

骨列アーチの動態解析と
嚙下障害解明への応用に関する研究

2019年 3月

目片 幸二郎

骨列アーチの動態解析と
嚙下障害解明への応用に関する研究

目片 幸二郎
システム情報工学研究科
筑波大学

2019年 3月

目次

第 1 章 序論	1
1.1 研究の背景	1
第 2 章 骨列アーチと骨列アーチモデル	6
2.1 骨列アーチ	6
2.2 骨列アーチモデル	10
2.3 本論文の目的	11
第 3 章 骨列アーチの動態解析と嚙下障害解明への応用	11
3.1 嚙下と頸椎に関するこれまでの研究	11
3.2 正常嚙下時の頸椎の動態解析	14
3.2.1 本節の目的	14
3.2.2 嚙下造影法	14
3.2.3 画像解析法	15
3.2.4 実験条件	17
3.2.5 実験結果	18
3.3 カラー装着時の正常嚙下時の頸椎の動態解析と嚙下の動態解析	22
3.3.1 本節の目的	22
3.3.2 嚙下造影法	22
3.3.3 画像解析法	22
3.3.4 実験条件	26
3.3.5 実験結果	26
3.4 テンプレートマッチングを用いた嚙下時 X 線サジタル透視動画における頸椎棘突起, 頸椎椎体, 頸椎 (棘突起と椎体) の追跡	34
3.4.1 本節の目的	34
3.4.2 テンプレートマッチングを用いた嚙下時 X 線サジタル透視動画における頸椎棘突起の追跡	35
3.4.2.1 追跡手法の概要	35
3.4.2.2 実験条件	37
3.4.2.3 実験結果	39
3.4.3 テンプレートマッチングを用いた嚙下時 X 線サジタル透視動画における頸椎椎体の追跡	40
3.4.3.1 追跡手法の概要	40
3.4.3.2 実験条件	42
3.4.3.3 実験結果	43

3.4.4	テンプレートマッチングを用いた嚙下時 X 線サジタル透視動画における頸椎（棘突起と椎体）の追跡	44
3.4.4.1	追跡手法の概要	44
3.4.4.2	実験条件	47
3.4.4.3	実験結果	49
3.5	嚙下時 X 線サジタル透視動画における骨列アーチモデルを用いて計測した頸椎前彎角に基づく頸椎疾患の識別	50
3.5.1	本節の目的	50
3.5.2	骨列アーチモデルを用いた頸椎前彎角推移の計測法	50
3.5.3	頸椎前彎角推移を用いた頸椎異常，正常識別法	54
3.5.4	実験	57
3.5.4.1	実験条件	57
3.5.4.2	骨列アーチモデルを用いた頸椎前彎角の平均推移の計測	57
3.5.4.3	頸椎前彎角推移を用いた頸椎異常，正常識別精度評価	59
3.5.4.4	異常群と正常群の各時刻における識別精度評価	61
第 4 章	考察	62
4.1	骨列アーチモデルを用いた動態解析について	62
4.2	テンプレートマッチングによる解析手法について	62
4.3	正常嚙下時の頸椎の動態解析について	65
4.4	カラー装着時の正常嚙下時の頸椎の動態解析と嚙下の動態解析について	66
4.5	テンプレートマッチングを用いた嚙下時 X 線サジタル透視動画における頸椎棘突起，頸椎椎体，頸椎（棘突起と椎体）の追跡について	69
4.6	嚙下時 X 線サジタル透視動画における骨列アーチモデルを用いて計測した頸椎前彎角に基づく頸椎疾患の識別について	70
第 5 章	結論	73
5.1	まとめ	73
5.2	今後の課題	74
	謝辞	75
	発表論文	76
	受賞	78
	参考文献	79

図目次

図 1	表 1 の②の骨の例	4
図 2	頸椎, 胸椎, 腰椎の骨列アーチ	7
図 3	手部のアーチ	8
図 4	足部のアーチ	8
図 5	骨列アーチモデル	10
図 6	嚙下造影法	15
図 7	解析方法	17
図 8	角度変化グラフ	19
図 9	移動量変化 A: 前後移動 B: 上下移動	20
図 10	正常嚙下における咽頭期と口腔期の頸椎の模式図	21
図 11	嚙下動態解析時の指標	25
図 12	角度変化の比較 (カラー装着嚙下と正常嚙下)	28
図 13	移動量変化の比較 (カラー装着嚙下と正常嚙下) A: 前後移動 B: 上下移動	30
図 14	嚙下動態の比較 (カラー装着嚙下と正常嚙下)	31
図 15	A: カラー装着嚙下, B: 正常嚙下の頸椎動態の模式図	33
図 16	嚙下造影画像の最初のフレームにおける第 4 頸椎棘突起のテンプレート	35
図 17	頸椎棘突起追跡手法	36
図 18	図 16 の第 4 頸椎棘突起 (白い四角) の拡大図	36
図 19	図 18 に示した第 4 頸椎棘突起を手動で抽出した正解領域	38
図 20	嚙下造影画像の最初のフレームにおける第 4 頸椎椎体のテンプレート	40
図 21	頸椎椎体追跡手法	41
図 22	図 20 の第 4 頸椎椎体 (白い四角) の拡大図	41
図 23	図 22 に示した第 4 頸椎椎体を手動で抽出した正解領域	42
図 24	嚙下造影画像の最初のフレームにおける第 4 頸椎のテンプレート	44
図 25	頸椎 (棘突起と椎体) 追跡手法	45
図 26	図 24 の第 4 頸椎 (白い四角) の拡大図	45
図 27	図 26 に示した第 4 頸椎を手動で抽出した正解領域	46
図 28	図 27 を 2 ピクセル拡大した mask 画像	46
図 29	頸椎前彎角の計測法	52
図 30	頸部基準線と頸椎基準線を示した頸椎疾患を有するサンプルの VF 動画	53
図 31	$f=1,2,3,4,5,6,7,8$ の頸椎前彎角の平均時間推移	58
図 32	6 つの指標値で求めた識別実験の ROC カーブ	60

表目次

表 1	人体内部構造物の解析研究	3
表 2	解析結果（角度変化, 移動量）	18
表 3	角度変化の比較（カラー装着嚙下と正常嚙下）	27
表 4	移動量変化の比較（カラー装着嚙下と正常嚙下）	29
表 5	嚙下動態の比較（カラー装着嚙下と正常嚙下）	32
表 6	頸椎棘突起の追跡の結果.....	39
表 7	頸椎椎体の追跡の結果	43
表 8	頸椎の追跡の結果.....	49
表 9	指標値, 最大 AUC, 平滑化フレーム数, 圧縮次元の関係	59

第 1 章 序論

1.1 研究の背景

人体の病気の原因究明は、重要である。病因の究明のためには、人体の形態計測や機能の解明が必要である。人体計測法で最も古くから行われてきた方法は形態のマニュアル測定である。マニュアル測定には、長さや幅、周囲径の計測などがあり、簡便に実施可能であるため計測技術の進歩が顕著な今日においても広く用いられている。しかし、人体内部の構造物の形態や機能の解析においては、医用画像解析を用いるのが一般的となっている。

人体内部の観測手段として、内視鏡や、X線、Computed Tomography (CT)、シンチグラム、超音波、Magnetic Resonance Imaging (MRI) などを用いた医用画像診断技術は日々進歩しており、日本においては CT、MRI の台数は世界で 1 位である[1]。一方で、画像情報量の増加により、それを診断する専門医の不足が問題となっており、近年、診断の見落としなど社会的な問題となっている[2]。この問題を解決するため、計算機によって医師の診断を支援するための研究が行われている[3-5]。このように研究分野だけではなく、臨床医療においても定量的な人体内部の構造物の静態、動態解析が必要となっている。

表 1 に示すように、人体内部構造物は、「臓器や軟部組織」と「骨」から構成される。臓器には、脳、心臓、肺、膵臓などがある。軟部組織には、筋や皮膚などがある。それらの臓器や軟部組織形状の静態解析をしている研究(表 1 の①-1 に示す)として、脳の静態解析を研究している例として、MRI 画像を用いた無症候性の破裂していない動脈瘤、アルツハイマー病、血管性認知症、多発性硬化症などの脳疾患の検出における神経放射線学者を支援するコンピュータ支援診断システムの脳動脈瘤抽出の研究[6]、心臓の静態研究をしている研究として、心臓 CT 画像から、上行大動脈、冠動脈、左心室を自動抽出する手法の提案[7]がある。また、肺の静態解析研究としては、肺がん集団検診の診断支援を目的として X 線 CT 像 Active Cylinder Model を適用して肺野領域を精密に決定する研究[8]や、ヘリカル型 CT から得た 3 次元胸部 CT 画像を使用して、肺癌の陰影検出に用いられる各種 3 次元強調フィルタの性能評価の研究[9]や、肺野内の結節と血管の 3 次元構造の解剖学的な知識を反映した物体モデルを用いて、孤立陰影とそ

の周囲の陰影の両方から、結節を認識する研究[10]、胸部 X 線 CT 画像から肺がんの候補となる結節陰影を認識する手法として、候補陰影とその周辺に存在する陰影との関係を、3次元マルコフ確率場モデルの枠組みで定式化し、認識する研究[11]などがある。膵臓の静態研究として、医師の解剖学的知識と膵臓形状の統計的情報に基づく腹部 CT 画像における膵臓のセグメンテーション法の提案[12]がある。その他、腹部 CT を用いた肝臓異常抽出に関する研究[13]や、大腸内視鏡に代わる検査として CT 画像を用いた検査法として CT Colonography と呼ばれる検査法で、CT 検査で撮影される画像から仮想化内視鏡画像を生成し、その画像を基にポリープの検査を行う研究[14]など多くの研究がある。

臓器や軟部組織形状の動態解析をしている研究（表 1 の①-2 に示す）として、脳の動態解析を研究している例は、急性期脳梗塞や慢性期脳虚血における血流動態解析や、脳腫瘍における悪性度推定や再発病変の鑑別などを目的にした CT 灌流画像や MR 灌流画像を用いた脳血流動態評価の研究[15]、超音波を用いた頸動脈に存在する可動性 plaque を評価する目的の頸動脈の動きの解析研究[16]などがある。また、心臓の動態解析を研究している例は、超音波を用いた心筋収縮イメージングシステムの研究[17]や、心臓のような時間依存性の非剛性変換を用いて物体を再構成するための近似的なファンビームアルゴリズムを開発した研究[18]、心臓の高解像度 CT 画像から、収縮期における左心室心内膜の時系列 3 角形メッシュ群を生成し、心内膜上の局所的な運動の違いを定量解析する手法の提案[19]などがある。肺の動態解析をしている研究として、シネ MRI を用いた部分肺静脈還流異常症診断についての研究[20]、CT と MRI を組み合わせて、肺血流解析と肺野構造解析を行っている研究[21]などがある。膵臓の動態解析をしている研究として、Perfusion CT を用いて、自己免疫性膵炎患者 11 症例の Time density curve とパラメータの比較を、正常膵 12 症例を対照に行い、自己免疫性膵炎患者の膵血流動態を解析した研究[22]がある。その他、超音波を用いた腓腹筋に対するセルフストレッチングが血行動態に及ぼす影響の研究[23]など多くの研究が存在する。

表 1 人体内部構造物の解析研究

(○は研究が報告されていることを, ×は報告されていないことを表す.)

		静態解析研究	動態解析研究	
臓器と 軟部組織	脳 心臓 肺 膵臓 など	○	○	
		○	○	
		○	○	
		○	○	
	①	①-1	①-2	
骨	頭部 肩 肘 股 膝 など	○	○	
		○	○	
		○	○	
		○	○	
		○	○	
		②	②-1	②-2
	骨列アーチ	頸椎	○	本研究のみ
		胸椎	○	×
		腰椎	○	×
		手部	○	×
足部		○	○ (ただし, 全て手動)	
	③	③-1	③-2	

一方, 骨は約 200 個存在し, 約 260 の関節を形成している[24]. 人体が歩行や食事などの日常生活動作などを実施する際, ある特定の骨の系列を運動させる. どの骨の系列を運動させるかは動作に依存するが, その系列は, 二種類に分類することができる. 一つ目は, 表 1 の②に示すような系列中の個々の骨がそれぞれ別の部位に属し, 大きさや形状, 働きが異なる骨の系列である. それらの骨は独立して運動させることも可能だが, 一つの動作を達成するために適切な運動が選択される. 具体的には, 頭部や肋骨, 骨盤, 上肢や下肢の骨 (図 1) がそれにあたる.

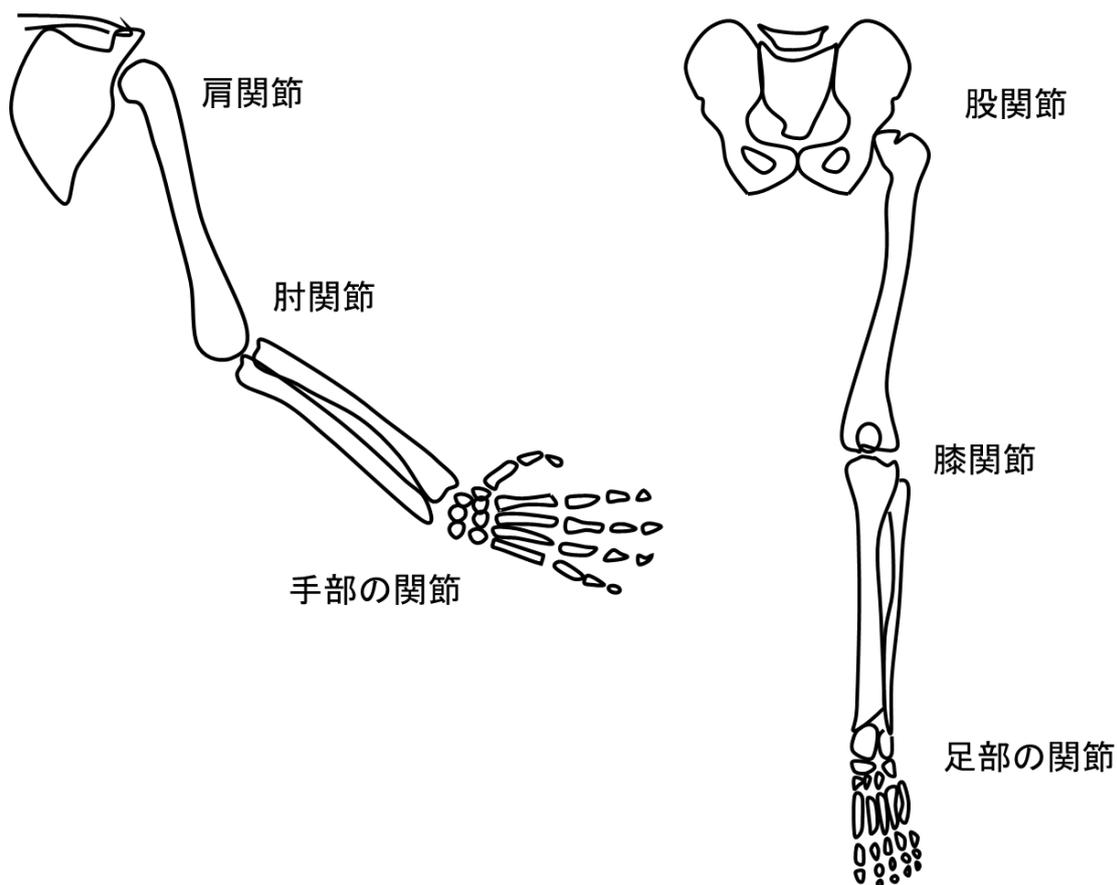


図 1 表 1 の②の骨の例

頭部，肩，肘，股，膝などの静態解析をしている研究（表 1 の②-1 に示す）は，頭部の静態解析をしている研究として，顔面非対称症例の偏位側と非偏位側における下顎頭形態の差異と脳頭蓋上顎複合体に対する下顎骨の位置・姿勢との関連性について，3次元 CT を用いた研究[25]や，肩部の静態解析の研究例として，正常ボランティア 8 名（平均年齢 21 歳）を対象に，MRI を用いて，サジタル面での肩関節屈曲角度を解析した研究[26]では，解析で得られた結果は，肩関節最大屈曲角度が約 170 度であった．また，この角度における肩甲骨上腕リズムは約 2.1 : 1（上腕骨：肩甲骨）であった．肘部の静態解析の研究例として，肘頭関節内骨折の手術法について有限要素解析を行い，インプラントの設置を検討した報告[27]がある．股部の静態解析をしている研究として，健康成人男性 43 名の骨盤部 MR 画像を用いて，股関節の中心位置の推定方法について検証を行なった研究[28]や，膝部の静態解析の研究例として，ナビゲーションシステムを使用した人工膝関節全置換術における適切なアライメントでコンポーネントを設置す

る為に、骨切りの精度の検討[29]などがある。その他、肋骨の静態解析をしている研究として、肋骨骨折に着目し、加齢による肋骨形状の変化が骨折リスクにおよぼす影響についてモーフロジーを用いて検討した研究[30]や、CT 画像を用いて骨の破壊形態を年齢層別に分類し、胸部骨折位置、骨の破壊形態、骨折本数に基づいて胸部骨折の解析をした研究[31]がある。このように、頭部、肩、肘などの骨の静態解析をしている研究は多数存在する。

頭部、肩、肘、股、膝などの動態解析をしている研究（表 1 の②-2 に示す）は、頭部の動態解析をしている研究として、下顎骨全体の動態を解析し、かつ顎関節の機能を左右同時に評価することを目的に、X 線透視装置を用いた顎関節動態 X 線撮影法を開発し、その有用性について検討した研究[32]がある。肩部の動態解析をしている研究としては、cineradiography を用いて動作時における肩甲骨の動き及び肩甲上腕関節の微小変化を解析した研究[33]がある。肘部の動態解析として、3 次元距離画像センサを用いた上肢関節角度の推定を検討した研究[34]がある。股部の研究例として、3 次元赤外線位置センサを使用した四次元動作解析システムを用いて、THA 術後患者に対して代表的な日常生活動作で脱臼しない安全可動域を評価し、さらに各種動作 1 サイクルの股関節摺動距離を比較して摺動面磨耗に大きく影響しうる動作を検討した研究[35]がある。膝部の動態解析をしている研究として、5 例の右膝の FPD 動画を用いて側面の屈曲、伸展運動を解析している研究[36]がある。その他の研究として、歩行などの動作を赤外線解析した研究がある。例えば、Kinect によるスケルトン解析[37]（Microsoft 社の Kinect は、赤外線ドットパターンを被写体に投射して得た深度画像から自動的に人体骨格モデル（スケルトン）を適合し、20 個の関節点座標を計測することができる。）がある。次章では、骨を構成する頸椎、胸椎、腰椎、手部、足部（表 1 の③）についての、静態解析研究と動態解析研究（表 1 の③-1、③-2）について説明する。

第 2 章 骨列アーチと骨列アーチモデル

2.1 骨列アーチ

骨の系列の二つ目は、表 1 の③に示すような個々の骨が同じ部位に属し、類似した大きさや形状、機能を持ち、独立に運動させることは難しく、連動し、一列に連結されたアーチ状の骨の列である。本研究では、このアーチ状の骨列を“骨列アーチ”と定義する。骨列アーチを形成している骨の例として、頸椎（図 2）、胸椎（図 2）、腰椎（図 2）、手部（図 3）、足部（図 4）がある。

骨列アーチの静態解析をしている研究（表 1 の③-1 に示す）は、例えば、胸部 CT 画像から、胸椎、肋骨、肩甲骨などを抽出する手法[38,39]が提案されている。CT 画像から胸椎椎間板を抽出し、その厚みを測定する手法[40]や、患者個々人の人体座標系を胸骨に設定するための手法[41]が提案されている。また、胸腹部 CT 画像から、脊柱、肋骨、椎間板、脊椎を段階的に認識する手法[42]なども提案されている。骨盤の抽出[43]、個々の椎骨を自動的に検出、識別、およびセグメント化する手法[44-47]がある。また、足部については、切断肢を用いた研究[48-51]や、X 線透視動画に 3DCT や MRI から構築した骨モデルを当てはめて三次元的な運動解析を行う手法が開発され[52,53]、三次元的な関節の運動学研究[54]がおこなわれている。このように、骨列アーチの静態解析をしている研究は多数存在する。また、骨列アーチの静態解析については、解析は手動ではあるが、すでに臨床応用が多数なされており、医用画像から各種の診断が可能となっている。たとえば、頸椎では、X 線、MRI を用いた頸椎症性脊髄症[55]の診断や、造影 CT を用いた頸椎椎間板ヘルニア診断[55]、X 線、MRI を用いた頸椎後縦靭帯骨化症の診断[55]、胸椎では、X 線を利用した側弯症の診断[55]で、側弯度を Cobb 法という方法で手動計測し診断する方法[55]が広く使用されている。腰椎においては、腰痛症の原因となる脊椎分離症[55]や脊椎すべり症[55]は、X 線や MRI、造影 CT を使用して診断を行う。また、X 線を使用した脊髄腫瘍の診断[55]では、椎弓根間隔（Elsberg-Dyke 曲線）を用いる方法[55]が広く使用されている。手部については、X 線を利用した中手骨や手根骨、指の骨折診断[55]への応用、X 線、MRI を使用した、ガングリオン[55]、内軟骨腫[55]などの腫瘍診断への応用もある。また、手の循環障害や動脈閉鎖疾患の診断の応用として、動脈瘤[55]やレイノー症候群[55]、閉塞性血栓性動脈炎[55]などの診

断に，血管造影 CT が使用されている。

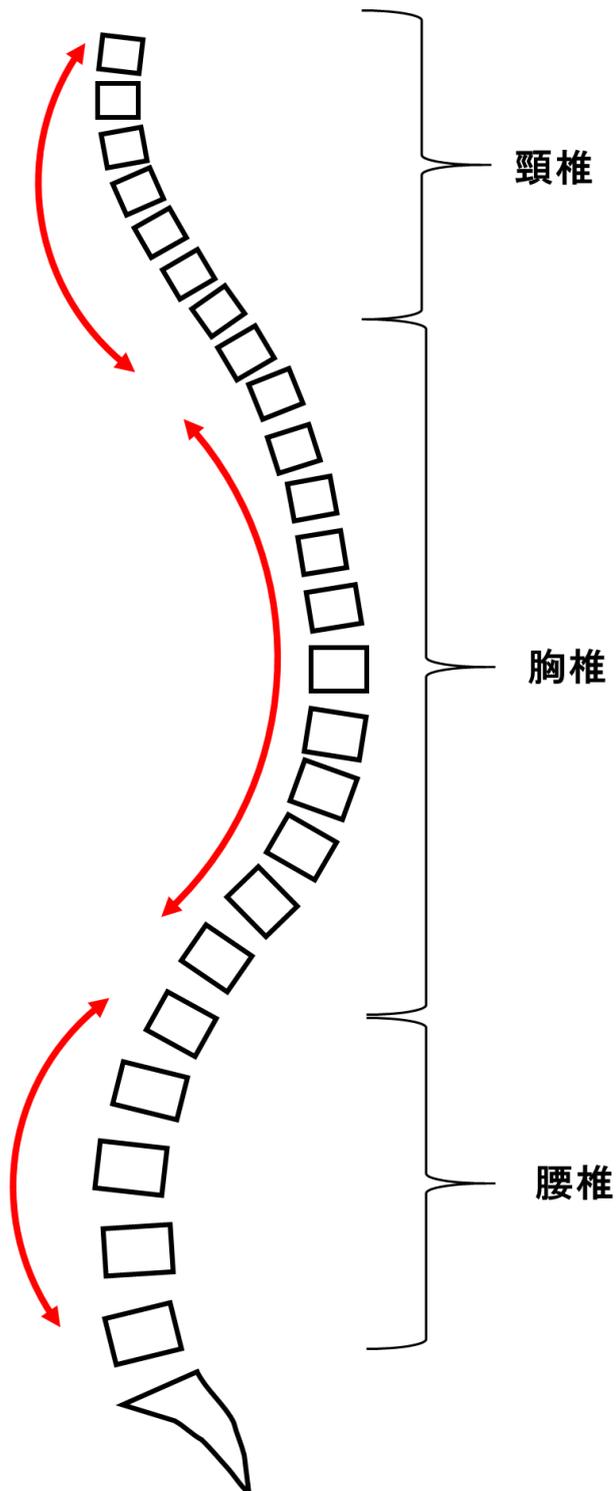


図 2 頸椎，胸椎，腰椎の骨列アーチ

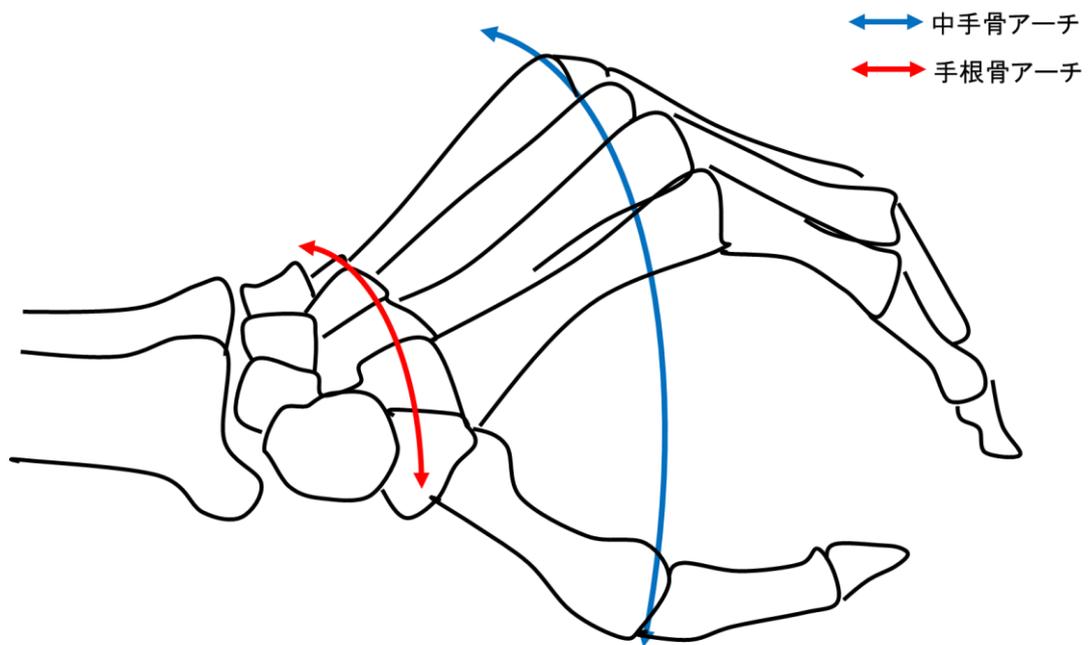


図 3 手部のアーチ

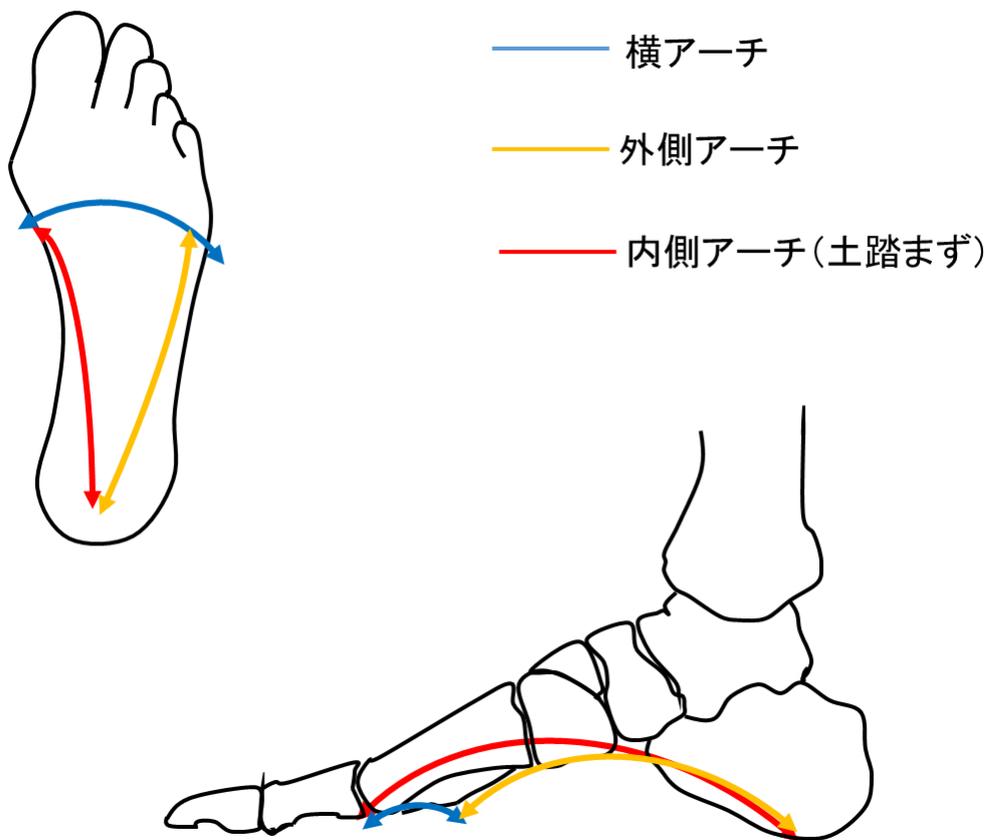


図 4 足部のアーチ

足部については、X線を使用した、扁平足の診断があり、手動での計測法（横倉法など）[55]が広く使用されている。また、X線は、足根骨癒合症[55]、外反母趾[55]、フライバーグ病[55]、ケーラー病[55]、踵骨骨端症[55]の診断などにも応用されている。このように臨床での診断には古くから医用画像が用いられているが、解析は未だ手動であることがほとんどである。

骨列アーチの動態解析をしている研究（表1の③-2に示す）としては、本研究の頸椎の研究[56-60]と足部しか報告されていない。足部の動態解析の方法にどのようなものがあるかを深野が調査している（深野2010）。具体的には、皮膚マーカによる研究、骨ピンによる研究、X線透視動画による研究がある。皮膚マーカによる手法では、ランドマークとなる骨の上に配値された皮膚マーカの位置座標を取得し[61-64]、計算によって骨の動きを解析する。利点は、動的な動作計測が可能であり、低侵襲であり、三次元的な計測が可能である点である。欠点は、動きの計測は、皮膚マーカから算出した値は、骨や関節の動きを直接計測しているわけではないので、皮膚や軟部組織の厚みや変形による誤差が生じる。加えて、ランドマークにあたる骨を、皮膚上から容易に触知できない場合は、計測そのものが困難である。骨列の計測の場合、骨の運動が非常に小さいため、顕著に上記のような、皮膚や軟部組織の厚みや変形による誤差の影響を大きく受ける[65-67]。そのため、皮膚マーカを用いて骨列の動きを詳細に記述することは困難であり、局所座標系の統一やモデル化はなされていない[68,69]。骨ピンによる手法は、対象となる骨に骨ピンと呼ばれるピンを挿入し、そのピンの先に配値した反射マーカから各骨の移動量や回転角度を計算する[70-73]。利点は、生体での微細な骨の動きを計算することが可能であることである。欠点は、骨ピンを挿入する際、皮膚を切開し、骨に穴をあけて骨ピンを挿入する為、侵襲が大きく、倫理的観点から臨床に応用することが困難である。X線透視動画による手法は、動作中の骨の相対的な位置関係を明らかにする方法として注目されている。利点は、自然な動作中の動きを観察でき[74]、動作中の皮膚や軟部組織の変形などに伴う測定誤差が生じないことである。1990年代からこのX線透視動画が運動の計測に多く応用されるようになったが[75-78]、解析が手動であることなどから、結果を定量化するには至っていない。まとめると皮膚マーカを使用する方法は、誤差が大きく、骨ピンを使用する方法は、倫理的に問題がある。X線透視動画による研究は、解析がすべて手動である。

これに対して頸椎を対象にした本研究の方法は、X線透視動画を使用した方法であり、皮膚マーカの欠点である皮膚のずれなどの影響を受けない。また、人体に大きな侵襲を与えることもほとんどない。また、初期テンプレートを手動で作成する必要があるが、以降は自動で追跡が可能である。

2.2 骨列アーチモデル

骨列アーチは、同一部位に存在し、比較的同じ形状と大きさを持っている一連の骨の列で、個々の骨が独立して運動することは通常なく、連動して運動し、円弧状に配置されている。そのような骨列アーチとして、頸椎、胸堆、腰椎、手部、足部の骨がある。

図 5 に骨列アーチのモデルを示す。 $B_1, B_2 \dots B_n \dots B_N$ の N 個の骨を表し、それらが一列に連結されている。 B_n と B_{n+1} との間には通常は椎間板などの軟骨組織が存在し、それを挟んで連結している。骨列アーチの静態特徴として、個々の骨の大きさ、形、位置、方向、全体の長さ、構成骨の個数などが考えられる。また、動態特徴として、個々の骨の移動速度、加速度、角速度や、骨間距離の時間変化が考えられる。本研究では、医学解剖学的にしなやかな運動と衝撃に対する強度の点[79]で重要な、骨列アーチ全体の湾曲の度合いに着目し、個々の骨の位置と回転角を用いて骨列アーチの湾曲の度合いを求めて、動態解析に応用する。次章では骨列アーチの動態解析と嚙下障害説明への応用を行う。

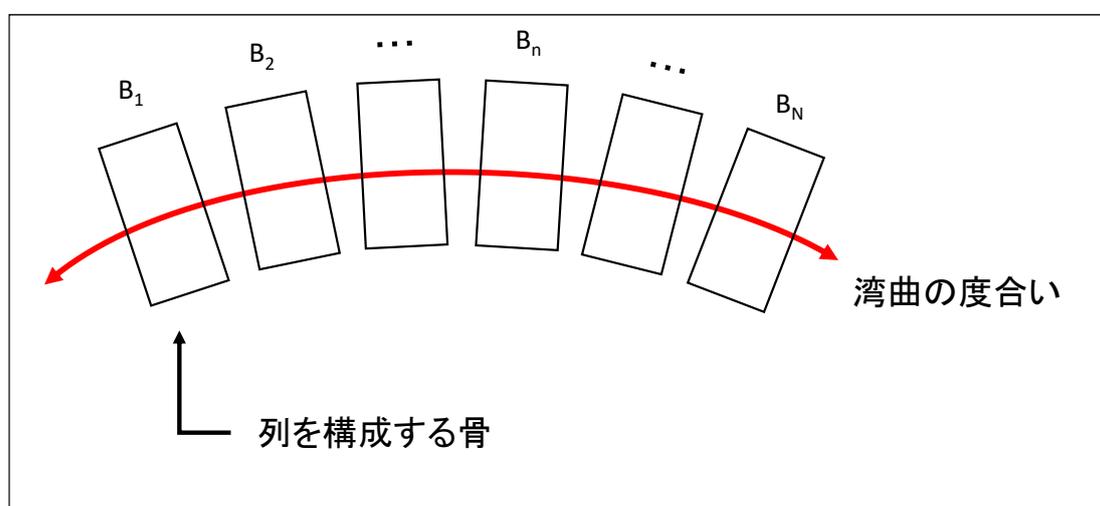


図 5 骨列アーチモデル

2.3 本論文の目的

骨列アーチのモデルを提案し、そのモデルを用いて骨列アーチの動態解析を行う手法を提案する。本研究では、代表的な骨列アーチである頸椎が撮像された X 線透視動画に本解析手法を適用し、頸椎異常と嚥下障害との関係を解明する。

第 3 章 骨列アーチの動態解析と嚥下障害解明への応用

3.1 嚥下と頸椎に関するこれまでの研究

嚥下障害の患者数は多く、新生児から高齢者まで全年齢層にみられる[80-83]。嚥下障害の続発症(低栄養, 脱水, 肺炎など)は入院および治療期間の延長の原因となる[84,85]。嚥下障害は患者個人に不利益をもたらすだけでなく、医療費増大などの社会的な不利益につながるため、その原因を探り治療法を確立することは重要である。この目的のもとに、嚥下と嚥下障害に関する研究が数多く行われており、その内容は、嚥下の解剖生理学的研究や、嚥下障害の原因究明、治療やリハビリテーションに関する研究など、多岐にわたっている[86]。

嚥下と嚥下障害に関する研究の中で、嚥下と頸椎の関係を取り上げているものはいくつかあり、例えば、頸椎病変による嚥下障害では、頸椎骨棘によって前方に位置する食道に狭窄を引き起こし、重度の嚥下障害を引き起こすことが報告されている[87]。嚥下機能に影響を与える頸椎骨棘の程度についての報告では、3318名の嚥下障害患者のうち、55人名(男性32名, 女性23名, 平均年齢69歳)に頸椎骨棘が認められ、年齢が進むにつれて、誤嚥の確率および頸椎骨棘の拡大が認められた。誤嚥は、頸椎骨棘の大きさが10mmより大きい患者で75%に認められた[88]。また、頸椎骨軟骨腫も食道を圧迫し狭窄を引き起こすことで、嚥下障害を引き起こすことが報告されている[89]。

頸椎手術後に起こる嚥下障害では、頸椎前方除圧固定術(anterior cervical decompression and fusion)を受けた患者38名中、術後2週間では71%の患者に嚥下障害が存在し、12週間のフォローアップ時に8%に減少した。また、体格指数、性別、手術の位置は、嚥下障害を発症するリスクとは関係していなかったと報告してい

る。手術時間と術後嚥下障害の重症度との間に相関が認められた[90]。別の研究では、頸椎前方除圧固定術を受けた2週間後、嚥下評価において、食べ物を咽頭に詰まらせる患者が19%、喉に頻繁に食べ物が付着した患者は47.6%存在した。6カ月後には食物を詰まらせるものは存在せず、6.7%に嚥下困難感があったと報告している[91]。頸椎前方除圧固定術後の嚥下障害の病因に関する報告では、手術中食道内圧と食道粘膜血流について報告しており、食道内圧が高い患者は嚥下障害がみられた。嚥下障害がない患者の平均内腔圧は54.8 +/- 51.8mmHgであり、嚥下障害を有する患者の平均内腔圧は60.8 +/- 54.3mmHgであり優位に高かった ($p < 0.0001$)。また、平均粘膜灌流は有意に減少していた ($p < 0.0001$) [92]。嚥下障害が、前頸部切開術の合併症で生じるのか、頸椎手術によって生じるのかを研究した報告では、頸椎手術を受けた85名の患者について、術前の嚥下障害は11% (10/85)であった。頸椎術後の嚥下障害の発生率は、2週間で11%、6週間で8%、12週で13%、24週で6%であった。通常の前頸部切開術では、6週以降において、嚥下障害はなかったことから、頸椎手術によって生じる嚥下障害があることを示唆した[93]。後頭骨頸椎 (O-C) 固定術後の呼吸困難および嚥下障害に対する O-C2 角度の影響の報告では、29名の患者において、手術後4名の患者が嚥下障害を訴え、1名の患者は呼吸困難および嚥下障害を有していた。この研究において、術前および術後の口腔咽頭の断面積の変化率は、O-C2角に相関しており、O-C2角は、O-C固定術後の呼吸困難および/または嚥下障害にかなりの影響を及ぼすと報告されている[94]。O-C2角については、先行研究において40名の頸部疾患のない正常人の最も狭い口腔咽頭気道空間でO-C2角、C2-C6角を測定した結果、O-C2角の変化と口腔咽頭気道空間の変化率との間には極めて強い線形相関があり、O-C2角度が10度減少すると、中間位で口腔咽頭気道空間が37%減少した。対照的に、C2-C6角度の変化と口腔咽頭気道空間の変化率との間には有意な相関は見られなかったと報告されている[95]。

手術方法の違いによる嚥下障害の発生頻度を調べた研究などもあり、38名の前頸部 (AC)、19名の後頸部 (PC)、および26名の後部腰椎 (PL) の脊椎手術後の嚥下障害の発生率および危険因子を比較した研究では、術前および術後の嚥下困難感の比較では、AC患者18例 (47%)、PC患者4例 (21%)であったが、PL患者0例であった。嚥下障害を有するAC患者の70%以上は2ヵ月以内に回復し、23%は手術後10ヵ月まで嚥

下障害が存在した[96]. 頸椎椎間板置換術と頸椎前方固定除圧術での嚥下障害の発生率の比較では、両群とも術後初期には嚥下障害を呈していた. 頸椎椎間板置換術群は、頸椎前方固定除圧術群と比較すると、術後 3 および 12 ヶ月で嚥下障害の発生率が有意に低いことを示した. 6 週間または 3 か月のフォローアップ時の嚥下障害患者は、頸椎椎間板置換術群で 42%, 頸椎前方固定除圧術群では 64%残存していた[97]. また、別の研究では、頸椎椎間板置換術と頸椎前方固定術では、グループ間で全体的な合併症に差はなかったが、術後嚥下障害が頻繁に発生していた[98].

また、嚥下時の頸椎の姿勢に関する研究では、急性疾患における意識障害後の頸部の姿勢が呼吸機能などだけではなく嚥下障害にも関与していることが報告されている[99]. また、下顎を引くと、咽頭の前壁が後方に押される形となるので、舌根部と喉頭蓋が圧迫されて咽頭後壁に近づくため喉頭の入り口の空間が狭くなり、喉頭蓋谷は多くの場合広がることが確認されており[100], 嚥下中の顎引き嚥下姿勢は、誤嚥の予防になることが報告されている[101].

頸椎術後に装着する装具による嚥下障害に関する研究もある. 嚥下機能に対する頸椎カラーの影響についての報告では、外傷による C1~C3 の骨折の 83 歳女性で、麻痺などの神経症状はなかったが、頸椎カラーを装着した後、食事中の咳、微熱、一過性の嘔声、顔面の筋の硬直があった. 左下葉の誤嚥性肺炎と診断された. 1 週間以内に、Minerva ブレースをハローベストへと交換し、嚥下障害を解消した. このことから、高齢や神経障害のような嚥下障害のリスク要因がある患者では、頸椎カラー装着には注意を払う必要があると結論付けている[102]. また、10 人の正常被験者における研究では、3 種類の既成の頸椎カラーと 1 つのカスタムフィットカラーが頸椎の動きをどの程度制限するかを検討している. 結果は、すべてのカラーが頸椎の動きを制限した. Plastazote カラーは屈曲と伸展の 50%を制限した. また、既製とカスタムフィットカラーとの間には運動制限に大きな違いはなかったと報告している[103]. 30 歳~50 歳の 17 名の頸椎疾患を有しない正常人において、3 つの頸椎カラー (フィラデルフィアカラー, SOMI ブレースおよびハローベスト) 装着下で、液体および固形の嚥下に対する影響の報告では、被験者の 82% (14/17) は、1 つまたは複数の頸椎カラー装着を装着することにより嚥下運動が変化を示した. 17% (8/17) の被験者は嚥下反射開始点の変化を示し、59% (10/17) は咽頭残留物の増加を示し、23.5% (4/17) は喉頭侵入を伴う食物の流れに変

化を伴った。すべての頸椎カラーで、誤嚥は認めなかった。頸椎カラーは、嚥下運動を変化させることを示した[104]。

しかし、嚥下時の頸椎の骨列アーチの動態については明らかにされていない。また、嚥下と頸椎動態との関係についても明らかにされていない。

3.2 正常嚥下時の頸椎の動態解析

3.2.1 本節の目的

嚥下と頸椎の関係についてはいくつか研究が行われてきたが、嚥下時の頸椎の運動には注意が向けられてこなかった。本項の目的は、正常嚥下において頸椎がどのように運動するかを明らかにすることである。今まで嚥下時の頸椎の運動を解析した研究がなかった理由は、嚥下時の頸椎の運動が非常に細微であり、従来の方法では正確に測定できなかったことにあるのではないかと、著者らは考えた。そのため本研究では従来の方法よりも計測誤差の少ない画像解析法を用いて、頸椎の角度変化および位置の移動を計測した。

3.2.2 嚥下造影法

嚥下造影法は図 6 に示したように、Logemann の作成したマニュアルと日本摂食・嚥下リハビリテーション学会が作成したマニュアル[105,106]を参考に行った。X 線透視装置は CUREVISTA(日立メディコ社, 東京, 日本), ビデオ記録装置は DMCAT-2000HL (Panasonic, 大阪, 日本) を使用した。撮影方向は側面とし、画像は 30 フレーム/秒で録画した。被検者は体幹傾斜角と頸部が地面に対して 90 度になるように椅子に座り、紙コップを使用して造影剤を自力摂取した。造影剤は 40% 希釈硫酸バリウム液 10ml を用いた。撮影開始時には 1cm の指標を撮影した。



図 6 嚙下造影法

3.2.3 画像解析法

嚙下造影で得たビデオ画像から、口腔期及び咽頭期の静止画を抽出し、ビットマップ形式で保存した。抽出には Windows media player (Microsoft 社, ワシントン州) を使用した。この静止画を画像解析ソフトウェア ImageJ (アメリカ国立衛生研究所, メリーランド州) [107]で解析した。

画像内で計測の基準点を決定する際に、先端部など特徴のある座標を目視判読により求める方法ではなく、任意の閉領域を抽出してその重心を求める方法を用いることで、計測誤差を 1/10 程度に減少させることができる[108-110]。そのことから、本研究では、椎体の重心座標と棘突起の重心座標を計測の基準点として用いた。

抽出した静止画の解析対象部分（いずれかの頸椎）を 800%に拡大し，コントラストと明度を変更して，椎体と棘突起の辺縁を明確化した．次に，椎体の辺縁に沿って手動で線を引いて閉領域を作成し，その重心座標を求めた（図 7. A, B）．同様の処理を棘突起でも行い，重心座標を求めた．こうして得られた 2 点（椎体の重心座標と棘突起の重心座標）を通る直線が，画像内の水平線となす角度を求め，これを当該頸椎の角度とした（図 7C, E）．また，これら 2 点の midpoint 座標を求め，これを当該頸椎の位置とした（図 7D, F）．閉領域作成からの一連の処理を各頸椎につき 3 回ずつ行い，3 回の計測結果の平均値をその後の解析に用いた．また，C0 および C7 の全辺縁が同定できない場合は，目視判読可能な任意の閉鎖域を手動で線を引いて 2 領域作成し，その重心座標を基準座標とした．

上述の処理を口腔期の画像と咽頭期の画像で行い，口腔期を基準とした咽頭期での各頸椎の角度変化と位置の移動を，C0 から C7 まで計測した．

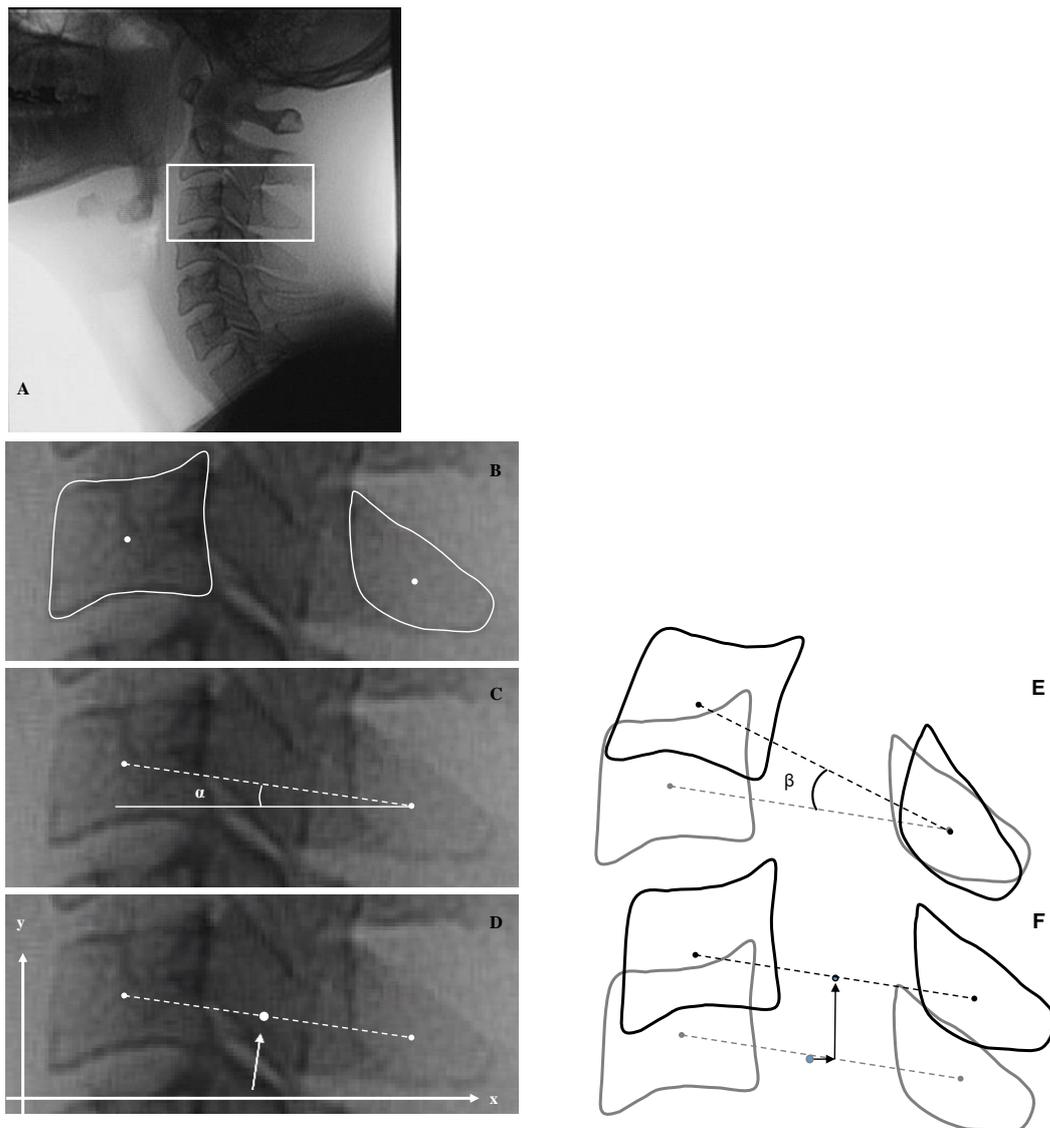


図 7 解析方法

統計学的解析は，帰無仮説を，「各頸椎の角度変化が 0 度である」，あるいは「各頸椎の位置の移動が 0 である」，として一標本 t 検定を使用した．有意水準は 5%とした．

3.2.4 実験条件

被験者は，頸椎を含めた頸部疾患の既往がない健常人 39 名（男性 23 名，女性 16 名，平均年齢 34.3 ± 8.2 歳: mean \pm SD）が実験に参加した．研究参加に対する同意書を作成し，事前に研究内容を説明の上，同意の得られた者のみを研究対象とした．参加者の

意思でいつでも研究から外れられることとした。研究計画については院内倫理委員会で、承認を得た。

3.2.5 実験結果

角度変化

結果を表 2 および図 8 に示す。口腔期に対して咽頭期では、C1 は平均 0.98 度 ($p=0.002$)、C2 は 1.42 度 ($p=0.0001$)、C3 は 0.85 度 ($p=0.003$) 屈曲していた。また、C5 は平均 0.74 度 ($p=0.002$)、C6 は 0.70 度 ($p=0.0007$) 伸展していた。C0 は平均 0.22 度 ($p=0.452$)、C4 は 0.28 度 ($p=0.088$)、C7 は 0.03 度 ($p=0.921$) 伸展していたが、統計学的に有意でなかった。

表 2 解析結果 (角度変化, 移動量)

	角度変化 (°)	前後移動量 (mm)	上下移動量 (mm)
C0	0.22±0.29	-0.42±1.00	0.15±0.30
C1	-0.98±0.29 **	-0.35±0.80	0.31±0.21 **
C2	-1.42±0.33 **	0.32±0.57	0.55±0.29 **
C3	-0.85±0.27 **	0.85±0.51 **	0.31±0.20 **
C4	0.28±0.16	1.04±0.49 **	0.08±0.14
C5	0.74±0.22 **	0.84±0.47 **	-0.15±0.10 **
C6	0.70±0.19 **	0.68±0.48 **	-0.16±0.14 *
C7	0.03±0.29	0.25±0.44	-0.03±0.13

移動量得変化

結果を表 2 および図 9 に示す。口腔期に対して咽頭期では、C3 は平均 0.85mm ($p=0.002$)、C4 は 1.04mm ($p=0.0001$)、C5 は 0.84mm ($p=0.001$)、C6 は 0.68mm ($p=0.007$) 後方に移動していた。また、C1 は平均 0.31mm ($p=0.005$)、C2 は 0.55mm

($p=0.0005$), C3 は 0.31 mm ($p=0.004$) 上方に移動していた。また, C5 は平均 0.15mm ($p=0.005$), C6 は 0.16mm ($p=0.030$) 下方に移動していた。C0 は平均 0.42mm ($p=0.406$) 前方に, 0.15mm ($p=0.328$) 上方に移動しており, C7 は 0.25mm ($p=0.261$) 後方に, 0.03mm ($p=0.699$) 下方に移動していたが, 統計学的に有意ではなかった。

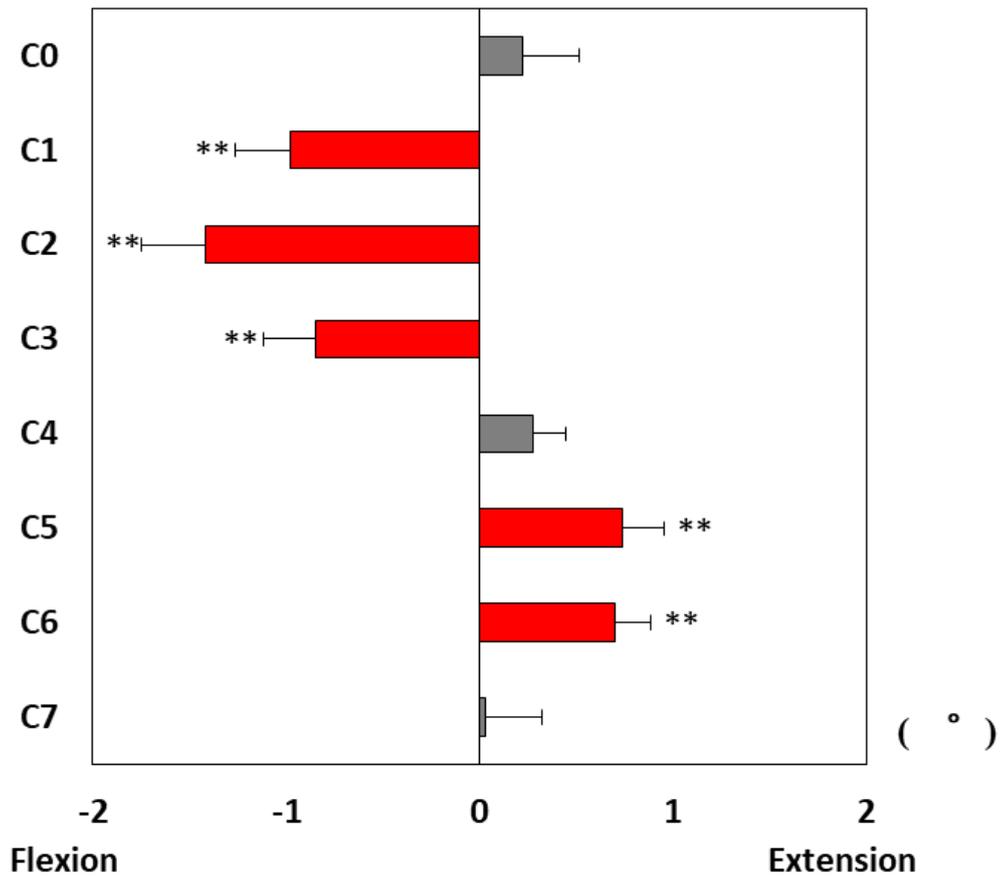
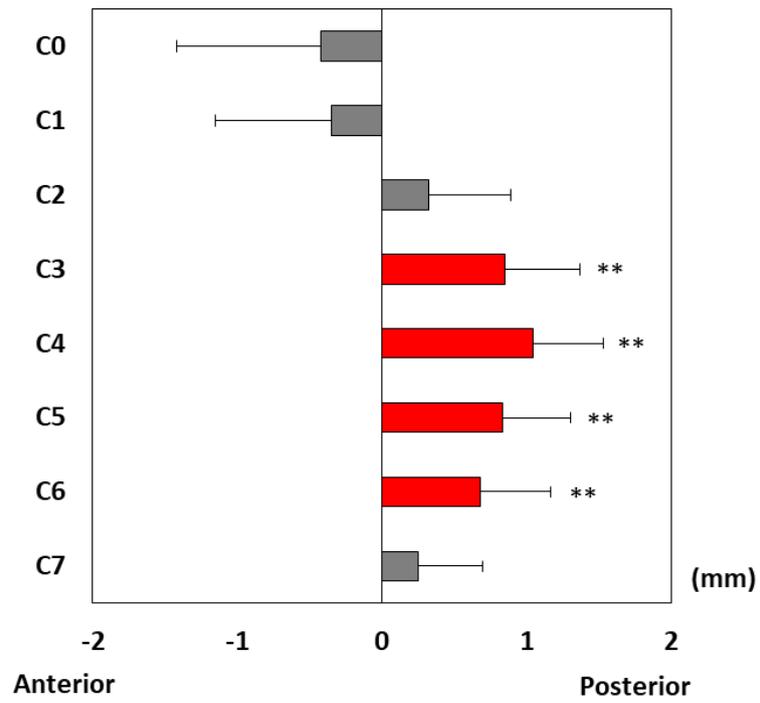
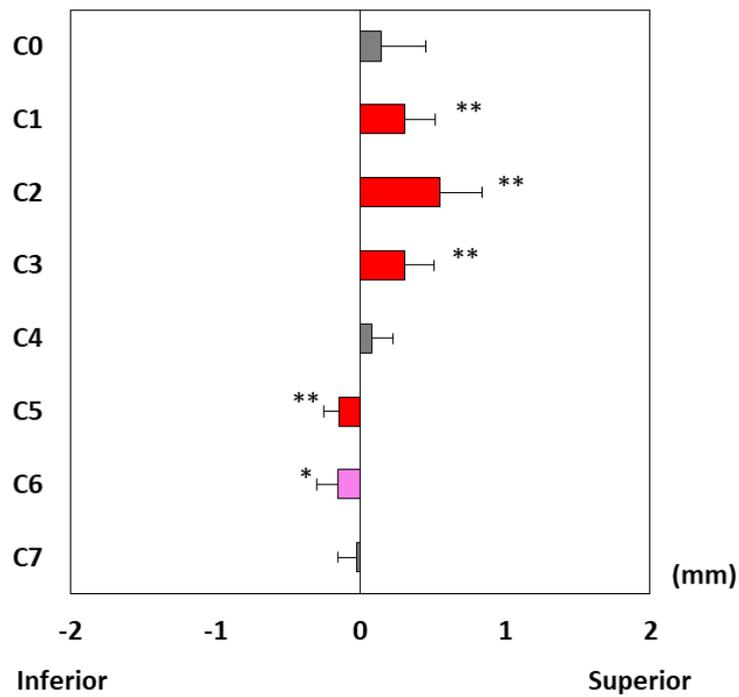


図 8 角度変化グラフ



A



B

図 9 移動量変化 A: 前後移動 B: 上下移動

正常頸椎は、咽頭期において、C1~C3は屈曲し、C5,C6は伸展していた。またC3~C6は後方に移動し、C1~C3は上方に移動し、C5,C6は下方に移動していた。図10に示すように、嚥下時に頸椎は生理的前彎が減少するように骨列アーチが運動していることがわかった。

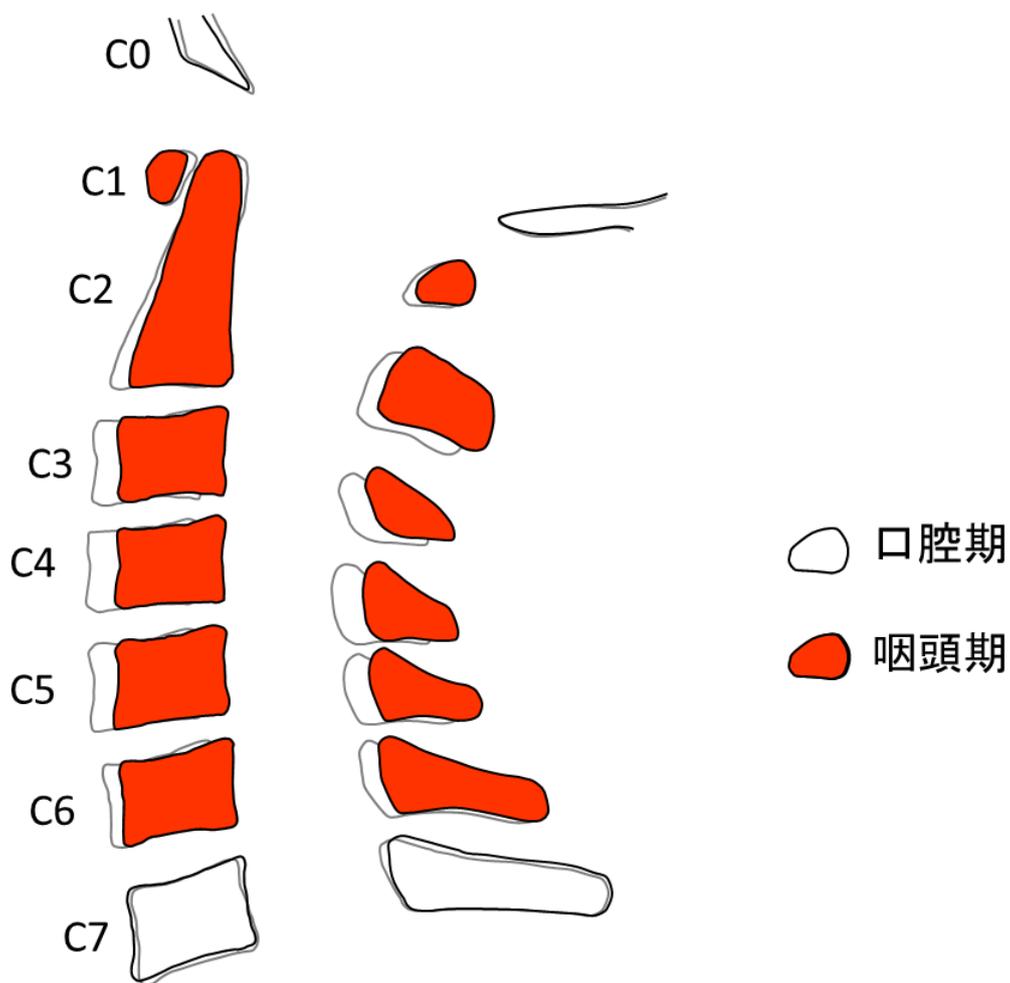


図 10 正常嚥下における咽頭期と口腔期の頸椎の模式図

3.3 カラー装着時の正常嚥下時の頸椎の動態解析と嚥下の動態解析

3.3.1 本節の目的

頸椎カラーで頸椎を固定すると嚥下困難感が生じることが報告されている。しかし頸椎カラー固定が嚥下時の頸椎運動をどの程度阻害しているか、また嚥下動態がどのように変化しているかは明らかでない。本研究の目的は、フィラデルフィアカラー装着が嚥下時の頸椎運動と嚥下動態にどのような影響を与えるのかを明らかにすることである。

3.3.2 嚥下造影法

嚥下造影の撮影条件は **3.2** と同一であった。撮影は Logemann の作成したマニュアルと日本摂食・嚥下リハビリテーション学会が作成したマニュアル[105,106]を参考にを行った。X線透視装置は CUREVISTA (Hitachi Medical Corporation, Tokyo, Japan), ビデオ記録装置は DMCAT-2000HL (Panasonic, Osaka, Japan) を使用した。撮影方向は側面とし、画像は 30 フレーム/秒で録画した。被験者は体幹傾斜角と頸部が地面に対して 90 度になるように椅子に座り、紙コップを使用して造影剤 (40%希釈硫酸バリウム液) 10ml を自力摂取した。撮影時には基準となるスケール (1cm マーカー) をあらかじめ撮影しておいた。

全ての被験者で、まず頸椎カラーを装着していない状態で嚥下造影を行い、その後頸椎カラーを装着して嚥下造影を行った。頸椎カラー装着は検査者が行った。頸椎カラー未装着嚥下と装着嚥下の間、被験者は椅子に座ったままで姿勢は保持されていた。頸椎カラー装着後 3 分程度で嚥下を開始した。

3.3.3 画像解析法

頸椎動態解析法

頸椎カラー装着時と頸椎カラー未装着時の頸椎運動の差異を明らかにするため、嚥下造影の画像解析を行った。以降、頸椎カラー装着時を ORTHOSIS condition, 頸椎カラー未装着時を NORMAL condition と表記する。なお、NORMAL condition での頸椎運動については **3.2** に既に報告している。

画像解析の手順は **3.2** と同一であった。嚥下造影で得たビデオ映像から口腔期及び咽

頭期の静止画を抽出し、ビットマップ形式で保存した。この静止画を画像解析ソフトウェア ImageJ (National Institute of Health, MD) [111]で解析した。静止画の解析対象部分 (いずれかの頸椎) を 800%に拡大し、コントラストと明度を変更して、椎体と棘突起の辺縁を明確化した。次に、椎体と棘突起の辺縁に沿って手動で線を引いて閉領域を作成し、その重心座標をそれぞれ求めた。こうして得られた 2 点 (椎体の重心座標と棘突起の重心座標) を通る直線が、画像内の水平線となす角度を求め、これを当該頸椎の角度とした。また、これら 2 点の midpoint 座標を求め、これを当該頸椎の位置とした。閉領域作成からの一連の処理を各頸椎につき 3 回ずつ行い、3 回の計測結果の平均値をその後の解析に用いた。また、C7 の全辺縁が同定できない場合、および C0 は目視判読可能な任意の閉鎖域を手動で線を引いて 2 領域作成し、その重心座標を基準座標とした。以上の処理を口腔期の画像と咽頭期の画像で行い、口腔期を基準とした咽頭期での各頸椎の角度変化と位置移動を、C0 から C7 まで計測した。更に、口腔期及び咽頭期の頸椎総前彎角[112]をそれぞれの期の C1 と C6 の角度より求めた。

ORTHOSIS condition における各頸椎の角度変化と位置移動を統計学的に検討するため、一標本 t 検定を行った (母平均を 0 とした)。また、ORTHOSIS condition において頸椎総前彎角が口腔期と咽頭期で変化しているかどうかを検討するため、対応のある t 検定を行った。NORMAL condition についても同様の検定を行った。更に、ORTHOSIS condition と NORMAL condition で、各頸椎の角度変化及び位置移動に差異があるかどうかを検討するため、対応のある t 検定を行った。頸椎総前彎角についても、口腔期と咽頭期それぞれで、2 条件間で差異があるかどうかを検討するため、対応のある t 検定を行った。全ての検定において有意水準は 5%とした。

嚥下動態解析法

ORTHOSIS condition と NORMAL condition で、嚥下動態及び造影剤通過の時間経過の差異を明らかにするため、嚥下造影の画像解析を行った。30 フレーム/秒で撮影されたビデオ映像を 1 フレーム毎にビットマップ形式で保存して、視察的に判定した。

嚥下動態の各運動の時間経過を明らかにするため、舌骨前上方挙上の開始時点を基準にして、軟口蓋挙上の開始と終了、舌骨前上方挙上の終了、喉頭蓋反転の開始と終了、喉頭前庭閉鎖の開始と終了、食道入口部開大の開始と終了、の時点を判定した。さらに各項目の終了時間から開始時間を差分し、持続時間を算出した。各運動の開始・終了の判

定は以下の定義 [113]に基づいて行った.

舌骨前上方挙上

開始： 左右の C2 前下端-C4 前上端で作られる直線を水平線として，舌骨が前上方に挙上を開始する 1 フレーム前

終了： 舌骨が後下方に移動を開始した時点

軟口蓋挙上

開始： 軟口蓋の挙上により，鼻咽腔が完全に閉鎖した時点

終了： 再び鼻咽腔が開大した時点

喉頭蓋反転

開始： 喉頭蓋が最大反転した時点

終了： 喉頭蓋が復位した時点

喉頭前庭閉鎖

開始： 披裂と喉頭蓋の接触により喉頭前庭が完全に閉鎖した時点

終了： 再び喉頭前庭が開大した時点

食道入口部開大

開始： 食道入口部に初めて空気が確認された時点

終了： 食道入口部の空気あるいは造影剤が消失した時点

造影剤通過については，口腔咽頭領域を 4 領域に分け，各領域を造影剤前縁が通過開始した時点を判定した.

口腔咽頭領域は以下のように定義した[113] (図 11 A).

口腔咽頭上部領域(UOP)： 硬口蓋・軟口蓋の境界線と下顎下端と C2 前下端で作られる直線に囲まれる領域

喉頭蓋谷領域(EV)： 下顎下端と C2 前下端で作られる直線と喉頭蓋谷を通り声帯に平行な線に囲まれる領域

下咽頭領域(HYP)： 喉頭蓋谷を通り声帯に平行な線と甲状軟骨下縁を通り声帯に平行な線に囲まれる領域

食道領域(ESO)： 甲状軟骨下縁を通り声帯に平行な線より尾側の領域

図 11 Bに嚥下に関わる頸椎以外の構造物を示す. 1は硬口蓋, 2は軟口蓋, 3は舌, 4は舌骨, 5は喉頭蓋, 6は甲状軟骨である.

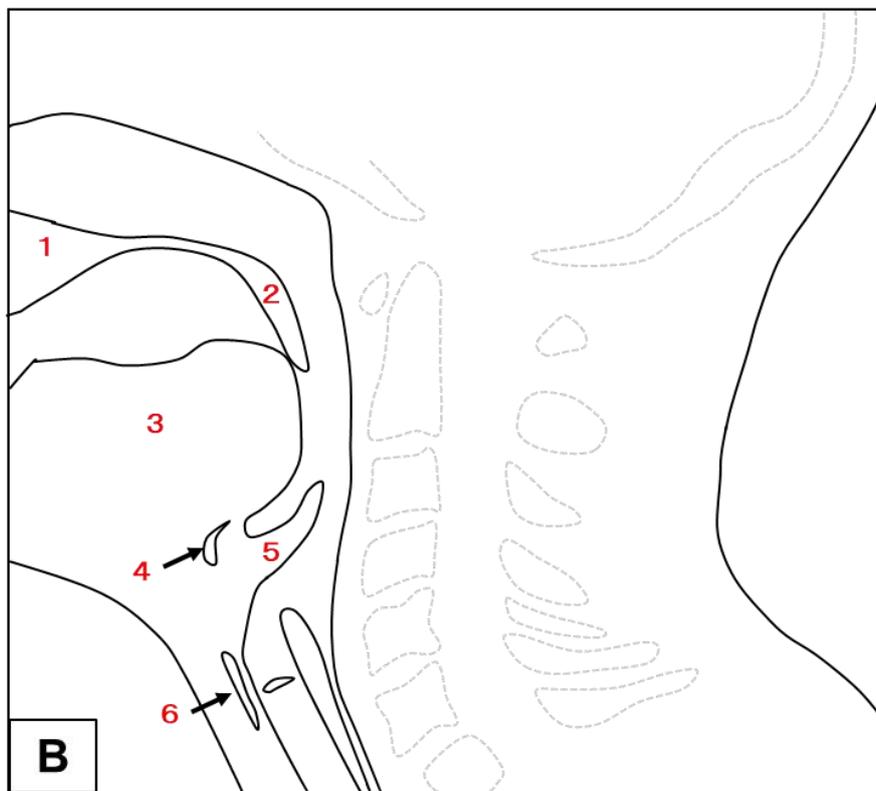
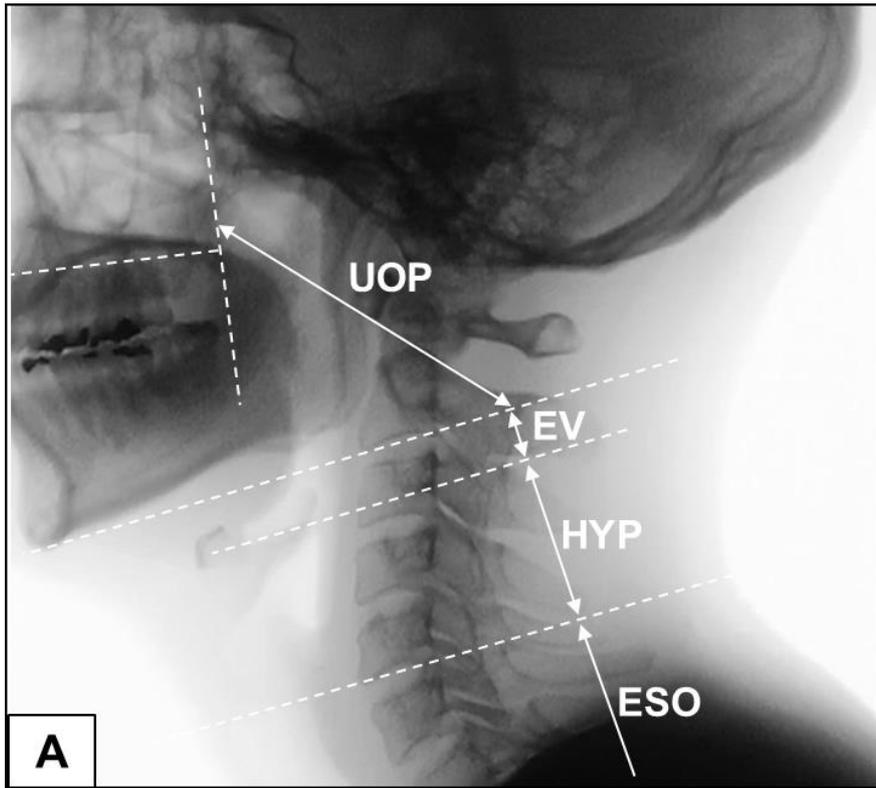


図 11 嚥下動態解析時の指標 A, 口腔咽頭領域の定義
B, 嚥下に関わる頸椎以外の構造物

ORTHOSIS condition と NORMAL condition で、嚥下の各運動の時間経過及び造影剤通過の時間経過に差異があるかどうかを検討するため、対応のある t 検定を行った。全ての検定において有意水準は 5%とした。

3.3.4 実験条件

被験者は、頸椎を含めた頸部疾患の既往がない健常人 39 名（男性 23 名，女性 16 名，年齢 34.3 ± 8.2 歳: mean \pm SD）であった。この被験者 39 名は 3.2 の被験者と同一であった。研究計画については院内倫理委員会で承認を得た。書面による同意の得られた者のみを対象とした。また、本人の意思でいつでも研究から外れられることとした。

頸椎カラー

頸椎カラーとして、Philadelphia® Tracheotomy Collar (Össur, Reykjavik, Iceland) を使用した。被験者の頸の高さと周径に合わせて、small (Circumference: 25.4-33.0 cm, Height: 8.3 cm), medium (Circumference: 33.0-40.6 cm, Height: 8.3 cm), large (Circumference: 40.6-48.3 cm, Height: 8.3 cm) のいずれかを使用した。サイズ選択は、Philadelphia® Tracheotomy Collar 使用説明書に従った。

3.3.5 実験結果

ORTHOSIS condition と NORMAL condition での頸椎運動の差異
4 名の被験者では C7 が抽出できなかった。このため、C0～C6 は 39 名の被験者で解析し、C7 は 35 名の被験者で解析した。
各条件での頸椎の角度変化について表 3 および図 12 に示す。ORTHOSIS condition では、C0～C6 が伸展し、C7 が屈曲していたが、統計学的に有意であったのは C5 の角度変化のみであり (0.47 度の伸展), その他の頸椎の角度変化は全てこれより小さかった。
また C1-6 の頸椎総前彎角は、口腔期で 22.41 ± 1.95 度 (平均 \pm SEM), 咽頭期で 22.49 ± 1.92 度であったが、この変化は統計学的に有意ではなかった ($p=0.84$)。一方、NORMAL condition では、C0 が伸展、C1～C3 が屈曲、C4～C7 が伸展しており、このうち統計学的に有意であったのは C1～C3, C5～C6 の角度変化であった (C1 は 0.98 度の屈曲, C2 は 1.42 度の屈曲, C3 は 0.85 度の屈曲, C5 は 0.74 度の伸展, C6 は 0.71 度の伸展)。また C1-6 の頸椎総前彎角は、口腔期で 24.04 ± 2.41 度, 咽頭期で 22.31 ± 2.33

度であり，1.73 度の減少がみられた ($p<0.01$)。

表 3 角度変化の比較 (カラー装着嚙下と正常嚙下)

	カラー装着嚙下		正常嚙下		比較
	angle change (degree) mean±SEM	p value	angle change (degree) mean±SEM	p value	p value
C0	0.25±0.27	0.36	0.22±0.29	0.45	0.94
C1	0.31±0.26	0.24	-0.98±0.29	<0.01 ++	<0.01 **
C2	0.07±0.23	0.77	-1.42±0.33	<0.01 ++	<0.01 **
C3	0.05±0.17	0.77	-0.85±0.27	<0.01 ++	<0.01 **
C4	0.23±0.18	0.21	0.28±0.16	0.09	0.82
C5	0.47±0.20	0.02 †	0.74±0.22	<0.01 ++	0.26
C6	0.23±0.21	0.28	0.70±0.19	<0.01 ++	0.06
C7	-0.34±0.38	0.37	0.03±0.29	0.92	0.36

頸椎の角度変化のうち条件間で統計学的に有意な差があったのは，C1，C2，C3 であった (全て $p<0.01$)。つまり頸椎カラーを装着することにより，C1-3 の屈曲変化が制限された。C1-6 の頸椎総前彎角については，口腔期と咽頭期いずれにおいても，条件間に統計学的な有意差はなかった (それぞれ $p=0.55$ ， 0.95)。

各条件での頸椎の前後方向の位置移動について表 4 および図 13 に示す。ORTHOSIS condition では C0～C7 全て後方に移動していたが，このうち統計学的に有意であったのは C2 の移動だけであった (0.71mm の後方移動)。一方，NORMAL condition では，C0・C1 が前方に移動し，C2～C7 は後方に移動しており，このうち統計学的に有意であったのは C3～C6 の移動であった (C3 は 0.85mm の後方移動，C4 は 1.04mm の後方移動，C5 は 0.84mm の後方移動，C6 は 0.55mm の後方移動)。また，頸椎の前後方向の位置移動のうち，条件間で統計学的に有意な差はなかった。

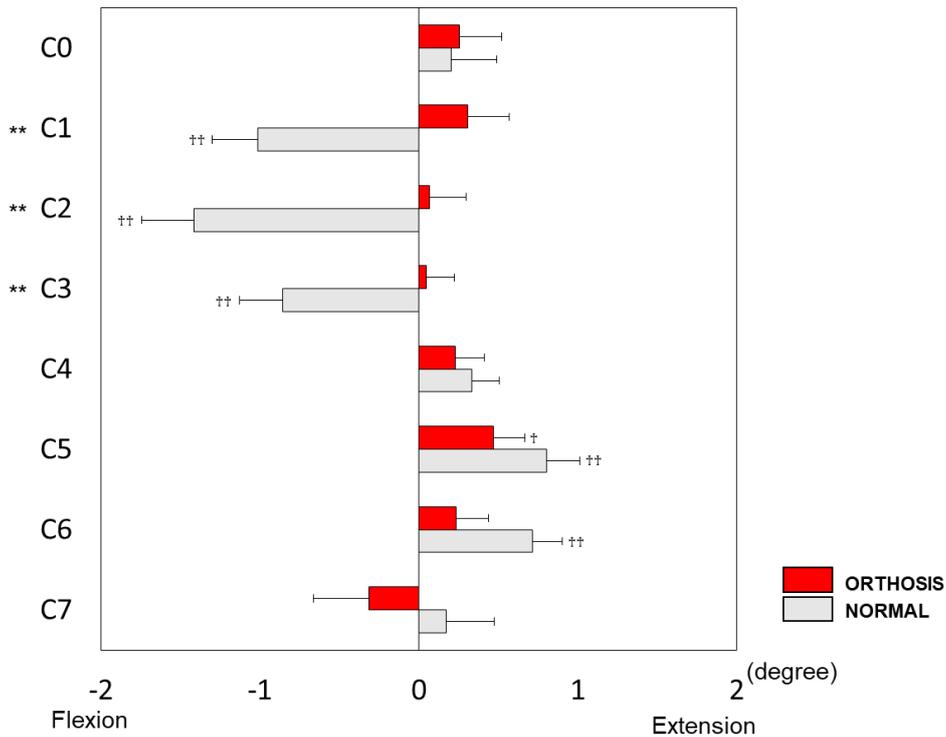


図 12 角度変化の比較 (カラー装着嚙下と正常嚙下)

各条件での頸椎の上下方向の位置移動について表 4 および図 13 に示す。ORTHOSIS condition では C0 が下方へ、C1～C3 が上方へ、C4～C7 が下方へ移動していたが、いずれも統計学的に有意でなかった。一方、NORMAL condition では、C0～C4 が上方へ移動し、C5～C7 が下方に移動しており、このうち統計学的に有意であったのは C1～C3、C5・C6 の移動であった (C1 は 0.31mm の上方移動、C2 は 0.55mm の上方移動、C3 は 0.31mm の上方移動、C5 は 0.15mm の下方移動、C6 は 0.19mm の下方移動)。また、頸椎の上下方向の位置移動のうち条件間で統計学的に有意な差があったのは、C2 と C3 であった (それぞれ $p < 0.01$, $p = 0.02$)。つまり頸椎カラーを装着することにより、C2、C3 の上方移動が減少した。

表 4 移動量変化の比較（カラー装着嚙下と正常嚙下）

	前後方向の移動量					上限方向の移動量				
	カラー装着嚙下		正常嚙下		比較	カラー装着嚙下		正常嚙下		比較
	distance (mm) mean±SEM	p value	distance (mm) mean±SEM	p value	p value	distance (mm) mean±SEM	p value	distance (mm) mean±SEM	p value	p value
C0	0.75±0.43	0.09	-0.42±0.50	0.41	0.06	-0.06±0.12	0.59	0.15±0.15	0.33	0.21
C1	0.65±0.33	0.06	-0.35±0.40	0.38	0.06	0.04±0.12	0.73	0.31±0.11	<0.01 ⁺⁺	0.06
C2	0.71±0.33	0.04 [†]	0.32±0.28	0.27	0.38	0.13±0.11	0.23	0.55±0.15	<0.01 ⁺⁺	<0.01 ^{**}
C3	0.65±0.34	0.06	0.85±0.26	<0.01 ⁺⁺	0.63	0.00±0.11	1.00	0.31±0.10	<0.01 ⁺⁺	0.02 [*]
C4	0.51±0.32	0.12	1.04±0.24	<0.01 ⁺⁺	0.17	-0.02±0.08	0.77	0.08±0.07	0.25	0.24
C5	0.40±0.30	0.19	0.84±0.24	<0.01 ⁺⁺	0.22	-0.13±0.08	0.11	-0.15±0.05	<0.01 ⁺⁺	0.82
C6	0.35±0.29	0.23	0.55±0.20	<0.01 ⁺⁺	0.54	-0.07±0.07	0.32	-0.19±0.06	0.03 ⁺⁺	0.17
C7	0.02±0.27	0.94	0.25±0.20	0.26	0.49	-0.03±0.09	0.74	-0.03±0.06	0.70	0.95

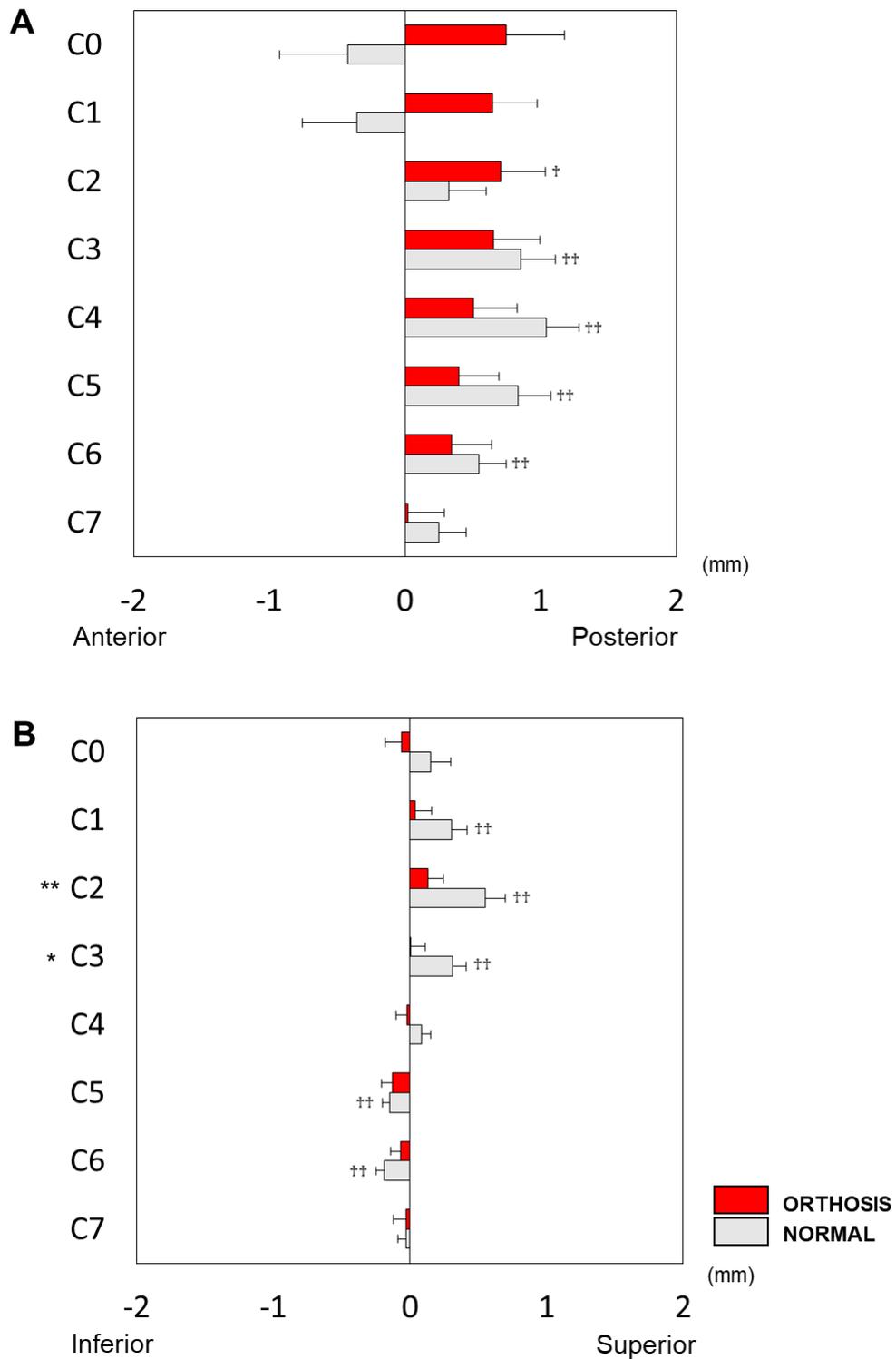


図 13 移動量変化の比較 (カラー装着嚙下と正常嚙下) A: 前後移動 B: 上下移動

ORTHOSIS condition と NORMAL condition での嚥下動態の差異

舌骨前上方挙上開始を基準に、各条件での嚥下動態及び造影剤通過の時間経過を図 14 および表 5 に示す。

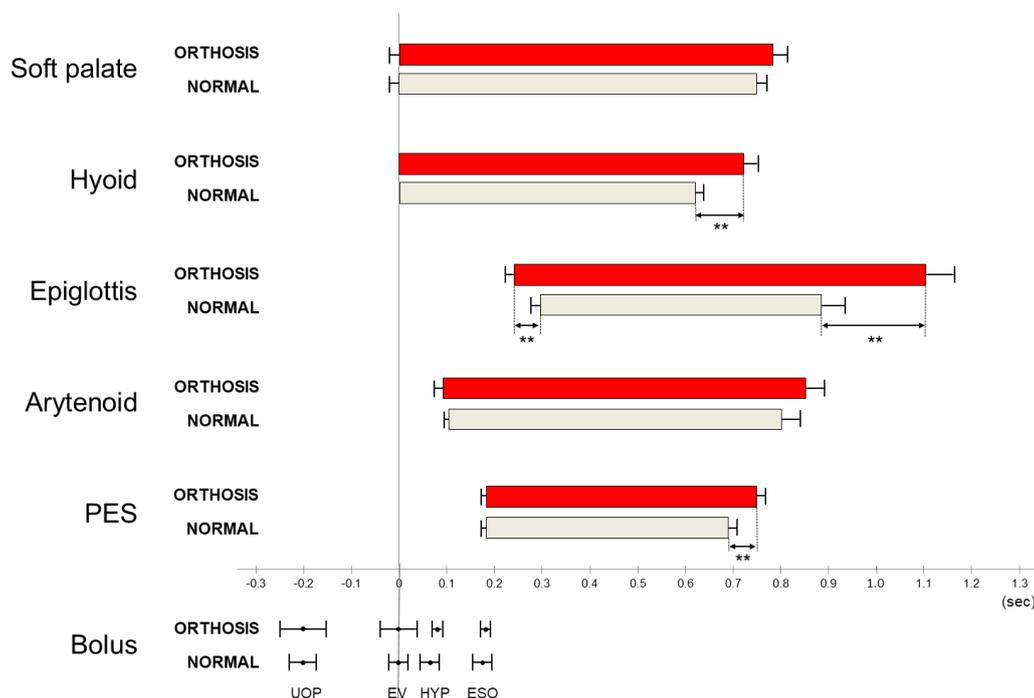


図 14 嚥下動態の比較 (カラー装着嚥下と正常嚥下)

軟口蓋挙上の開始は、舌骨前上方挙上とほぼ同時であった。軟口蓋挙上の開始、終了、持続時間のいずれも、条件間で統計的に有意な差はなかった。

舌骨前上方挙上の終了は、ORTHOSIS condition で 0.71 秒、NORMAL condition で 0.62 秒であり、条件間で統計学的に有意な差があった ($p < 0.01$)。つまり頸椎カラーを装着することにより舌骨前上方挙上の終了が遅くなった。

喉頭蓋反転の開始は、ORTHOSIS condition で 0.23 秒、NORMAL condition で 0.29 秒であり、条件間で統計学的に有意な差があった ($p < 0.01$)。喉頭蓋反転の終了は、ORTHOSIS condition で 1.10 秒、NORMAL condition で 0.89 秒であり、条件間で統計学的に有意な差があった ($p < 0.01$)。つまり頸椎カラーを装着することにより喉頭蓋反転の開始が早まり、終了が遅くなった。喉頭蓋反転の持続時間は ORTHOSIS condition で 0.85 秒、NORMAL condition で 0.66 秒であり、条件間で有意差がみられ

た ($p<0.01$).

喉頭前庭閉鎖の開始, 終了, 持続時間のいずれも, 条件間で統計的に有意な差はなかった.

表 5 嚥下動態の比較 (カラー装着嚥下と正常嚥下)

	カラー装着嚥下 (秒) mean±SEM	正常嚥下 (秒) mean±SEM	p値
Soft palate elevation	0.00±0.02	0.00±0.02	0.93
Soft palate descent	0.79±0.03	0.75±0.02	0.09
Soft palate elevation-descent duration	0.79±0.03	0.74±0.03	0.08
Rapid hyoid anterosuperior movement	0	0	
Hyoid descent	0.71±0.03	0.62±0.02	<0.01**
Rapid hyoid anterosuperior movement-hyoid descent duration	0.71±0.03	0.62±0.02	<0.01**
Epiglottis maximum inversion	0.23±0.02	0.29±0.02	<0.01**
Epiglottis return to rest erect position	1.10±0.06	0.89±0.05	<0.01**
Epiglottis maximum inversion-return to rest erect position duration	0.85±0.06	0.66±0.04	<0.01**
Closure of LV at arytenoid to epiglottic base	0.09±0.02	0.10±0.01	0.27
Reopening of LV at arytenoid to epiglottic base	0.85±0.04	0.80±0.04	0.28
Closure-reopening of LV at arytenoid to epiglottic base duration	0.70±0.04	0.68±0.04	0.21
PES opening	0.18±0.01	0.18±0.01	0.63
PES closure	0.74±0.02	0.69±0.02	<0.01**
PES opening-closure duration	0.56±0.02	0.51±0.02	<0.01**
Bolus position UOP	-0.20±0.05	-0.20±0.03	0.94
Bolus position EV	0.00±0.04	0.00±0.02	0.91
Bolus position HYP	0.08±0.01	0.06±0.02	0.50
Bolus position ESO	0.18±0.01	0.17±0.02	0.41

食道入口部開大の開始では, 条件間で統計的に有意な差はなかった. 食道入口部開大の終了では, ORTHOSIS condition で 0.74 秒, NORMAL condition で 0.69 秒であり, 条件間で統計学的に有意な差があった ($p<0.01$). つまり頸椎カラーを装着することにより食道入口部開大の終了が遅くなった. 食道入口部開大の持続時間は ORTHOSIS condition で 0.56 秒, NORMAL condition で 0.51 秒であり, 条件間で有意差がみられ

た ($p<0.01$).

造影剤通過の開始時間は、すべての領域において、条件間で統計的に有意な差はなかった。

本研究により、フィラデルフィアカラーを装着すると、図 15 に示したように、嚥下時の C1~C3 の角度変化及び C2・C3 の上方移動を制限することが明らかとなった。

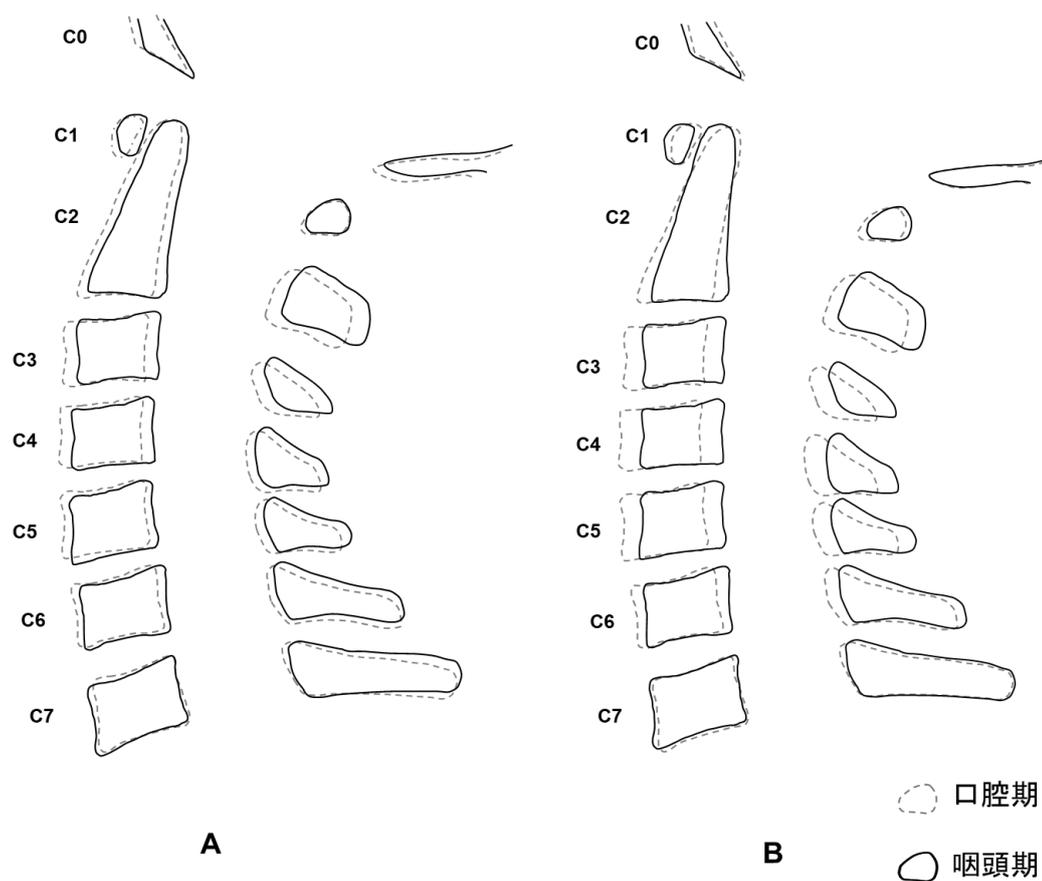


図 15 A: カラー装着嚥下, B: 正常嚥下の頸椎動態の模式図

3.4 テンプレートマッチングを用いた嚥下時 X 線サジタル透視動画 における頸椎棘突起, 頸椎椎体, 頸椎 (棘突起と椎体) の追跡

3.4.1 本節の目的

我々は嚥下と頸椎運動には何らかの関係があると考え、先行研究[56]で正常被験者 39 名の嚥下時 X 線サジタル動画における頸椎の骨運動を解析し、嚥下時に生理的前彎が減少するように骨列アーチが運動していることを明らかにした。また、同じ被験者 39 名にフィラデルフィアカラー (頸部を外部から固定する装具) を装着させ、骨運動を解析した結果、第 1 頸椎 (C1) から第 3 頸椎 (C3) の動きが制限され、嚥下動態にも変化があることが分かった[57]。これらの研究は、嚥下と頸椎運動との関係の一端を明らかにすることができたが、動画フレームから手動で頸椎領域を抽出する必要があったため、限定的なフレームでしか動作解析をすることができず、また症例数を増やして実験することも難しいという問題があった。嚥下は通常、食物が咽頭に送り込まれると同時に、鼻腔閉鎖、喉頭蓋反転、舌骨前上方挙上に伴う喉頭閉鎖、食道入口部開大が起こるなど連続した一連の動作から構成されるが、嚥下障害のある患者では舌尖で食塊をすくい上げる動作が頻発したり、嚥下の口腔期が長くなったり、咽頭期の誘発が遅れたり[114]と、各々の動作のタイミングや順番に変化が起こる。そのため限定的なフレームでのデータ解析では不十分で、多症例を長い時間に渡って、連続的に解析することが必要になる。

そこで本節では、2次元のテンプレートマッチングを用いることによって、嚥下時 X 線サジタル動画における頸椎棘突起, 頸椎椎体, 頸椎 (棘突起と椎体) を自動的に追跡する手法を提案する。この手法では、追跡を始める最初のフレームでは頸椎棘突起, 頸椎椎体, あるいは頸椎を囲むテンプレートを手動で設定しなければならないが、それ以降のフレームでは自動的に追跡することができる。本手法を、頸椎後方固定術を受ける予定の患者の動画に適用した研究結果を示し、臨床系研究者が作成した正解データとの一致度を基準とした性能評価を行う。

3.4.2 テンプレートマッチングを用いた嚥下時 X 線サジタル透視動画における頸椎棘突起の追跡

3.4.2.1 追跡手法の概要

嚥下造影の撮影条件は 3.2 と同一で、嚥下造影は日本摂食・嚥下リハビリテーション学会が作成したマニュアル[105]を参考に行う。造影剤を使用した理由は、先に述べた嚥下の一連動作のタイミングや順番を明確に捉え、そのうえで頸椎運動との関連を明らかにするためである。X 線透視装置は CUREVISTA（日立メディコ社）、ビデオ記録装置は臨床用の DMCAT-2000HL（Panasonic）を使用し、撮影方向は側面とし、画像は 30 フレーム/秒で録画した。被検者は体幹傾斜角と頸部が地面に対して 90 度になるように椅子に座り、紙コップを使用して造影剤を自力摂取する。造影剤は 40%希釈硫酸バリウム液 10ml を用いる。撮影時間は長くても 1 分ほどで、被曝量は最大でも 1.5mGy 程度である。撮影開始時には 1cm の指標を撮影する。画像の解像度は 0.5mm/ピクセルである。

録画した X 線サジタル透視動画の例の最初のフレームを図 16 に示す。



図 16 嚥下造影画像の最初のフレームにおける第 4 頸椎棘突起のテンプレート（白い四角）

追跡手法の概要を図 17 に示す。まず最初のフレーム（フレーム番号 t ）で、第 1 から第 6 頸椎棘突起を囲むバウンダリボックス（以下、テンプレート）を手動で設定する。

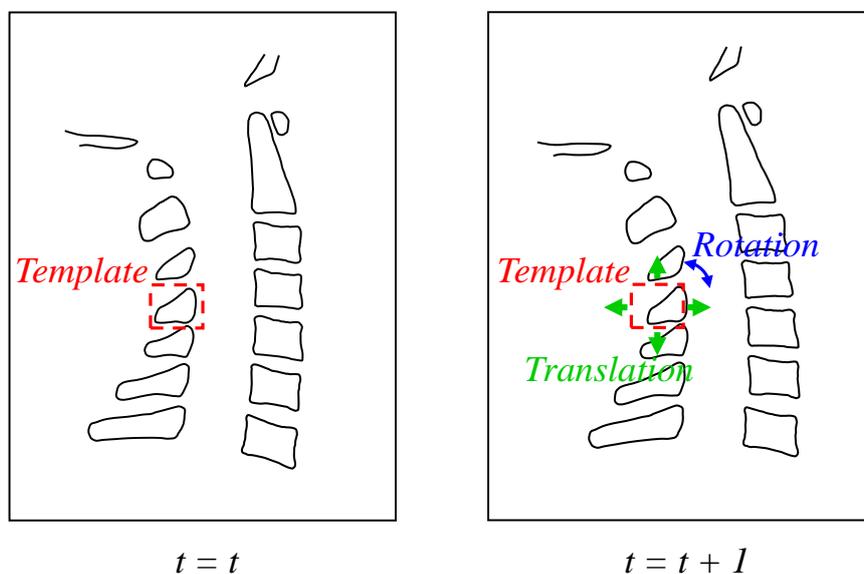


図 17 頸椎棘突起追跡手法

図 16 の白枠は第 4 頸椎棘突起を囲んだテンプレートで、図 18 はその拡大図である。



図 18 図 16 の第 4 頸椎棘突起（白い四角）の拡大図

次のフレーム（フレーム番号 $t+1$ ）では、まずテンプレートを前フレームと同じ位置に設定し、そのテンプレートを、 x, y のそれぞれの方向に、 $\pm U_{tmp}$ ピクセルの範囲で ΔU_{tmp}

ピクセルごとに平行移動させ、さらに $\pm\theta_{tmp}$ 度の範囲で $\Delta\theta_{tmp}$ 度ごとに回転させて新しいテンプレートを作成する。

作成した各テンプレート $T_{u,v,\theta}(x,y)$ と $t+1$ 枚目のフレーム画像 $F_{t+1}(x,y)$ との \cos 類似度 [115]

$$s(u, v, \theta) = \frac{\sum_{x,y}\{T_{u,v,\theta}(x,y) \cdot F_{t+1}(x,y)\}}{\sqrt{\sum_{x,y}(T_{u,v,\theta}(x,y))^2} \cdot \sqrt{\sum_{x,y}(F_{t+1}(x,y))^2}} \quad (3.1)$$

を計算し、その値が最大のテンプレートを最適なテンプレートとする。ただし、式(3.1)において、 (u, v) は平行移動量、 θ は回転角を表す。以降のフレームでは、上記のテンプレートマッチングを繰り返し、対象の頸椎棘突起を追跡する。

3.4.2.2 実験条件

本手法を、頸椎後方固定術を受ける予定の患者 3 名の動画に適用した。追跡対象部位は、第 1 頸椎棘突起から第 6 頸椎棘突起とした。なお、研究参加に対して事前に研究内容を説明のうえ、同意の得られた患者のみを研究対象とした。また、参加者の意思でいつでも研究から外れられることとした。

テンプレートマッチングによる追跡結果の精度評価を行うために、各動画の最初のフレームと第 35 フレームにおける第 1 頸椎棘突起から 6 頸椎棘突起の領域を手動で抽出した正解領域を作成した。

図 19 は図 18 に示した第 4 頸椎棘突起を手動で抽出した正解領域である。



図 19 図 18 に示した第 4 頸椎棘突起を手動で抽出した正解領域

第 1 フレームにおけるテンプレートを，上記手法により，順々に第 35 フレームまで追跡マッチングさせ，当該フレームの最適テンプレートを求める．次に，自動検出した第 35 フレームにおけるテンプレートの並行移動量と回転角に基づき，第 1 フレームの正解領域（手動抽出）を平行移動・回転させたものと，第 35 フレームの正解領域（手動抽出）の一致度合いを Jaccard Index (JI) を用いて評価する．JI は，第 1 フレームの正解領域を平行移動し，回転させたものを $R_{t=1}^{TR}$ ，第 35 フレームの正解領域を $R_{t=35}$ とすると，

$$JI = \frac{R_{t=1}^{TR} \cap R_{t=35}}{R_{t=1}^{TR} \cup R_{t=35}} \quad (3.2)$$

となる．この値は，2 つの正解領域が完全に一致する場合には最大値 1 になり，積領域が小さくなるほど小さくなり，重なり領域がない場合には最小値 0 をとる．頸椎棘突起は通常は画面に垂直な軸まわりにしか回転しないので，その形状や大きさが変わることはなく，追跡が正確なほど，JI 値は 1 に近づく．本研究では JI 値を追跡の正確さを評価する指標値に利用する．

テンプレートの大きさは追跡する頸椎棘突起に合わせて， $(35 \sim 73) \times (26 \sim 50)$ ピクセルの追跡領域を適宜設定した．また， U_{tmp} は 20 ピクセル， ΔU_{tmp} は 1 ピクセル， θ_{tmp} は 2 度， $\Delta \theta_{tmp}$ は 0.5 度の実験的に設定した．第 35 フレームで評価した理由は，

嚥下運動において頸椎が最も大きく動くのは、約 1 秒後の咽頭期であるためである。なお、正解データの作成は臨床系研究者が行った。

3.4.2.3 実験結果

表 6 に、本手法を 3 症例における第 1 頸椎棘突起から 6 頸椎棘突起に適用した結果を示す。全ての頸椎棘突起が平均 85%以上の精度で追跡でき、3 つの症例で平均 82%以上の精度で追跡できた。

表 6 頸椎棘突起の追跡の結果

	Sample A	Sample B	Sample C	Average
C1	0.83	0.86	0.89	0.86
C2	0.80	0.86	0.92	0.86
C3	0.84	0.81	0.93	0.86
C4	0.82	0.85	0.87	0.85
C5	0.86	0.87	0.89	0.87
C6	0.79	0.87	0.93	0.86
Average	0.82	0.85	0.91	

3.4.3 テンプレートマッチングを用いた嚥下時 X 線サジタル透視動画における頸椎椎体の追跡

3.4.3.1 追跡手法の概要

嚥下造影の撮影条件は 3.2 と同一で，嚥下造影は日本摂食・嚥下リハビリテーション学会が作成したマニュアルを参考に行う [105]．X 線透視装置は CUREVISTA（日立メディコ社），ビデオ記録装置は DMCAT-2000HL（Panasonic）を使用し，撮影方向は側面とし，画像は 30 フレーム/秒で録画した．被検者は体幹傾斜角と頸部が地面に対して 90 度になるように椅子に座り，紙コップを使用して造影剤を自力摂取する．造影剤は 40%希釈硫酸バリウム液 10ml を用いる．撮影開始時には 1cm の指標を撮影する．

録画した X 線サジタル透視動画の例の最初のフレームを図 20 に示す．

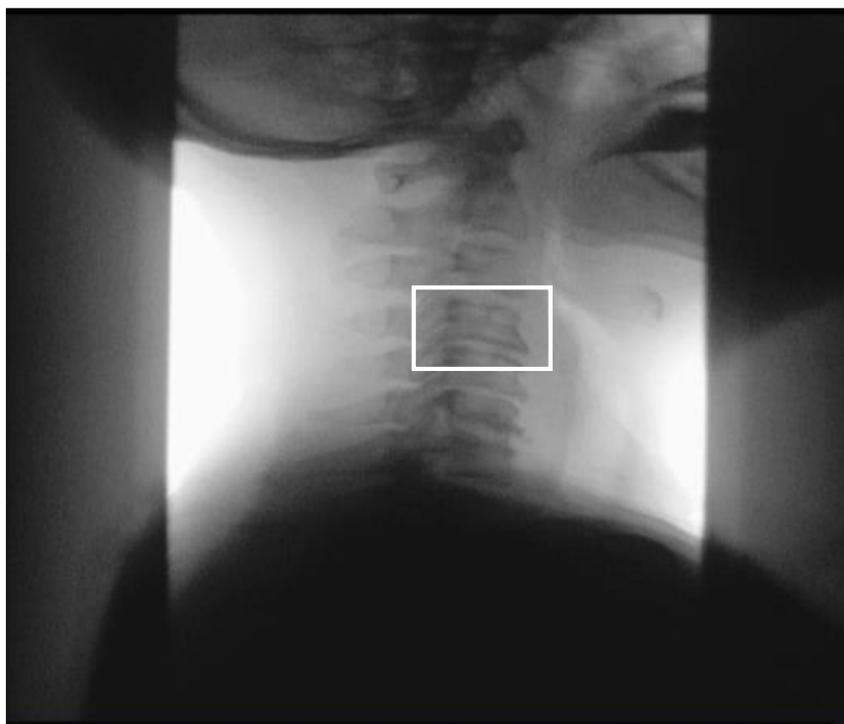


図 20 嚥下造影画像の最初のフレームにおける第 4 頸椎椎体のテンプレート（白い四角）

追跡手法の概要を図 21 に示す。まず最初のフレーム ($t=t$ のフレーム) で、第 1 から第 6 頸椎椎体を囲むバウンダリボックス (以下、テンプレート) を手動で設定する。

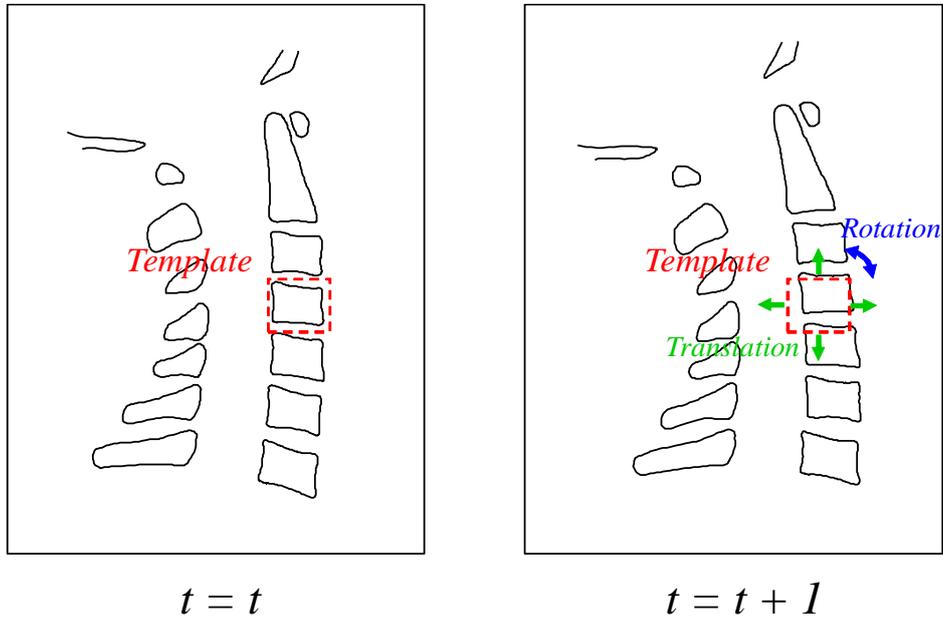


図 21 頸椎椎体追跡手法

図 20 の白枠は第 4 頸椎椎体を囲んだテンプレートで、図 22 はその拡大図である。



図 22 図 20 の第 4 頸椎椎体 (白い四角) の拡大図

次のフレーム ($t=t+1$) では、まずテンプレートを前フレームと同じ位置に設定し、そのテンプレートを、 x,y のそれぞれの方向に、 ± 20 ピクセルの範囲で 1 ピクセル毎に平行移動させ、さらに ± 2.0 度の範囲で 0.5 度毎に回転させて新しいテンプレートを作

成する。cos 類似度を最大化するテンプレートを採用し、境界線を更新する。以降、上記のテンプレートマッチングを繰り返し、対象の頸椎椎体を追跡する。

3.4.3.2 実験条件

本手法を、頸椎後方固定術を受ける予定の患者 3 名の動画に適用した。追跡対象部位は、第 1 頸椎椎体から第 6 頸椎椎体とした。なお、研究参加に対して事前に研究内容を説明の上、同意の得られた患者のみを研究対象とした。また、参加者の意思でいつでも研究から外れられることとした。

テンプレートマッチングによる追跡の精度評価を行うために、各動画の咽頭期（舌骨前上方挙上最高位のフレーム）のフレームと咽頭期の 30 フレーム前のフレームにおける第 1 頸椎椎体から 6 頸椎椎体の領域を手動で抽出した正解領域を作成した。図 23 は図 22 に示した第 4 頸椎椎体を手動で抽出した正解領域である。



図 23 図 22 に示した第 4 頸椎椎体を手動で抽出した正解領域

咽頭期フレームのテンプレートを咽頭期の 30 フレーム前にマッチングし、最適テンプレートを求める。咽頭期フレームの正解領域をその並行移動量と回転角で平行移動、回転させたものと、咽頭期の 30 フレーム前のフレームの正解領域の一致度合いを、JI を用いて評価する。JI は、咽頭期の正解領域を平行移動し、回転させたものを $R_{t=1}^{TR}$ 、咽頭期の 30 フレーム前の正解領域を $R_{t=30}$ とすると、

$$JI = \frac{R_{t=1}^{TR} \cap R_{t=30}}{R_{t=1}^{TR} \cup R_{t=30}} \quad (3.3)$$

となる。この値は、2 つの正解領域が完全に一致する場合には最大値 1 になり、積領域

が小さくなるほど小さくなり，重なり領域がない場合には最小値 0 をとる．頸椎椎体は通常は画面に垂直な軸まわりにしか回転しないので，その形状や大きさが変わることはなく，追跡が正確な程，JI は 1 に近づく．本研究では JI を追跡の正確さを評価する指標値に利用する．咽頭期を基準としたのは，咽頭期は嚥下運動において頸椎が最も大きく動くからである．咽頭期の 30 フレーム前と比較した理由は，嚥下運動は通常 1 秒で終了するからである．なお，正解データの作成は臨床系研究者が行った．

3.4.3.3 実験結果

表 7 に，本手法を 3 症例における第 1 頸椎椎体から 6 頸椎椎体に適用した結果を示す．全ての頸椎椎体が平均 84%以上の精度で追跡でき，3 つの症例で平均 86%以上の精度で追跡できた．

表 7 頸椎椎体の追跡の結果

	Sample A	Sample B	Sample C	Average \pm SD
C1	0.89	0.89	0.86	0.88 \pm 0.02
C2	0.89	0.83	0.81	0.84 \pm 0.04
C3	0.89	0.83	0.90	0.87 \pm 0.04
C4	0.91	0.90	0.88	0.90 \pm 0.02
C5	0.91	0.90	0.89	0.90 \pm 0.01
C6	0.85	0.90	0.82	0.86 \pm 0.04
Average \pm SD	0.89 \pm 0.02	0.87 \pm 0.03	0.86 \pm 0.04	

3.4.4 テンプレートマッチングを用いた嚥下時 X 線サジタル透視動画における頸椎（棘突起と椎体）の追跡

3.4.4.1 追跡手法の概要

嚥下造影の撮影条件は3.2と同一で、嚥下造影は日本摂食・嚥下リハビリテーション学会が作成したマニュアルを参考に行う[105]。X線透視装置はCUREVISTA（日立メディコ社）、ビデオ記録装置は臨床用のDMCAT-2000HL（Panasonic）を使用し、撮影方向は側面とし、画像は30フレーム/秒で録画した。被検者は体幹傾斜角と頸部が地面に対して90度になるように椅子に座り、紙コップを使用して造影剤を自力摂取する。造影剤は40%希釈硫酸バリウム液10mlを用いる。撮影開始時には1cmの指標を撮影する。画像の解像度は 0.5mm/ピクセルである。

録画したX線サジタル透視動画の例の最初のフレームを図24に示す。

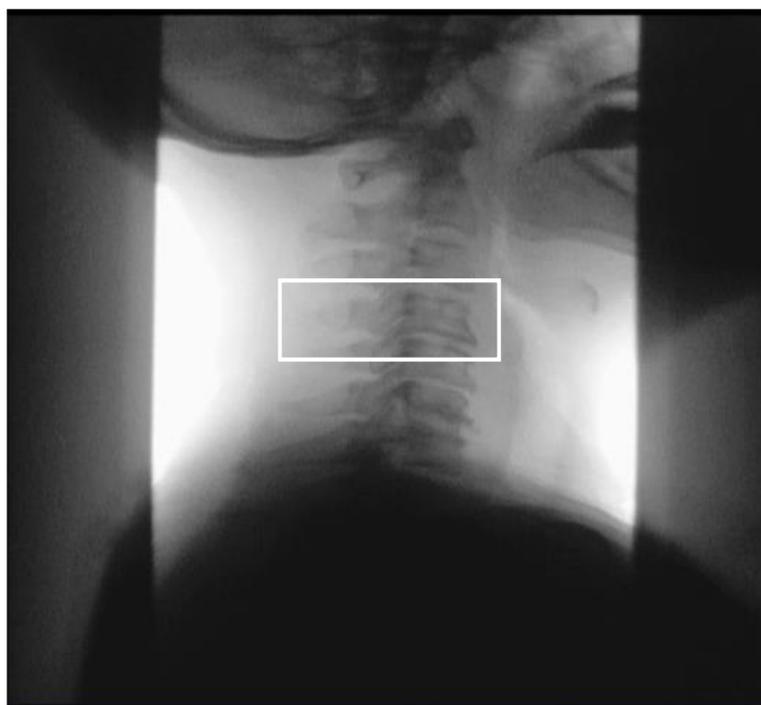


図 24 嚥下造影画像の最初のフレームにおける第 4 頸椎のテンプレート（白い四角）

追跡手法の概要を図25に示す。まず最初のフレーム ($t=t$ のフレーム) で、第1から第6頸椎 (椎体と棘突起) を囲むバウンダリボックス (以下、テンプレート) を手動で設定する。

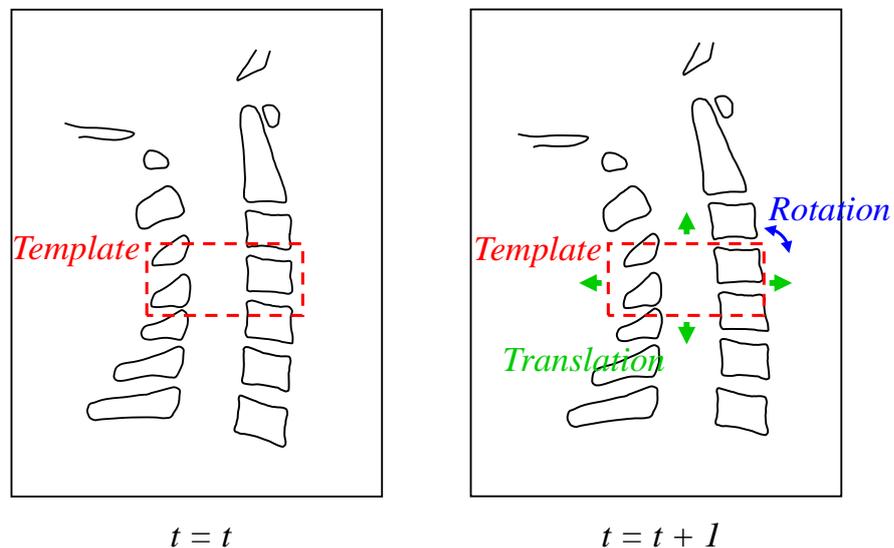


図 25 頸椎 (棘突起と椎体) 追跡手法

図24の白枠は第4頸椎を囲んだテンプレートで、図26はその拡大図である。



図 26 図 24 の第 4 頸椎 (白い四角) の拡大図

次に図27に示すように臨床系研究者が手動で作成した正解領域を2ピクセル拡大した図28のmask画像を作成する。この領域を追跡対象部位とする。



図 27 図 26 に示した第 4 頸椎を手動で抽出した正解領域



図 28 図 27 を 2 ピクセル拡大した mask 画像.

次のフレーム ($t=t+1$) では、まずテンプレートを前フレームと同じ位置に設定し、そのテンプレートを、 x, y のそれぞれの方向に、 $\pm U_{tmp}$ ピクセルの範囲で ΔU_{tmp} ピクセル毎に平行移動させ、さらに $\pm \theta_{tmp}$ 度の範囲で $\Delta \theta_{tmp}$ 度ご透視動画に回転させて新しいテンプレートを作成する。

作成した各テンプレート $T_{u,v,\theta}(x,y)$ と $t=t+1$ 枚目のフレーム画像 $F_{t+1}(x,y)$ とのcos類似度[115]

$$S(u, v, \theta) = \frac{\sum_{x,y}\{T_{u,v,\theta}(x,y) \cdot F_{t+1}(x,y) \cdot \text{mask}(x,y)\}}{\sqrt{\sum_{x,y}(T_{u,v,\theta}(x,y) \cdot \text{mask}(x,y))^2} \cdot \sqrt{\sum_{x,y}(F_{t+1}(x,y) \cdot \text{mask}(x,y))^2}} \quad (3.4)$$

を計算し、その値が最大のテンプレートを最適なテンプレートとする。ただし、式(3.4)において、 (u, v) は平行移動量、 θ は回転角、 mask は、 mask 画像の輝度値を表し、黒色を輝度値0、白色を輝度値1とする。以降、上記のテンプレートマッチングを繰り返し、対象の頸椎を追跡する。

3.4.4.2 実験条件

本手法を、頸椎後方固定術を受ける予定の患者 10 名の動画に適用した。追跡対象部位は、第 1 頸椎から第 6 頸椎とした。なお、研究参加に対して事前に研究内容を説明の上、同意の得られた患者のみを研究対象とした。また、参加者の意思でいつでも研究から外れられることとした。

テンプレートマッチングによる追跡の精度評価を行うために、各動画の咽頭期フレームと咽頭期フレームの 30 フレーム前における第 1 頸椎から 6 頸椎の領域を手動で抽出した正解領域を作成した。

咽頭期のテンプレートを咽頭期の 30 フレーム前にマッチングし、最適テンプレートを求める。咽頭期フレームの正解領域をその並行移動量と回転角で平行移動、回転させたものと、咽頭期の 30 フレーム前の正解領域の一致度合いを、 JI を用いて評価する。 JI は、咽頭期の正解領域を平行移動し、回転させたものを $R_{t=1}^{TR}$ 、咽頭期の 30 フレーム前の正解領域を $R_{t=-30}$ とすると、

$$JI = \frac{R_{t=1}^{TR} \cap R_{t=-30}}{R_{t=1}^{TR} \cup R_{t=-30}} \quad (3.5)$$

となる。この値は、2つの正解領域が完全に一致する場合には最大値 1 になり、積領域

が小さくなるほど小さくなり，重なり領域がない場合には最小値 0 をとる．頸椎は通常は画面に垂直な軸まわりにしか回転しないので，その形状や大きさが変わることはなく，追跡が正確な程， JI は 1 に近づく．本研究では JI を追跡の正確さを評価する指標値に利用する．

テンプレートの大きさは追跡する頸椎に合わせて， 121×176 ピクセルから 51×71 ピクセルのものを設定した．また， U_{tmp} は 20 ピクセル， ΔU_{tmp} は 1 ピクセル， θ_{tmp} は 3 度， $\Delta \theta_{tmp}$ は 0.5 度の実験的に設定した．咽頭期の 30 フレーム前で評価した理由は，嚥下運動において頸椎が最も大きく動くのは，約 1 秒後の咽頭期であるためである．なお，正解データの作成は臨床系研究者が行った．

3.4.4.3 実験結果

表8に、本手法を10症例における第1頸椎から6頸椎に適用した結果を示す。全ての頸椎が平均83%以上の精度で追跡でき、10症例で平均83%以上の精度で追跡できた。

表 8 頸椎の追跡の結果

	C1	C2	C3	C4	C5	C6	Mean± SD
Sample A	0.85	0.82	0.89	0.85	0.88	0.88	0.86± 0.03
Sample B	0.87	0.81	0.89	0.87	0.88	0.87	0.87± 0.03
Sample C	0.84	0.83	0.83	0.82	0.86	0.85	0.84± 0.02
Sample D	0.82	0.86	0.85	0.77	0.83	0.86	0.83± 0.04
Sample E	0.79	0.92	0.87	0.88	0.88	0.86	0.87± 0.05
Sample F	0.82	0.91	0.90	0.81	0.87	0.86	0.86± 0.05
Sample G	0.85	0.91	0.92	0.90	0.91	0.88	0.90± 0.03
Sample H	0.78	0.91	0.89	0.91	0.82	0.87	0.86± 0.06
Sample I	0.84	0.84	0.89	0.89	0.88	0.88	0.87± 0.03
Sample J	0.81	0.92	0.91	0.90	0.85	0.81	0.87± 0.05
Mean±	0.83±	0.87±	0.88±	0.86±	0.87±	0.86±	
SD	0.03	0.05	0.03	0.05	0.03	0.02	

3.5 嚙下時 X 線サジタル透視動画における骨列アーチモデルを用いて計測した頸椎前彎角に基づく頸椎疾患の識別

3.5.1 本節の目的

我々は、先行研究[56]において嚙下時 X 線サジタル透視動画（VF 動画）を使って頸椎の骨運動を解析し、嚙下時に生理的前彎が減少するように骨列アーチが運動していることを明らかにした。また、カラーを装着することで頸椎運動が制限され、嚙下の各運動の時間経過が変化することを明らかにした[57]が、この解析手法は動画中の全てのフレームで頸椎領域を手動で抽出する必要があったため、多症例、多フレームを使った統計解析が難しかった。そこで継続研究で、2次元テンプレートマッチングを用いて、頸椎棘突起[58]と頸椎椎体[59]、頸椎（頸椎棘突起と頸椎椎体）[60]を自動的に追跡する手法を提案した。追跡手法の概要は、最初のフレーム画像で、第1番目から第6番目の頸椎椎体と棘突起を囲むテンプレートをそれぞれ手動で設定する。次のフレームで、前フレームと同じ位置にテンプレートを設定し、平行移動と回転をさせて新しいテンプレートを作成する。作成した各テンプレートと次のフレーム画像との類似度を計算し、その値が最大のテンプレートを最適なテンプレートとする。以降のフレームでは、上記の処理を繰り返し、対象の頸椎椎体と棘突起を追跡する。この手法では、追跡を始める最初のフレームでは頸椎椎体と棘突起を囲むテンプレートを手動で設定しなければならないが、それ以降のフレームでは自動的に追跡することができた。

本節では、上記の手法を使って、嚙下動作中の2秒間に渡る全てのフレームで頸椎椎体と棘突起を抽出し、骨列アーチモデルを用いて頸椎前彎角を測定する。その動態特徴に頸椎異常群と正常群とで差があることを示し、さらにその特徴の差に基づいて頸椎異常群と正常群を識別する手法を提案する。

3.5.2 骨列アーチモデルを用いた頸椎前彎角推移の計測法

N 人のサンプルから得られたVF動画を VF_n ($n = 1 \sim N$)と表す。 VF_n の第 t 番目のフレーム画像を VF_n^t とし、そのフレーム画像に写っている第 c 番目の頸椎椎体と棘突起を3.4章で述べた2次元テンプレートマッチングを用いた追跡手法[58-60]を用い

で抽出する。ただし、 t はフレーム番号を表し、 $t = 1 \sim T$ とする。また、 c は頸椎の番号を表し、 $c = 1 \sim 6$ とする。第 t 番目のフレーム画像における第 c 番目の頸椎椎体と棘突起の領域の重心をそれぞれ $p_n^t(c)$ と $q_n^t(c)$ と表す。図 29 に、 $p_n^t(c)$ と $q_n^t(c)$ の例を示す。

各画像の各フレームにおける椎体重心 $p_n^t(1), p_n^t(2), \dots, p_n^t(6)$ に最小二乗法で直線を当てはめ、これを頸部基準線と呼び、 u_n^t と表す (図 29 の実線)。また、第 c 椎体と棘突起の重心を結んだ直線を頸椎基準線と呼び、 $v_n^t(c)$ と表す (同点線)。 u_n^t と各 $v_n^t(c)$ とのなす角を $\theta_n^t(c)$ とする。 $\theta_n^t(c)$ を f 枚のフレームに渡って平均化した値を

$$\theta_n^{t,f} = \frac{1}{f} \sum_{\tau=t-\lfloor f/2 \rfloor}^{t+\lfloor f/2 \rfloor} \theta_n^\tau \quad (3.6)$$

とする。ただし、 $\lfloor \cdot \rfloor$ は床関数を表す。

本研究では、第 1, 2 頸椎を上位頸椎、第 3 以下を下位頸椎と定義し[116]、上位頸椎の平均なす角と、下位頸椎の平均なす角の差として、頸椎前彎角を以下のように定義する。

$$\varphi_n^{t,f} = \frac{1}{4} \sum_{c=3}^6 \theta_n^{t,f}(c) - \frac{1}{2} \sum_{c=1}^2 \theta_n^{t,f}(c) \quad (3.7)$$

各症例画像 VF_n で、前彎角の平均

$$\mu_n^f = \frac{1}{T} \sum_{t=1}^T \varphi_n^{t,f} \quad (3.8)$$

と標準偏差

$$\sigma_n^f = \sqrt{\frac{1}{T-1} \sum_{t=1}^T (\varphi_n^{t,f} - \mu_n^f)^2} \quad (3.9)$$

を計算し、 $\varphi_n^{t,f}$ を以下のように正規化する。

$$\psi_n^{t,f} = \frac{\varphi_n^{t,f} - \mu_n^f}{\sigma_n^f} \quad (3.10)$$

$\psi_n^{t,f}$ は、 VF_n における頸椎前彎角の推移を表す。

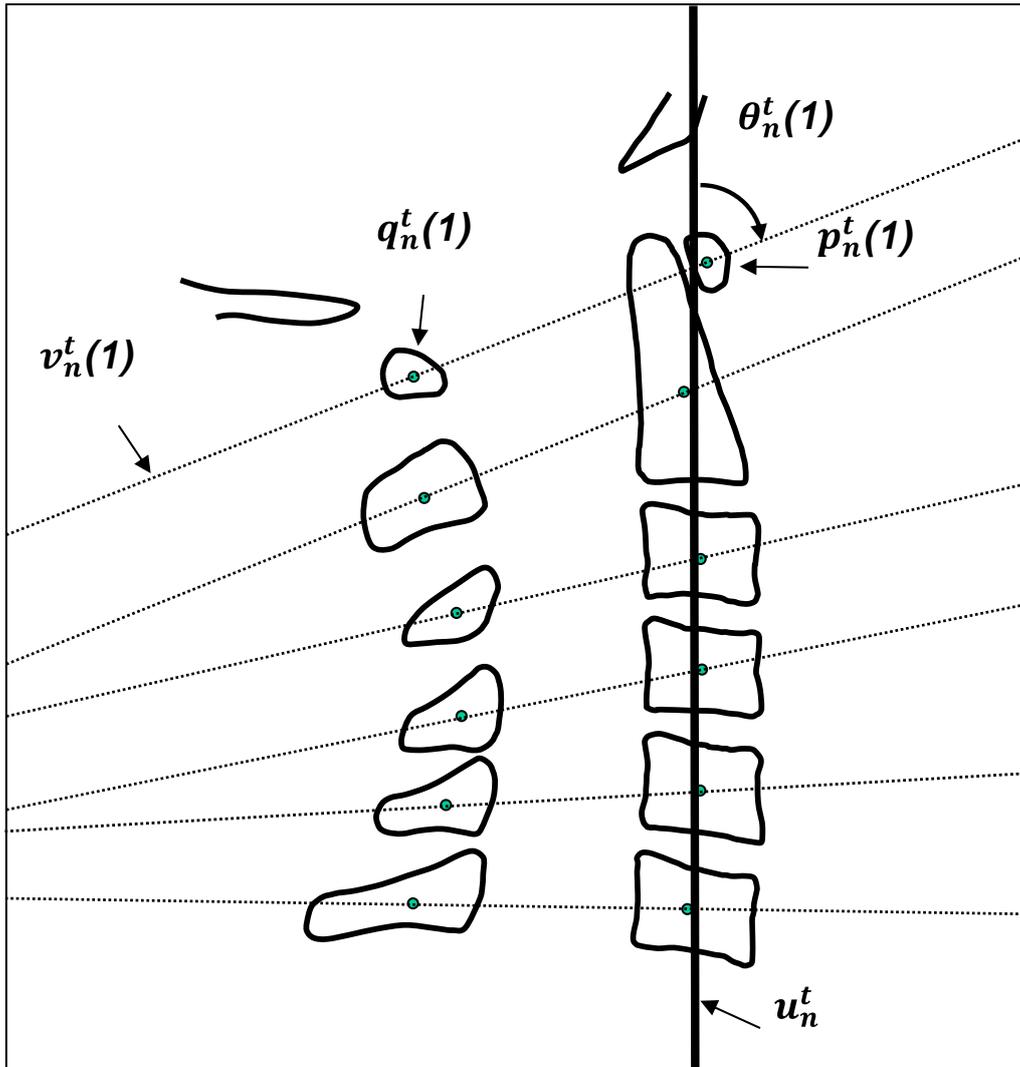


図 29 頸椎前彎角の計測法

図 30-A,B に頸椎疾患を有するサンプルの VF 動画を示す。同図に頸部基準線と頸椎基準線を示す。

文献 113 を参考に、咽頭期は、舌骨前上方挙上最大位とし、口腔期は、咽頭期の 1 秒前 (30 フレーム前) とした。口腔期を咽頭期の 30 フレーム前と定義したのは、嚥下運動は、1~1.5 秒以内で終わる運動であり、被検者は紙コップを使用して造影剤を口に含み、検者の合図で自力摂取する命令嚥下を採用したためである。

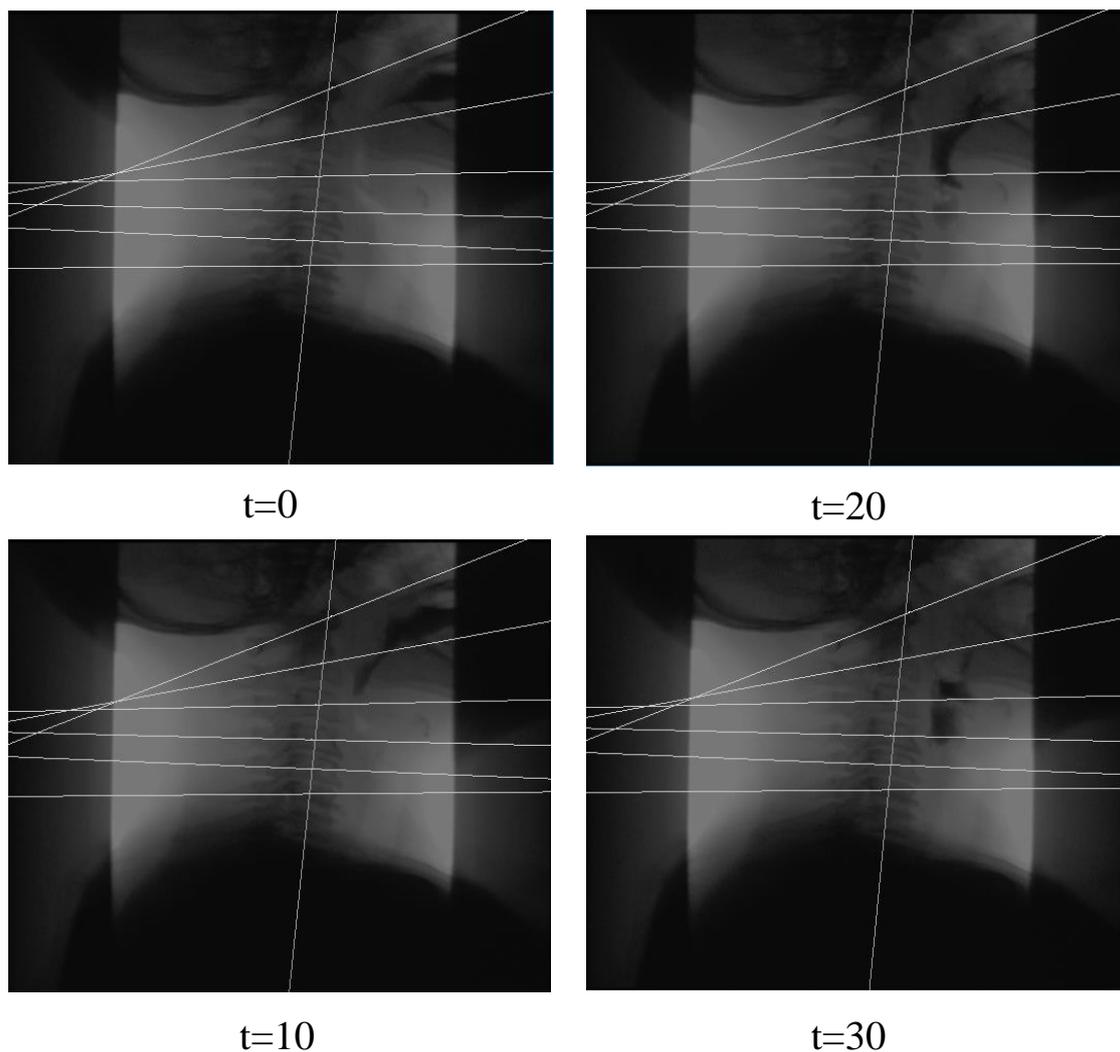


図 30-A, 頸部基準線と頸椎基準線を示した頸椎疾患を有するサンプルの VF 動画
(t=0, 10, 20, 30)

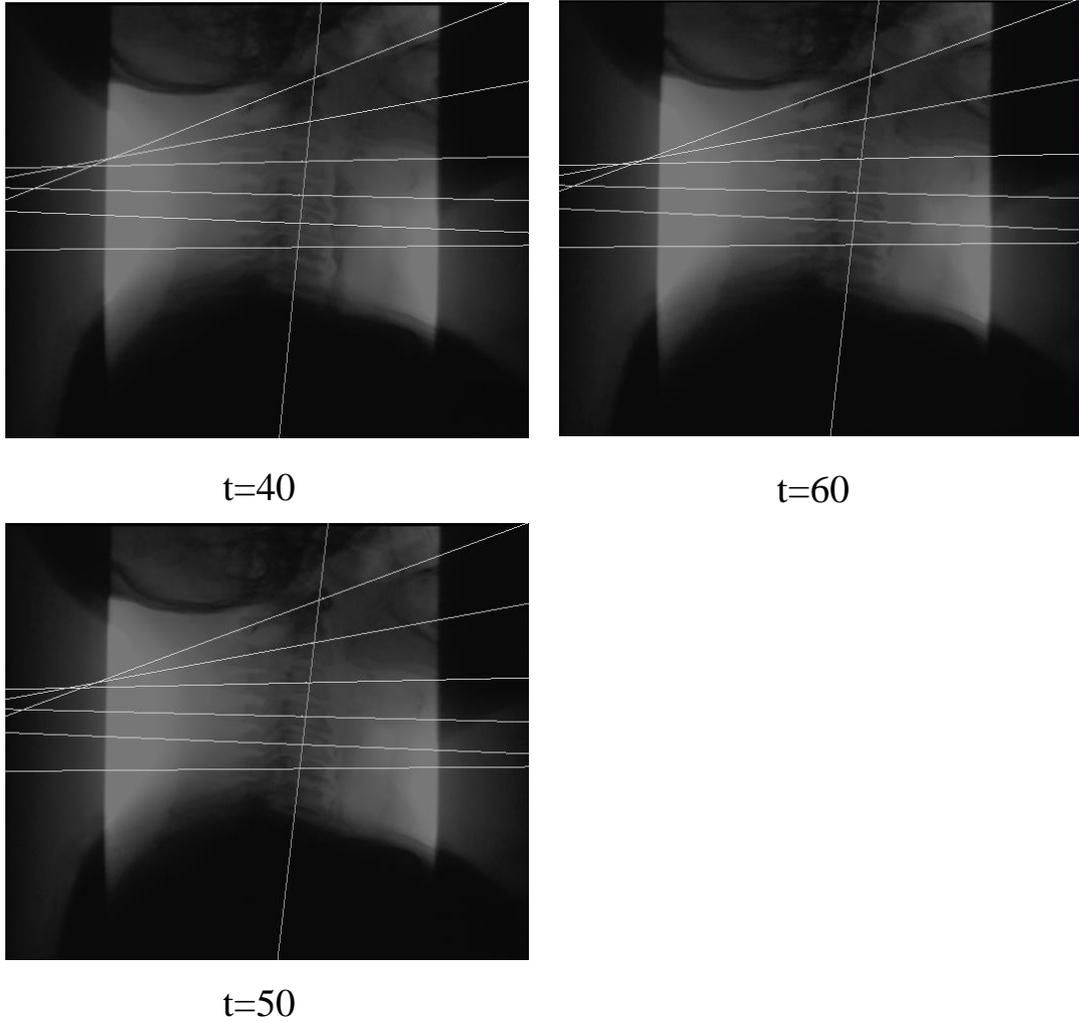


図 30-B, 頸部基準線と頸椎基準線を示した頸椎疾患を有するサンプルの VF 動画
(t=40, 50, 60)

3.5.3 頸椎前彎角推移を用いた頸椎異常, 正常識別法

頸椎疾患を有する患者サンプルの VF 画像を $VF_m^{t,f}$ (ただし, $m = 1 \sim M$), 正常サンプルの VF 画像を $VF_n^{t,f}$ (ただし, $n = 1 \sim N$) と表す. $\psi_m^{t,f}$ と $\psi_n^{t,f}$ の平均推移

$$\bar{\psi}_M^{t,f} = \frac{1}{M} \sum_{m=1}^M \psi_m^{t,f} \quad (3.11)$$

$$\bar{\psi}_N^{t,f} = \frac{1}{N} \sum_{n=1}^N \psi_n^{t,f} \quad (3.12)$$

を求める。テストサンプルの VF 画像における前彎角推移 $\psi_{TS}^{t,f}$ を求め、その異常度 $\delta_{TS,M}^{f,(l)}$ と正常度 $\delta_{TS,N}^{f,(l)}$ をそれぞれ以下の 6 種類の手法で求める ($l = \{1,2,3,4,5,6\}$)。異常度と正常度の差 $\Delta\delta_{TS}^{f,(l)} = \delta_{TS,M}^{f,(l)} - \delta_{TS,N}^{f,(l)}$ を求め、その値がある値より大きい場合は異常、小さい場合は正常と識別する。

異常度と正常度をそれぞれ以下のように計算する。

(1) ユークリッド距離に基づく異常度と正常度

$$\delta_{TS,M}^{f,(1)} = \sqrt{\sum_{t=1}^T (\psi_{TS}^{t,f} - \bar{\psi}_N^{t,f})^2} \quad (3.13)$$

$$\delta_{TS,N}^{f,(1)} = \sqrt{\sum_{t=1}^T (\psi_{TS}^{t,f} - \bar{\psi}_M^{t,f})^2} \quad (3.14)$$

(2) L1 距離に基づく異常度と正常度

$$\delta_{TS,M}^{f,(2)} = \sum_{t=1}^T |\psi_{TS}^{t,f} - \bar{\psi}_N^{t,f}| \quad (3.15)$$

$$\delta_{TS,N}^{f,(2)} = \sum_{t=1}^T |\psi_{TS}^{t,f} - \bar{\psi}_M^{t,f}| \quad (3.16)$$

(3) マハラノビス距離に基づく異常度と正常度

$$\delta_{TS,M}^{f,(3)} = (\psi_{TS}^f - \bar{\psi}_N^f)^T \Sigma_N^{-1} (\psi_{TS}^f - \bar{\psi}_N^f) \quad (3.17)$$

$$\delta_{TS,N}^{f,(3)} = (\psi_{TS}^f - \bar{\psi}_M^f)^T \Sigma_M^{-1} (\psi_{TS}^f - \bar{\psi}_M^f) \quad (3.18)$$

(4) コサイン類似度に基づく異常度と正常度

$$\delta_{TS,M}^{f,(4)} = \frac{\sum_{t=1}^T (\psi_{TS}^{t,f} \cdot \bar{\psi}_M^{t,f})}{\sqrt{\sum_{t=1}^T (\psi_{TS}^{t,f})^2} \cdot \sqrt{\sum_{t=1}^T (\bar{\psi}_M^{t,f})^2}} \quad (3.19)$$

$$\delta_{TS,N}^{f,(4)} = \frac{\sum_{t=1}^T (\psi_{TS}^{t,f}, \bar{\psi}_N^{t,f})}{\sqrt{\sum_{t=1}^T (\psi_{TS}^{t,f})^2} \cdot \sqrt{\sum_{t=1}^T (\bar{\psi}_N^{t,f})^2}} \quad (3.20)$$

(5) 線形判別法に基づく異常度と正常度

推移ベクトルの集合に線形判別法を適用して求めた軸にテストベクトルと平均ベクトルを射影し，その符号付距離を異常度 $\delta_{TS,M}^{f,(5)}$ とする．正常度 $\delta_{TS,N}^{f,(5)}$ は 0 とする．

(6) Support Vector Machine (SVM) に基づく異常度と正常度

推移ベクトルの集合に SVM を適用し，識別境界を求める．その識別境界からの距離を用いて帰属確率を求め，その帰属確率を異常度 $\delta_{TS,M}^{f,(6)}$ と，正常度 $\delta_{TS,N}^{f,(6)}$ とする．コストパラメータの c と RBF カーネルの γ は，それぞれ $c = -3 \sim +3$ ， $\gamma = -10 \sim -8$ の範囲内で探索し，最適なものを決定した．

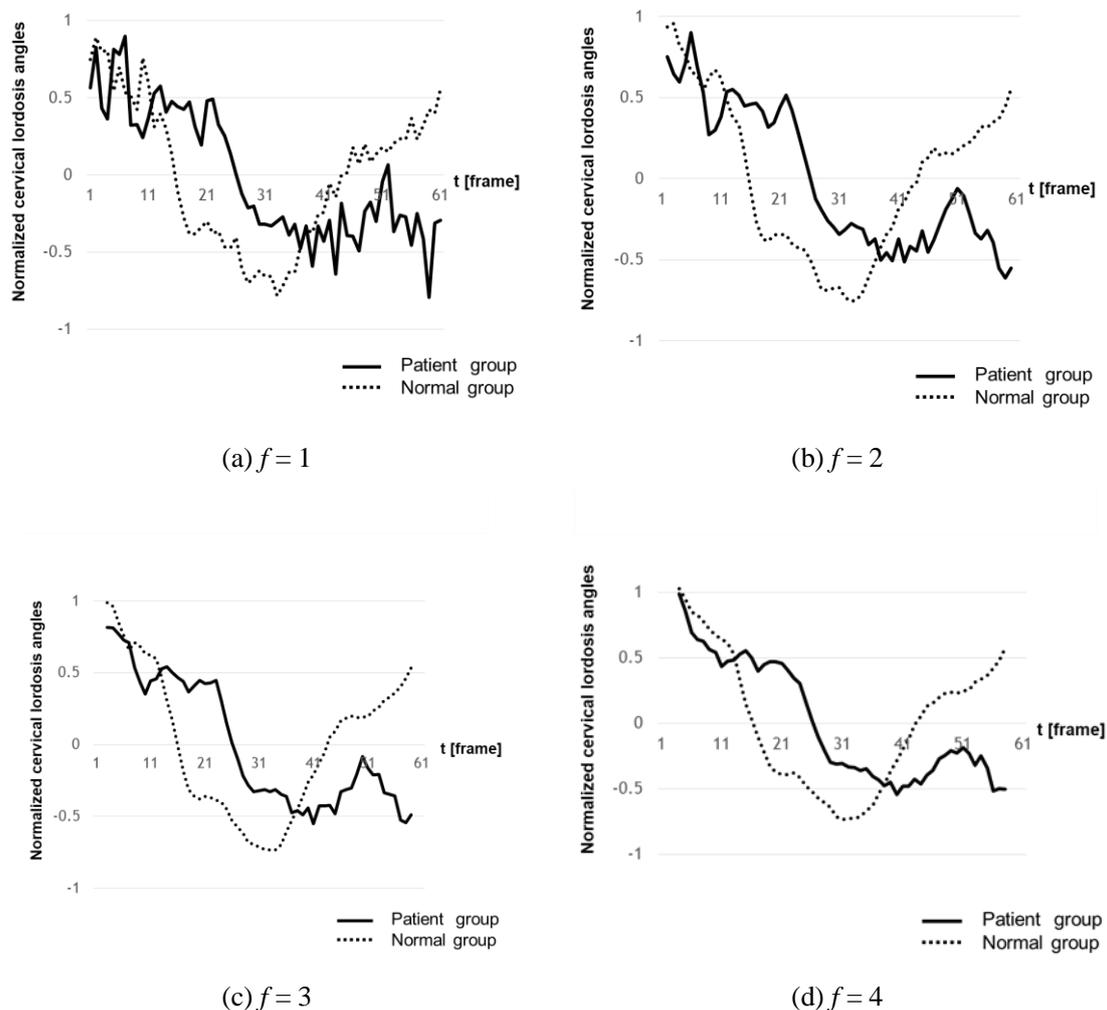
3.5.4 実験

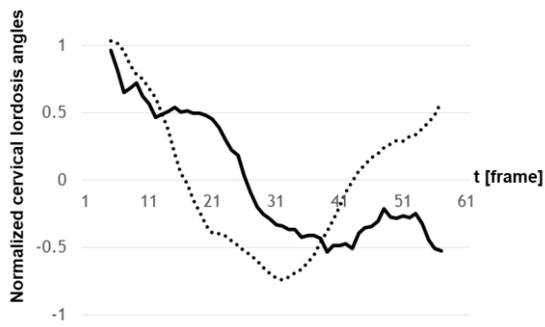
3.5.4.1 実験条件

本手法を、頸椎疾患を有する患者 13 名（頸椎症性脊髄症 8 名，後縦靱帯骨化症 2 名，軸椎骨折 1 名，C3 骨折頸髄 1 名，環軸関節亜脱臼 1 名）（男性 9 名，女性 4 名 平均年齢 62.8 ± 10.9 歳）の VF 動画と正常ボランティア 13 名（男性 8 名，女性 5 名 平均年齢 30.7 ± 8.9 歳）の VF 動画に適用した．なお，本研究は倫理委員会の承認を受けており，研究参加に対して事前に研究内容を説明のうえ，同意の得られた者のみを研究対象とした．また，参加者の意思でいつでも研究から外れられることとした．

3.5.4.2 骨列アーチモデルを用いた頸椎前彎角の平均推移の計測

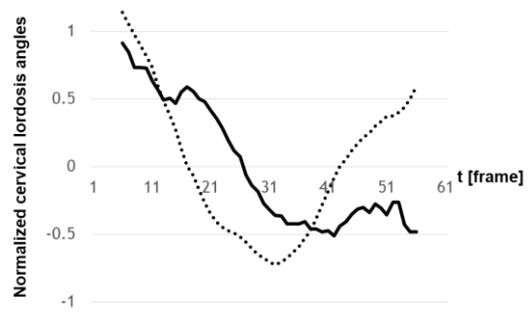
図 31 (a) に患者群（実線）と正常群（点線）の平均推移を示す．





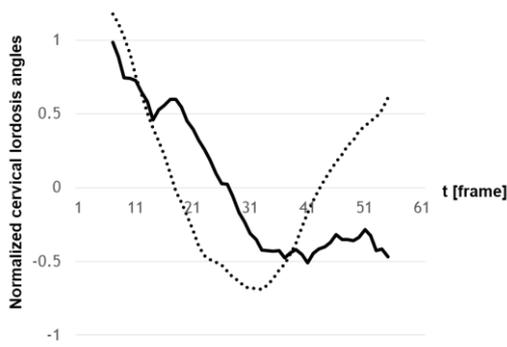
— Patient group
 Normal group

(e) $f=5$



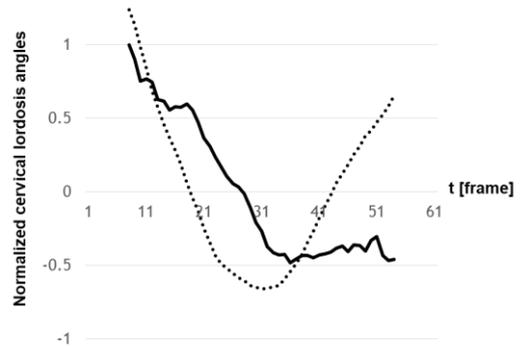
— Patient group
 Normal group

(f) $f=6$



— Patient group
 Normal group

(g) $f=7$



— Patient group
 Normal group

(h) $f=8$

図 31 $f=1,2,3,4,5,6,7,8$ の頸椎前彎角の平均時間推移

3.5.4.3 頸椎前彎角推移を用いた頸椎異常，正常識別精度評価

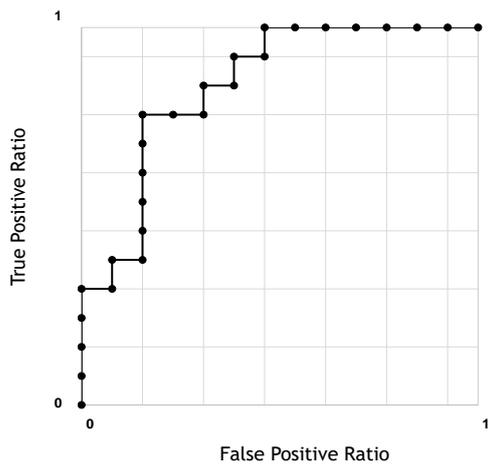
異常群と正常群の頸椎前彎角の時間推移 $\psi_m^{t,f}$ と $\psi_n^{t,f}$ を， $f=1,2,3,\dots,8$ で平滑化し，それぞれ61,59,57,...,47次元の特徴ベクトルを生成する．図31の(b)から(h)に， $f=2,3,4,5,6,7,8$ の場合の頸椎前彎角の平均時間推移を示す．ただし， $f=1$ は平滑化しないことに相当し，その平均時間推移は図31の(a)となる．

それぞれの特徴空間に主成分分析を適用し，1～61次元，1～59次元，1～57次元，...，1～47次元まで次元削減する．ただし，61,59,...,47は次元削減していないことを表す．これらの平滑化と次元削減によって合計432個の特徴空間を生成し，それぞれの特徴空間で，3.5.3節の6つの指標値 $\Delta\delta_{TS}^{f,(l)}$ ($l = \{1,2,3,4,5,6\}$)に基づき，leave one out法による識別実験を行った．ただし，サンプル数以上の特徴空間は除外し，3.5.3節の(4)コサイン類似度，(5)線形判別分析と(6)SVMでの識別の際は，2次元以上の特徴空間を用いた．識別実験の精度はROCカーブの曲線下面積 Area Under Curve (AUC)により評価した．

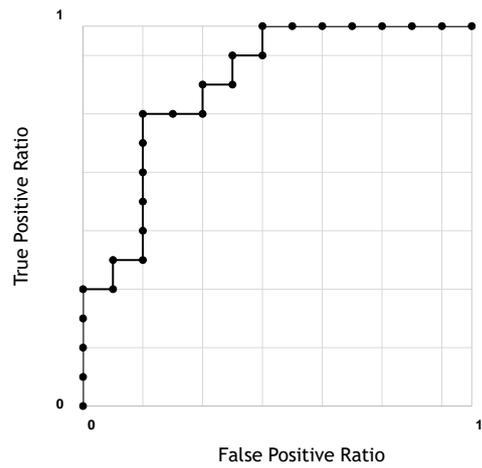
それぞれの指標値で得た最大のAUCと，そのときの平滑化フレーム数 f ，次元削減して生成した特徴空間の次元数を表9に示す．SVMは， $c = 2^{-2}$ ， $\gamma = 2^{-9}$ の場合などにAUCが1.0の値を取った．各指標値でAUCが最大となったROCカーブをそれぞれ図32(a)から(f)に示す．6つのAUCの差をDelong検定[117]を用いて有意差検定した結果，指標値(6)と(1),(2),(3),(4),(5)のそれぞれは有意差があることが分かった(いずれも $p < 0.05$)．

表9 指標値，最大AUC，平滑化フレーム数，圧縮次元の関係

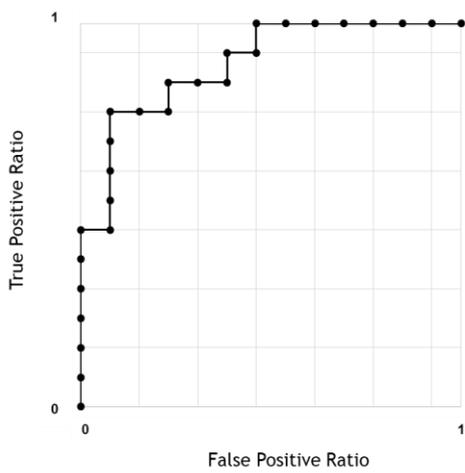
指標値	最大AUC	平滑化 フレーム数 f	次元削減して生成した特徴空間の次元数
(1) ユークリッド距離	0.846	3	1
(2) L1距離	0.846	3	1
(3) マハラノビス距離	0.893	6	11
(4) コサイン類似度	0.757	1	2
(5) 線形判別法	0.811	1	2
(6)SVM	1.000	6	11



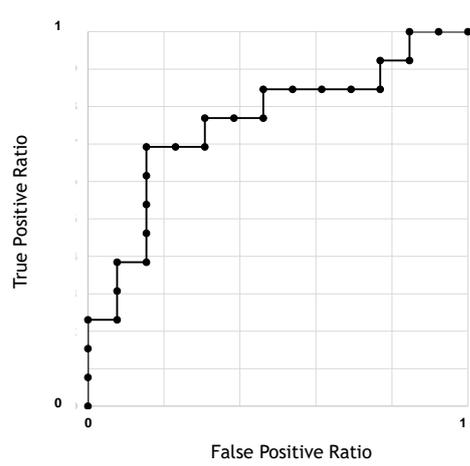
(a) ユークリッド距離



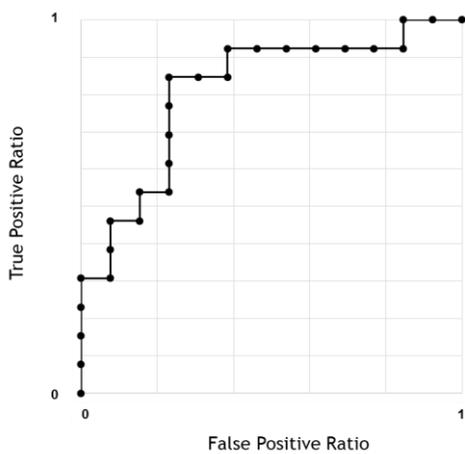
(b) L1距離



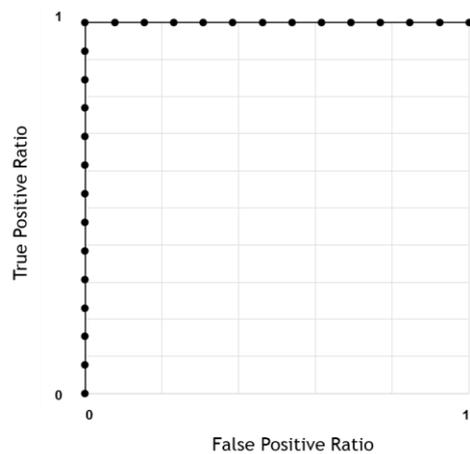
(c) マハラノビス距離



(d) コサイン類似度



(e) 線形判別法



(f) SVM

図 32 6つの指標値で求めた識別実験のROCカーブ

3.5.4.4 異常群と正常群の各時刻における識別精度評価

異常群と正常群の前彎角の平均推移の各時刻で Wilcoxon の順位和検定を行った。その結果、 $f=1$ の場合は $t = 18,19,21,22,23,27,28,29,47,56,58$, $f=2$ の場合は $t = 17,18,19,20,21,22,23,24,58,59,60$, $f=3$ の場合は $t = 18,19,20,21,22,23,24,58,59$, $f=4$ の場合は $t = 18,19,20,21,22,23,24,25,56,57,58$, $f=5$ の場合は $t = 18,19,20,21,22,23,55,56,57$, $f=6$ の場合は $t = 18,19,20,21,22,23,55,56$, $f=7$ の場合は $t = 19,20,21,22,23,24,54,55$, $f=8$ の場合は $t = 19,20,21,22,23,24,29,53,54$ で有意差が認められた (いずれも $p<0.05$)。このことから、異常群と正常群では、どんな f でも差があるのは、 $t=19, 21, 22, 23$ であった。各時刻における異常と正常の識別においては、 $t=19, 21, 22, 23$ で、識別できる可能性がある。

第4章 考察

4.1 骨列アーチモデルを用いた動態解析について

骨列アーチの動態解析については、これまで手動解析であった。我々は、骨列アーチモデルを作成し、頸椎にそれを適応し、世界で初めて経時的動態解析に成功した。また、その動態特徴を用いて頸椎異常と正常を識別できる可能性があることを示した。こちらも我々の調査した限り世界初である。今後は、他の骨列アーチである、胸椎、腰椎、手部、足部に応用を進め動態解析に貢献する。本研究では骨列アーチが一か所で一方向にのみ湾曲する基本的な湾曲パターンの動態解析を行ったが、胸椎側弯症のように骨列アーチが複数の位置や方向に湾曲している場合もある。今後は、そのような症状の解析もできるように骨列アーチモデルを発展させる必要がある。

4.2 テンプレートマッチングによる解析手法について

3.1（嚙下と頸椎に関するこれまでの研究）の調査から、我々は嚙下と頸椎運動には何らかの関係があると考え、正常被験者 39 名の嚙下時 X 線サジタル動画における頸椎の骨運動を解析し、嚙下時に生理的前彎が減少するように骨列アーチが運動していることを明らかにした。また、カラーを装着することで頸椎運動が制限され、嚙下の各運動の時間経過が変化することを明らかにした。これらの研究においては、嚙下と頸椎運動との関係の一端を明らかにすることができたが、動画フレームから手動で頸椎領域を抽出する必要があったため、限定的なフレームでしか動作解析をすることができず、症例数を増やして実験することも難しいという問題があった。側面嚙下造影動画の特徴として、頸椎は平行移動と回転のみの運動である。そこで、2次元テンプレートマッチングによる位置検出[115]を解析法として選択することとした。

テンプレートマッチングによる位置検出は、コンピュータ画像処理の分野では、広く応用されており、医用画像解析においても、種々の応用[118]がなされている。例えば、胸部 X 線写真からの結節自動検出のための初期結節候補検出法とテンプレートマッチングを用いる偽陽性削減法では、画像データベースの腫瘍画像 125 枚を用いて、性能を評価した結果、感度は 96%であった[119]。胸部単純 X 線画像から肺野領域を正確に抽

出し、肺野形状の個人差の影響を軽減する方法を胸部 X 線画像 257 枚に適用し肺野領域の抽出を行った結果は、精度、感度、特異度は、平均でそれぞれ 0.981 ± 0.009 , 0.899 ± 0.063 , 0.995 ± 0.006 となり、有効性が確認されている[120]. 腫瘍状陰影の初期検出を行った実験では、30 例の胸部 X 線写真に適用し、93%の検出感度を得ている[121]. 遺伝的アルゴリズムを利用したテンプレートマッチング法の提案で、従来のテンプレートマッチング法と比較した結果では、全探索の約 3%の探索回数で高速に正解を得ることができ、それらの手法を胸部 X 線画像で結節状陰影の検出に適用したところ、真陽性率 70%, 画像当たりの偽陽性数 17 個という結果が報告されている[122]. 胸部 X 線画像の撮影方向と画像の向きを正しく認識する手法の開発では、四つの向きの様々なタイプの症例の前面と側面のテンプレート画像と未知画像との相関値を求めた結果、テスト画像として用いた 400 枚画像の撮影方向と画像の向きを、全て正しく認識した[123]. 胸部 X 線写真からの結節自動検出のための手法においても、画像データベースの腫瘍画像 125 枚を用いて、提案した結節自動検出法の性能を評価した結果、データセットの平均として、感度が 60.1, 64.1, 69.7%のときの画像 1 枚当たりの平均偽陽性数は、6.6, 7.6, 9.1 であった[124]. 乳癌の検出においても、乳房 X 線画像において胸壁付近に存在し一部領域の欠損した腫瘍陰影を検出することを目的とした濃度勾配による集中度と扇型腫瘍モデルによるテンプレートマッチングを用いた方法では、従来の手法では検出が困難であった欠損腫瘍陰影 12 個の内 10 個の検出が可能であった[125]. 脳においても、頭部 X 線規格写真の客観的な分析方法の開発では、5 枚の頭部 X 線規格写真に適用したところ、全ての段階においてエラーなく自動的に分析を行うことができている[126]. 頭蓋底に存在する計測点の自動抽出も可能と報告されている[127]. その他、顎関節症患者の顎運動軌跡測定[128]や、膝関節の動態解析にも応用されている[129]. 心電図の検出においても、ホルター心電図解析システムにおける心電図波形分類の応用において、検出数に対して分類ミスは 3%と良好な結果を得ている[130]. また、CT においても胸部 CT 画像の自動患者認識法において、100 症例の胸部 CT 画像の識別結果は、全肺野領域において AUC は 0.912 と高精度であった[131]. 胸部 CT 画像 17 例を用いた腫瘍陰影の自動検出アルゴリズムでは、診療放射線技師が見落とす腫瘍陰影に対してどれくらい検出できるか検討した報告においても、真陽性率は 100%とならなかったが、一定の精度を得た[132]. 胸部 X 線 CT 上、肺腫瘍全体にすりガラス陰影を呈する症例

や腫瘍が胸壁・血管と接している症例に対しても適用できる腫瘍領域抽出法の結果においても、腫瘍領域のみを抽出できることが報告されている[133]。三次元物体モデルを用いた偽陽性陰影削減の手法においても、精度を担保したまま、計算時間を従来の約 34 [分/陰影] から約 4.9 [秒/陰影] に短縮でき、有用性が確認された[134]。肺定位放射線治療を施行した患者 11 例を対象として、X 線シミュレーターで解析した頭尾方向の肺腫瘍変位量と商用の呼吸同期照射システムで得られた背腹方向の腹壁変位量のフェーズ相関性を評価した。結果は、測定した腫瘍位置と腹壁変位量が予測した腫瘍位置のずれ量を計算して評価し、相関係数の絶対値は 0.89 から 0.97 の範囲内であった[135]。肝臓癌等の検出においても、上腹部の造影 CT 画像を読影する際の自動画像選択システムを開発においても、11 例の上腹部 CT 検査に適応した結果、7.0 または 7.5mm スライス厚の CT 画像で正確に自動選択された画像セットの割合は 1 例につき $86.6 \pm 15.3\%$ 、1.25mm 厚の CT 画像では $79.4 \pm 12.4\%$ および $86.4 \pm 10.1\%$ であり、CT 画像の読影とデジタルサブトラクション画像作成の補助として有用と報告されている[136]。肝臓領域の単純 CT 画像と造影 CT 画像の同じスライス面を高い正確度で認識する方法についても、単純 CT 画像と造影 CT 画像の全スライスに対して、同じスライス面が正しく認識された割合は 100.0%(22 枚/22 枚)であった[137]。アクティブ探索を用いた転移性肝腫瘍の検出においても、実験の結果、従来の全探索に比べ検出率が向上し、照合回数を 50 分の 1 にした[138]。脳 MRI における病変検出においても、MR 画像におけるラクナ梗塞の検出法では、テンプレートマッチングを応用することにより、最終的な性能は、真陽性率が 96.8% のとき、偽陽性数 0.32 個/スライス 画像となった[139-142]。心臓や大腸などの血管造影検査における血管の検出においては、MRI を使った冠動脈検査において、テンプレートマッチングにより冠動脈を全フレームにおいて抽出することで各フレーム間の冠動脈の動きを追跡し、冠動脈の動きの少ないフレームを静止相とする手法が提案されている[143]。冠動脈造影像上における血管の動きを追跡する方法においても、造影剤の消退時も含めて動きの追跡に関し良好な結果が得られた[144]。血管モデルのテンプレートマッチングによる眼底画像上の主幹動静脈認識精度においても、従来法の 73.9% から 82.7% に向上したとの報告がある[145]。潰瘍性大腸炎の診断における内視鏡所見分類において、血管本数のしきい値に対する高さとし検病理組織所見との相関係数 0.7288 が得られている[146]。このようにテンプレートマッチングはその精

度から様々な医用画像における応用が報告されている。しかし、骨列アーチの動態解析において応用されたことはなかった。

そこで、2次元のテンプレートマッチングによる位置検出を応用することによって、嚙下時 X線サジタル動画における頸椎（棘突起と椎体）を自動的に追跡する手法を開発した。この手法では、追跡を始める最初のフレームでは頸椎を囲むテンプレートを手動で設定しなければならないが、それ以降のフレームでは自動的に追跡が可能である。前述のように本論文では、最初のフレームにおける頸椎の抽出は手動で行った。これは、頸椎の自動抽出それ自身が難しい問題であること、また本論文では抽出手法の自動化よりも動態解析に主眼を置いていることによる。ただし、今後はより多くの症例を解析するために、自動抽出が必要になると考える。また、次フレーム以降の頸椎の追跡にはテンプレートマッチングを用いた。物体追跡の手法は様々なものが提案されているが、頸椎は剛体であること、通常は画面に垂直な軸周りの回転しかしないこと、また画面に平行な方向にしか並行移動しないこと、コントラストが低く SIFT などの特徴抽出が難しいことからテンプレートマッチングを採用した。

4.3 正常嚙下時の頸椎の動態解析について

咽頭期において、C1～C3は屈曲し、C5,C6は伸展していた。またC3～C6は後方に移動し、C1～C3は上方に移動し、C5,C6は下方に移動していた。すなわち、嚙下時に頸椎は生理的前彎が減少するように骨列アーチが運動していることがわかった。

嚙下時に頸椎の生理的前彎が減少する理由は明らかでない。嚙下に直接関与する筋の活動は詳細に研究されている[114]が、それらの筋と、C0と頸椎の運動に関与する筋[147]が嚙下時にどのように関係するのかについて検討した研究はない。著者らは、嚙下に直接関与する筋と、C0と頸椎の運動に関与する筋は、動作筋と固定筋の関係にあるのではないかと推測している。嚙下運動のような動態な運動を円滑に行えるように、C0と頸椎の筋は、C0と頸椎を安定させるように働いており、結果として、頸椎の生理的前彎が減少する運動が起こっているのではないかと考えている。

嚙下しやすい姿勢として頸椎前屈やあご引き姿勢[101]が知られている。この姿勢は、咽頭腔を広げるだけでなく、頸椎の生理的前彎を減少させる姿勢でもある。従って、

C0 と頸椎の関節運動の点からも、頸椎前屈やあご引き姿勢は嚥下にとってよい姿勢であると考えられる。

本研究の結果は、正常嚥下の際には頸椎の関節運動があるということを示している。このことは、頸椎の関節運動が制限された状態では自然な嚥下が阻害される可能性を示唆する。頸椎の運動が嚥下にどの程度の影響を及ぼしているのかを明らかにすることは、今後の課題である。

本研究の結果は嚥下時の頸椎の運動の基礎データとして利用できる。但し、本研究では、いくつかの制限がある。本研究では、正常嚥下時の頸椎運動の解析のデータを得ることを目的としていた。そのため、対象が比較的若年層であり、高齢者のデータは含まれていない。正常嚥下時の解析を行うため座位で液状造影剤の嚥下評価を行い臥位での評価や粘度の高い食物での評価は行っていない。特徴的な嚥下の評価を行うため口腔期と咽頭期のみを比較を行った。

本研究では、嚥下時に頸椎は生理的前彎が減少するように骨列アーチが運動していることが明らかとなった。しかし、その機能的意味の解明については、今後さらなる検討が必要である。

4.4 カラー装着時の正常嚥下時の頸椎の動態解析と嚥下の動態解析について

本研究により、フィラデルフィアカラーを装着すると、嚥下時の C1～C3 の角度変化及び C2・C3 の上方移動を制限することが明らかとなった。また、舌骨前上方挙上の終了が遅れ、喉頭蓋反転の開始が早まると共に終了が遅くなり、食道入口部開大の終了が遅くなることが明らかとなった。

頸椎運動については、正常嚥下では頸椎は生理的前彎が減少するように骨列アーチが運動している [56]。しかし、フィラデルフィアカラーを装着することで、C1～C3 が屈曲しなくなり、また C2・C3 の上方移動が減少した。つまり、生理的前彎の減少が妨げられた。C1～C3 が屈曲すると、それに伴って C1～C3 が上方移動すると考えられるので、上方移動が減少したことよりも屈曲しなくなったことの方が重要である。フィラデルフィアカラーは下顎部を下から支え、後頭部を後ろから支える装具で、頸椎の屈曲を

73%, 伸展を 58%制限する[103] (フィラデルフィアカラーなしの屈曲: 49 ± 2 度, 伸展: 62 ± 2 度, フィラデルフィアカラー装着時の屈曲: 13 ± 1 度, 伸展: 26 ± 3 度). しかし嚥下時の各頸椎の角度変化は最大でも 1.42 度であり, このような小さな角度変化をフィラデルフィアカラーが物理的に制限し得るかどうかは不明である. もう一つの可能性として, 頸椎カラーが皮膚に接触することによる体性感覚入力と, 頸椎カラーを装着しているという認識に基づき, 被験者が能動態に嚥下時の頸椎運動を変化させたかもしれない.

嚥下動態と造影剤通過の時間経過については, フィラデルフィアカラーを装着することにより, 舌骨前上方挙上の終了が遅れ, 喉頭蓋反転の開始が早まり, 終了が遅くなり, 食道入口部開大の終了が遅くなった. つまり, 舌骨前上方挙上, 喉頭蓋反転および食道入口部開大時間が長くなった. 一方で食塊通過の時間経過は条件間で差がなかった. このことから, フィラデルフィアカラーを装着することは食塊通過に影響を及ぼさないが, 嚥下の各運動の時間経過を変化させる, と考えられる. 頸椎カラーを装着することが食塊通過に影響を及ぼさないという結果は, Stambolis らの報告[104]と一致している. また, 嚥下の各運動のうち, 舌骨前上方挙上・喉頭蓋反転・食道入口部開大が延長した一方で, 軟口蓋挙上や喉頭前庭閉鎖に有意な変化が見られなかったことから, フィラデルフィアカラー装着は主に舌骨上筋群 (顎二腹筋, オトガイ舌骨筋, 顎舌骨筋, 茎突舌骨筋) の活動を変化させた可能性が高い. 舌骨前上方挙上の主動作筋は舌骨上筋群である. また喉頭蓋は, 舌骨と靭帯で連結されているため, 舌骨上筋群の働きに影響される. 食道入口部も, 舌骨上筋群が収縮し喉頭を前上方に牽引した結果, 上食道括約筋が前上方にひかれて開大する[114]. 一方, 軟口蓋の挙上には口蓋帆挙筋, 口蓋帆張筋や口蓋垂筋が働くが, 舌骨上筋群との直接的な連結がない. 喉頭前庭閉鎖では披裂軟骨が甲状破裂筋によって下前内方に傾斜することが大切な要素であるが, これも舌骨上筋群との直接的な連結がない[114]. 本研究では舌骨上筋群の筋活動そのものを計測してはいないが, 嚥下の各運動の解析結果は, フィラデルフィアカラー装着により舌骨上筋群の収縮が延長したことを示唆する. 頸椎カラー装着は下顎骨や頸椎の運動を妨げるが, 舌骨上筋群の活動を物理的に阻害することはないと考えられるので, 頸椎カラー装着と舌骨上筋群の活動の関係はもっと間接的なものであろう. 頸椎カラー装着により何らかの理由で嚥下の円滑さが損なわれたため, それを補うために被験者が能動態に舌骨上筋群の収縮を

延長させた可能性もある[114]. あるいは、フィラデルフィアカラー装着によって嚥下時に頸椎の生理的前彎が十分に減少しないことが、嚥下動態に影響を与えている可能性もある。また、(有意差はないが)フィラデルフィアカラー装着によって口腔期の時点で頸椎総前彎角が減少していることが関係している可能性もある。しかし、頸椎運動と嚥下の各運動に因果的な関係があるかどうかは、本研究からは分からない。この2つの事象は単に同時に起こっているだけかもしれない。頸椎運動と嚥下運動の関係を今後より詳しく検討する必要がある。

頸椎カラー装着時の嚥下困難感の原因については、本研究で明らかになったように、フィラデルフィアカラーを装着することで、嚥下の各運動の延長が起こっている。これは関連する筋群の活動が延長していることを意味する。このことが、フィラデルフィアカラー装着時の嚥下困難感をもたらしている可能性がある。健常者であれば頸椎カラー装着は嚥下困難感を生じるだけであるが、加齢に伴う嚥下の筋群の収縮力や収縮持続時間の低下[148]や嚥下動態の変化、疾患による嚥下運動に関わる神経や筋群の障害により運動の制御が難しくなっていると、頸椎カラー装着が嚥下障害を生じる可能性もある。

本研究には、以下の制限がある。本研究には高齢者のデータが含まれていない。嚥下障害はさまざまな年齢層で生じるが、高齢者で特に問題となる。このため、高齢者が頸椎カラーを装着した場合にどの程度の嚥下動態の変化が生じるのか明らかにすることは臨床的に重要である。また、本研究では1回の嚥下量が10mlであり、それ以外の嚥下量での計測は行っていない。実際の食事での1回の嚥下量は1~20ml程度(液体の場合)[114]とされている。1回の嚥下量の違いは口腔・咽頭期の嚥下動作を大きく変化させる[149]。また、本研究では粘性の高い食物での計測は行っていない。食物の粘性が高くなると、口舌、舌根、咽頭壁で作られられる圧力は高まり、舌骨上筋群と舌骨下筋群の筋活動も増大する[150]。また鼻咽腔閉鎖の持続時間、食道入口部の開大時間、喉頭閉鎖持続時間もわずかに延長する[114]。頸椎カラー装着が嚥下に与える影響を十分に明らかにするためには、さまざまな検査食を用いて嚥下造影を行う必要がある。

本研究では、フィラデルフィアカラーを装着することで頸椎運動が制限され、嚥下の各運動の時間経過が変化することが明らかとなった。しかし、その両者の関係については、今後さらなる検討が必要である。

4.5 テンプレートマッチングを用いた嚙下時X線サジタル透視動画における頸椎棘突起，頸椎椎体，頸椎（棘突起と椎体）の追跡について

嚙下時の頸椎棘突起と頸椎椎体および頸椎（棘突起と椎体）の運動を解析するために、最初のフレームこそ手動でテンプレートを設定する必要があるが、以降のフレームでは自動的に追跡することが可能となった。手動追跡に基づく従来手法では嚙下の限定的なフレームでしか運動解析できなかったが、本提案手法を用いることによって、十分長い時間に渡って頸椎の運動特性を解析することができ、さらに多症例での統計解析も可能となる。本手法によって、これまで困難とされてきた頸椎後方固定術前後の患者の頸椎運動の解析が可能になることが示唆された。

頸椎棘突起追跡の精度評価結果は、最も高値は症例 C の第 3 頸椎棘突起の 93%、最も低値は症例 A の第 6 頸椎棘突起 79%であった。第 1 頸椎棘突起から第 6 頸椎棘突起を平均 85%以上の精度で追跡することができた。頸椎椎体追跡の精度評価結果は、最も高値は、症例 A の第 4、第 5 頸椎椎体の 91%で、最も低値は症例 C の第 2 頸椎椎体の 81%であった。第 1 頸椎椎体から第 6 頸椎椎体を平均 84%以上の精度で追跡することができた。頸椎（棘突起と椎体）追跡の精度評価結果は、最も高値は、症例 G の第 3 頸椎と症例 J の第 2 頸椎の 92%で、最も低値は症例 D の第 4 頸椎 77%であった。第 1 頸椎から第 6 頸椎を平均 83%以上の精度で追跡することができた。3 つの追跡実験の精度は低くはないと判断されるが、手法の改良の余地は残されていると考える。今回、第 1 頸椎から第 6 頸椎を追跡対象としたが、今後は、後頭骨と第 7 頸椎も追跡できるように発展させる必要がある。

また、頸椎棘突起と頸椎椎体実験に用いた 3 症例と頸椎（棘突起と椎体）実験に用いた 10 症例の自動追跡を臨床系研究者が目視で確認したところ、追跡は良好であると判断された。

本研究の限界として、まず症例数が少ないことがあげられる。提案手法の妥当性を評価するためにはより多くの症例を用いた研究が必要と考える。また、通常、嚙下時の頸椎運動評価において回旋動作を考慮する必要はないが、頸椎に大きな異常がある症例等

では回旋する可能性がある。このような場合、本手法は正確な追跡を行うことは難しい。今後は3次元追跡および評価などが課題である。

本研究では、手書きの正解データに基づく性能評価を行っているが、今後は正解データ自身の正確性の評価や、頸椎ファントムなどを用いた評価も必要と考える。また棘突起は、椎体側は厚みがあり境界線は明瞭だが、背側は薄く境界線は不明瞭で、追跡精度低下の一因になっていると考えられる。今後は皮膚に貼ったX線マーカーを利用するなど多元的な情報に基づく追跡を検討する。

嚥下時X線サジタル透視動画において頸椎棘突起と頸椎椎体および頸椎（棘突起と椎体）を追跡する手法を提案した。最初のフレームでは対象の頸椎棘突起を囲むテンプレートを手動で設定しなければならないが、以降のフレームではテンプレートマッチングによって自動的に追跡することができた。

嚥下造影検査は、現在、嚥下動態を診察するうえで臨床上、最も有用であるとされる。しかし、読影は視診が基本であり、診断の精度や客観性に疑問があった。本研究は、自動的かつ高精度に頸椎を追跡することができ、定量的な運動解析に基づく客観的な診断を可能にする。本手法を用いることによって、嚥下造影検査の精度の向上および読影者の煩雑さの軽減に繋がる。本研究の成果を応用することで、社会的問題となっている嚥下障害の一因の究明に寄与することが出来る。

4.6 嚥下時X線サジタル透視動画における骨列アーチモデルを用いて計測した頸椎前彎角に基づく頸椎疾患の識別について

図31の結果は、患者群と正常群のどちらも口腔期 ($t = 1$) に比べ咽頭期 ($t = 31$) で頸椎前彎角が減少し、その減少の度合いは患者群の方が少ないという従来の医学的見解[56,151]に合致しているが、その二つの時刻だけでなく、咽頭期前後2秒に渡る時間推移に差異があることを示したのは、我々が調査した限り、世界初である。患者群の前彎角は緩やかに減少し、咽頭期の1秒後 ($t = 61$) においても復元していないのに対して、正常群は口腔期の直後に、急激に減少し、咽頭期後も急激に復元していることがわかった。このことは、嚥下運動は2秒間未満との報告は、正常群にのみ当てはまるもので、異常群には当てはまらないことを示唆している。また、被爆量の問題があるが、異

常群の前彎角推移の解明には、2 秒間以上、特に咽頭期以降は 1 秒間以上の撮像が必要であることも示唆している。症例数や被爆量軽減のための撮像時間数の問題があり、すぐに異常群の前彎角推移の全容を明らかにすることは困難であるが、頸椎異常群の頸椎運動解明や、嚥下運動解明にとって重要な今後の課題であると考えている。

また、異常群は、咽頭期以後に前彎角減少のピークをむかえることも分かった。正常嚥下は、鼻咽腔閉鎖、舌骨前上方挙上最大位と喉頭挙上がほぼ同時に起こることがわかっている。加えて、食道入口部の開大と喉頭の入り口の閉鎖も同時に起こる。このように舌骨前上方挙上最大位時（咽頭期）には、喉や頸部の筋が同期して働く。本実験の結果は、正常群では咽頭期と頸椎前彎角減少ピークが一致していることから、それを裏付けるデータとなった。さらに、異常群では咽頭期と頸椎前彎角減少ピークのタイミングがずれている（咽頭期に遅れて頸椎前彎角減少ピークが訪れる。）ことは、頸椎異常がある患者は、嚥下運動も正常ではないことを示唆している。このことも、本研究が、2 秒間という期間で嚥下運動を捉えることが出来たから得られた結果である。

異常群と正常群の各時刻における識別精度評価から、咽頭期の前数スライスと咽頭期の 1 秒後（嚥下終了時）の数スライスに有意に差がみられることがわかった。このことは、異常群と正常群を識別する際の基礎データとなった。加えて、VF を用いた診断や評価においての基準は、X 線の特質から特徴的な骨運動の地点（舌骨の運動など）を基準にせざるを得なかった。しかし、本研究結果は、頸椎異常や嚥下運動を評価する際の、新たな診断、評価基準になることを示唆している。

本研究では、頸部基準線を計算する際に、嚥下時の頸椎骨列アーチを構成する個々の骨の回転が小さい為、最小二乗法を用いて直線を当てはめたものを使用したが、その妥当性を検証する為にも、曲線を当てはめた場合などと比較検証する必要があると考えている。また、手部の中手骨アーチのように、比較的大きくそれぞれの骨が移動することが予測される骨列アーチにモデルを応用する際には、頸部基準線を、直線だけではなく、曲線を当てはめて実験を行う必要があると考えている。また、平滑化においても、本解析では、単に平均化のみを用いているが、ガウシアンぼかしなどの他の平滑化の手法も行い差異を検証する必要もあると考えている。

図 32 の結果は、図 31 で得られた動態特徴を基準に用いることによって、患者と正常人を識別できる可能性があることを示しており、こちらも我々の調査した限り世界初で

ある。嚙下障害を診断する上で、X線サジタル透視動画は臨床上有用と言われているが、その計算機診断支援システムの開発は注目されてこなかった。本研究で得られた結果は、支援システム開発の基礎データになると考える。また、共同研究者の臨床医の判断では、補助診断ツールとしての使用は十分期待できると回答を得ている。

頸椎症性脊髄症や後縦靭帯骨化症など頸椎異常を発症している患者の治療方法の一つに、幾つかの頸椎を頸椎固定用インプラント（金属製の固定具）で固定する頸椎後方固定術がある。頸椎固定術を受けた患者は症状が軽減する例もあるが、原因不明の嚙下障害を発症する例がある。我々は、この嚙下障害の原因の一つは固定用インプラントによって頸椎の動態が制限されるためではないかと考えている。今後は本研究の成果を活かして頸椎動態と嚙下障害の関係を解明し、統計的なエビデンスに基づいて、例えば、どの頸椎を固定すると嚙下障害が発症しにくいかな等を提案する手術時情報支援システムに発展させたいと考える。

leave one out 法による識別実験の結果から、6つ指標値の最大 AUC の差を Delong 検定を用いて有意差検定した結果、指標値 (6) と (1), (2), (3), (4), (5) のそれぞれは有意差があることが分かった。このことから6種類の識別法では、(6) SVM が、他の識別方法より優位な識別法であると考えている。SVM の識別率が高かった事に関しては、サンプル数が少ないことも一因と考える。

本研究では、頸椎異常群と正常群の識別に、ユークリッド距離、L1 距離、マハラノビス距離、コサイン類似度、線形判別法、SVM に基づく手法を用いた。現在は症例数が異常 13 症例、正常 13 例と少ないが、今後は症例数を増やし、Convolutional Neural Network なども用いて識別性能を向上させることが必要となる。

第 5 章 結論

5.1 まとめ

骨列アーチを定義して、それを表現する骨列アーチモデルを提案した。骨列アーチの動態解析についての研究は、本研究と足部のみである。これまでの足部の骨列アーチの研究は、皮膚マーカを使用する方法は、誤差が大きく、骨ピンを使用する方法は、大きな侵襲を伴うため倫理的に問題があり、X線透視動画による研究は、解析がすべて手動であった。これに対して本研究は、医学的、社会的問題となっている嚙下障害の原因究明のため、頸椎の骨列アーチに注目し、嚙下時 X線サジタル動画における頸椎の骨運動を解析し、嚙下時に生理的前彎が減少するように骨列アーチが運動していることと、カラーを装着することで頸椎運動が制限され、嚙下の各運動の時間経過が変化することを明らかにした。しかし、動画フレームから手動で頸椎領域を抽出する必要があったため、限定的なフレームでしか動作解析をすることができず、また症例数を増やして実験することも難しいという問題があった。そこで、物体追跡の手法は様々なものが提案されているが、頸椎は剛体であること、通常は画面に垂直な軸周りの回転しかしないこと、また画面に平行な方向にしか並行移動しないこと、コントラストが低く SIFT などの特徴抽出が難しいことから 2次元テンプレートマッチングを用いることによって、嚙下時 X線サジタル動画における頸椎棘突起、頸椎椎体および、頸椎（頸椎棘突起と頸椎椎体）を自動的に追跡する手法を開発した。この手法では、追跡を始める最初のフレームでは追跡対象部位（頸椎棘突起、頸椎椎体、頸椎）を囲むテンプレートを手動で設定しなければならないが、それ以降のフレームでは自動的に追跡することができた。続いて上記手法を使って、咽頭期を中心とする前後 1 秒間の合計 61 フレームで頸椎棘突起と頸椎椎体を抽出し、骨列アーチモデルを用いて頸椎前彎角を測定し、その動態特徴に頸椎異常群と正常群とで差があることを示し、さらにその特徴の差に基づいて頸椎異常群と正常群を識別する手法を提案した。上記の 7つの結果は、我々の調査した限り世界初の成果である。

5.2 今後の課題

解析手法として、本論文では、最初のフレームにおける頸椎の抽出は手動で行った。これは、頸椎の自動抽出それ自身が難しい問題であること、また本論文では抽出手法の自動化よりも動態解析に主眼を置いていることによる。ただし、今後は、他の骨列アーチである、胸椎、腰椎、手部、足部への応用や、より多くの症例を解析するために、骨パーツの抽出を完全に自動で行える手法の開発など追跡手法の改良も必要と考えている。本研究では骨列アーチが一か所で一方向にのみ湾曲する基本的な湾曲パターンの動態解析を行ったが、胸椎側弯症のように骨列アーチが複数の位置や方向に湾曲している場合もある。今後は、そのような症状の解析もできるように骨列アーチモデルを発展させる必要がある。また、骨列アーチモデルを用いた頸椎異常と正常の識別手法として、ユークリッド距離、L1 距離、マハラノビス距離、コサイン類似度、線形判別法、SVM の 6 つの指標値を用いて識別実験を行った。結果は、SVM の識別率が他の指標値に比べ有意に高かった。SVM の識別率が高かった事に関しては、サンプル数が少ないことも一因と考える。今後は、Convolutional Neural Network なども用いて識別性能を向上させることが必要と考えている。現在は症例数が異常 13 症例、正常 13 例と少ないため、症例数を増やし実験を行う必要がある。また、この成果を、これまで原因不明とされてきた頸椎後方固定術後の嚥下障害の解明のための基礎データとし、嚥下運動と頸椎運動の関係究明に活かし、嚥下障害の原因究明の一助と出来るよう研究を発展させる。

謝辞

本研究を進めるにあたって、日々多大なるご指導、ご助言をいただきました筑波大学システム情報系情報工学域 滝沢穂高准教授に厚く御礼申し上げます。本研究に対して多くのご助言、ご協力をいただきました筑波大学システム情報系情報工学域 工藤博幸教授に深く感謝いたします。本論文の審査にあたっては、滝沢穂高准教授、工藤博幸教授、福井和広教授、亀山啓輔教授、筑波大学計算科学研究センター 北原格准教授にお願いいたしました。ここに感謝を申し上げます。

発表論文

雑誌論文

1. Kojiro Mekata, Tomoyuki Takigawa, Jun Matsubayashi, Yasuhiro Hasegawa, Yasuo Ito, Cervical spine motion during swallowing, *European Spine Journal*, Vol.22, pp2558-2563, 2013.
2. Kojiro Mekata, Tomoyuki Takigawa, Jun Matsubayashi, Kazukiyo Toda, Yasuo Ito, The effect of the neck orthosis on swallowing physiology and cervical spine motion during swallowing, *Dysphagia*, Vol.31, pp74-83, 2016.
3. 目片幸二郎, 滝沢穂高, 松林潤, 瀧川朋亨, 戸田一潔, 伊藤康夫, 工藤博幸, テンプレートマッチングを用いた嚥下時 X 線サジタル透視動画における頸椎棘突起の追跡, *日本コンピュータ外科学会誌*, Vol.19, No.2, pp83-88, 2017.
4. 目片幸二郎, 滝沢穂高, 松林潤, 瀧川朋亨, 戸田一潔, 伊藤康夫, 工藤博幸, 嚥下時 X 線サジタル透視動画における頸椎前彎角に基づく頸椎疾患の検出, *日本コンピュータ外科学会誌* (採択済み, 2019年2月掲載予定)

国際会議発表

1. Kojiro Mekata, Tomoyuki Takigawa, Jun Matsubayashi, Yasuhiro Hasegawa, Yasuo Ito Cervical spine motion during deglutition. The Cervical Spine Research Society 40th Annual Meeting 2012, p.221, 2012. (口頭発表)
2. Kojiro Mekata, Justin J. Munns, Hidetoshi Nojiri, Alejandro A. Espinoza Orias, Joe Y. Lee, Issei Senoo, Howard S. An, Gunnar B. Andersson, Nozomu Inou, Changes in Lumbar Ligamentum Flavum Thickness with Advancing Age. Orthopaedic Research Society 60th Annual Meeting, pp60-61, 2014. (ポスター発表)

3. Kojiro Mekata, Hotaka Takizawa, Jun Matsubayashi, Tomoyuki Takigawa, Kazukiyo Toda, Yasuo Ito, Hiroyuki Kudo, A preliminary study on template-matching-based tracking of cervical vertebral bodies in videofluorography during swallowing, Proceedings of the International Forum on Medical Imaging in Asia (IFMIA) 2017, Vol.1, No.1, pp.190-191, 2017. (ポスター発表)
4. Kojiro Mekata, Hotaka Takizawa, Jun Matsubayashi, Tomoyuki Takigawa, Kazukiyo Toda, Yasuo Ito, Hiroyuki Kudo. Template-matching-based tracking of cervical spines in videofluorography during swallowing. Proceedings of the 5th KES International Conference on Innovation in Medicine and Healthcare (KES-InMed 2017), Springer, pp. 185-191, 2017. (口頭発表)
5. Kojiro Mekata, Hotaka Takizawa, Jun Matsubayashi, Tomoyuki Takigawa, Kazukiyo Toda, Yasuo Ito, Hiroyuki Kudo. Motion analysis of cervical spines of the older aged in videofluorography during swallowing, 17th WFOT Congress 2018. (ポスター発表)

国内会議発表

1. 目片幸二郎, 頸椎第2第3運動節での伸展運動が嚥下運動に及ぼす影響, 日本作業療法学会抄録集, Vol. 44, pp41, 2010.
2. 目片幸二郎, 瀧川朋亨, 長谷川康裕, 伊藤康夫 正常嚥下における頸椎運動節の解析 日本脊髄障害医学会抄録集, Vol.46, pp.215,2011.
3. 瀧川朋亨, 目片幸二郎, 松林潤, 長谷川康裕, 伊藤康夫, 頸椎運動が嚥下に及ぼす影響の検討 日本摂食嚥下リハビリテーション学会雑誌, Vol. 17, pp. 84, 2013.
4. 目片幸二郎, 松林潤, 堂野牧人, 他, フィラデルフィアカラー装着が嚥下時の頸椎運動と嚥下動態に及ぼす影響, 日本リハビリテーション医学会学術集会抄録集, Vol. 52, pp.455 2015.

5. 目片幸二郎, 滝沢穂高, 松林潤, 瀧川朋亨, 戸田一潔, 伊藤康夫, 工藤博幸, テンプレートマッチングを用いた嚙下時 X 線透視動画における頸椎追跡の基礎的検討, 電子情報通信学会技術研究報告 MI2016-47_61, Vol.116, No.225, pp.17--18, 2016.
6. 目片 幸二郎, 滝沢 穂高, 松林 潤, 瀧川 朋亨, 戸田 一潔, 伊藤 康夫, 工藤博幸, 嚙下時VFにおける頸椎の運動解析に関する基礎的検討, 第 36 回日本医用画像工学会大会予稿集, Vol.1, No.1, pp.321-323, 2017.
7. 目片幸二郎, 滝沢穂高, 松林潤, 瀧川朋亨, 戸田一潔, 伊藤康夫, 工藤博幸, 頸椎前彎角推移に基づく頸椎異常識別の精度評価, 電子情報通信学会技術研究報告 Vol. 118, No. 286, pp.33-34, 2018.

受賞

論文賞受賞（優秀症例賞）（2018年11月10日受賞）

目片幸二郎, 滝沢穂高, 松林潤, 瀧川朋亨, 戸田一潔, 伊藤康夫, 工藤博幸, テンプレートマッチングを用いた嚙下時 X 線デジタル透視動画における頸椎棘突起の追跡, 日本コンピュータ外科学会誌. Vol.19, No.2, pp83-88, 2017.

参考文献

- [1] OECD, Medical technologies, in Health at a Glance 2017, Paris: OECD Publishing; 2017, [not revised; cited 29 July 2018], Available from: https://doi.org/10.1787/health_glance-2017-61-e.

- [2] 星野有, 二次救急医療機関の救急診療における CT 画像診断に関する受診後追加報告の現状, 日農医誌, Vol.67, No.2, pp.149-158, 2018.

- [3] 藤田広志, “医療の現場で: コンピュータ支援画像診断,” 映像情報メディア学会論文誌, 映像情報メディア, vol.58, no.7, pp.893-897, July 2004.

- [4] 増谷佳孝, 本谷秀堅, 井宮淳, 計算解剖モデルのためのランドマークおよびセミランドマークによる解剖学的構造の数理表現と応用, Medical Imaging Technology, Vol.29, No.3, pp.104-110, 2011.

- [5] F. Maes, A. Collingnon, D. Vandermeulen, G. Marchal, and P. Suetens, “Multimodality image registration by maximization of mutual information,” IEEE Transactions of Medical Imaging, Vol.16, No.2, pp.187-198, 2002.

- [6] H Arimura, T Magome, Y Yamashita, D Yamamoto, Computer-Aided Diagnosis Systems for Brain Diseases in Magnetic Resonance Images, Algorithms, Vol.2, No.3, pp.925-95, 2009.

- [7] 関村匠斗, 土井章男, 朴澤麻衣子, 森野禎浩, 3次元心臓 CT 画像からの自動冠動脈抽出に関する研究, 情報処理学会第 79 回全国大会, pp.99-100, 2017.

- [8] 奥村俊昭 山本眞司 松本徹 館野之男飯沼武松本満臣 Active Cylinder Model を用いた胸部 X線 CT 像からの肺野領域の精密抽出 medical imaging technology

Vol.18 No.2, pp.136-148,2000.

- [9] 清水昭伸 羽飼誠 長谷川純一鳥脇純一郎 3次元胸部 CT 像からの肺がん陰影検出の為に3次元協調フィルタの性能評価 medical imaging technology Vol.13 No.6, pp.853-864,1995.
- [10] 滝沢 穂高, 深野 元太郎, 山本 眞司, 杉浦 彰彦, 松本 徹, 舘野 之男, 飯沼 武, 松本 満臣 物体の3次元構造と認識の不確かさを考慮した胸部 X 線 CT 画像からの結節認識, 電子情報通信学会論文誌, Vol.J83-D-II, No.1, pp.199-208, 2000.
- [11] 滝沢 穂高, 山本 眞司, 中川 徹, 松本 徹, 舘野 之男, 飯沼 武, 松本 満臣, 3次元マルコフ確率場モデルを用いた胸部 X 線 CT 画像からの結節陰影の認識, 電子情報通信学会論文誌, Vol.J85-D-II, No.9, pp.1401-1412, 2002.
- [12] Hotaka Takizawa, Takenobu Suzuki, Hiroyuki Kudo, Toshiyuki Okada, Interactive Segmentation of Pancreases in Abdominal Computed Tomography Images and Its Evaluation Based on Segmentation Accuracy and Interaction Costs, BioMed Research International, Vol.2017, pp.1-8, 2017.
- [13] Shun Umetsu, Akinobu Shimizu, Hidefumi Watanabe, Hidefumi Kobatake, Shigeru Nawano, An automated Segmentation Algorithm for CT Volumes of Livers with Atypical Shapes and Large Pathological Lesions, IEICE TRANSACTIONS on INF. & SYST., Vol.E97-D, No.4, pp.951-963, 2014.
- [14] 森 健策, 3次元画像情報を利用した医用画像診断支援, 映像情報メディア学会, Vol. 65, No. 4, pp. 448~452, 2011.
- [15] 工藤與亮, 脳血流動態評価のための Perfusion 画像, 日獨医報, Vol.59, No.2, pp.105-114, 2014.

- [16] 久米伸治, 松重俊憲, 濱聖司, 坂本繁幸, 岡崎貴仁, 大下純平, 石井大造, 水口翔太, 曾智, 辻敏夫, 栗栖薫, テンプレートマッチング法を用いた頸動脈の動きの解析, 神経超音波医学, Vol.30, No.3, pp.139-143, 2017.
- [17] Taguchi K, Kudo H: Motion compensated fan-beam reconstruction for nonrigid transformation. IEEE Trans Med Imag Vol.27, pp.907-917, 2008.
- [18] 田島英朗, 田口克行, コーンビーム X線 CT における非剛体性の 3次元動き補償再構成, MEDICAL IMAGING TECHNOLOGY, Vol.27, No.4, pp.224-228, 2009.
- [19] 木村仁美, 金井理, 伊達宏昭, 松居喜郎, 高解像度 CT 画像に対する心臓内膜の 3次元運動解析, 2017年度精密工学会春季大会学術講演会講演論文集, pp.231-232, 2017.
- [20] 鎌田政博, 安原伸吾, 佐藤恭子, 荒木徹, 大月審一, 清野佳紀, 佐藤修平, 部分肺静脈還流異常症における MRI の診断的有用性 MRA, MP-RAGE 法などの 3次元元的検査法, シネ MRI 所見を中心に, 日本小児循環器学会雑誌 12 巻 1 号 pp.27-35, 1996.
- [21] 岩男悠真, 韋鶯鶯, 後藤敏行, 影井清一郎, 岩澤多恵, モダリティ統合に基づく肺血流動態の解剖学的分類法, ITE Winter Annual Convention 2014, pp.6-7 2014.
- [22] 廣田衛久, 津田雅視, 辻喜久, 下瀬川徹, Perfusion CT による自己免疫性膵炎の膵血流解析, 膵臓 Vol.26, pp.54-58, 2011.
- [23] 中村浩一, 兒玉隆之, 平野幸伸, 鈴木重行, 井元淳, 梅野和也, 岡本伸弘, 腓腹筋に対するセルフストレッチング効果の超音波学的解析, 理学療法科学 Vol.31, No.2, pp.261-264 2016.

- [24] 河野邦雄, 伊藤隆造, 坂本裕和, 前島徹, 樋口桂, 解剖学, 医歯薬出版, pp.18, 2006.
- [25] 笹本さえら, 上地潤, 今野正裕, 溝口到, 顔面非対称を伴う不正咬合症例における下顎頭の三次元形態学的特徴, *Jpn. J. Jaw Deform*, Vol.26, No.4, pp.255-265, 2016.
- [26] 竹井仁, 根岸徹, 後藤保正, 渡邊修, 柳澤健, MRI による肩関節屈曲運動の解析, *The Journal of Japan Academy of Health Sciences*, Vol.14 No.1 pp.13-23,2011.
- [27] 臼井勇樹, 西川洋生, 新妻学, 池田純, 稲垣克記, 肘頭のヤング率分布有限要素モデルに基づいた関節内骨折の至適内固定法の研究, *昭和学会誌* Vol.77, No.6, pp.716-724,2017.
- [28] 倉林 準, 持丸 正明, 河内 まき子, 股関節中心推定方法の比較・検討, *バイオメカニズム学会誌*, Vol.27, No.1, pp.29-36, 2003.
- [29] 埜口貴弘, 泊一秀, 日隈康雄, 市村竜治, 平川雅士, 人工膝関節置換術におけるポータブルナビゲーションを用いた大腿骨骨切り精度の検討, *日関病誌*, Vol.35, No.1, pp.17-23, 2016.
- [30] 江島晋, スベン ホルコム, パン ザン, ブライアン デスティン, レベッカ ゴールソン, カーラ コホヨダイングリス, スチュワート ワン, 形態学を用いた高齢者前突乗員の肋骨骨折に関する研究, *自動車技術会論文集*, Vol.48,No.2,pp.385-390, 2017.
- [31] 西本哲也, 坪井昭典, 菊池厚躬, 杉浦隆次, 富永茂, 本村友一, 前突シートベルト着用乗員の胸部骨折形態の解析, *自動車技術会論文集*, Vol.49,No.6,pp.1273-1279, 2018.

- [32] 大谷友梨子, 真田茂, 上木耕一郎, 松井武司, 萬代奈都子, フラットパネルディテクタ装置による頭部軸位動態画像を対象とした顎関節動態解析法, 医用画像情報学会雑誌, Vol.22 No.1, pp.73-78,2005.
- [33] 保刈成, 山本龍二, 三原研一, 上里元, 肩関節の cineradiography を用いた動作解析, The Shoulder Joint, Vol.19, No. 1 , pp.26-31, 1995.
- [34] 大保武慶, 日下純也, 久保田直行, 3次元距離画像センサを用いた進化論的多目的最適化に基づく上肢関節角度推定, ステム制御情報学会論文誌, Vol.29,No.3,pp.114-121,2016.
- [35] 萩尾佳介, 菅野伸彦, 西井孝, 三木秀宣, 大竹義人, 服部麻木, 鈴木直樹, 笹間俊彦, 佐藤嘉伸, 田村進一, 米延策雄, 吉川秀樹, 越智隆弘, 四次元動作解析システムによる人工股関節全置換術後患者の評価, JJSCAS, Vol.3 No.3, pp.115-116, 2001.
- [36] 森岡茂晃, 真田茂, 北岡克彦, 動画対応フラットパネルディテクタ装置を用いた新しい膝関節動態解析法, 医用画像情報学会誌, Vol.21 No.1,pp.116-121,2004.
- [37] Aniruddha Sinha, 3Kingshuk Chakravarty, Brojeshwar Bhowmick, Person Identification using Skeleton Information from Kinect, ACHI 2013 : The Sixth International Conference on Advances in Computer-Human Interactions, pp.101-108, 2013 38. Moshe Gabel, Ran Gilad-Bachrach, Erin Renshaw, Assaf Schuster, Full Body Gait Analysis with Kinect, 2012 Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society, pp.1-4, 2012.
- [38] W. Narkbuakaew, H. Nagahashi, K. Aoki, and T. Kubota, “Bone Segmentation in CT-Liver images using K-means Clustering for 3D Rib Cage Surface-Modeling,” WSEAS Transactions on Biology and Biomedicine, vol.11, pp.183-193, Nov. 2014.

- [39] S. Banik, R.M. Rangayyan, and G.S. Boag, Automatic Segmentation of the Ribs, the Vertebral Column, and the Spinal Canal in Pediatric Computed Tomographic Images, *Journal of Digital Imaging*, vol.23, no.3, pp.301-322, June 2010.
- [40] 花岡昇平, 野村行弘, 根本充貴, 増谷佳孝, 前田恵理子, 吉川健啓, 林直人, 吉岡直紀, 大友邦, 側弯に対応した全脊椎の自動 CT セグメンテーション, *Analysis: A Survey, Medical Image Analysis*, Vol.1, No.2, pp.91-108, 1996.
- [41] 保田竜也, 滝沢穂高, 奥村俊昭, 工藤博幸, 岡田俊之, 腹部 X 線 CT 画像からの脊椎領域の抽出に関する基礎的検討, *映像情報メディア学会技術報告*, Vol.40, No.5, pp.81-84, 2016.
- [42] 保田竜也, 滝沢穂高, 奥村俊昭, 工藤博幸, 岡田俊之, 腹部 X 線 CT 画像からの脊柱, 肋骨, 椎間板, 脊椎の段階的認識, *日本コンピュータ外科学会論文誌*, Vol.19, No.3, pp.131-138, 2017.
- [43] T. Klinder, J. Ostermann, M. Ehm, A. Franz, R. Kneser, and C. Lorenz, Automated model-based vertebra detection, identification, and segmentation in CT images, *Medical Image Analysis*, Vol.13, No.3, pp.471-482, 2009.
- [44] A. Rasoulia, R. Rohling, and P. Abolmaesumi, Automatic labeling and segmentation of vertebrae in CT images, In: *SPIE Medical Imaging 2014: Image-Guided Procedures, Robotic Interventions, and Modeling*, pp.903623-903626, Mar. 2014.
- [45] R. Korez, B. Ibragimov, B. Likar, F. Pernuš, and T. Vrtovec, A framework for automated spine and vertebrae interpolation-based detection and model-based segmentation, *IEEE Transaction on Medical Imaging*, Vol.34, No.8, pp.1649-1662, Jan. 2015.

- [46] P.H. Lim, U. Bagci, and L. Bai, Introducing Willmore flow into level set segmentation of spinal vertebrae, *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, Vol.60, No.1, pp.115-122, Jan. 2013.
- [47] B. Naegel, "Using mathematical morphology for the anatomical labeling of vertebrae from 3D CT-scan images," *Computerized Medical Imaging and Graphics*, Vol.31, No.3, pp.141-156, Apr. 2007.
- [48] Engsborg J. R., Grimston S. K., Wackwitz J. H, Predicting talocalcaneal joint orientations from talocalcaneal/talocrural joint orientations, *J Orthop Res*, Vol.6, pp749-757, 1988.
- [49] Siegler S., Chen J., Schneck C. D, The three-dimensional kinematics and flexibility characteristics of the human ankle and subtalar joints--Part I: Kinematics, *J Biomech Eng*, Vol.110, pp364-373, 1988.
- [50] Stahelin T., Nigg B. M., Stefanyshyn D. J., van den Bogert A. J., Kim S, J. A method to determine bone movement in the ankle joint complex in vitro, *J Biomech*, Vol.30, pp.513-516, 1997.
- [51] Leardini A., O'Connor J. J., Catani F., Giannini S, Kinematics of the human ankle complex in passive flexion; a single degree of freedom system, *J Biomech*, Vol.32, pp.111-118, 1999.
- [52] Cholewicki J., McGill S. M, Lumbar posterior ligament involvement during extremely heavy lifts estimated from fluoroscopic measurements, *J Biomech*, Vol.25, pp17-28, 1992.
- [53] Croft A. C., Krage J. S., Pate D., Young D. N, Videofluoroscopy in cervical spine

trauma: an interinterpreter reliability study, *J Manipulative Physiol Ther*, Vol.17, pp20-24, 1994.

[54] Moro-oka T. A., Hamai S., Miura H., Shimoto T., Higaki H., Fregly B. J., Iwamoto Y., Banks S. A, Dynamic activity dependence of in vivo normal knee kinematics, *J Orthop Res*, Vol.26, pp.428-434, 2008.

[55] 寺山和雄, 広畑和志, 辻陽雄, 石井清一, 標準整形外科学第 6 版, 医学書院, pp356-545, 1996.

[56] Mekata K, Takigawa T, Matsubayashi J, et al, Cervical spine motion during swallowing, *Eur Spine J*, Vol.22, pp.2558–2563, 2013.

[57] Kojiro Mekata, Tomoyuki Takigawa, Jun Matsubayashi, Kazukiyo Toda, Yasuo Ito, The effect of the neck orthosis on swallowing physiology and cervical spine motion during swallowing, *Dysphagia*, Vol.31, pp.74-83, 2016.

[58] 目片幸二郎, 滝沢穂高, 松林潤, 瀧川朋亨, 戸田一潔, 伊藤康夫, 工藤博幸, テンプレートマッチングを用いた嚥下時 X 線サジタル透視動画における頸椎棘突起の追跡, *日本コンピュータ外科学会誌*, Vol.19, No.2, pp.83-88, 2017.

[59] Mekata K Takizawa H, Matsubayashi J, et al, A preliminary study on template-matching-based tracking of cervical vertebral bodies in videofluorography during swallowing, *International Forum on Medical Imaging in Asia 2017*, pp.190-191,2017.

[60] Mekata K Takizawa H, Takigawa T, et al, Template-matching-based tracking of cervical spines in videofluorography during swallowing. *Innovation in Medicine and Healthcare 2017*, pp.185-191. 2017.

- [61] Carson M. C., Harrington M. E., Thompson N., O'Connor J. J., Theologis T. N., Kinematic analysis of a multi-segment foot model for research and clinical applications: a repeatability analysis, *J Biomech*, Vol.34, pp.1299-1307, 2001.
- [62] Jenkyn T. R., Nicol A. C., A multi-segment kinematic model of the foot with a novel definition of forefoot motion for use in clinical gait analysis during walking, *J Biomech*, Vol.40, pp.3271-3278, 2007.
- [63] Hunt A. E., Smith R. M., Torode M., Keenan A. M., Inter-segment foot motion and ground reaction forces over the stance phase of walking, *Clin Biomech (Bristol, Avon)*, Vol.16, pp.592-600, 2001.
- [64] Rattanaprasert U., Smith R., Sullivan M., Gilleard W., Three-dimensional kinematics of the forefoot, rearfoot, and leg without the function of tibialis posterior in comparison with normals during stance phase of walking, *Clin Biomech (Bristol, Avon)*, Vol.14, pp.14-23, 1999.
- [65] Tranberg R., Karlsson D., The relative skin movement of the foot: a 2-D roentgen photogrammetry study, *Clin Biomech (Bristol, Avon)*, Vol.13, pp.71-76, 1998.
- [66] Wrbaskic N., Dowling J. J., An investigation into the deformable characteristics of the human foot using fluoroscopic imaging, *Clin Biomech (Bristol, Avon)*, Vol.22, pp.230-238, 2007.
- [67] Reinschmidt C., van Den Bogert A. J., Murphy N., Lundberg A., Nigg B. M., Tibiocalcaneal motion during running, measured with external and bone markers, *Clin Biomech (Bristol, Avon)*, Vol.12, pp.8-16, 1997.
- [68] Stanitski C. L., Management of sports injuries in children and adolescents,

Orthop Clin North Am, Vol.19, pp.689-698, 1988.

- [69] Wu G., Siegler S., Allard P., Kirtley C., Leardini A., Rosenbaum D., Whittle M., D'Lima D. D., Cristofolini L., Witte H., Schmid O., Stokes I, ISB recommendation on definitions of joint coordinate system of various joints for the reporting of human joint motion--part I: ankle, hip, and spine. International Society of Biomechanics, J Biomech, Vol.35, pp.543-548, 2002.
- [70] Arndt A., Westblad P., Winson I., Hashimoto T., Lundberg A, Ankle and subtalar kinematics measured with intracortical pins during the stance phase of walking, FootAnkle Int, Vol.25, pp.357-364, 2004.
- [71] Westblad P., Hashimoto T., Winson I., Lundberg A., Arndt A, Differences in ankle-joint complex motion during the stance phase of walking as measured by superficial and bone-anchored markers, Foot Ankle Int, Vol.23, pp.856-863, 2002.
- [72] Stacoff A., Nigg B. M., Reinschmidt C., van den Bogert A. J., Lundberg A., Stussi E., Denoth J, Movement coupling at the ankle during the stance phase of running, Foot Ankle Int, Vol.21, pp.232-239, 2000.
- [73] Arndt A., Wolf P., Liu A., Nester C., Stacoff A., Jones R., Lundgren P., Lundberg A, Intrinsic foot kinematics measured in vivo during the stance phase of slow running, J Biomech, Vol.40, pp.2672-2678, 2007.
- [74] Smith L. S., Clarke T. E., Hamill C. L., Santopietro F, The effects of soft and semi-rigid orthoses upon rearfoot movement in running, J Am Podiatr Med Assoc, Vol.76, pp.227-233, 1986.
- [75] Kanayama M., Abumi K., Kaneda K., Tadano S., Ukai T, Phase lag of the

intersegmental motion in flexion-extension of the lumbar and lumbosacral spine, An in vivo study, *Spine*, Vol.21, pp.1416-1422, 1996.

[76] Banks S. A., Hodge W. A, 2003 Hap Paul Award Paper of the International Society for Technology in Arthroplasty, Design and activity dependence of kinematics in fixed and mobile-bearing knee arthroplasties, *J Arthroplasty*. Vol.19, pp.809-816, 2004.

[77] Li G., Wuerz T. H., DeFrate L. E, Feasibility of using orthogonal fluoroscopic images to measure in vivo joint kinematics, *J Biomech Eng*, Vol.126, pp.314-318, 2004.

[78] Roozmon P., Gracovetsky S. A., Gouw G. J., Newman N, Examining motion in the cervical spine, I: Imaging systems and measurement techniques, *J Biomed Eng*, Vol.15, pp.5-12, 1993.

[79] 小川鼎三, 森於菟, 森富, 解剖学一分担 (1), 金原出版, pp.43, 1950.

[80] Cherney LR, *Clinical management of dysphagia in adults and children* 2nd ed, Aspen Publishers, Gaithersburg, pp.20-25, 1994.

[81] Wade DT, Hower RL, Motor loss and swallowing difficulty after stroke: frequency, recovery, and prognosis, *Acta Neurol Scand*, Vol.76, pp.50-54, 1987.

[82] Robbins J, Hamilton JW, Lof GL et al, Oropharyngeal swallowing in normal adults of different ages, *Gastroenterology*, Vol.103, pp.823-829, 1992.

[83] Logemann JA, Pauloski BR, Rademaker AW, et al, Oropharyngeal swallow in younger and older women: videofluoroscopic analysis, *J Speech Lang Hear Res*,

Vol.45, pp.434–45, 2002.

- [84] Finestone HM, Greene-Finestone LS, Wilson ES et al, Malnutrition in stroke patients on the rehabilitation service and at follow-up: prevalence and predictors, *Arch Phys Med Rehabil*, Vol.76, pp.310–316, 1995.
- [85] Aptaker RL, Roth EJ, Reichhardt G et al, Serum albumin level as a predictor of geriatric stroke rehabilitation outcome, *Arch Phys Med Rehabil*, Vol.75, pp.80–84, 1994.
- [86] Logemann JA, Evaluation and treatment of swallowing disorders, College-Hill Press, London, 1998.
- [87] Kaye JJ, Dunn AW, Cervical spondylotic dysphagia, *South Med J*, Vol.70, pp.613–614, 1977.
- [88] Strasser G, Schima W, Schober E et al, Cervical osteophytes impinging on the pharynx: importance of size and concurrent disorders for development of aspiration, *AJR Am J Roentgenol*, Vol.174, pp.449–453, 2000.
- [89] Pimenta AP, Dysphagia and cervical exostoses, *Arq Gastroenterol*, Vol.16, pp.86–90, 1979.
- [90] Rihn JA, Kane J, Albert TJ et al, What is the incidence and severity of dysphagia after anterior cervical surgery?, *Clin Orthop Relat Res*, Vol.469, pp.658–665, 2011.
- [91] Stachniak JB, Diebner JD, Brunk ES et al, Analysis of prevertebral soft-tissue swelling and dysphagia in multilevel anterior cervical discectomy and fusion

with recombinant human bone morphogenetic protein-2 in patients at risk for pseudarthrosis, *J Neurosurg Spine*, Vol.14 ,pp.244–249, 2011.

[92]Mendoza-Lattes S, Clifford K, Bartelt R et al, Dysphagia following anterior cervical arthrodesis is associated with continuous, strong retraction of the esophagus, *J Bone Joint Surg Am*, Vol.90, pp.256–263, 2008.

[93]Radcliff KE, Koyonos L, Clyde C, et al, What is the incidence of dysphagiaafterposteriorcervicalsurgery?, *Spine*, Vol.38, pp.1082–1088, 2013.

[94]Miyata M, Neo M, Fujibayashi S et al, O-C2 angle as a predictor of dyspnea and/or dysphagia after occipitocervical fusion, *Spine*, Vol.34, pp.184–188, 2009.

[95]Ota M, Neo M, Aoyama T et al, Impact of the O-C2 angle on the oropharyngeal space in normal patients, *Spine*, Vol.36, pp.720– 726, 2011.

[96]Smith-Hammond CA, New KC, Pietrobon R et al, Prospective analysis of incidence and risk factors of dysphagia in spine surgery patients, *Spine*, Vol.29:, pp.441–446. 2004.

[97]McAfee PC, Cappuccino A, Cunningham BW et al, Lower incidence of dysphagia with cervical arthroplasty compared with ACDF in a prospective randomized clinical trial, *J Spinal Disord Tech*, Vol.23, pp.1–8, 2010.

[98]Anderson PA, Sasso RC, Riew KD, Comparison of adverse events between the Bryan artificial cervical disc and anterior cervical arthrodesis, *Spine*, Vol.33, pp.1305–1312, 2008.

[99]Zimmerman JE, Oder LA, Swallowing dysfunction in acutely ill patients, *Phys*

Ther, Vol.61, pp.1755–1763, 1981.

- [100] Welch MV, Logemann JA, Rademaker AW et al, Changes in pharyngeal dimensions effected by chin tuck, Arch Phys Med Rehabil, Vol.74, pp.178–181, 1993.
- [101] Shanahan TK, Logemann JA, Rademaker AW et al, Chindown posture effect on aspiration in dysphagic patients, Arch Phys Med Rehabil, Vol.74, pp736–739, 1993.
- [102] Odderson IR, Lietzow D, Dysphagia complications of the Minerva brace, Arch Phys Med Rehabil, Vol.78, pp.1386–1388, 1997.
- [103] Beavis A, Cervical orthoses, Prosthet Orthot Int, Vol.13, pp.6–13, 1989.
- [104] Stambolis V, Brady S, Klos D, et al, The effects of cervical bracing upon swallowing in young, normal, healthy volunteers, Dysphagia, Vol.18, pp.39–45, 2003.
- [105] 日本摂食嚥下リハビリテーション学会医療検討委員会, <http://www.jsdr.or.jp/wp-content/uploads/file/doc/VF18-2-p166-186.pdf> (2014年4月).
- [106] Logemann JA, Manual for the videofluorographic study of swallowing Pro ed, ,Austin, 1993.
- [107] WayneRasband, ImageJ, National Institute of Health, <http://rsb.info.nih.gov/ij/>, Accessed 24 September 2012.

- [108] Rikimaru A, Konishi M, Oshima T, Coordinate determination of ground control points for low resolution image data, Hosei Univ Facul Technol Res Collect News, Vol.26, pp.179–194, 1990.
- [109] Chang CC, Hwang SM, Buehrer DJ, A shape recognition scheme based on relative distances of feature points from the centroid, Pattern Recogn, Vol.24, pp.1053–1063, 1991.
- [110] Trenouth MJ, The stability of anatomical and centroid reference points in cephalometric analysis, Angle Orthod, Vol.59, pp.283–290, 1989.
- [111] Rasband W. ImageJ. National Institute of Health. 2010. <http://rsb.info.nih.gov/ij/>. Accessed 15 Oct 2014.
- [112] Marshall DL, Tuchin PJ, Correlation of cervical lordosis measurement with incidence of motor vehicle accidents, Australas Chiropr Osteopat, Vol.5, pp.79–85, 1996.
- [113] Inamoto Y, Saitoh E, Okada S, et al, The effect of bolus viscosity on laryngeal closure in swallowing: kinematic analysis using 320-row area detector CT, Dysphagia, Vol.28, pp.33–42, 2013.
- [114] Logemann JA, Evaluation and treatment of swallowing disorders, London, College-Hill Press, pp.11-43, 1998.
- [115] 田村秀行, コンピュータ画像処理, 東京, オーム社, pp.251-282, 2002.
- [116] 中村隆一, 斎藤 宏, 基礎運動学, 東京, 医歯薬出版株式会社, pp.237-243, 1996.

- [117] DeLong ER, DeLong DM, Clarke-Pearson DL, Comparing the areas under two or more correlated receiver operating characteristic curves: a nonparametric approach, *Biometrics*, Vol.44, pp.837-844, 1988.
- [118] 張 暁勇, 本間 経康, テンプレートマッチングを用いた医用画像の目標追跡, 東北大学医学部保健学科紀要, Vol.23, No.1, pp.9-15, 2014.
- [119] 永田 亮一, 川口 剛, 三宅 秀敏, 胸部 X線写真からの肺結節自動検出 結節候補検出法と偽陽性削減法, *MEDICAL IMAGING TECHNOLOGY*, Vol.30, pp.1-12, 2012.
- [120] 梶本 佳史, 川下 郁生, 土田 真孝, 大倉 保彦, 石田 隆行, 胸部単純 X 線画像におけるテンプレートマッチングを用いた肺野領域抽出の基礎的検討, *医療工学雑誌*, Vol.6, pp.25-30, 2012.
- [121] 山本 めぐみ, 大倉 保彦, 川下 郁生, 秋山 實利, 石田 隆行, デジタル胸部 X 線画像における多層テンプレートマッチングを用いた腫瘍影検出の基礎的検討, *医療工学雑誌*, Vol.2, pp.25-30, 2008.
- [122] 原 武史, 藤田 広志, 吉村 仁, 他, 胸部 X線写真における結節状陰影の自動検出 遺伝的アルゴリズムの適用, *MEDICAL IMAGING TECHNOLOGY*, Vol.15, No.1, pp.73-81, 1997.
- [123] 有村 秀孝, 石田 隆行, 桂川 茂彦, 川下 郁生, 土井 邦雄, テンプレートマッチング技術を用いた胸部 X 線写真の撮影方向と画像の向きを認識する方法の開発, *日本放射線技術学会雑誌*, Vol.58, No.8, pp.1047-1054, 2002.
- [124] 永田 亮一, 川口 剛, 秋吉 孝俊, 三宅 秀敏, 胸部 X 線写真からの肺結節自動検出のためのテンプレートマッチングを用いる偽陽性削減法, *MEDICAL*

IMAGING TECHNOLOGY, Vol.31, pp.1-12, 2013.

- [125] 畑中 裕司, 原 武史, 藤田 広志, 笠井 聡, 遠藤 登喜子, 岩瀬 拓士, 乳房 X 線写真の胸壁側に存在する欠損腫瘤陰影への扇型モデルによる自動検出法, BME, Vol.15, No.12, pp.305-311, 2001.
- [126] 石川 博之, 画像処理による頭部 X 線規格写真の自動分析方法の開発に関する研究 計測点の自動描出について, 日本矯正歯科学会雑誌, Vol.46, No.1, pp.32-49, 1987.
- [127] 石川 博之, 中村 鎮雄, 中村 進治, 頭部 X 線規格写真における計測点の自動抽出に関する研究, 電子通信学会技術研究報告(医用電子, 生体工学), Vol.84, No.73, pp.49-56, 1984.
- [128] 花輪 浩司, 中浜 久則, 長谷川 健嗣, 小泉 伸秀, 丹羽 克味, 奥村 泰彦, 顎関節症の診断装置の開発に関する研究(第 1 報) 顎運動の定量測定法の開発とその臨床的意味, 日本歯科産業学会誌, Vol.23, No.2, pp.20-27, 2009.
- [129] 山田 崇史, 峯 孝友, 森 浩二, 市原 和彦, 遠藤 寛之, 齋藤 俊, 単純 X 線画像における膝蓋骨の三次元位置・姿勢推定, 日本人工関節学会誌, Vol.39, pp.232-233, 2009.
- [130] 露梨 真史, 小栗 宏次, 松尾 啓志, 岩田 彰, クラスタリングを用いたホルター心電図波形分類, 電子情報通信学会技術研究報告, Vol.103, No.489, pp.23-28, 2003.
- [131] 奥村 英一郎, 有留 和茂, 岩切 千佳, 小田 健二, 中村 圭太, 山本 真照, テンプレートマッチング技術を用いた胸部 CT 画像の自動患者認識法の開発, 日本放射線技術学会雑誌, Vol.70, No.10, pp.1125-1134, 2014.

- [132] 帆苺 裕, 李 鎔範, 蔡 篤儀, 皆川 靖子, 弦卷 正樹, 原 武史, 藤田 広志, 複数の一次候補検出法統合による胸部 CT 画像における腫瘍陰影の自動検出 診療放射線技師の1次スクリーニング支援の観点からの検討, 日本放射線技術学会東北部会雑誌, Vol.19, pp.136-137, 2010.
- [133] 橋 理恵, 木戸 尚治, 松本 常男, 胸部 X 線 CT 像を用いた小型肺腫瘍の領域抽出, 電子情報通信学会論文誌, Vol.87, No.1, pp.228-236, 2004.
- [134] 重本 加奈恵, 滝沢 穂高, 山本 眞司, 中川 徹, 松本 徹, 舘野 之男, 飯沼 武, 松本 満臣, 三次元結節・血管モデルとテンプレートマッチングを用いた胸部 X 線 CT 画像からの結節陰影の高速認識, MEDICAL IMAGING TECHNOLOGY, Vol.21, No.2, pp.147-156, 2003.
- [135] 中村 光宏, 成田 雄一郎, 松尾 幸憲, 檜林 正流, 中田 学, 矢野 慎輔, 澤田 晃, 溝脇 尚志, 永田 靖, 平岡 眞寛, 非侵襲的呼吸同期照射に向けた腹壁運動と肺腫瘍運動との相関解析, 日本放射線腫瘍学会誌, Vol.20, No.3, pp.119-125, 2008.
- [136] Okumura Eiichiro, Sanada Shigeru, Suzuki Masayuki, Tsushima Yoshito, Matsui Osamu, CT 検査における肝臓の比較診断のための自動画像マッチング法, 日本放射線技術学会雑誌, Vol.61, No.12, pp.1616-1622, 2005.
- [137] 奥村 英一郎, 真田 茂, 鈴木 正行, 舟迫 慎太郎, テンプレートマッチング技術を用いた肝臓の単純 CT 画像と造影 CT 画像のスライス位置照合法, 日本放射線技術学会雑誌, Vol.60, No.4, pp.537-539, 2004.
- [138] 紅林 達也, 北坂 孝幸, 末永 康仁, 小田 昌宏, 森 健策, アクティブ探索を用いた転移性肝腫瘍検出, MEDICAL IMAGING TECHNOLOGY, Vol.29, pp.1-5, 2011.

- [139] 谷河文香, 内山良一, 村松千左子, 原武史, 白石順二, 藤田広志, MR 画像におけるラクナ梗塞検出のための CAD システムの改良, *MEDICAL IMAGING TECHNOLOGY*, Vol.31, pp.1-6, 2013.
- [140] 阿部晃子, 内山良一, 村松千左子, 原武史, 白石順二, 藤田広志, テンプレートマッチングを用いたラクナ梗塞検出のためのコンピュータ支援診断システムの改良, *医用画像情報学会雑誌*, Vol.30, No.2, pp.39-43, 2013.
- [141] 谷河文香, 内山良一, 村松千左子, 原武史, 白石順二, 藤田広志, 脳 MR 画像におけるラクナ梗塞の検出法の改良 AdaBoost テンプレートマッチングを用いた偽陽性削除, *医用画像情報学会雑誌*, Vol.31, No.2, pp.41-46, 2014.
- [142] 村川 彩希, 谷河 文香, 内山 良一, 村松 千左子, 原 武史, 藤田 広志, ラクナ梗塞検出のためのカーネル固有空間テンプレートマッチング, *日本放射線技術学会雑誌*, Vol.71, No.2, pp.85-91, 2015.
- [143] 采野一鷹, 佐藤哲大, 岡田知久, 久原重英, 富樫かおり, 湊小太郎, MRI による冠動脈検査に向けた静止相の自動決定法の改善, *電子情報通信学会技術研究報告*, Vol.108, No.405, pp.37-42. 2009.
- [144] 金子正秀, 尾上守夫, 藤井諄一, 冠状動脈造影像における血管の動きの追跡, *医用電子と生体工学*, Vol.21, No.3, pp.188-195, 1983.
- [145] 村松千左子, 水上篤貴, 畑中裕司, 澤田明, 原武史, 山本哲也, 藤田広志, 血管モデルのテンプレートマッチングによる眼底画像上の主幹動静脈認識精度の改善, *医用画像情報学会雑誌*, Vol.30, No.3, pp.63-69, 2013.
- [146] 神野遼太, 小中信典, 岡久稔也, 芥川正武, 榎本崇宏, 大腸内視鏡画像からの血管パラメータ抽出, *電子情報通信学会技術研究報告*, Vol.110, No.120, pp.7-11,

2010.

- [147] Helen JH, Jacqueline M, Barbara C et al, Daniel's and Worthingham's muscle testing, techniques of manual examination, W B Saunders Co, Philadelphia, pp.11-32, 1995.
- [148] Logemann JA, Kahrilas PJ, Cheng J, et al, Closure mechanisms of laryngeal vestibule during swallow, *AmJ Physiol*, Vol.262, pp.338-344, 1992.
- [149] Kendall KA, Leonard RJ, McKenzie S, Airway protection: evaluation with videofluoroscopy, *Dysphagia*, Vol.19, pp.65-70, 2004.
- [150] Bryant M, Biofeedback in the treatment of a selected dysphagic patient, *Dysphagia*, Vol.6, pp140-144, 1991.
- [151] J.A.Logemann, 道 健一, 道脇 幸博 (翻訳) 摂食・嚥下障害, 東京, 医歯薬出版株式会社, pp.29-36, 2000.