊の流量の不足であることがわかる．すなわち，これらのケースでは下咽頭や食道入口部の開口が小さい (Fig. 5.16b”，5.17b”) ため，食塊が下咽頭から食道へ流入しにくかった．嚥下中には披裂部や喉頭全体の前進によって下咽頭の容積は増加するが，嚥下の終わりに元の容積へ低下するときに，下咽頭に貯留していた食塊が溢れて誤嚥が起きた (Fig. 5.16c, 5.17c)．そこで，下咽頭と食道での流量を比較するため，Fig. 5.12–5.17 の破線で示した関心領域について食塊の流量などの値を求めた．Fig. 5.19a に，関心領域内を通過している食塊粒子の速度の平均値を示す．また，Fig. 5.19b に，関心領域内を通過している食塊粒子の体積を示す．Fig. 5.19c は，関心領域内の平均流量であり，関心領域の食塊粒子の平均速度と体積の積を，その領域の高さで除することで得た値である．これらのグラフから，喉頭の前進量が小さいほど食塊が通過すべき時刻 1.8 [s] 前後での流量が小さいことがわかる．Case 11 と Case 12 を比較すると，食塊の流速はほぼ等しいが，通過している食塊の体積は Case 12 より Case 11 で少なく，このために流量も Case 11 のほうが小さい．Case 11 は Case 12 よりも誤嚥量が多かったが，これは流量，特に通過できる食塊の体積が小さいことが原因であると考えられる．誤嚥の無かった喉頭の前進量 0.5 倍以上のケースについても，喉頭の前進が大きい方が流量の最大値は大きかった．しかし，Case 8 の健常モデルの喉頭前進量で食塊は食道を十分に通過できているため，Case 7 の喉頭前進量は過大であると言える．このことから，健常者は嚥下時に過大な運動をせずに，食塊の量や物性に合わせて安全かつ最小限の疲労で運動を行っていることが示唆される．以上のように，誤嚥の要因の一つである流量を解析することで，喉頭の前進量が小さい嚥下障害者において，どの程度，喉頭が前進している時間を延ばせば，流量の不足を補い，誤嚥を解消できるかを検討できると考えられる．

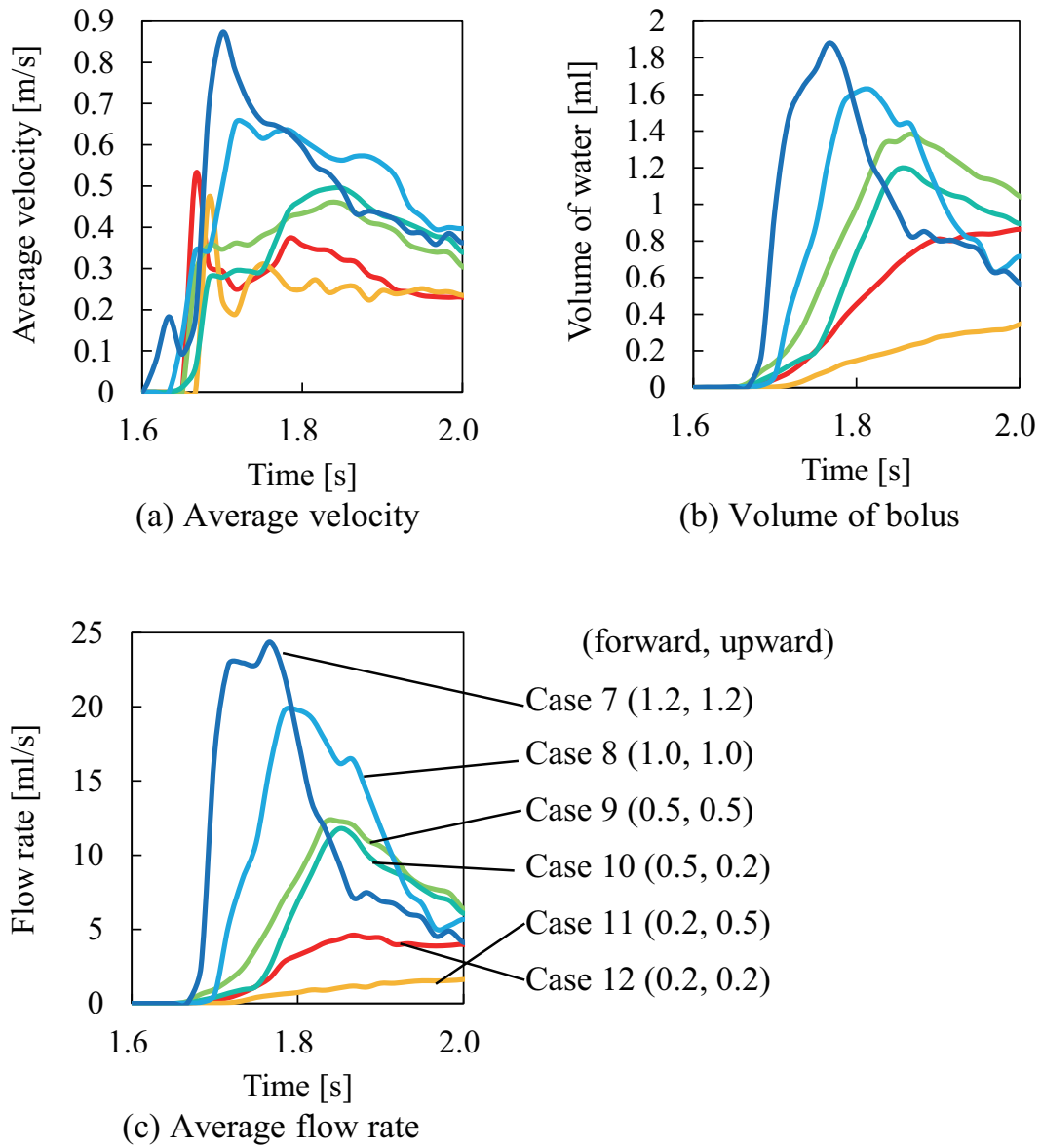


Fig. 5.19 Behavior of food bolus in the hypopharynx and esophagus. (a) indicates the average velocity. When no bolus particles are in the region of interest, the value of the average velocity is shown as 0 [m/s]. (b) indicates the volume of bolus particles in the region of interest. (c) indicates the average flow rate in the region of interest.

以上から、喉頭の前進量が減少した場合、(1) 喉頭蓋の反転が遅れたり、反転が妨げられる、(2) 下咽頭や食道での食塊の流量が不足するため、食塊の残留が増加する、(3) これらが原因で、喉頭侵入や誤嚥が生じやすくなる、ということが確認された。

一方、前進量が同じで上昇量の異なる、Case 9 と 10、ならびに、Case 11 と 12 の差は比較的小さいことから、本解析結果においては、前進量の減少と比較して上昇量の減少が誤嚥の有無に与える影響は小さかったと言える。しかし、本研究の喉頭モデルでは、喉頭の上昇が喉頭蓋の反転に与える影響を考慮していない。喉頭蓋の反転のメカニズムについては、喉頭の前進と上昇によって喉頭蓋軟骨の根本側が舌根に圧迫され反転し始めるという主張がある [24]。このため、喉頭の上昇量の影響について妥当な評価を行うためには、今後生体の解剖をより忠実に再現した喉頭のモデルを開発し、喉頭蓋の反転開始のメカニズムについて検証しながら、シミュレーションを行う必要がある。

また、本研究では喉頭拳上が悪い場合に喉頭下降時の誤嚥が生じたのに対して、臨床では喉頭の拳上不良とともに喉頭拳上中に誤嚥が認められる症例が多いと言われている。今後、上記の喉頭モデルの改良によって、臨床で多く見られる、喉頭の拳上不良による喉頭拳上中の誤嚥を再現できる可能性がある。一方、実際の症例では喉頭拳上の他にも様々な障害が複合していることが多い。たとえば、喉頭拳上の不良に加え、披裂部の前進がない場合には、嚥下中に食塊が下咽頭に貯留し得る容量が小さくなり、喉頭拳上中にも食塊が喉頭や気管に流下すると考えられる。したがって、今後も様々な条件でシミュレーションを行い、シミュレーション結果と症例を対比することで、VF 画像だけでは詳細に明らかにできなかった各症例の誤嚥の原因を考察することができる。

もう一つの課題として、喉頭の拳上不良の再現方法が挙げられる。本研究では喉頭拳上のタイミングを変更しなかったが、実際の嚥下障害の症例では喉頭拳上の量が不足するとともに、運動のタイミングにも異常が生じることが多い。したがって、今後はそのような症例の VF 画像を基に、拳上のタイミングを変更したシミュレーションも行う必要がある。さらに、本研究では鉛直上向きを喉頭の上昇方向、その 90 deg 前方を前進方向として定義したが、本生体モデルでは咽頭後壁が鉛直上向きからわずかに前傾している。したがって、喉頭の上昇量が大きいとき、喉頭と咽頭後壁の距離が若干近づき咽頭は狭くなる。Case 11 の流量が Case 12 よりも小さかった原因はこのためである。舌骨と喉頭を拳上させる筋群には、後上方へ上昇させる顎二腹筋後腹や茎突舌骨筋、下顎先端のほうへ前進させるオトガイ舌骨筋などがあり、健常者や障害者の舌骨と喉頭の動力学解析によってこれらの筋の活動が研究されている [187, 226]。今後は、これらの研究結果を考慮した喉頭の拳上量の変化を与えることで、特定の筋の障害に対応したシミュレーションが可能と考えられる。

5.4 嚥下の治療を模擬した解析

1.1.4 項に挙げたように、誤嚥の治療には様々な方法が提案されているが、その検証は十分なされていない。また、臨床ではそれぞれの症例に応じて事前に治療効果を予測することができれば、試行錯誤をすることなく最も効果的な治療方法を選択することができる。

前節までに、喉頭閉鎖または喉頭拳上の障害のある場合について、さまざまな条件でシミュレーションを行い、誤嚥を再現した。そこで本節では、まず、喉頭閉鎖のうち披裂軟骨（コントロール

領域 D) の前内方への運動, および喉頭の前進と上昇に障害のあるモデルのシミュレーションを行う。次に, このモデルに対して嚥下障害の治療を試行したと想定した条件でシミュレーションを行い, 治療前後の誤嚥量や食塊の挙動などを比較する。解析条件を Table 5.3 に示す。治療前のモデルは Case 13 であり, 治療後のモデルは Case 3, 14, 15, 16, 17 である。それぞれの治療の内容については解析結果とともに後述する。

初めに, 治療前のモデル Case 13 の解析条件と結果をまとめる。本モデルでは, Case 9 と同様に喉頭の前進と上昇の双方を健常モデル Case 1 の 0.5 倍に減少させた。さらに, 披裂軟骨 (コント

Table 5.3 Simulation conditions for case studies.

Cases	Laryngeal excursion (forward and upward)	Friction coefficient	Arytenoid cartilage's motion	Gravity direction
Case 9	0.5	0.1	Healthy	0 deg
Case 13	0.5	0.2	Disrupted	0 deg
Case 3	1.0	0.2	Disrupted	0 deg
Case 14	0.5	0.1	Disrupted	0 deg
Case 15	0.5	0.2	Healthy	0 deg
Case 16	0.5	0.2	Disrupted	30 deg
Case 17	0.5	0.2	Disrupted	45 deg

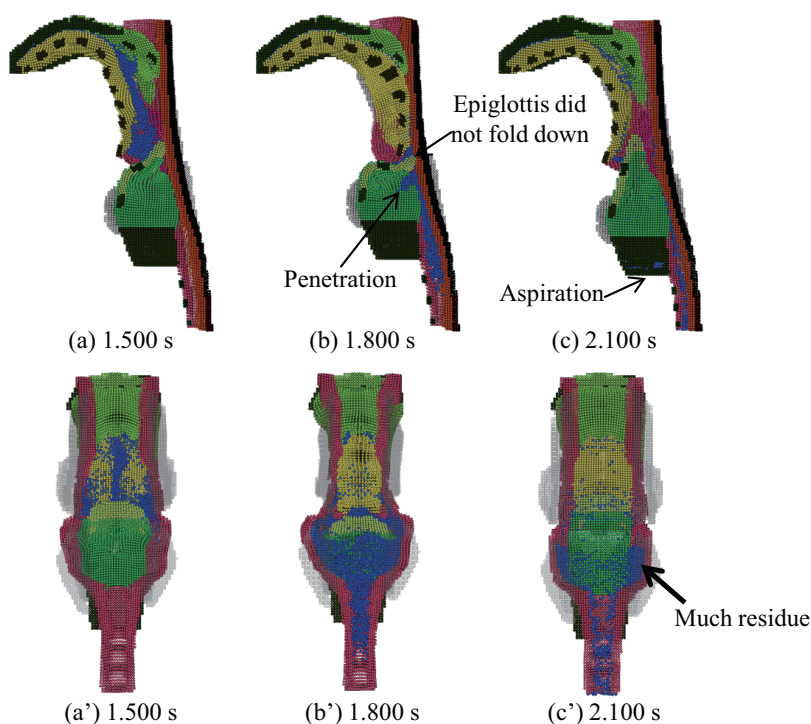


Fig. 5.20 Simulation results of Case 13.

ロール領域 D) の前内方への運動を消失させた。摩擦係数は 0.2、重力の方向は鉛直下向きである。解析結果を Fig. 5.20 に示す。Case 9 では喉頭蓋は下向きに反転していたが、本モデル Case 13 では摩擦係数が大きいために喉頭蓋が下向きまで反転しなかった。さらに、喉頭の前進不足によって下咽頭と食道での流量が減少していた。また、喉頭の前進不足、および披裂軟骨が前進しないことが原因で、下咽頭で食塊を貯留できる容量が小さい。そのために、喉頭拳上中に食塊が下咽頭から溢れて誤嚥した。喉頭蓋軟骨中央部（コントロール領域 F) の回転運動によって、食塊の到達時に喉頭蓋の角度が低いため、Case 6 と比較して喉頭侵入と誤嚥の発生は遅かった。

以下では、各治療後のシミュレーション結果を治療前のモデル Case 13 と比較する。Case 3 (Fig. 5.4) は 5.2 節で解析を行った条件であり、Case 13 の喉頭拳上量を健常モデルと同量に戻したものである。Case 3 の解析では喉頭が十分に前進しているため、喉頭蓋は反転し誤嚥は認められなかった。この結果から、Case 13 の解析条件のような嚥下障害の患者が、舌骨や喉頭を拳上させる筋群の体操や筋力増加のための間接訓練を実施すれば、喉頭の拳上量が回復し誤嚥が消失すると考えられる。

Case 14 (Fig. 5.21) では、治療前のモデル Case 13 よりも小さな摩擦係数を与えた。これは、咽頭を十分に湿らせて、器官の壁面同士が滑りやすくしたことを仮定したものである。本ケースでも、喉頭蓋の反転が回復 (Fig. 5.21b) し、誤嚥が消失した。

Case 15 (Fig. 5.22) は披裂軟骨の前内方への運動を回復させたモデルである。対応する治療方法としては、発声練習など披裂軟骨の筋の運動を向上させる間接訓練や、アイスマッサージなどで刺激を与えて喉頭閉鎖の反射運動を回復させる治療が挙げられる。披裂軟骨の運動の有無による違いを表すため、Fig. 5.25 に、Case 13 および 15 の喉頭付近の拡大図を示す。Case 15 では、披裂軟骨の前内方への運動により、下咽頭で食塊を貯留できる容量が増加したことで、誤嚥が起こらなかった。

Case 16 と 17 は食塊に加わる重力の方向を変更した解析であり、嚥下時の体位を座位からリクライニング位に変更したことに相当する。Case 16 は座位から 30 deg, Case 17 は座位から 45 deg だけ、重力方向を背側に傾けた。Fig. 5.23, 5.24 に、これらの解析結果を示す。ただし、各ケース同士を比較しやすくするため生体の角度を変えずに表示している。また、Fig. 5.26 には、Case 13, 16, 17 における、時刻ごとの喉頭侵入と誤嚥の合計量を示す。本研究で解析を行った 3 ケースでは 30 deg 傾けた Case 16 が最も誤嚥量が少ない結果であった。リクライニング位を取ることで誤嚥量が減少する症例が多いことが一般に知られており、そのようなリクライニングによる誤嚥量の減少をシミュレーションを用いて再現することができた。時間ごとに各ケースを詳細に比較する。喉頭拳上前の 1.5 [s] には、体位を傾けた Case 16, 17 では少量の誤嚥が生じた。これは、食塊の中咽頭への流下が早まり、喉頭閉鎖が座位と同じタイミングでは間に合わなかったためである。ただし、実際の生体では体位を傾けた場合には食塊が早期に流下することを予測したり感知して、喉頭閉鎖の反射が早く起こると考えられる。事実、粘度を変えた場合には声門の閉鎖のタイミングが変わることが明らかになっている [42]。喉頭拳上中の 1.8 [s] には、体位を傾けた Case 16, 17 では、咽頭に対して喉頭が上方となり、Case 13 で見られた誤嚥が消失した。喉頭下降時の 2.0 [s] には、体位を大きく傾けた Case 17 で誤嚥が生じている。これは、重力の方向が背中側に傾いたことで、下咽頭や食道での食塊の流下速度が低下し、喉頭下降時に下咽頭に貯留していた食塊が喉頭や気管へ流下したためである。ただし、この食塊の残留は咽頭の閉鎖がより確実に行われれば解消する可能性がある。重力の方向に

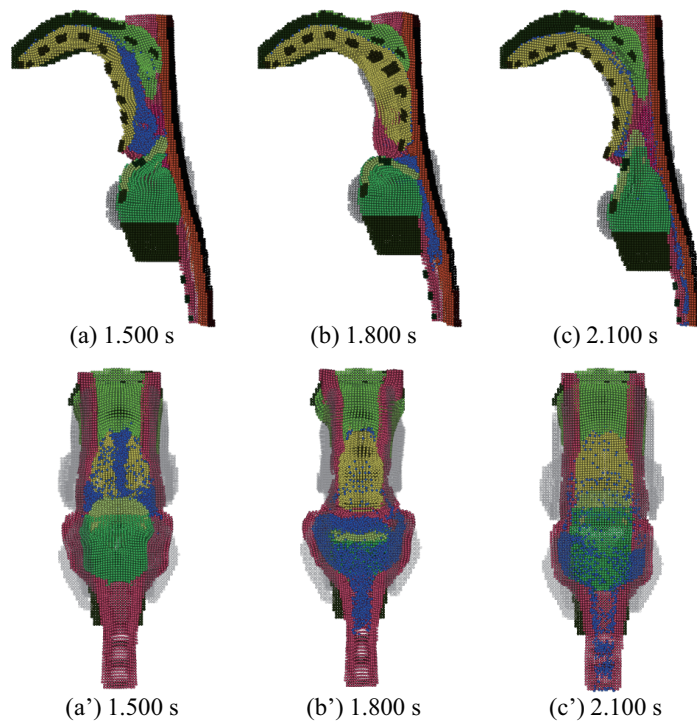


Fig. 5.21 Simulation results of Case 14.

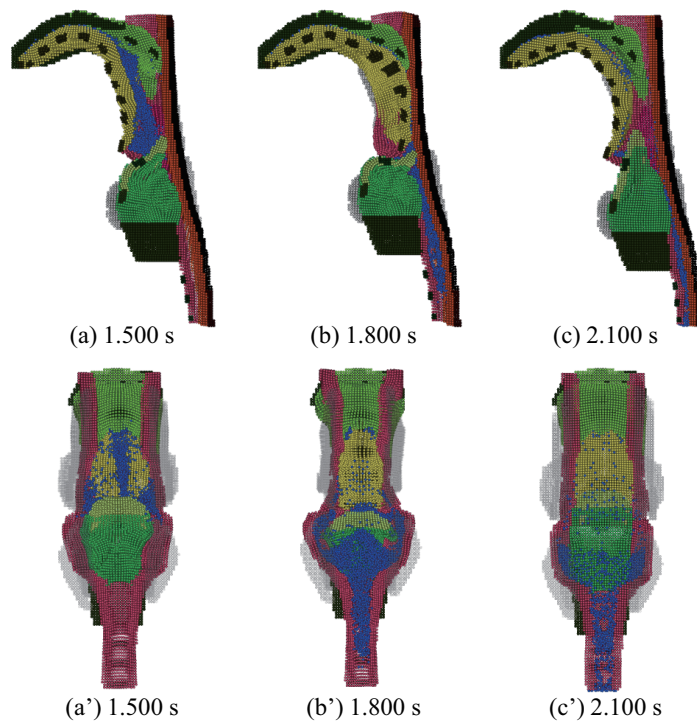


Fig. 5.22 Simulation results of Case 15.

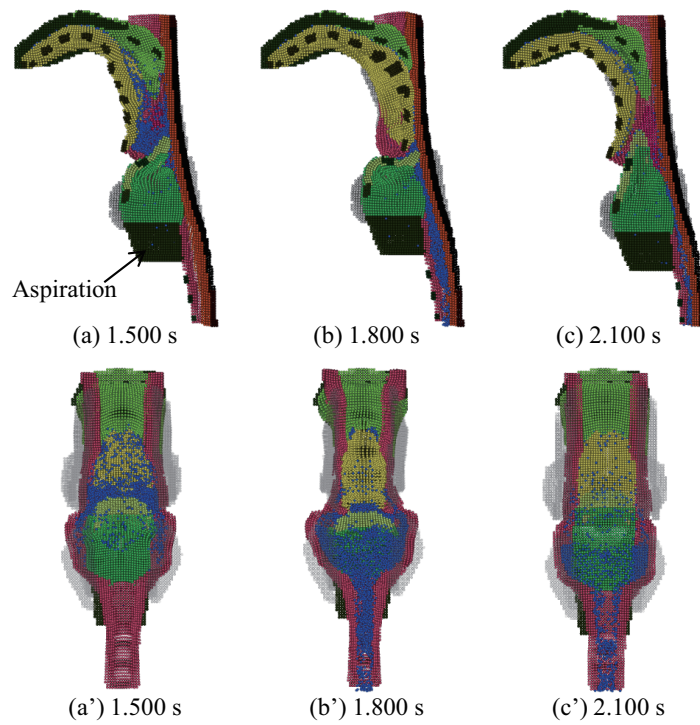


Fig. 5.23 Simulation results of Case 16.

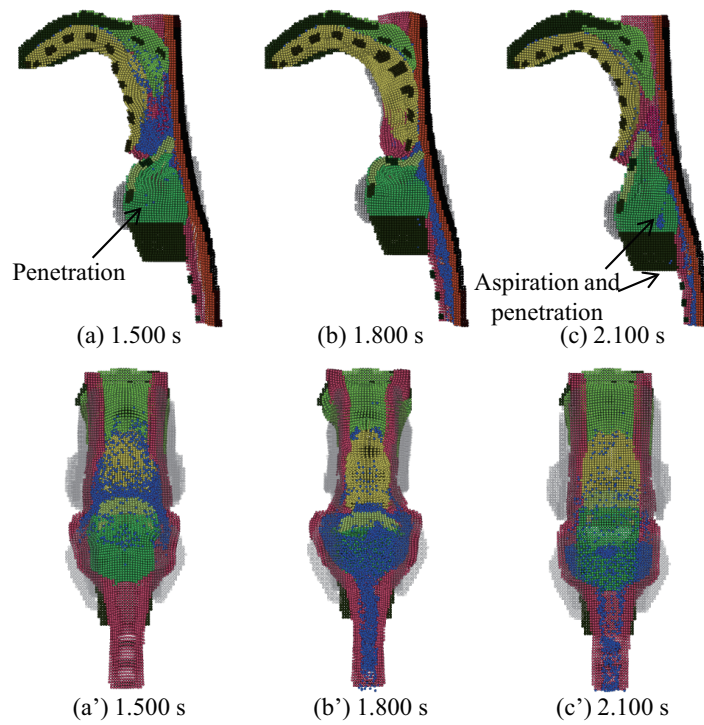


Fig. 5.24 Simulation results of Case 17.

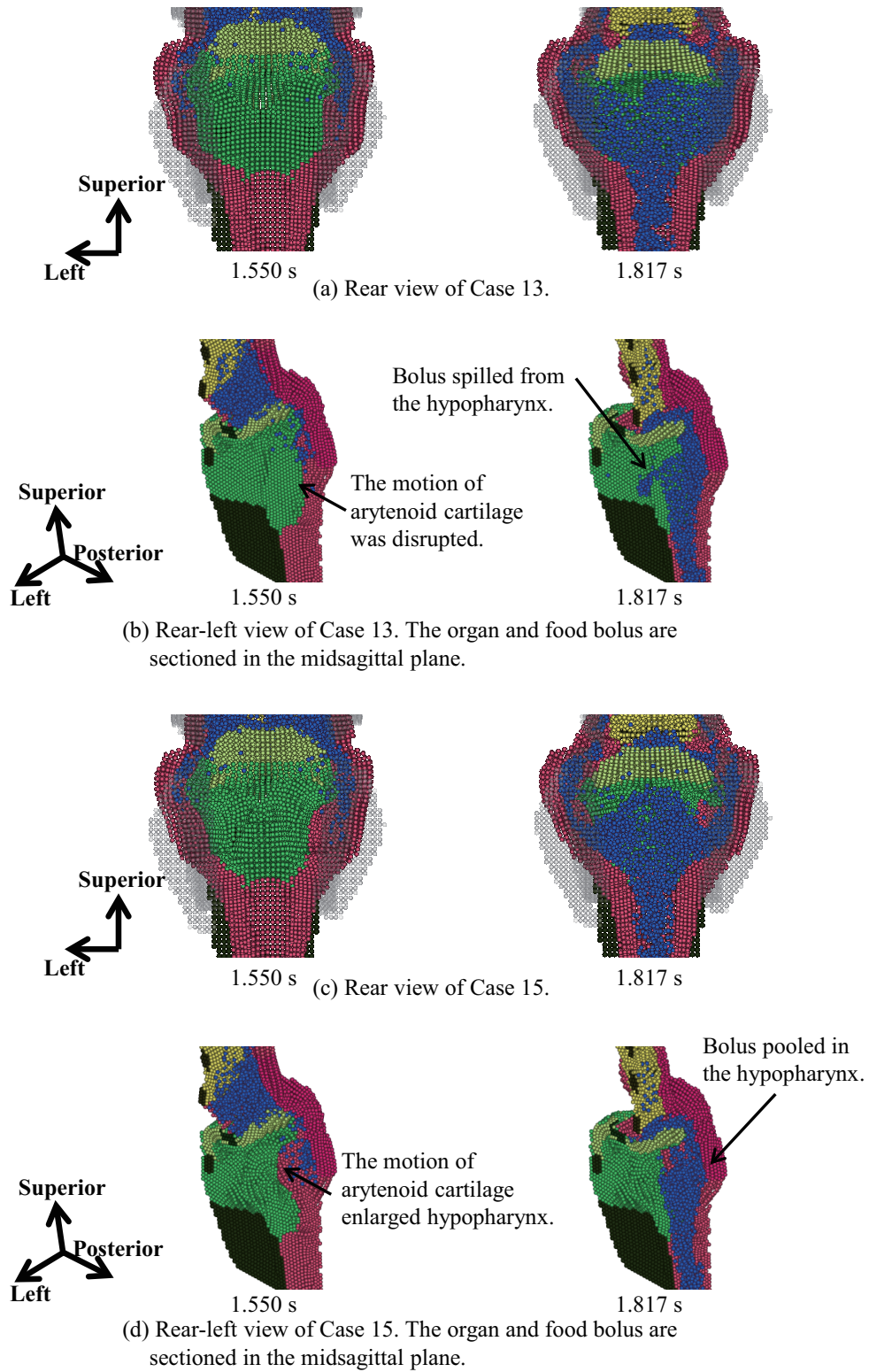


Fig. 5.25 Enlarged view of the entrance of larynx in Cases 13 and 15.

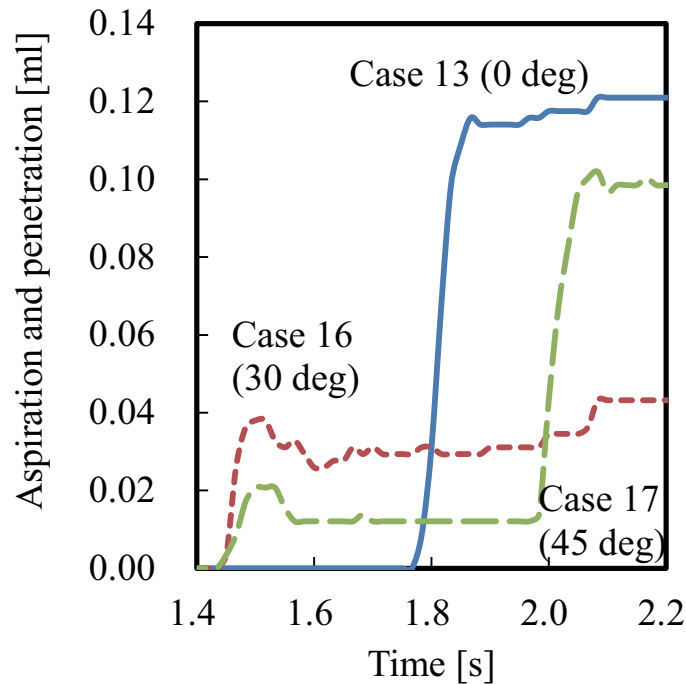


Fig. 5.26 Volume changes in aspiration and penetration.

よって咽頭の閉鎖が変化するかどうかは今後調査する必要がある。

最後に、以上の解析結果を Table 5.4 にまとめる。本節では、基本の嚥下障害モデル Case 13 と、治療後を模擬して解析条件を変更した Case 3, 14~17 について、誤嚥の量やタイミングを比較した。これらの結果から、誤嚥の原因は単一であるとは限らず、複数の要因が重なって起こる誤嚥があることが明らかになった。さらに、それらの障害の全てではなく、いくつかが消されるだけで、誤嚥せずに嚥下が可能になる場合があることも確認された。

また、実際の症例において医用画像を基に患者のシミュレーションモデルを作成することで、本節のように治療効果の予測が可能となる。本研究でのシミュレーションでは、治療方法によって誤嚥低減の効果は様々であった。4.6 節で行った方法により、治療後のシミュレーション結果の定量的妥当性確認を事前に実施することはできないものの、各治療による生体や食塊の挙動の変化を定性的に比較して検討できることは、最も効果的な治療方法を選択するために有益であると考えられる。さらに、シミュレーション結果を動画像によって可視化することも臨床において役立つと考えられる。具体的には、動画像によって、患者が自身の状態や治療の内容を理解することが容易になり、リハビリテーションなどの治療に積極的に取り組む動機が得られるためである。

5.5 結論

前章で妥当性が確認された健常者の生体モデルを基にして、嚥下障害のシミュレーションを行った。特に、誤嚥に対して大きな影響を有すると考えられる、喉頭の閉鎖や挙上の運動についての嚥下

Table 5.4 Cases for sensitivity analysis about the laryngeal excursion.

Cases	Treatment	Simulation results	Timing and volume of aspiration
Case 13	None	Fig. 5.20	During laryngeal excursion: 0.12 ml
Case 3	Laryngeal excursion	Fig. 5.4	0 ml
Case 14	Friction coefficient	Fig. 5.21	0 ml
Case 15	Arytenoid cartilage's motion	Fig. 5.22	0 ml
Case 16	Gravity direction of 30 deg	Fig. 5.23	Before laryngeal excursion: 0.04 ml
Case 17	Gravity direction of 45 deg	Fig. 5.24	Before and after laryngeal excursion: 0.10ml

障害について検討した。その結果、喉頭の閉鎖や挙上の障害により、喉頭蓋の反転不良や遅延、喉頭や披裂軟骨による下咽頭の拡大や声門の閉鎖の運動不良、ならびに、喉頭挙上中の食塊の流量の低下が生じ、これらの影響により喉頭侵入や誤嚥が起こることが明らかになった。喉頭閉鎖の各運動、あるいは喉頭挙上量のみを変更した嚥下の実験を行う方法は、現在、シミュレーション以外にない。

また、嚥下障害に対して様々な治療を行ったと仮定したシミュレーションを行った。その結果、喉頭挙上前、挙上中、下降時の誤嚥が再現された。また、嚥下障害の治療のメカニズムが再現され、各治療後の誤嚥の量が比較された。これらの解析を通して、本研究で開発した嚥下シミュレーションモデルが嚥下や誤嚥のメカニズムの解明や治療効果の予測に有用であることが確認された。

第 6 章

結論

6.1 本研究の結果

数値解析により嚥下や誤嚥の仮想実験を行うための生体と食塊のシミュレーションモデルを開発すること、および開発したモデルを用いた嚥下や誤嚥の仮想実験によって嚥下や誤嚥のメカニズムを説明することを目的として、以下の 4 項目の研究が遂行された。

第 2 章では、HMPS 法を嚥下時の生体シミュレーションに適用するための 2 つの課題を解決した。まず、ゼリー状食品の単軸圧縮試験の体系を用いて、人工的ポテンシャル力を併用した HMPS 法による超弾性体の大変形解析の検証を行った。その結果、超弾性体のひずみ 50~70% 程度の変形が安定に解析された。弾性体モデルの応力は、与えた材料定数での Mooney-Rivlin モデルの解析解とよく一致していた。次に、生体器官などの複雑な形状や大変形した状態の壁面に対して適用可能な壁境界条件の開発を行った。開発した解析手法は、粒子の変形を考慮したメタボールの濃度値を利用している。このため、なめらかな壁面や、摩擦係数を再現できることが、床上の摺動の体系での検証により確かめられた。単軸圧縮試験の体系での検証では、ほぼ一様な垂直抗力の方向と大きさを再現でき、弾性体モデルの公称応力は解析解とよく一致した。以上により、嚥下時の生体やゼリー状食品の挙動を解析できる構造解析手法を確立した。

第 3 章では、実データに基づいた嚥下時の生体モデルを開発した。CT 画像を基に、舌、口蓋、咽頭、喉頭、食道、気管の形状を再現した。格子法では格子生成にノウハウと手間が必要であるが、粒子法での粒子生成は比較的容易である。嚥下時の各器官の運動は、一部の粒子群をコントロール領域として強制変位させることによってモデル化した。コントロール領域の配置は、各器官の役割や解剖学的特徴など、従来の医学的知見や医工学的知見を反映して決定し、その強制変位の時間-変位の関係は VF 動画に一致するよう設定された。第 2 章で確立した HMPS 法による構造解析手法を用いて、大変形や接触解析を伴う生体モデルの運動を安定して解析することが可能であった。食道と喉頭を含めた嚥下と誤嚥に関わる全ての器官を再現するシミュレーションモデルは、先行研究において開発例は無く、本研究のモデルが唯一である。本嚥下シミュレーションモデルは、喉頭蓋が舌や咽頭と接触する応答の挙動を再現できる。このため、喉頭蓋中央部の運動モデルや摩擦係数を変更したシミュレーションを行うことにより、喉頭蓋を倒す要因や妨げる要因を分析し、嚥下障害の 1 つである

喉頭蓋の回転不良の原因や回転メカニズムに関する多くの知見を得た。

第4章では、EMPS-HMPS 連成解析手法によって、造影剤を添加した水を健常被験者が嚥下する運動を再現した。粒子法による流体解析は、分裂、合流、飛沫を伴う自由表面流れである嚥下時の食塊の挙動を、特別な処理なく解析できる。シミュレーション結果とVF画像において生体や食塊の挙動がよく一致していることを確かめ、本研究で開発した嚥下シミュレーションモデルの妥当性を確認した。嚥下時の生体および食塊のシミュレーションにおける、流体-構造連成解析の適用、ならびに医用画像に対するシミュレーション結果の妥当性確認は、本研究が初めての試みである。最後に、解析のポスト処理として、リアリスティックな描画を行うためのサーフェスデータによる可視化や、食塊粒子の速度をグラフに表して考察を行った。

第5章では、第4章で妥当性が確認された、健常者の嚥下シミュレーションモデルを基に様々な条件を変更した嚥下や誤嚥の仮想実験を行った。また、その解析結果を、健常モデル、他の障害モデル、実際の臨床の症例から知られている知見などと比較し、嚥下や誤嚥のメカニズムについて考察した。具体的には、誤嚥の有無に最も関係すると考えられている、喉頭の運動について検討するため、喉頭閉鎖のケーススタディ、および喉頭挙上量の感度解析を行った。その結果、食塊が喉頭蓋に到達する時刻での喉頭蓋の角度、喉頭や披裂軟骨の運動による下咽頭の拡大や声門の閉鎖、ならびに、喉頭挙上中の食塊の流量が、喉頭侵入や誤嚥に大きな影響を持つことが明らかになった。このような特定の器官の運動のみを変更した嚥下や誤嚥の仮想実験を実施する方法はシミュレーション以外にはない。さらに、健常モデルの喉頭閉鎖と挙上に障害を与えた嚥下障害モデルを作成した後、このモデルに対して数種類の治療方法を試行したと仮定した解析条件でシミュレーションを行った。その結果、嚥下障害の治療のメカニズムが再現され、各治療後の誤嚥の量やタイミングの比較がなされた。以上のシミュレーション結果とその考察から、開発したモデルによる嚥下シミュレーションが、嚥下や誤嚥のメカニズムの解明や治療効果の予測などに対して有用であることを確認した。

本研究により、健常者のVF画像との妥当性確認がなされた嚥下シミュレーションモデルが開発され、非侵襲的かつ体系的に嚥下や誤嚥の仮想実験を行うことが可能となった。さらに、従来の医用画像や計測手法では捉えられなかった生体や食塊の挙動、食塊の速度や運動の軌跡、誤嚥量がシミュレーションによって定量的に予測できるようになった。開発された嚥下シミュレーションモデルを用いて今後も様々な条件や症例についての解析を行うことで、嚥下や誤嚥のバイオメカニクスの解明に役立つと考える。

6.2 今後の課題と展望

本研究では、現在大きな社会的問題となっている嚥下障害、特に誤嚥を再現できる、嚥下シミュレーションモデルを開発した。嚥下障害の診断や治療は容易ではない。この原因として、嚥下障害の患者に対する嚥下の試験の実施に誤嚥などの危険が伴うという問題や、嚥下について取得可能なデータが不十分であるという問題が挙げられる。本研究ではこれらの問題を解決するために嚥下シミュレーションモデルが開発され、嚥下時の生体や食塊の条件を定量的かつ体系的に与えた下での、嚥下や誤嚥の仮想実験が実施可能となった。第5章ではその一例として、嚥下障害を含むいくつかのモデ

ルにより嚥下や誤嚥を模擬した仮想実験を行い、従来の医用画像や計測手法からは明らかにすることができなかった多くの知見を得た。今後も、そのようなシミュレーションによって初めて得られる知見を蓄積するため、様々な条件や症例でシミュレーションを行うことが課題の一つである。5.3 節に述べたように、シミュレーションと医用画像のうち片方のみでは、嚥下や誤嚥のメカニズムを完全には解明できない。両者から得られる知見を対比しながら多くの症例について研究や考察を行うことで、これまで不明であった嚥下や誤嚥の詳細なバイオメカニクスを解明することができると考えている。

そのためには、簡便に生体モデルを作成する手法の開発も課題として挙げられる。3.3 節で述べたように、本研究では生体の形状モデルの作成には、マニュアルで CT 画像をセグメンテーションし、各器官の立体サーフェスデータを VF の嚥下開始前の首の角度と喉頭の高さと合うように修正する作業が必要であった。また、運動モデルの作成では、コントロール領域の強制変位量と時間の関係を定義するために、VF の動画像から器官の特徴点をマニュアルで抽出する必要があった。このようなマニュアルでの作業は、工数が大きく、作業員間の再現性が低い。これらの問題を解決するために、コンピュータによる画像処理による完全な自動化、あるいは半自動化がなされることが望まれる。また、マニュアルでの作業で用いるインターフェースを作成することも効果的であると考えられる。簡便に生体モデルを作成することができれば、実際の臨床場において患者個別の生体モデルを医用画像を基に作成し嚥下シミュレーションを実施できる。そのため、様々な治療方法による生体や食塊の挙動の変化を比較し、最適な治療方法を選択することが可能になる。

嚥下シミュレーションの結果をわかりやすく可視化した動画は、様々な場面で役立つ。臨床の場面では、患者自身が治療前の状態、および予想される治療後の状態を理解するために、上記のような治療計画用の患者個別の嚥下シミュレーションの動画を利用できる。これにより、積極的に取り組む必要のあるリハビリテーションなどの治療への動機を得られることが期待できる。また、患者の個別ではない、一般的な生体モデルの動画も、周知や啓発、教育において利用することができる。嚥下や誤嚥は、体内での直視できない現象である。また、食塊の流れが 3 次元的事象であること、咽頭が喉頭と食道への分岐を有することなど、嚥下に関わる器官の形状や運動は四肢や心臓などと比較して複雑である。このため、教科書のような書籍によって嚥下や誤嚥の様子を理解することは、嚥下困難や障害のある方やその家族のみならず、看護師や介護士などにとっても容易ではない [166]。4.8 節で提案した可視化手法は、簡便な操作によって立体の時系列データをあらゆる方向から表示することができるため、嚥下や誤嚥の様子を表現する方法として大きな価値を有する。

今後、より定量的に嚥下のメカニズムを解明するために、粒子法による解析手法の課題として、不均一な配置や大変形下の粒子を壁境界とした流体解析の検証や、Fig. 4.8 に述べた表面張力と濡れ性モデルによって液滴が壁面に付着したまま残留する問題の修正が挙げられる。また、嚥下時の空気の影響も調査する必要がある。これは、食道入口部の開大により陰圧が生じて食塊を駆動しているという指摘 [227] がある点や、嚥下後に暖気（ゲップのこと）の原因となる空気も嚥下時に食道へ送り込まれるという事実からである。近年、粒子法における気固液連成解析手法の開発も行われており [228]、今後嚥下シミュレーションへの導入を検討する。

また、運動のメカニズムをより忠実に再現する生体モデルの開発も必要である。本研究で用いたコ

ントロール領域による強制変位だけでは、生体の一部を押すこと、引くこと、ならびに回転させることしかできない。咽頭収縮筋や披裂喉頭蓋筋に対するモデルとしては、筋肉の収縮、すなわち縮むことを再現することが望ましい。このため、筋の繊維方向や収縮の応力を構造解析に組み込む手法 [229] を本嚥下シミュレーションに取り入れる試みを現在進めている。披裂喉頭蓋筋の収縮を再現するシミュレーションモデルが開発されれば、現在十分解明されていない喉頭蓋が回転するメカニズム [24] を明らかできることが期待される。さらに、筋の収縮を模擬することができれば、本研究で省略した、筋の収縮時のヤング率の変化 [213] を考慮したシミュレーションが可能となる。また、筋力を考慮したシミュレーションではリハビリテーションなどによる筋力の回復を予測することも可能になるため、臨床にも有用である。一方、舌骨喉頭蓋靭帯のモデルとしては、文献 [230] の靭帯モデルのように、舌骨と喉頭蓋間の距離に応じた力を粒子に加えるモデルを、現在、嚥下シミュレーションに実装している。また、本生体モデルでは感覚や反射は導入されていないが、加齢などによって、嚥下反射の遅延や、反射が起こりにくくなる場合があることが臨床的に知られている。将来的に、嚥下時の反射や神経のメカニズムをモデル化した嚥下シミュレーション手法を開発できれば、嚥下シミュレーションの適用範囲がより拡大する。

水以外の食品の嚥下の再現も今後の課題である。第 2 章ではゼリー食品のモデルを開発した。現在、カップ容器型ゼリーの嚥下の VF 画像を基に、その嚥下をシミュレーションによって再現することを試みている。食道入口部付近の開大量と咽頭収縮筋による駆動力が不足しているために、食道の下方に送り込むことができていないため、この問題の解決のためにも生体モデルの改良が必要である。一方、味噌汁、コーンポタージュ、錠剤や粉薬と水のように、液体と固体の混合物の嚥下も、日常生活の中で頻度が高く重要である。また、餅やオクラなどは、粘弾性、付着性、曳糸性などの特殊な特性を有している [231]。液体と固体の混合物のシミュレーションや、特殊な物理モデルの導入が容易であるという粒子法の長所を活かすことで、今後様々な食品の嚥下シミュレーションが可能になると考えている。

謝辞

本研究を進めるにあたり、東京大学大学院工学系研究科システム創成学専攻 越塚誠一教授には、長期にわたり貴重な研究の場を与えていただき、多大なご指導とご助言を賜り、心から御礼申し上げます。共同研究の開始当初、研究経験の乏しかった私を共同研究員として研究室に快く受け入れてくださり、粒子法や MPS 法などの専門分野の知見や技術だけでなく、研究の姿勢や進め方、論文執筆や、国際会議などでの発表についても、初歩的な事柄から非常に丁寧にご教授いただきました。この研究生活は今後かけがえのない指針になると考えます。また、私のキャリア全般についても日ごろから親身に考えていただき、この博士論文の執筆、および審査にも大きなご支援と後押しを賜り、感謝して止みません。

東京大学人工物工学研究センター 鈴木克幸教授、東京大学大学院工学系研究科システム創成学専攻 柴田和也准教授、東京大学工学系研究科原子力国際専攻 近藤雅裕講師、武蔵野赤十字病院特殊歯科・口腔外科 道脇幸博部長には、本論文をご精読頂き貴重なご助言やご指導を頂き、深謝いたします。審査の際の議論は、本論文や今後の嚥下シミュレーション研究の内容を深めることができる、有り難い機会となりました。

また、道脇幸博部長には、医学的立場から、頭頸部や嚥下の臨床に関する的確な専門的知見をご教授いただき、心から御礼申し上げます。幅広い分野のバイオメカニクスの研究の見聞に基づき、研究内容や方針についても日頃から多大なご助言を賜りました。さらに、私が武蔵野赤十字病院にて研究員として心置きなく研究に従事できたこと、様々な分野の研究機関と連携して嚥下のシミュレーションの研究を遂行できたことは、偏に道脇先生のご尽力のおかげでした。また、嚥下ロボットの開発を行った学部生のころから公私にわたりご指導やご支援を頂きました。深く感謝の意を表します。

本研究は、株式会社 明治の嚥下シミュレータ Swallow Vision 研究メンバーの皆様のご支援なしでは成し得ませんでした。心から御礼申し上げます。同社 技術開発研究所 G 長 神谷哲博士には、貴重なご指導と助言を数多く賜りました。エンジニアとしての豊富な経験に基づいたアドバイスは、病院で工学的な研究を行う私にとって、心強い支えになりました。また、数値シミュレーションによる嚥下研究のきっかけや、様々な面で勉強の機会を与えてくださり、共同研究の手続きや体制の調整にも多大なお骨折りいただきました。同社 食品開発研究所 G 長 外山義雄様には、食品の物性の測定実験や研究の環境面のご支援を頂きました。また、医食工の学際研究である本研究を遂行するために欠かせない食品工学の視点からの助言を数多く賜りました。同社 技術開発研究所 羽生圭吾様には、研究内容に関する深い議論において多くの重要なポイントに気付かされました。また、共同研究に際しての手続きでも大きなご支援を頂きました。同社 技術開発研究所 長田堯様、ならびに、食品開発研究

所 高井めぐみ様、神野暢子様にも、食品物性の測定や研究内容についての議論を通じて貴重なご支援を賜りました。

同じように、東京大学大学院工学系研究科システム創成学専攻 越塚・柴田研究室の皆様にも、大変ご協力いただきました。柴田和也准教授には、日頃から、研究の遂行に不可欠な MPS 法流体解析に関して多大なご指導とご支援を頂き、感謝いたします。研究室で同室させていただいた、室谷浩平助教と松永拓也助教には助言を乞う機会が頻繁にありましたが、毎回快く相談に乗っていただき、幅広く研究の中で必要となる事を日常のご教示いただきました。伊藤広貴博士には、研究の内容面でも環境面でも親切にご指導いただきました。志野亮作博士、玉井佑博士には、共同研究の開始時から粒子法の豊富な知識や経験を背景とする的確なご助言を数多く賜りました。修士課程に在籍されていた、山川貴大様、大倉孝之様、皆藤彰吾様には、MPS 法の理解を手助けいただきました。

株式会社日本製鋼所 福澤洋平博士、株式会社丸山製作所 油橋信宏様、株式会社デンソー 服部豪様、木更津工業高等専門学校機械工学科 伊藤裕一准教授とは、研究室の内外で、MPS 法や他の数値解析手法に関する有益な議論や情報交換をさせていただきました。また、これらを通じて刺激を頂き、共同研究員同士で切磋琢磨できたことは、研究の大きな推進力になりました。

徳島大学大学院ヘルスバイオサイエンス研究部口腔顎顔面形態学分野（歯学部）北村清一郎教授、角田佳折助教、広島大学大学院医歯薬保健学研究科（歯）口腔健康科学講座 里田隆博教授、札幌歯科医師会口腔医療センター 伊藤直樹先生には、3次元コンピュータグラフィクスによる解剖図制作の共同研究を通じて、嚥下メカニズムの研究において基礎となる筋の走行を丁寧にご教授いただきました。藤田保健衛生大学医学部リハビリテーション医学講座 才藤栄一教授、同大学医療科学部リハビリテーション学科 稲本陽子准教授、ならびに、高知大学医学部耳鼻咽喉科 兵頭政光教授には、嚥下シミュレーションの解析結果に関してご専門分野からの貴重なご指導を賜りました。神奈川工科大学情報学部情報メディア学科 服部元史教授、同大学研究員 殿谷遙様には、3次元コンピュータグラフィクスソフトウェアによる可視化で多大なご協力を頂きました。東京理科大学工学部機械工学科 橋本卓弥講師、ならびに武蔵野赤十字病院に所属されていた、須佐千秋先生、園村光弘様、村越温子様と数多くの議論を重ねたことは研究遂行において大きな助けになりました。東京農工大学工学研究院先端電気電子部門 清水昭伸教授、斉藤篤助教には CT 画像からの形状モデル作成や RBF 補間についてご助言やご協力を頂きました。また、東京大学大学院工学系研究科越塚教授室秘書 鈴木美穂様、武蔵野赤十字病院の事務の皆様にも、研究を滞りなく進められるようご支援を頂きました。ここに記して深謝いたします。

参考文献

- [1] C. S. C. Lear, J. B. Flanagan, and C. F. A. Moorrees. The frequency of deglutition in man. *Archives of Oral Biology*, 10(1):83–100, 1965.
- [2] W. J. Dodds. The physiology of swallowing. *Dysphagia*, 3(4):171–178, 1989.
- [3] 金子功. 嚥下における舌骨運動の X 線学的解析. 日本耳鼻咽喉科学会会報, 95(7):974–987, 1992.
- [4] 鮫島靖浩, 熊井良彦, 湯本英二. 誤嚥性肺炎患者における胃食道逆流の関与. 口腔・咽頭科, 16(2):237–241, 2004.
- [5] 日本神経治療学会治療指針作成委員会. 標準的神経治療：神経疾患に伴う嚥下障害. 神経治療学, 31(4):435–470, 2014.
- [6] M. González-Fernández, M.-L. Huckabee, S. H. Doeltgen, Y. Inamoto, H. Kagaya, and E. Saitoh. Dysphagia rehabilitation: similarities and differences in three areas of the world. *Current Physical Medicine and Rehabilitation Reports*, 1(4):296–306, 2013.
- [7] S. R. Achem and K. R. Devault. Dysphagia in aging. *Journal of Clinical Gastroenterology*, 39(5):357–371, 2005.
- [8] A. A. Howle, I. J. Baguley, and L. Brown. Management of dysphagia following traumatic brain injury. *Current Physical Medicine and Rehabilitation Reports*, 2(4):219–230, 2014.
- [9] 大類孝, 海老原孝枝, 荒井啓行. 高齢者肺炎・誤嚥性肺炎. 日本内科学会雑誌, 99(11):2746–2751, 2010.
- [10] 桂秀樹, 山田浩一, 木田厚瑞. 高齢者における反復した顕性誤嚥症例の臨床的研究. 日本老年医学会雑誌, 35(5):363–366, 1998.
- [11] 形山優子, 山本満寿美, 千田好子, 狩山玲子. 誤嚥性肺炎患者の口腔内の状態と口腔ケアおよび口腔と吸引痰からの検出菌に関する実態調査. 日本環境感染学会誌, 23(2):97–103, 2008.
- [12] S. Teramoto, Y. Fukuchi, H. Sasaki, K. Sato, K. Sekizawa, and T. Matsuse. High incidence of aspiration pneumonia in community- and hospital-acquired pneumonia in hospitalized patients: a multicenter, prospective study in Japan. *Journal of the American Geriatrics Society*, 56(3):577–579, 2008.
- [13] 寺本信嗣. 誤嚥性肺炎—オーバービュー—. 日本胸部臨床, 68(9):795–808, 2009.
- [14] 道脇幸博, 角保徳. 70 歳以上の高齢者の誤嚥性肺炎に関する総入院費の推計値. 老年歯科医学, 28(4):366–368, 2014.

- [15] 内閣府. 平成 28 年版高齢社会白書 (全体版). <http://www8.cao.go.jp/kourei/whitepaper/w-2016/html/zenbun/index.html> (accessed 2016-12-12), 2016.
- [16] Department of Economic and Social Affairs, United Nations. World population ageing 2015. http://www.un.org/en/development/desa/population/publications/pdf/ageing/WPA2015_Report.pdf (accessed 2016-01-15).
- [17] 厚生労働省. 平成 27 年人口動態統計月報年計 (概数) の概況. <http://www.mhlw.go.jp/toukei/saikin/hw/jinkou/geppo/nengai15/index.html> (accessed 2016-10-10), 2016.
- [18] 厚生労働省. 平成 23 年 (2011) 患者調査の概況. <http://www.mhlw.go.jp/toukei/saikin/hw/kanja/11/> (accessed 2014-01-18), 2012.
- [19] 道脇幸博, 菊地貴博, 北村清一郎, 角田佳折, 里田隆博, 伊藤直樹, 服部元史, 殿谷遙. 嚥下に関連する筋骨格系のフォトリアルな 3DCG の作成. 第 21 回日本摂食嚥下リハビリテーション学会学術大会, O3-2, 2015.
- [20] K. M. Hiemae and J. B. Palmer. Food transport and bolus formation during complete feeding sequences on foods of different initial consistency. *Dysphagia*, 14(1):31–42, 1999.
- [21] G. H. Ramsey, J. S. Watson, R. Gramiak, and S. A. Weinberg. Cinefluorographic analysis of the mechanism of swallowing. *Radiology*, 64(4):498–518, 1955.
- [22] M. Scharitzer and P. Pokieser. Videofluoroscopy: current clinical impact in deglutology. *Journal of Gastroenterology and Hepatology Research*, 3(5), 2014.
- [23] O. Ekberg and S. V. Sigurjónsson. Movement of the epiglottis during deglutition. *Gastrointestinal Radiology*, 7(1):101–107, 1982.
- [24] B. R. Fink, R. W. Martin, and C. A. Rohrmann. Biomechanics of the human epiglottis. *Acta Oto-Laryngologica*, 87(3-6):554–559, 1979.
- [25] J. A. Logemann, P. J. Kahrilas, J. Cheng, B. R. Pauloski, P. J. Gibbons, A. W. Rademaker, and S. Lin. Closure mechanisms of laryngeal vestibule during swallow. *The American journal of physiology*, 262(2 Pt 1):G338–344, 1992.
- [26] D. J. Vandaele, A. L. Perlman, and M. D. Cassell. Intrinsic fibre architecture and attachments of the human epiglottis and their contributions to the mechanism of deglutition. *Journal of Anatomy*, 186 (Pt 1):1–15, 1995.
- [27] B.-S. Kang, B.-M. Oh, I. S. Kim, S. G. Chung, S. J. Kim, and T. R. Han. Influence of aging on movement of the hyoid bone and epiglottis during normal swallowing: a motion analysis. *Gerontology*, 56(5):474–482, 2010.
- [28] N.-J. Paik, S. J. Kim, H. J. Lee, J. Y. Jeon, J.-Y. Lim, and T. R. Han. Movement of the hyoid bone and the epiglottis during swallowing in patients with dysphagia from different etiologies. *Journal of Electromyography and Kinesiology : Official Journal of the International Society of Electrophysiological Kinesiology*, 18(2):329–335, 2008.
- [29] 山本敏之, 小林庸子, 村田美穂. 2次元動画解析ソフトによる嚥下造影検査の嚥下動態の評価.

- 耳鼻と臨床, 56(Suppl.2):S235–S239, 2010.
- [30] 日本摂食嚥下リハビリテーション学会医療検討委員会. 嚥下造影の検査法 (詳細版) 日本摂食嚥下リハビリテーション学会医療検討委員会 2014 年度版. 日本摂食嚥下リハビリテーション学会雑誌, 18(2):166–186, 2014.
- [31] K. A. Kendall, S. McKenzie, R. J. Leonard, M. I. Gonçalves, and A. Walker. Timing of events in normal swallowing: a videofluoroscopic study. *Dysphagia*, 15(2):74–83, 2000.
- [32] 日本摂食嚥下リハビリテーション学会医療検討委員会. 嚥下内視鏡検査の手順 2012 改訂. 日本摂食嚥下リハビリテーション学会雑誌, 17(1):87–99, 2013.
- [33] 兵頭政光, 西窪加緒里, 弘瀬かほり. 嚥下内視鏡検査におけるスコア評価基準 (試案) の作成とその臨床的意義. 日本耳鼻咽喉科学会会報, 113(8):670–678, 2010.
- [34] 山岡稔. 内視鏡による口蓋裂患者の鼻咽腔閉鎖運動に関する研究. 日本口腔外科学会雑誌, 19(1):29–43, 1973.
- [35] 大前由紀雄, 杉浦むつみ, 茂木立学. 嚥下障害に対する内視鏡下注水検査の有用性. 日本耳鼻咽喉科学会会報, 106(11):1078–1083, 2003.
- [36] 西山耕一郎, 永井浩巳, 白井大祐, 戎本浩史, 杉本良介, 酒井昭博, 大上研二, 八尾和雄, 飯田政弘, 佃守, 廣瀬肇. 高齢者施設における嚥下内視鏡検査 (VE) の検討. 口腔・咽頭科, 24(2):187–190, 2011.
- [37] 青柳陽一郎. マノメトリーと EMG に関する最近の知見と摂食嚥下リハビリテーション. 日本摂食嚥下リハビリテーション学会雑誌 (第 21 回日本摂食嚥下リハビリテーション学会学術大会抄録集), 19(3):S23–S24, 2015.
- [38] Y. Inamoto, N. Fujii, E. Saitoh, M. Baba, S. Okada, K. Katada, Y. Ozeki, D. Kanamori, and J. B. Palmer. Evaluation of swallowing using 320-detector-row multislice CT. Part II: kinematic analysis of laryngeal closure during normal swallowing. *Dysphagia*, 26(3):209–217, 2011.
- [39] N. Fujii, Y. Inamoto, E. Saitoh, M. Baba, S. Okada, S. Yoshioka, T. Nakai, Y. Ida, K. Katada, and J. B. Palmer. Evaluation of swallowing using 320-detector-row multislice CT. Part I: single- and multiphase volume scanning for three-dimensional morphological and kinematic analysis. *Dysphagia*, 26(2):99–107, 2011.
- [40] S. Shibata, H. Kagaya, Y. Inamoto, E. Saitoh, S. Okada, K. Ota, and D. Kanamori. Swallowing maneuver analysis using 320-row area detector computed tomography (320-ADCT). *Japanese Journal of Comprehensive Rehabilitation Science*, 2:54–62, 2011.
- [41] E. Nakayama, H. Kagaya, E. Saitoh, Y. Inamoto, S. Hashimoto, N. Fujii, K. Katada, D. Kanamori, H. Tohara, and K. Ueda. Changes in pyriform sinus morphology in the head rotated position as assessed by 320-row area detector CT. *Dysphagia*, 28(2):199–204, 2013.
- [42] Y. Inamoto, E. Saitoh, S. Okada, H. Kagaya, S. Shibata, K. Ota, M. Baba, N. Fujii, K. Katada, P. Wattanapan, and J. B. Palmer. The effect of bolus viscosity on laryngeal closure in swallowing: kinematic analysis using 320-row area detector CT. *Dysphagia*,

- 28(1):33–42, 2013.
- [43] T. Kikuchi, Y. Michiwaki, T. Kamiya, Y. Toyama, T. Wada, N. Jinno, M. Takai, K. Hanyu, Y. Inamoto, and E. Saitoh. Computer simulation based on 320-row area detector computed tomography to elucidate biomechanics of swallowing. *2016 DRS Annual Meeting*, poster:43, 2016.
- [44] D. Kanamori, H. Kagaya, N. Fujii, Y. Inamoto, E. Nakayama, S. Suzuki, H. Mizutani, S. Okada, K. Katada, and E. Saitoh. Examination of the distance measurement error and exposed dose when using a 320-row area detector CT: a comparison with videofluoroscopic examination of swallowing. *Japanese Journal of Comprehensive Rehabilitation Science*, 2:18–23, 2011.
- [45] 小澤素子, 道脇幸博, 齋藤浩人, 齋藤真由, 北原辰哉, 南雲正男. 四次元 MRI による嚥下時の舌運動と鼻咽腔閉鎖運動, 声門閉鎖運動の同時描出. *日本口腔科学会雑誌*, 55(2):113–119, 2006.
- [46] Y. Honda and N. Hata. Dynamic imaging of swallowing in a seated position using open-configuration MRI. *Journal of Magnetic Resonance Imaging*, 26(1):172–176, 2007.
- [47] M. Uecker, S. Zhang, D. Voit, A. Karaus, K.-D. Merboldt, and J. Frahm. Real-time MRI at a resolution of 20 ms. *NMR in Biomedicine*, 23(8):986–994, 2010.
- [48] A. Olthoff, S. Zhang, R. Schweizer, and J. Frahm. On the physiology of normal swallowing as revealed by magnetic resonance imaging in real time. *Gastroenterology Research and Practice*, 2014:1–10, 2014.
- [49] 杉下周平, 川崎聡大, 片岡裕子, 福島邦博, 武田靖志, 野崎園子, 西崎和則. 舌運動評価における超音波検査の有用性. *耳鼻と臨床*, 52(4):237–240, 2006.
- [50] 高智紅, 谷脇満, 島田宏美, 石原清香, 船見孝博, 神山かおる. 力学的特性の異なる食品の嚥下時舌運動の超音波画像解析. *日本食品科学工学会誌*, 59(12):604–610, 2012.
- [51] X. Feng, M. S. Cartwright, F. O. Walker, J. H. Bargoil, Y. Hu, and S. G. Butler. Ultrasonographic evaluation of geniohyoid muscle and hyoid bone during swallowing in young adults. *The Laryngoscope*, 125(8):1886–1891, 2015.
- [52] 日比英彰, 岡田浩幸, 三輪正治, 安部威彦, 橋本英久. 次世代の画像解析ソフトウェア (AZE) No. 142 AZE Virtual Place Plus における Fusion 機能の活用. <http://www.innervision.co.jp/ad/suite/aze/jisedai/142> (accessed 2016-01-03), 2014.
- [53] 三上毅, 大瀧隼也, 平野透, 秋山幸功, 鰐淵昌彦, 宝金清博, 三國信啓. マルチモダリティフュージョン画像による視神経近傍の脳動脈瘤の評価. *脳卒中の外科*, 41(4):264–268, 2013.
- [54] 渡部浩司. マルチモダリティの画像位置合わせと重ね合わせ. *日本放射線技術学会雑誌*, 59(1):60–65, 2003.
- [55] R. E. Clouse and A. Staiano. Topography of the esophageal peristaltic pressure wave. *The American journal of physiology*, 261(4 Pt 1):G677–G684, 1991.
- [56] 原稔, 高崎賢治, 松尾薫. 高解像度マノメトリーを用いた健常人の嚥下圧動態の評価. *嚥下医学: 日本嚥下医学会学会誌*, 1(1):159–168, 2012.

- [57] J. S. Ryu, D. Park, Y. Oh, S. T. Lee, and J. Y. Kang. The effects of bolus volume and texture on pharyngeal pressure events using high-resolution manometry and its comparison with videofluoroscopic swallowing study. *Journal of Neurogastroenterology and Motility*, 22(2):231–239, 2016.
- [58] C. A. Jones, M. R. Ciucci, M. J. Hammer, and T. M. McCulloch. A multisensor approach to improve manometric analysis of the upper esophageal sphincter. *The Laryngoscope*, 126(3):657–664, 2016.
- [59] 永谷正巳, 古閑公治, 村山伸樹, 伊賀崎伴彦. 表面筋電図による嚥下運動の解析：摂食物の種類と量の影響について. 電子情報通信学会技術研究報告. MBE, ME とバイオサイバネティクス, 103(637):29–32, 2004.
- [60] M. Vaiman, E. Eviatar, and S. Segal. Evaluation of normal deglutition with the help of rectified surface electromyography records. *Dysphagia*, 19(2):125–132, 2004.
- [61] 喰田京介, 伊賀崎伴彦, 林田祐樹, 村山伸樹, 古閑公治. 嚥下障害者の嚥下能力評価：表面筋電図と嚥下造影図による検討. 電子情報通信学会技術研究報告. MBE, ME とバイオサイバネティクス, 110(399):105–108, 2011.
- [62] 岩崎円, 富田和秀, 武島玲子, 飯塚真喜人. 舌骨上筋群の嚥下時筋活動持続時間の加齢に伴う変化と嚥下機能との関連. 日本摂食嚥下リハビリテーション学会雑誌, 18(2):123–130, 2014.
- [63] D. P. Cunningham and J. V. Basmajian. Electromyography of genioglossus and geniohyoid muscles during deglutition. *The Anatomical Record*, 165(3):401–409, 1969.
- [64] J. B. Palmer, N. J. Rudin, G. Lara, and A. W. Crompton. Coordination of mastication and swallowing. *Dysphagia*, 7(4):187–200, 1992.
- [65] H. Inokuchi, M. González-Fernández, K. Matsuo, M. B. Brodsky, M. Yoda, H. Taniguchi, H. Okazaki, T. Hiraoka, and J. B. Palmer. Electromyography of swallowing with fine wire intramuscular electrodes in healthy human: amplitude difference of selected hyoid muscles. *Dysphagia*, 31(1):33–40, 2016.
- [66] 平野薫, 高橋浩二, 宇山理紗, 道健一. 頸部聴診法による嚥下時産生音の評価の指標に関する検討. 日本口腔科学会雑誌, 50(2):82–89, 2001.
- [67] D. Jayatilake, T. Ueno, Y. Teramoto, K. Nakai, K. Hidaka, S. Ayuzawa, K. Eguchi, A. Matsumura, and K. Suzuki. Smartphone-based real-time assessment of swallowing ability from the swallowing sound. *IEEE Journal of Translational Engineering in Health and Medicine*, 3:1–10, 2015.
- [68] 山本敏之, 青木義満, 友成彩香, 若杉憲孝, 村田美穂. 非接触非侵襲摂食嚥下機能評価装置 (NESSiE) による嚥下運動の検討. 日本摂食嚥下リハビリテーション学会雑誌 (第 21 回日本摂食嚥下リハビリテーション学会学術大会抄録集), 19(3):S295, 2015.
- [69] 清水五弥子, 花山耕三. 健常成人における嚥下時間の検討—非接触無侵襲摂食嚥下機能評価装置による評価—. 日本摂食嚥下リハビリテーション学会雑誌 (第 21 回日本摂食嚥下リハビリテーション学会学術大会抄録集), 19(3):S295, 2015.

- [70] 日本摂食嚥下リハビリテーション学会インターネット学習プログラム ver. 2. <http://www.jsdr.or.jp/e-learning/> (accessed 2016-01-15).
- [71] 日本摂食嚥下リハビリテーション学会医療検討委員会. 訓練法のまとめ. 日本摂食嚥下リハビリテーション学会雑誌, 14(3):644–663, 2010.
- [72] 重松孝. 経頭蓋直流電気刺激 (tDCS) を用いた嚥下障害治療. 日本摂食嚥下リハビリテーション学会雑誌 (第 21 回日本摂食嚥下リハビリテーション学会学術大会抄録集), LS11–1, 2015.
- [73] 日本学術会議計算科学シミュレーションと工学設計分科会. 報告ものづくり支援のための計算力学シミュレーションの品質保証に向けて. <http://www.scj.go.jp/ja/info/kohyo/pdf/kohyo-21-h123-2.pdf> (accessed 2016-01-08), 2011.
- [74] 山際康平, 藤井秀樹, 吉村忍. 統合都市モデルを用いた都市動態シミュレーション. 計算工学講演会論文集, 21:C–7–2, 2016.
- [75] 阿部和規, 藤井秀樹, 吉村忍. 交通流シミュレータを組み込んだ OD 推定逆解析. 計算工学講演会論文集, 21:C–7–6, 2016.
- [76] 武石直樹, 今井陽介, カム・ロジャー, 石川拓司. 微小循環内における細胞接着の数値解析. 計算工学講演会論文集, 21:F–8–4, 2016.
- [77] 大日方宏幸, 坪田健一. 高せん断流れにおける血栓形成の粒子法シミュレーション. 計算工学講演会論文集, 21:F–8–3, 2016.
- [78] 林洸弥, 田原大輔, 高野直樹, 木下英明. 口腔インプラント手術における個体差・ドリル埋入角度を考慮した下顎骨のドリリング荷重解析. 計算工学講演会論文集, 21:F–9–2, 2016.
- [79] 一宮正和, 酒井讓. SPH 粒子法による粘性体の固化解析. 計算力学講演会論文集, 88, 2015.
- [80] 山崎伯公. MPS 法による鉄鋼連続鑄造のスプレー水挙動解析. 日本計算工学会論文集, 2014:20140016, 2014.
- [81] 油橋信宏, 松田一郎, 越塚誠一. Moving Particle Semi-implicit 法を用いた回転流れによって生じるトルクの予測と評価. 日本計算工学会論文集, 2015:20150007, 2015.
- [82] 藤田航平, 市村強, 田中聖三, 堀宗朗, L. Madgededara. 3次元非構造格子有限要素法を使った大規模地盤地震動解析. 計算工学講演会論文集, 20:A–1–1, 2015.
- [83] 荻野弘明, 磯部大吾郎. 地震・津波作用下における津波避難ビルの動的解析. 計算工学講演会論文集, 20:A–2–2, 2015.
- [84] 下川辺隆史, 青木尊之, 小野寺直幸. 気象計算コードのための GPU コンピューティング・フレームワーク. 計算力学講演会論文集, 808, 2013.
- [85] 赤木俊文, 木元小百合. 化学-熱-力学連成動的解析手法を用いたガス生産過程におけるメタンハイドレート含有地盤の地震時挙動の検討. 計算工学講演会論文集, 21:C–2–2, 2016.
- [86] 須賀一博. 反応制御を目指した流れ場の電気化学反応に及ぼす表面形状の影響評価. 計算力学講演会論文集, 277, 2016.
- [87] P. A. Cundall and O. D. L. Strack. A discrete numerical model for granular assemblies. *Geotechnique*, 29(1):47–65, 1979.
- [88] N. Moës, J. Dolbow, and T. Belytschko. A finite element method for crack growth without

- remeshing. *International Journal for Numerical Methods in Engineering*, 46(1):131–150, 1999.
- [89] G.-h. Shi and R. E. Goodman. Generalization of two-dimensional discontinuous deformation analysis for forward modelling. *International Journal for Numerical and Analytical Methods in Geomechanics*, 13(4):359–380, 1989.
- [90] J. J. Monaghan. An introduction to SPH. *Computer Physics Communications*, 48(1):89–96, 1988.
- [91] S. Koshizuka and Y. Oka. Moving-particle semi-implicit method for fragmentation of incompressible fluid. *Nuclear Science and Engineering*, 123(3):421–434, 1996.
- [92] 越塚誠一. 粒子法, 丸善. 2005.
- [93] L. B. Lucy. A numerical approach to the testing of the fission hypothesis. *The Astronomical Journal*, 82:1013, 1977.
- [94] S. Shao and E. Y. M. Lo. Incompressible SPH method for simulating Newtonian and non-Newtonian flows with a free surface. *Advances in Water Resources*, 26(7):787–800, 2003.
- [95] 大地雅俊, 越塚誠一, 酒井幹夫. 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, 2010:20100013, 2010.
- [96] 大地雅俊, 山田祥徳, 越塚誠一, 酒井幹夫. MPS 陽解法における圧力計算の検証. 日本計算工学会論文集, 2011:20110002, 2011.
- [97] A. Shakibaeinia and Y.-C. Jin. A weakly compressible MPS method for modeling of open-boundary free-surface flow. *International Journal for Numerical Methods in Fluids*, 63(10):1208–1232, 2010.
- [98] 萩原世也, 越塚誠一. 特集 計算工学の 20 年, これからの 20 年メッシュフリー法と粒子法. 計算工学, 21(1):15–17, 2016.
- [99] 福澤洋平, 富山秀樹, 柴田和也, 越塚誠一. MPS 法による高粘性非ニュートン流体の流動解析. 日本計算工学会論文集, 2014:20140007, 2014.
- [100] J. U. Brackbill, D. B. Kothe, and C. Zemach. A continuum method for modeling surface tension. *Journal of Computational Physics*, 100(2):335–354, 1992.
- [101] K. Nomura, S. Koshizuka, Y. Oka, and H. Obata. Numerical analysis of droplet breakup behavior using particle method. *Journal of Nuclear Science and Technology*, 38(12):1057–1064, 2001.
- [102] G. Duan, S. Koshizuka, and B. Chen. A contoured continuum surface force model for particle methods. *Journal of Computational Physics*, 298:280–304, 2015.
- [103] 近藤雅裕, 越塚誠一, 滝本正人. 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, 2007:20070021, 2007.
- [104] 石井英二, 杉井泰介. 粒子法における表面張力モデルの開発. 日本機械学会論文集 B 編, 78(794):1710–1725, 2012.

- [105] 原田隆宏, 越塚誠一, 島崎克教. MPS 法における壁境界計算モデルの改良. 日本計算工学会論文集, 2008:20080006, 2008.
- [106] 山田祥徳, 酒井幹夫, 水谷慎, 越塚誠一, 大地雅俊, 室園浩司. Explicit-MPS 法による三次元自由液面流れの数値解析. 日本原子力学会和文論文誌, 10(3):185–193, 2011.
- [107] T. Zhang, S. Koshizuka, K. Shibata, K. Murotani, and E. Ishii. Improved wall weight function with polygon boundary in moving particle semi-implicit method. *Transactions of the Japan Society for Computational Engineering and Science*, 2015:20150012, 2015.
- [108] 服部豪, 日合大輔, 赤池茂, 越塚誠一. MPS 法におけるポリゴン壁面上での濡れ計算モデルの改良. 日本機械学会論文集, 82(835):15–00602, 2016.
- [109] A. Valizadeh and J. J. Monaghan. A study of solid wall models for weakly compressible SPH. *Journal of Computational Physics*, 300:5–19, 2015.
- [110] 松永拓也, 柴田和也, 室谷浩平, 越塚誠一. ミラー粒子境界表現を用いた MPS 法による流体シミュレーション. 日本計算工学会論文集, 2016:20160002, 2016.
- [111] A. Khayyer and H. Gotoh. Enhancement of stability and accuracy of the moving particle semi-implicit method. *Journal of Computational Physics*, 230(8):3093–3118, 2011.
- [112] 田中正幸, 益永孝幸. 疑似圧縮性効果による MPS 法の安定化と圧力の平滑化. 日本計算工学会論文集, 2008:20080025, 2008.
- [113] M. Tanaka and T. Masunaga. Stabilization and smoothing of pressure in MPS method by Quasi-Compressibility. *Journal of Computational Physics*, 229(11):4279–4290, 2010.
- [114] 玉井佑, 越塚誠一, 柴田和也. MPS 法における高精度粒子間相互作用モデルの開発. 計算工学講演会論文集, 17:1–4, 2012.
- [115] 玉井佑, 柴田和也, 越塚誠一. Taylor 展開を用いた高次精度 MPS 法の開発. 日本計算工学会論文集, 2013:20130003, 2013.
- [116] T. Tamai and S. Koshizuka. Least squares moving particle semi-implicit method. *Computational Particle Mechanics*, 1(3):277–305, 2014.
- [117] 宋武燮, 酒井讓, 山下彰彦. SPH 法による弾塑性解析手法の検討: 第 1 報, 2 次元小変形問題. 日本機械学会論文集 A 編, 68(669):772–778, 2002.
- [118] 宋武燮, 越塚誠一, 岡芳明. MPS 法による弾性構造体の動的解析. 日本機械学会論文集 A 編, 71(701):16–22, 2005.
- [119] 近藤雅裕, 越塚誠一, 鈴木幸人. 3 次元 MPS 法弾性体解析へのシンプレクティックスキームの適用. 日本機械学会論文集 A 編, 72(716):425–431, 2006.
- [120] 鈴木幸人, 越塚誠一. 非線型弾性体に対する粒子法の開発. 日本計算工学会論文集, 2007:20070001, 2007.
- [121] Y. Suzuki and S. Koshizuka. A Hamiltonian particle method for non-linear elastodynamics. *International Journal for Numerical Methods in Engineering*, 74(8):1344–1373, 2008.
- [122] R. Vignjevic, J. Campbell, and L. Libersky. A treatment of zero-energy modes in the smoothed particle hydrodynamics method. *Computer Methods in Applied Mechanics and*

- Engineering*, 184(1):67–85, 2000.
- [123] 近藤雅裕, 鈴木幸人, 越塚誠一. 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, 2007:20070031, 2007.
- [124] M. Kondo, Y. Suzuki, and S. Koshizuka. Suppressing local particle oscillations in the Hamiltonian particle method for elasticity. *International Journal for Numerical Methods in Engineering*, 81(12):1514–1528, 2010.
- [125] R. Vignjevic and J. Campbell. A penalty approach for contact in smoothed particle hydrodynamics. *International Journal of Impact Engineering*, 23(1):945–956, 1999.
- [126] J. Campbell, R. Vignjevic, and L. Libersky. A contact algorithm for smoothed particle hydrodynamics. *Computer Methods in Applied Mechanics and Engineering*, 184(1):49–65, 2000.
- [127] S. Seo and O. Min. Axisymmetric SPH simulation of elasto-plastic contact in the low velocity impact. *Computer Physics Communications*, 175(9):583–603, 2006.
- [128] S. Seo, O. Min, and J. Lee. Application of an improved contact algorithm for penetration analysis in SPH. *International Journal of Impact Engineering*, 35(6):578–588, 2008.
- [129] J. Wang, H. Hua, and C. Gu. On the correction of the boundary deficiency in SPH for the frictional contact simulation. *Science China Technological Sciences*, 57(1):86–100, 2014.
- [130] J. Wang and D. Chan. Frictional contact algorithms in SPH for the simulation of soil-structure interaction. *International Journal for Numerical and Analytical Methods in Geomechanics*, 38(7):747–770, 2014.
- [131] 田中正幸, 酒井幹夫, 越塚誠一. 粒子ベース剛体シミュレーションと流体との連成. 日本計算工学会論文集, 2007:20070007, 2007.
- [132] 田邊将一, 浅井光輝, 宮川欣也, 一色正晴. SPH 法による流体剛体連成解析とその橋梁流失被害予測への応用. 土木学会論文集 A2 (応用力学), 70(2):I329–I338, 2014.
- [133] 近澤佳隆, 越塚誠一, 岡芳明. MPS 法を用いた液面と構造物の大変形を伴うスロッシングの数値解析. 日本機械学会論文集 B 編, 65(637):2954–2960, 1999.
- [134] 近澤佳隆, 越塚誠一, 岡芳明. 粒子法による構造物の解析手法の開発とその沿岸構造物への適用. 海岸工学論文集, 47:41–45, 2000.
- [135] Y. Chikazawa, S. Koshizuka, and Y. Oka. A particle method for elastic and visco-plastic structures and fluid-structure interactions. *Computational Mechanics*, 27(2):97–106, 2001.
- [136] 鈴木幸人, 大野浩誠, 越塚誠一. MPS 法によるマイクロディスペンサーのシミュレーション. 日本機械学会論文集 B 編, 73(728):981–988, 2007.
- [137] 邵陽, 山川貴大, 菊池貴博, 柴田和也, 越塚誠一. 陽的 MPS 法と Hamiltonian MPS 法を用いた 3 次元流体–構造連成解析手法の開発. 日本計算工学会論文集, 2013:20130004, 2013.
- [138] C. J. K. Lee, H. Noguchi, and S. Koshizuka. Fluid-shell structure interaction analysis by coupled particle and finite element method. *Comput. Struct.*, 85(11-14):688–697, 2007.
- [139] 三目直登, 吉村忍, 室谷浩平. 有限要素法と粒子法を用いた流体構造連成解析. 計算工学講演会

- 論文集, 17:B-4-2, 2012.
- [140] 三目直登, 吉村忍, 室谷浩平, 山田知典. MPS ポリゴン壁境界モデルを用いた MPS-FE 流体構造連成解法の改良. 計算工学講演会論文集, 19:A-3-1, 2014.
- [141] N. Mitsume, S. Yoshimura, K. Murotani, and T. Yamada. Improved MPS-FE fluid-structure interaction coupled method with MPS polygon wall boundary model. *Computer Modeling in Engineering and Sciences*, 101(4):229-247, 2014.
- [142] M. Müller, S. Schirm, M. Teschner, B. Heidelberger, and M. Gross. Interaction of fluids with deformable solids. *Computer Animation and Virtual Worlds*, 15(3-4):159-171, 2004.
- [143] Q. Yang, V. Jones, and L. McCue. Free-surface flow interactions with deformable structures using an SPH-FEM model. *Ocean Engineering*, 55:136-147, 2012.
- [144] J. M. Barkmeier, S. Bielamowicz, N. Takeda, and C. L. Ludlow. Laryngeal activity during upright vs. supine swallowing. *Journal of Applied Physiology (Bethesda, Md.:1985)*, 93(2):740-745, 2002.
- [145] W. G. Pearson, S. E. Langmore, and A. C. Zumwalt. Evaluating the structural properties of suprahyoid muscles and their potential for moving the hyoid. *Dysphagia*, 26(4):345-351, 2011.
- [146] W. G. Pearson, S. E. Langmore, L. B. Yu, and A. C. Zumwalt. Structural analysis of muscles elevating the hyolaryngeal complex. *Dysphagia*, 27(4):445-451, 2012.
- [147] 北裏真己, 松井有史, 今井教仁. 舌骨上筋群に対する経皮的電気刺激と運動療法の併用治療が嚥下障害患者に及ぼす影響. 日本物理療法学会会誌, 20:27-34, 2013.
- [148] Y. Imai, I. Kobayashi, S. Ishida, T. Ishikawa, M. Buist, and T. Yamaguchi. Antral recirculation in the stomach during gastric mixing. *AJP: Gastrointestinal and Liver Physiology*, 304(5):G536-G542, 2013.
- [149] 伊藤広貴, 越塚誠一, 中川恵一, 芳賀昭弘. 胸式呼吸と心拍動による肺野変形の Axial 面における粒子法シミュレーション. 日本シミュレーション学会論文誌, 2(3):93-100, 2010.
- [150] 大倉孝之, 伊藤広貴, 越塚誠一, 野元昭弘, 芳賀昭弘, 中川恵一. 胸郭運動を考慮した横隔膜の運動モデル. *Medical Imaging Technology*, 31(3):189-197, 2013.
- [151] 志野亮作, 越塚誠一, 伊藤広貴, 地挽隆夫, 劉磊. 粒子法弾性解析を用いた腹臥位乳房画像をもとにした背臥位画像の生成. *Medical Imaging Technology*, 31(4):240-247, 2013.
- [152] Y. Nakamura, K. Yamane, Y. Fujita, and I. Suzuki. Somatosensory computation for man-machine interface from motion-capture data and musculoskeletal human model. *IEEE Transactions on Robotics*, 21(1):58-66, 2005.
- [153] M. Oshima. A new approach to cerebral hemodynamics: patient-specific modeling and numerical simulation of blood flow and arterial wall interaction. *IACM Expressions, Bulletin for The International Association for Computational Mechanics*, 16:4-9, 2004.
- [154] L. Qi, H. Liu, J. Lutfy, W. R. J. Funnell, and S. J. Daniel. A nonlinear finite-element model of the newborn ear canal. *The Journal of the Acoustical Society of America*, 120(6):3789-

- 3798, 2006.
- [155] M. A. Nicosia and J. Robbins. The fluid mechanics of bolus ejection from the oral cavity. *Journal of Biomechanics*, 34(12):1537–1544, 2001.
- [156] Y. Meng, M. A. Rao, and A. K. Datta. Computer simulation of the pharyngeal bolus transport of Newtonian and non-Newtonian fluids. *Food and Bioproducts Processing*, 83(4):297–305, 2005.
- [157] M. A. Nicosia. A planar finite element model of bolus containment in the oral cavity. *Computers in Biology and Medicine*, 37(10):1472–1478, 2007.
- [158] M. A. Nicosia. Theoretical estimation of shear rate during the oral phase of swallowing: effect of partial slip. *Journal of Texture Studies*, 44(2):132–139, 2013.
- [159] 園村光弘, 水沼博, 道脇幸博, 西成勝好. 液状食品の嚥下シミュレーション. 理論応用力学講演会講演論文集, 59:42, 2010.
- [160] M. Sonomura, H. Mizunuma, T. Numamori, H. Michiwaki, and K. Nishinari. Numerical simulation of the swallowing of liquid bolus. *Journal of Texture Studies*, 42(3):203–211, 2011.
- [161] M. R. Mackley, C. Tock, R. Anthony, S. A. Butler, G. Chapman, and D. C. Vadhillo. The rheology and processing behavior of starch and gum-based dysphagia thickeners. *Journal of Rheology*, 57(6):1533, 2013.
- [162] P. Hayoun, J. Engmann, S. Mowlavi, B. Le Reverend, A. Burbidge, and M. Ramaioli. A model experiment to understand the oral phase of swallowing of Newtonian liquids. *Journal of Biomechanics*, 48(14):3922–3928, 2015.
- [163] 石田駿一, 今井陽介, 石川拓司, 金城亜紀, 松木範明, 山口隆美. 嚥下造影画像に基づく嚥下の計算力学解析. 計算力学講演会論文集, 2011(24):639–641, 2011.
- [164] T. Kamiya, Y. Toyama, Y. Michiwaki, and T. Kikuchi. Development of a numerical simulator of human swallowing using a particle method (Part 1. Preliminary evaluation of the possibility of numerical simulation using the MPS method). *Engineering in Medicine and Biology Society (EMBC), 35th Annual International Conference of the IEEE*, 4454–4457, 2013.
- [165] T. Kamiya, Y. Toyama, Y. Michiwaki, and T. Kikuchi. Development of a numerical simulator of human swallowing using a particle method (Part 2. Evaluation of the accuracy of a swallowing simulation using the 3D MPS method). *Engineering in Medicine and Biology Society (EMBC), 35th Annual International Conference of the IEEE*, 2992–2995, 2013.
- [166] A. K. Ho, L. Tsou, S. Green, and S. Fels. A 3D swallowing simulation using smoothed particle hydrodynamics. *Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering: Imaging and Visualization*, 2(4):237–244, 2014.
- [167] A. K. Ho, M. A. Nicosia, A. Dietsch, W. Pearson, J. Rieger, N. Solomon, M. Stone,

- Y. Inamoto, E. Saitoh, S. Green, and S. Fels. 3D dynamic visualization of swallowing from multi-slice computed tomography. *ACM SIGGRAPH 2014 Posters*, 103, 2014.
- [168] S. M. Harrison and P. W. Cleary. Towards modelling of fluid flow and food breakage by the teeth in the oral cavity using smoothed particle hydrodynamics (SPH). *European Food Research and Technology*, 238(2):185–215, 2014.
- [169] H. Mizunuma, M. Sonomura, K. Shimokasa, H. Ogoshi, S. Nakamura, and N. Tayama. Numerical modeling and simulation on the swallowing of jelly. *Journal of Texture Studies*, 40(4):406–426, 2009.
- [170] Y. Noh, M. Segawa, K. Sato, Chunbao Wang, H. Ishii, J. Solis, A. Takanishi, A. Katsumata, and Y. Iida. Development of a robot which can simulate swallowing of food boluses with various properties for the study of rehabilitation of swallowing disorders. *2011 IEEE International Conference on Robotics and Automation*, 4676–4681, 2011.
- [171] 道脇幸博. 舌ロボットによる嚥下運動の再現. *臨床バイオメカニクス*, 33:63–68, 2012.
- [172] A. K. Ho, Y. Inamoto, E. Saitoh, S. Green, and S. Fels. Extracting moving boundaries from dynamic, multislice CT images for fluid simulation. *Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering: Imaging and Visualization*, 1–6, 2016.
- [173] S. Koshizuka. Current achievements and future perspectives on particle simulation technologies for fluid dynamics and heat transfer. *Journal of Nuclear Science and Technology*, 48(2):155–168, 2011.
- [174] 平井啓之, 党建武, 本多清志. 舌と喉頭との相互作用を考慮した発話器官の生理学的モデル. *日本音響学会誌*, 51(12):918–928, 1995.
- [175] Y. Payan and P. Perrier. Synthesis of V-V sequences with a 2D biomechanical tongue model controlled by the equilibrium point hypothesis. *Speech Communication*, 22(2):185–205, 1997.
- [176] S. Buchaillard, P. Perrier, and Y. Payan. A biomechanical model of cardinal vowel production: muscle activations and the impact of gravity on tongue positioning. *The Journal of the Acoustical Society of America*, 126(4):2033–2051, 2009.
- [177] J. Dang and K. Honda. Construction and control of a physiological articulatory model. *The Journal of the Acoustical Society of America*, 115(2):853–870, 2004.
- [178] J. M. Gerard, J. Ohayon, V. Luboz, P. Perrier, and Y. Payan. Non-linear elastic properties of the lingual and facial tissues assessed by indentation technique. *Medical Engineering and Physics*, 27(10):884–892, 2005.
- [179] Y. Huang, A. Malhotra, and D. P. White. Computational simulation of human upper airway collapse using a pressure-/state-dependent model of genioglossal muscle contraction under laminar flow conditions. *Journal of Applied Physiology*, 99(3):1138–1148, 2005.
- [180] J.-P. V. Pelteret and B. D. Reddy. Computational model of soft tissues in the human upper airway. *International Journal for Numerical Methods in Biomedical Engineering*,

- 28(1):111–132, 2012.
- [181] M. R. Rasani, K. Inthavong, and J. Y. Tu. Simulation of pharyngeal airway interaction with air flow using low-Re turbulence model. *Modelling and Simulation in Engineering*, 2011:1–9, 2011.
- [182] I. Stavness, A. G. Hannam, J. E. Lloyd, and S. Fels. Predicting muscle patterns for hemimandibulectomy models. *Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering*, 13(4):483–491, 2010.
- [183] J. Pirnar, L. Dolenc-Grošelj, I. Fajdiga, and I. Žun. Computational fluid-structure interaction simulation of airflow in the human upper airway. *Journal of Biomechanics*, 48(13):3685–3691, 2015.
- [184] C. de Loubens, A. Magnin, E. Verin, M. Doyennette, I. C. Trélea, and I. Souchon. A lubrication analysis of pharyngeal peristalsis: application to flavour release. *Journal of Theoretical Biology*, 267(3):300–311, 2010.
- [185] C. de Loubens, A. Magnin, M. Doyennette, I. C. Trélea, and I. Souchon. A biomechanical model of swallowing for understanding the influence of saliva and food bolus viscosity on flavor release. *Journal of Theoretical Biology*, 280(1):180–188, 2011.
- [186] L. Tsou and S. Fels. Biomechanical modeling of the external laryngeal structures. *International Symposium on Speech Sciences (ISSP2011)*, 133–138, 2011.
- [187] L. Tsou. The effects of muscle aging on hyoid motion during swallowing: a study using a 3D biomechanical model. Master thesis, University of British Columbia, 2012.
- [188] S. Fels, B. Gick, and A. Hannam. ArtiSynth, 3D biomechanical modeling toolkit. <http://www.magic.ubc.ca/artisynth/pmwiki.php> (accessed 2014-01-18), 2014.
- [189] I. Stavness, J. E. Lloyd, and S. Fels. Automatic prediction of tongue muscle activations using a finite element model. *Journal of Biomechanics*, 45(16):2841–2848, 2012.
- [190] K. Sughimoto, K. Okauchi, D. Zannino, C. P. Brizard, F. Liang, M. Sugawara, H. Liu, and K. Tsubota. Total cavopulmonary connection is superior to atriopulmonary connection fontan in preventing thrombus formation: computer simulation of flow-related blood coagulation. *Pediatric Cardiology*, 36(7):1436–1441, 2015.
- [191] 服部豪, 日合大輔, 赤池茂, 越塚誠一. MPS 法におけるポリゴン壁面上での液滴の滑落挙動予測. 計算工学講演会論文集, 21:A-5-3, 2016.
- [192] 横山真男, 菊地謙次, 窪田佳寛, 望月修. 物体壁面の表面性状を考慮した流れのシミュレーション. ながれ: 日本流体力学会誌, 32(4):319–326, 2013.
- [193] 後藤仁志, 林稔, 目見田哲, 酒井哲郎. 粒子法による直立護岸前面砕波・越波の数値シミュレーション. 土木学会論文集, (726):87–98, 2003.
- [194] 武川順一, 三ヶ田均, 後藤忠徳. 地震波動伝播シミュレーションにおける粒子法の適用性に関する研究. 物理探査, 64(3):187–195, 2011.
- [195] 武川順一, 三ヶ田均, 後藤忠徳. 表面波伝播シミュレーションにおける粒子法の精度評価. 物理

- 探査, 66(2):85–95, 2013.
- [196] J. Takekawa, H. Mikada, and T. Goto. A Hamiltonian particle method with a staggered particle technique for simulating seismic wave propagation. *Pure and Applied Geophysics*, 171(8):1747–1757, 2014.
- [197] T. Belytschko and M. O. Neal. Contact-impact by the pinball algorithm with penalty and Lagrangian methods. *International Journal for Numerical Methods in Engineering*, 31(3):547–572, 1991.
- [198] J. M. Owen, J. V. Villumsen, P. R. Shapiro, and H. Martel. Adaptive smoothed particle hydrodynamics: methodology. II. *The Astrophysical Journal Supplement Series*, 116(2):155, 1998.
- [199] K. Shibata, S. Koshizuka, and I. Masaie. Cost reduction of particle simulations by an ellipsoidal particle model. *Computer Methods in Applied Mechanics and Engineering*, 307:411–450, 2016.
- [200] J. F. Blinn. A generalization of algebraic surface drawing. *ACM Transactions on Graphics*, 1(3):235–256, 1982.
- [201] 皆木浩幸, 野口裕久. Fixed Kernel を用いた MLS-SPH による弾塑性大変形成解析. 第 9 回計算工学講演会論文集, 125–126, 2004.
- [202] 近藤雅裕, 山田祥徳, 酒井幹夫, 越塚誠一. 粉体の充填状態を考慮した粒子法弾性解析手法の開発. 粉体工学会誌, 47(8):531–538, 2010.
- [203] J. W. Swegle, S. W. Attaway, M. W. Heinstein, F. J. Mello, and D. L. Hicks. An analysis of smoothed particle hydrodynamics. Technical report, Sandia National Labs., Albuquerque, NM (United States), 1994.
- [204] 越塚誠一. 粒子法シミュレーション 物理ベース CG 入門, 培風館. 2006.
- [205] P. Goswami, P. Schlegel, B. Solenthaler, and R. Pajarola. Interactive SPH simulation and rendering on the GPU. In *Proceedings of the 2010 ACM SIGGRAPH/Eurographics Symposium on Computer Animation*, 55–64. Eurographics Association, 2010.
- [206] P. Huang, X. Zhang, S. Ma, and X. Huang. Contact algorithms for the material point method in impact and penetration simulation. *International Journal for Numerical Methods in Engineering*, 85(4):498–517, 2011.
- [207] Frontline Systems, Inc. <http://www.solver.com> (accessed 2017-04-10), 2009.
- [208] 菊地貴博, 道脇幸博, 越塚誠一, 神谷哲, 長田堯, 神野暢子, 外山義雄. 壁境界条件としてペナルティ法を導入した Hamiltonian MPS 法による超弾性体モデルの単軸圧縮シミュレーション. 日本計算工学会論文集, 2014:20140010, 2014.
- [209] W. M. Kier and K. K. Smith. Tongues, tentacles and trunks: the biomechanics of movement in muscular-hydrostats. *Zoological Journal of the Linnean Society*, 83(4):307–324, 1985.
- [210] H. Takemoto. Morphological analyses of the human tongue musculature for three-

- dimensional modeling. *Journal of Speech, Language, and Hearing Research*, 44(1):95–107, 2001.
- [211] 小林宏, 道脇幸博. 嚥下ロボット. *Geriatric Medicine*, 45(10):1323–1329, 2007.
- [212] S. Cheng, S. C. Gandevia, M. Green, R. Sinkus, and L. E. Bilston. Viscoelastic properties of the tongue and soft palate using MR elastography. *Journal of Biomechanics*, 44(3):450–454, 2011.
- [213] T. A. Krouskop, D. R. Dougherty, and F. S. Vinson. A pulsed Doppler ultrasonic system for making noninvasive measurements of the mechanical properties of soft tissue. *Journal of Rehabilitation Research and Development*, 24(2):1–8, 1987.
- [214] A. Naumann, J. E. Dennis, A. Awadallah, D. A. Carrino, J. M. Mansour, E. Kastenbauer, and A. I. Caplan. Immunochemical and mechanical characterization of cartilage subtypes in rabbit. *The Journal of Histochemistry and Cytochemistry*, 50(8):1049–1058, 2002.
- [215] M. Sawatsubashi, T. Umezaki, K. Kusano, O. Tokunaga, M. Oda, and S. Komune. Age-related changes in the hyoepiglottic ligament: functional implications based on histopathologic study. *American Journal of Otolaryngology*, 31(6):448–452, 2010.
- [216] T. Kikuchi, Y. Michiwaki, T. Kamiya, Y. Toyama, T. Tamai, and S. Koshizuka. Human swallowing simulation based on videofluorography images using Hamiltonian MPS method. *Computational Particle Mechanics*, 2(3):247–260, 2015.
- [217] 鈴木幸人. 粒子法の高精度化とマルチフィジクスシミュレータに関する研究. 博士論文, 東京大学, 2007.
- [218] H. Ranc, A. Elkhyat, C. Servais, S. Mac-Mary, B. Launay, and P. Humbert. Friction coefficient and wettability of oral mucosal tissue: changes induced by a salivary layer. *Colloids and Surfaces A: Physicochemical and Engineering Aspects*, 276(1-3):155–161, 2006.
- [219] W. S. Rasband and U.S. National Institutes of Health. ImageJ. <http://imagej.nih.gov/ij/>, 1997.
- [220] A. Doi and K. Akio. An efficient method of triangulating equi-valued surfaces by using tetrahedral cells. *IEICE Transactions on Information and Systems*, 74(1):214–224, 1991.
- [221] J. C. Carr, R. K. Beatson, J. B. Cherrie, T. J. Mitchell, W. R. Fright, B. C. McCallum, and T. R. Evans. Reconstruction and representation of 3D objects with radial basis functions. *Proceedings of the 28th Annual Conference on Computer Graphics and Interactive Techniques - SIGGRAPH '01*, 67–76, 2001.
- [222] A. de Boer, M. S. van der Schoot, and H. Bijl. Mesh deformation based on radial basis function interpolation. *Computers and Structures*, 85(11-14):784–795, 2007.
- [223] サイバネットシステム株式会社. MicroAVS. <http://www.cybernet.co.jp/avs/products/microavs/> (accessed 2014-08-08).
- [224] オートデスク株式会社. Autodesk 3ds Max. <http://www.autodesk.co.jp/products/3ds-max/overview> (accessed 2016-12-12).

- [225] MathWorks. N次元 Delaunay 三角形分割 delaunayn. <https://jp.mathworks.com/help/matlab/ref/delaunayn.html> (accessed 2016-06-01).
- [226] T. Hashimoto, A. Murakoshi, T. Kikuchi, Y. Michiwaki, and T. Koike. Development of musculoskeletal model for the hyoid bone during swallowing. *2016 IEEE-EMBS International Conference on Biomedical and Health Informatics (BHI)*, 457–460, 2016.
- [227] D. N. Ku, P.-P. Ma, F. M. S. McConnel, and D. Cerenko. A kinematic study of the oropharyngeal swallowing of a liquid. *Annals of Biomedical Engineering*, 18(6):655–669, 1990.
- [228] R. Takahashi, H. Mamori, and M. Yamamoto. Development and elaboration of numerical method for simulating gasliquid-solid three-phase flows based on particle method. *International Journal of Computational Fluid Dynamics*, 30(2):120–128, 2016.
- [229] J. Teran, S. Blemker, V. N. T. Hing, and R. Fedkiw. Finite volume methods for the simulation of skeletal muscle. *Proceedings of the 2003 ACM SIGGRAPH/Eurographics Symposium on Computer Animation*, 68–74, 2003.
- [230] F. Galbusera, M. Freutel, L. Dürselen, M. D’Aiuto, D. Croce, T. Villa, V. Sansone, and B. Innocenti. Material models and properties in the finite element analysis of knee ligaments: a literature review. *Frontiers in Bioengineering and Biotechnology*, 2:54, 2014.
- [231] 水沼博. 嚥下流動解析の課題. 日本機械学会第 29 回バイオエンジニアリング講演会, 1G31, 2017.