

論文 / 著書情報
Article / Book Information

題目(和文)	引き込みを用いた生体情報誘導による放射線治療の高精度化に関する研究
Title(English)	
著者(和文)	平澤宏祐
Author(English)	
出典(和文)	学位:博士(工学), 学位授与機関:東京工業大学, 報告番号:甲第8068号, 授与年月日:2010年3月26日, 学位の種別:課程博士, 審査員:三宅 美博
Citation(English)	Degree:Doctor (Engineering), Conferring organization: Tokyo Institute of Technology, Report number:甲第8068号, Conferred date:2010/3/26, Degree Type:Course doctor, Examiner:
学位種別(和文)	博士論文
Type(English)	Doctoral Thesis

引き込みを用いた生体情報誘導による
放射線治療の高精度化に関する研究

2010 年 3 月

平澤 宏祐

目次

1. 緒論	1
1. 1 研究の背景.....	1
1. 2 研究の目的と方針.....	2
1. 3 本論文の構成.....	2
2. 生体情報誘導について	5
2. 1 概要.....	5
2. 2 第1世代生体情報誘導.....	6
2. 3 第2世代生体情報誘導.....	7
2. 4 残された課題.....	8
2. 5 課題解決の方針.....	8
2. 6 まとめ.....	9
3. 放射線治療について	10
3. 1 概要.....	10
3. 2 現状と課題.....	12
3. 2. 1 位置照合（患者位置決め）の現状と課題.....	12
3. 2. 2 タイミング照合（呼吸同期照射）の現状と課題.....	13
3. 2. 3 動きへの対応（呼吸制御）の現状と課題.....	15
3. 2. 4 まとめ.....	16
3. 3 残された課題.....	16
3. 4 課題解決の方針.....	17
4. 運動リズムの安定化	18
4. 1 概要.....	18
4. 2 相互引き込みの理論.....	18
4. 3 音楽を利用した呼吸安定化.....	19
4. 3. 1 序.....	19
4. 3. 2 方法.....	19
4. 3. 2. 1 システム構成	19
4. 3. 2. 2 呼吸（体表変動）計測手法	20
4. 3. 2. 3 音楽（リズム音）のテンポ生成手法	20

4. 3. 2. 4	実験条件	21
4. 3. 3	結果	23
4. 3. 4	考察	25
4. 4	リズム音を利用した呼吸安定化	26
4. 4. 1	序	26
4. 4. 2	方法	26
4. 4. 3	結果	26
4. 4. 4	考察	28
4. 5	考察	28
4. 6	まとめ	30
5. 位置・タイミングの制御		31
5. 1	概要	31
5. 2	位置照合	31
5. 2. 1	概要	31
5. 2. 2	人体表面を使った大局的照合	31
5. 2. 2. 1	概要	31
5. 2. 2. 2	小型 3 次元センサの構成と高精度化	33
5. 2. 2. 3	システム構成とキャリブレーション	38
5. 2. 2. 4	治療室座標系への校正方法	39
5. 2. 2. 5	照合アルゴリズム (ICP)	44
5. 2. 2. 6	階層化処理と領域選択処理	46
5. 2. 2. 7	実験条件	47
5. 2. 2. 8	結果	52
5. 2. 2. 9	考察	58
5. 2. 2. 10	まとめ	59
5. 2. 3	超音波を使った局所的照合	61
5. 2. 3. 1	概要	61
5. 2. 3. 2	大局的情報と局所的情報の関係	61
5. 2. 3. 3	超音波システム構成	62
5. 2. 3. 4	追跡アルゴリズム	67
5. 2. 3. 5	DTW (Dynamic Time Warping)	68

5. 2. 3. 6	結果	71
5. 2. 3. 7	考察	86
5. 2. 3. 8	まとめ	87
5. 3	タイミング照合	89
5. 3. 1	現行呼吸同期照射と振幅ゲーティング	89
5. 3. 2	呼吸ボトム予測手法と位相ゲーティング	91
5. 3. 3	実験条件	93
5. 3. 4	結果	95
5. 3. 5	考察	97
5. 3. 6	まとめ	97
5. 4	考察	98
5. 5	まとめ	99
6.	考察	101
6. 1	高精度化について	101
6. 2	高効率化について	103
6. 3	残された課題	103
6. 4	水平展開について	104
7.	結論	105
	謝辞	108
	参考文献	111
	業績リスト	123

1. 緒論

1. 1 研究の背景

本研究では、放射線治療 (Radiotherapy)、コンピュータ支援外科手術 (Computer Aided Surgery)、遠隔医療 (Telemedicine)、ロボット医療 (Robotic Medicine) などコンピュータや画像誘導などの支援の下に、高度かつ高精度な診断と治療を実践する医療領域全般を対象とする。これらの領域では、事前に精密な治療計画 (シミュレーション) を立て、治療時は患者位置決めによって計画どおりの体位を再現し治療を実施する。治療計画とは、CT (Computed Tomography) などのイメージング装置で人体の形態データを収集し、治療や手術の戦略を立案する工程である。患者位置決めとは治療計画どおりの体位を治療時・治療室で再現する工程である。

これらの領域で解決すべき問題としては、高精度化の障害となっている制御対象 (臓器) の予測できない複雑な動きである。体幹部領域の臓器の運動には、呼吸性の運動、心臓の拍動に関連する運動、腸管の蠕動運動の 3 種類がある。本研究では、随意、不随意に動く呼吸性の運動を扱う。概ね 4~5 秒を 1 周期とする呼吸性の運動は、秒程度の心臓運動よりは遅く、分オーダーの腸管の蠕動運動よりは早い。動きの量は最も大きい横隔膜近傍で 4~5cm に達することもある[1-7]。臓器自体は筋肉を持たないため、呼吸筋によって運動は支配されている。横隔膜、肋間筋、腹筋といった各呼吸筋が協調運動し、胸郭、腹腔内にある臓器が変形しながら受動的・連動的に移動するため、3 次元的な複雑な動きとなる[8]。また、肺機能に疾患を持つような患者や治療中に興奮や緊張をした患者の場合には正常な呼吸ができず、より複雑な動きになる[9]。このように呼吸性の臓器運動を安定化させるのは極めて難しい問題である。

人間の生体生理反応を制御しようとした場合、一般的には生体情報誘導を用いる。生体情報誘導はバイオフィードバック (Biofeedback) とも呼ばれ、基礎的な生理心理実験や臨床における自己治療 (神経疾患、気管支喘息、高血圧症など)、スポーツの自己訓練などの分野で利用されてきた[10-25]。呼吸性の臓器運動に関して言えば、従来型の生体情報誘導技術では、臓器の動きを強制的に抑制しようとする。極端な例では、息止めや腹部圧迫などが行われている[26][27]。これらの方法は、高齢で呼吸機能異常を抱えることもあるがん患者においては負荷の大きいものである。そこで、従来技術では解決できない残された課題と

しては、患者に強い負荷を掛けずに臓器の動きを安定化することである。

1. 2 研究の目的と方針

本研究の目的は、体幹部領域の臓器における呼吸性の複雑かつ予測できない動きに対して、人間に強い負荷を掛けることなく安定化させ、治療のパフォーマンス（精度や効率）を飛躍的に向上させるための基盤技術を開発することである。

方針としては、引き込みを用いた新しい生体情報誘導の方法論を提案する。提案方式では、人間に強い負荷を掛けない動きの安定化手法を導入し、動きの安定化の下で位置やタイミングの制御を行うことで、従来技術の延長線上にない圧倒的な治療のパフォーマンス向上を狙う。

提案方式を検証するフィールドとして放射線治療を選択した。精密な治療計画と複数回に分けた分割治療が行われており、肺・肝臓・脾臓など体幹部のがんで患者数が増加傾向にある[28]。現場の高精度化へのニーズも強い。

1. 3 本論文の構成

第1章（緒論）では、本研究の背景、目標と方針、論文構成について述べた。引き込みを用いた新しい生体情報誘導で、人間に強い負荷を掛けずに呼吸を安定化させることと、呼吸を安定化させた状態で位置やタイミングを制御することで治療のパフォーマンス向上を図る方針を述べた。また、原理検証のフィールドとして、放射線治療を選択した理由を述べた。

第2章（生体情報誘導について）では、従来型生体情報誘導と残された課題について述べ、引き込みを用いた新しい生体情報誘導を提案した。人間と機械が相互作用しながら動的に安定化していくことで、人間側に負荷が掛かるといふ従来型生体情報誘導の課題を解決し、動きの安定化の下で人間を高精度に制御する方針を述べた。

第3章（放射線治療について）では、原理検証のフィールドとして選択した放射線治療分野について述べた。現状の放射線治療の抱える患者位置決め、呼吸同期照射、呼吸制御の問題と対策、残された課題と引き込みを用いた新しい生体情報誘導による解決の方針を述べた。

第4章（運動リズムの安定化）と第5書（位置・タイミングの制御）で、引

き込みを用いた新しい生体情報誘導を詳細に検証した。

第4章では、人間に強い負荷を掛けない動きの安定化手法を導入した。人間と機械の相互引き込みによる呼吸の安定化について検証した。

第5章では、動きの安定化の下での位置やタイミングの制御について述べた。大局的位置照合（体表面）で体位全体を合わせ、局所的位置照合（超音波）でがん腫瘍位置を合わせ、タイミング照合（予測制御）でビーム照射タイミングを合わせる方法と検証結果をまとめた。

第6章（考察）では、各章で得られた知見から全体考察を行い、第7章（結論）では、本研究の成果をまとめた。

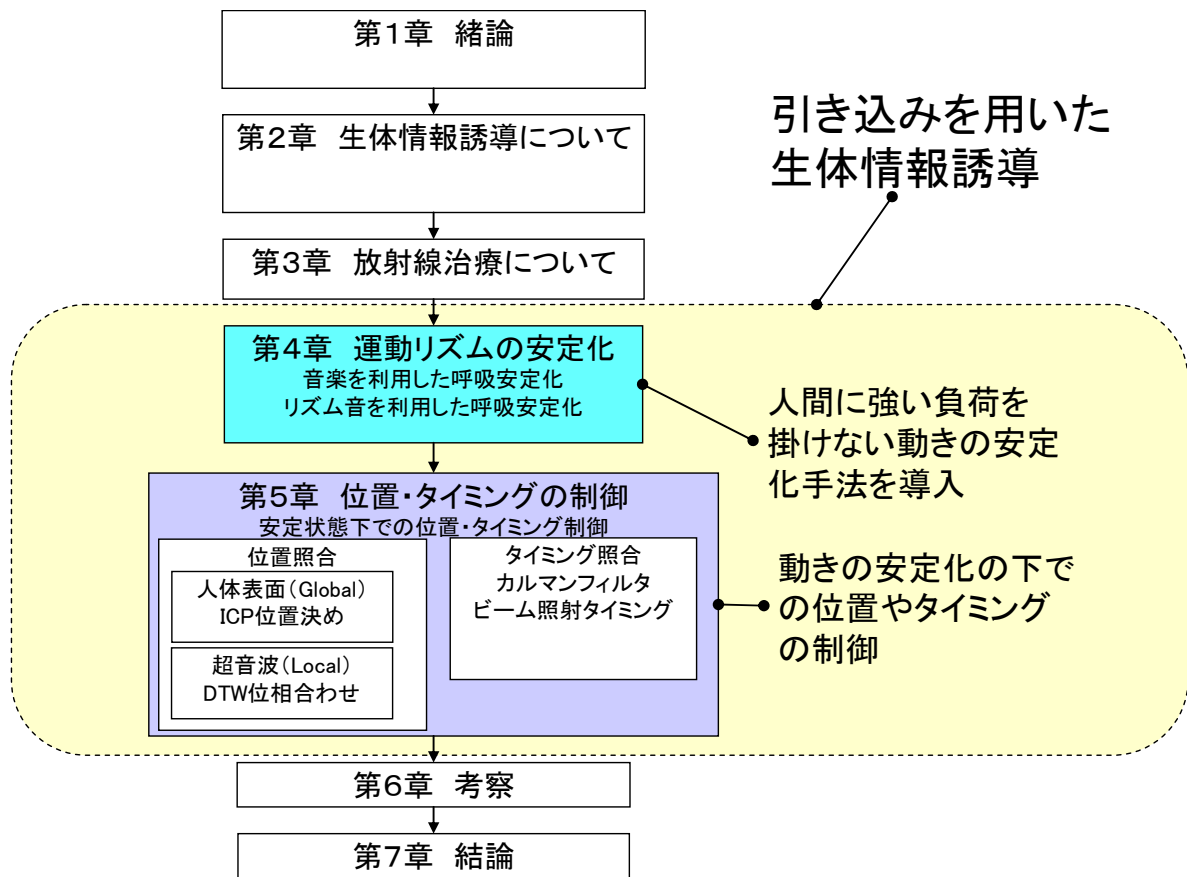


図 1.1 本研究の構成

Fig.1.1 Composition of the thesis

2. 生体情報誘導について

2. 1 概要

第 1 章で述べた本研究で対象とする医療領域においては、機械の高い精度に合わせるために、診断や治療中に人間側に精神的、肉体的な負荷を強いるようなケースが多くなっている。具体的には、弁で強制的に換気をコントロールしたり、息止めをしたり、腹部を圧迫して臓器の稼動範囲を狭めたりすることで呼吸の安定化を実現している[26][27]。これは、機械が人間の状態を考慮していないことに起因しており、インタラクションという観点からは、人間が機械に一方的に合わせる、歩み寄るという形で高精度化を実現していることになる。

本研究では、機械が人間の状態を考慮して、人間に合わせる、歩み寄るという相互作用を構築することを目指した。このようなインタラクションでは、人間の負荷を軽減することになり、人間と機械とが相互作用しながら精度を高めていく新しい概念の制御を実現できる。

人間と機械のインタラクションを実現する鍵として生体情報誘導を用いる。生体情報誘導は、バイオフィードバック (Biofeedback) とも呼ばれ、狭義には機械を用いた自律訓練法的一种である。生体の生理反応を自身にフィードバックすることにより生理反応の制御学習を行うものである。広義には生体-機械-生体のループまたはそのループ内における生体生理反応の外部制御の概念をさす。

生体情報誘導装置は通常、生理反応の計測部、処理部、帰還呈示 (刺激) 部からなる。生理反応の帰還呈示 (刺激) はアナログ (原波形、処理波形など) またはデジタル (数量化データ、判定出力など) の場合があり、光、音、振動などによる生体外への感覚呈示または電気磁氣的、機械的、化学的な生体内への内部刺激がある。

2. 2 第1世代生体情報誘導

第1世代の生体情報誘導技術は1960年代に発見された。動物実験による自己刺激法である。ターゲットとなる行動に対して脳内に埋め込まれた電極により刺激が与えられる。感覚呈示を脳内感覚系の内部刺激により行う方法で、DiCaraらがラットを使った実験で最初に実証した[29]。人間を対象とした制御では、生体内へのフィードバックは侵襲性が高いため生体外へのフィードバックが実施されている。

身体の制御は骨格運動を支配する体性神経系と、器官調節をする自律神経系とから成る。特に、自律神経系には意識にのぼってくる情報経路が極端に乏しいので、生体情報誘導では、身体の外側にフィードバックループを人工的に付け加え、自律神経系の働き・状態を呈示する(図2.1)。「リラックスした状態」をフィードバックすることによって、その状態自体を把握し、すばやく実現できるようにする。現在では、脳波、心拍数、脈波伝搬時間、血圧、血流、体温、皮膚電気反応、筋電などが生体情報誘導で利用されている[10-25]。特に、副交感神経の賦活と関連する心拍変動の呼吸性不整脈成分に関しては、本研究において扱う呼吸統制によって生体情報誘導が行われている[30-34]。

第1世代生体情報誘導技術の課題を述べる。単純なフィードバックだけであり、制御器に相当するものも制御対象自身も生体内にある。そのため、人間が自らの生理反応とフィードバックされる信号の意味を理解し、それを制御しようと意図する必要がある。努力や長期間の訓練が必要である。複雑な媒介反応を介す場合もあり、生体情報誘導の詳細な成因と効果が不明であるため、訓練が困難を伴うケースもある。また、一般に「リラックスした状態」を目指そうとするが、そのような最終目標状態が不明確である点も訓練を難しくする一因である。さらに、訓練により身体外のフィードバック回路から脳内に内的フィードバック回路が生成され、最終的には装置なしでもフィードバックが実現できることを狙うが、内的な置換が起きるかどうか不明である。

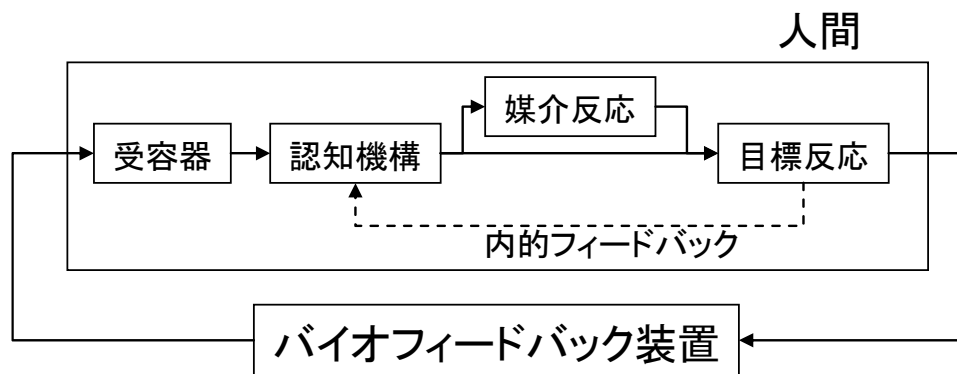


図 2.1 第 1 世代生体情報誘導

Fig.2.1 Biofeedback in the first generation

2. 3 第 2 世代生体情報誘導

次に、第 2 世代の生体情報誘導技術が登場した。図 2.2、図 2.3 にその構成を示す。第 1 世代の目標状態が不明確という課題に対して、制御器を人間の外に出し、人間自身を制御対象とすることで、フィードバック制御系やフィードフォワード制御系を構成し、上記の課題を克服しようとした。しかし、その結果として、制御対象としての人間は、制御器としての機械の設定する目標に、一方的に収束させられることになり人間側に負荷が残された。これは、目標値に収束させることで制御する方法の追求であり、人間が制御器に従うマスター・スレーブ型の制御の安定化であった。たとえば、呼吸統制において、目標とする一定周期で「吸って」、「吐いて」といった音声ガイダンスを行ったり、理想の呼吸波形と現在の呼吸波形とを同時に表示して、対象者にその差分を埋めるように努力させる制御が行われている[35-45]。負荷のため安定構造が長続きしない可能性があり、臨床において効果を発揮したという報告は少ない。

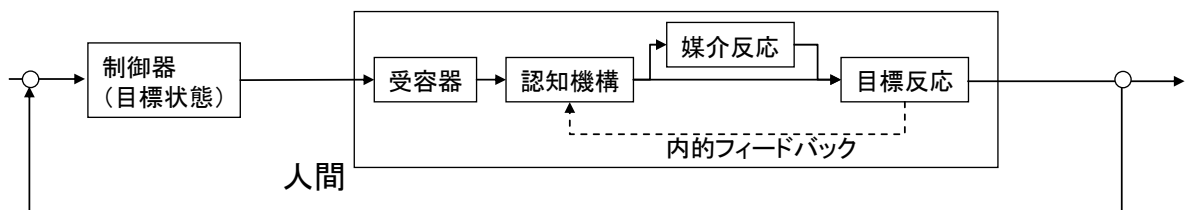


図 2.2 第 2 世代生体情報誘導（フィードバック制御）

Fig.2.2 Biofeedback in the second generation (feedback control)

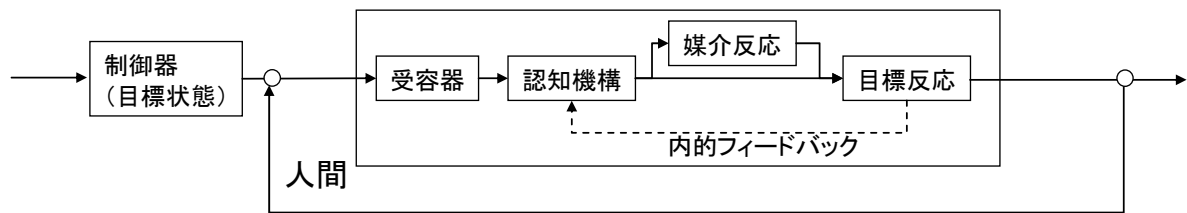


図 2.3 第 2 世代生体情報誘導（フィードフォワード制御）

Fig.2.3 Biofeedback in the second generation (feedforward control)

2. 4 残された課題

第 1 世代や第 2 世代生体情報誘導技術で未解決の残された課題について述べる。第 1 世代では、制御器に相当するものも制御対象も生体内にあったため、制御を実現するためには人間自身の訓練が必要であった。また、目標状態も不明確であり、人間の努力や訓練によって最終目標状態へ到達しなければならなかった。第 2 世代では、制御器を人間の外に出し、人間を制御対象とすることで、フィードバック制御系やフィードフォワード制御系を構成し、上記の問題を克服しようとした。しかし、その結果として、制御対象としての人間は、制御器としての機械の設定する目標に、一方的に収束させられることになり人間側に負荷が残された。

2. 5 課題解決の方針

本研究では、引き込みを用いた新しい生体情報誘導技術（第 3 世代）を構築することを目指した。安定性を拡張することで、第 1 世代や第 2 世代の生体情報誘導の問題を克服しようとした。第 2 世代では、目標値（fixed point）への静的収束の安定化が実現されたが、第 3 世代では制御器にリミットサイクルのようなアトラクターを採用し、相互作用（引き込み）を介して動的安定化を実現しようとした。これは人間と制御器（アトラクター）のインタラクションの安定化である。制御器（アトラクター）の内部状態を人間に歩み寄らせることができれば、人間側の負荷を軽減することが可能となり、安定状態の構築と、その状態の長時間の維持が期待できる。また、安定状態が実現できると、予測制御が容易となるため、動きを伴う人間に対する制御を高精度化することができる。さらに、安定状態の構築と制御器（アトラクター）の内部状態の変更を逐次的に繰り返せば、人間の状態を究極の目標状態に誘導できる可能性もある。

このように、人間の動きを安定化させた下で、予測制御に基づき人間の制御を高精度化したり、人間自身の状態を誘導しようとする試みは全く新しい概念の生体情報誘導の方法論である（図 2.4）。

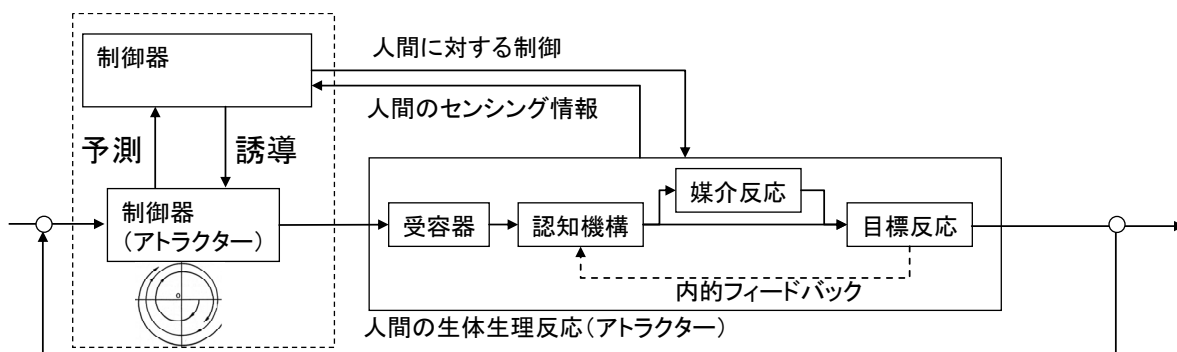


図 2.4 第 3 世代生体情報誘導

Fig.2.4 Biofeedback in the third generation

2. 6 まとめ

従来の生体情報誘導の課題を述べた．第 1 世代では目標状態が不明確であり訓練が必要であった．第 2 世代は制御器を外に出すことで目標状態を呈示できるようになったが、一定状態に収束させるため人間側に負荷が残った．そこで、引き込みを用いた第 3 世代生体情報誘導を提案した．第 1 世代から第 2 世代への変化は、単純フィードバック系であった生体情報誘導において、制御器を人間の外に出すことで、いわゆる制御器側のフィードバック制御やフィードフォワード制御を導入したことになる．第 2 世代から第 3 世代への変化は、フィードバック制御系の安定状態を、目標値（fixed point）としての静的安定性からリミットサイクルのような振動子としての動的安定性に拡張したこと、人間側の負荷を取り除き強固な安定性を実現した下で、予測制御や誘導により人間を対象とした制御の高精度化や高効率化を図ることである．

3. 放射線治療について

3. 1 概要

本研究の提案を実証する具体的な対象として高精度放射線治療を選択した。機械側の高精度な切れ味を活かすために、人間側に負荷を強いる固定法や呼吸統制が行われており、治療の精度が臨床的な結果にクリティカルに反映されることから、高精度化に対する現場のニーズが強い分野である。

がんの現状は、死亡数が年間 30 万人を超え、死因としては第 1 位である。2015 年には、2 人に 1 人ががん罹患患者となり、70 歳以上のがん患者率は 62%と予想されている。また、最近の傾向として、肺・肝臓・膵臓など、体幹部にあり呼吸の影響で動く臓器のがんが増えてきている[28]。国もがん対策基本法を整備して、国家として注力していく分野と位置付けている。

がんに関わると検査、診断、治療が行われるが、外科治療、化学治療、放射線治療が 3 大治療と呼ばれている。その中でも、切らずに治せて副作用の少ない放射線治療は QOL (Quality of Life) の高い治療として昨今注目を集めている。手術のできない高齢者にも適用することができ、メスで切ったり取り除いたりすることがないので、形態や機能を温存できるのが特徴である。

特に、最近の放射線治療では、粒子線治療、強度変調放射線治療 (IMRT : Intensity Modulated Radiotherapy)、ガンマナイフなど照射技術の進歩が目覚しく、物理的には 1mm の精度でビームを制御することが可能となってきた[46-50]。ピンポイントで照射可能なため、周囲の正常組織への不要線量を抑制し、がん腫瘍に集中的に必要な線量を照射することができる。

しかし、これらの高精度化は、放射線治療装置側の機械的な精度の向上によってもたらされたものであるため、柔軟かく、治療の都度、形が変形する人間に対しては、動かないように体を固定しなければならない。たとえば、ボルトを頭蓋骨に打ち込むことで頭頸部を固定する[51]。また、体幹部の臓器では、がん腫瘍の動きを抑制しなければならない。弁で強制的に換気をコントロールしたり、息止めをしたり、腹部を圧迫して臓器の稼動範囲を狭めたりすることで、呼吸に伴う動きを制限することなどが行われている[26][27]。がん患者は高齢者が多く、かつ、病気の進行で身体機能が低下していることがある。そのような状態で、負荷を強いることは、元来放射線治療が持っている QOL の高さを阻害するものであり、低減しなければならない。

図 3.1 に放射線治療のワークフローを示す．最初に治療の準備として，検査や固定具の作成を行う．次に治療計画用の CT (Computed Tomography) 画像を撮影し，治療計画を立案する．治療計画では，がん腫瘍と周辺の危険臓器 (OAR : Organ at Risk) に基づいて，ビームの照射方向や強度を決定し，人体内部の吸収線量分布を計算する．がん腫瘍だけに線量を集中し，周囲の正常組織や危険臓器には可能な限り不要な線量を投与しない計画が理想となる．

放射線治療装置では，ビームは装置の回転中心 (アイソセンタ) に向かって照射されるため，機械側の高い精度を活かすためには，がん腫瘍をアイソセンタに正確に位置決めしなければならない．患者位置決めとは，患者の位置や体位 (姿勢) を治療計画どおりに，治療時，治療室で再現することである．治療計画には時間を要するため，治療は治療計画とは日を隔てて，CT 撮影室とは別室の治療室で行われる．また，人体に障害が出ないように，約 1 ヶ月程度の時間を掛けて，20～30 回に分割して実施される．毎回の治療では，患者は治療台の上に寝て，体位 (姿勢) やがん腫瘍位置を治療室座標系で正確に再現しなければならない．吸収線量分布はがん腫瘍だけで決まるのではなく，周りの正常組織も含めたビームパス上の組織の構成で決まる．特に粒子線治療のような飛程 (= 到達距離) のあるものは，骨や空気など周りの正常組織の構成で飛程が影響を受けるため注意が必要である．このように，患者位置決めでは腫瘍だけを合わせるのではなく，体全体を合わせる必要がある．

現在の位置決め方式は，治療台上の患者を体表マークで粗に合わせた後，X 線透視画像で精密に合わせる 2 段階の位置決め方式が採用されている．粗位置決めに数分間，精密位置決めに 10～20 分間の時間を要する．

位置決め完了後，ビームの照射が行われる．頭頸部など固定臓器のがんの場合，ビームの照射時間は 1～2 分間である．一方で，肺・肝臓・脾臓など体幹部にあり呼吸の影響で動く臓器のがんでは，体表の動きに合わせてビームを照射する呼吸同期照射が採用されている[52-55]．体表やがん腫瘍は呼吸の影響で数 cm 動き，かつ，3 次元的な複雑な動きをする[8]．また，治療中の患者の呼吸は緊張や興奮のため乱れ，さらに複雑な動きとなる．通常，呼吸同期照射のビーム照射時間は数分間であるが，呼吸が乱れた場合には大幅に延長するケースもある．

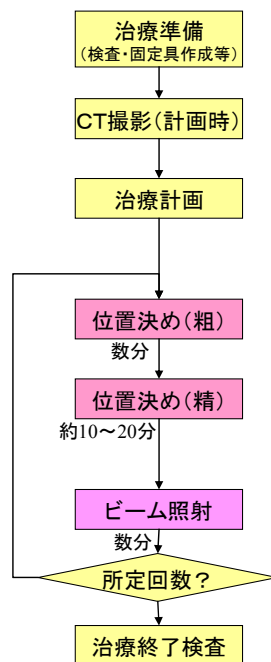


図 3.1 放射線治療のワークフロー

Fig.3.1 Work flow of radiotherapy

3. 2 現状と課題

3. 2. 1 位置照合（患者位置決め）の現状と課題

放射線治療は、20～30 回に分割して実施されるため、治療の都度、治療室座標系上で患者を治療計画どおりに高精度に再現する必要がある。患者位置決めは粗密の 2 段階で行われる。粗設定では、体表もしくは固定具に記した数点のマークと治療室の壁から照射されるレーザポインタのライン光とを照合する。体表（固定具）マークは治療計画用の CT 撮影時や治療前のシミュレーション時に記入されたもので、がん腫瘍の位置を指し示す目印である。レーザポインタのライン光は治療室のビームの照射中心（アイソセンタ）を指し示すようアライメントされている。体表マークとレーザポインタを照合することで、がん腫瘍をアイソセンタに位置決めすることができる。しかし、この方法では、点と点の位置合わせとなっており、人体表面の呼吸性の動きや変形などは無視されるため、粗設定という名前のとおり、大まかな位置合わせだけを行う。誤差が 10mm 程度残る。

粗設定の後に、人体正面と側面の 2 方向からの X 線透視画像を撮影して、治療計画時の参照画像と比較しながら骨構造による精密な位置合わせを行う。精

密位置決めでは、治療計画 CT 画像から生成した DRR (Digitally Reconstructed Radiography) 画像と治療時に撮影した X 線透視画像とを照合することで、画像上でのずれを検出して、治療台の並進と回転操作によって患者を移動する。DRR 画像とは、治療時、治療室で治療計画どおりの体位 (姿勢) を実現した場合に撮影されるであろう 2 次元投影画像を 3 次元 CT 画像から Ray Casting などのアルゴリズムによって生成したものである。X 線透視画像では肺野に浮いたがん腫瘍などの例外を除けば、明確に視認できるものが少ないため、がん腫瘍そのものを直接観察して位置決めしているわけではなく、がん腫瘍周辺の骨構造や内部に埋め込まれた金属マーカを利用して位置決めする。

呼吸性の動きのあるがん腫瘍では、体表変動をモニタしながら、呼気相終末でタイミングを取って治療計画用の CT 画像の撮影や X 線透視画像の撮影が行われる。呼気相を使う理由は、吸気相よりも安定なためである。しかし、異なる呼吸周期や日を隔てた呼吸周期での呼気相終末が同じ臓器状態を再現しているとは限らない[38]。特に、動きが不安定な場合、同じようにタイミングを取ったつもりでも、正確に臓器状態を再現できない可能性がある。また、体表からタイミングを取っているため、内部の臓器状態が体表と正確に対応しているかどうかはわからない。

CT 画像の撮影と X 線透視画像の撮影タイミングが異なる場合には、X 線透視画像が DRR 画像と大きくずれる。このようなずれの検出とその補正作業は非常に複雑になるため、複数回 X 線撮影と補正作業を繰り返さなければ所定の誤差以内に収束しないことになる。症例によっては位置決め作業に 10 分以上もかかる。

患者は体型に合わせて作成した専用の固定具でしっかり固められているが、固定具は完全に体表面に密着しているわけではないので、固定具の内部で振れなどが発生すれば、治療計画時の体位とは異なる状態になり、この場合も、位置決め作業に時間が掛かる。

さらに、以上の工程は手作業で行われているため、術者である医師や診療放射線技師の負荷も大きい。

3. 2. 2 タイミング照合 (呼吸同期照射) の現状と課題

呼吸同期照射について説明する。肺・肝・膵臓は呼吸の影響で主に体軸方向に

数 cm 動くため、動きに合わせて精度良く照射する技術が必要になる。現在、臨床現場では、体表の動きに合わせてビームを照射する呼吸同期照射が採用されている[52-55]。体表変動の振幅値に閾値を設け、呼気相側にゲートを掛けて、ゲートオープン時だけビーム照射可とする待ち伏せ方式である。

図 3.2 に粒子線治療装置における呼吸同期照射の概観を示す。呼吸同期を掛けるためには、PSD (Position Sensitive Detector) カメラで体表の LED (Light Emitted Diode) マーカの上下動を計測し、呼吸信号とする。図 3.3 に呼吸同期照射の仕組みを模式的に示す。粒子線治療は高精度放射線治療の 1 つであり、陽子や炭素イオンなどの荷電粒子をシンクロトロンなどの加速器で高エネルギーに加速した後、治療室に輸送し、がん腫瘍に照射するというものである。体の深部のがんピンポイントで線量を集中できるという特徴がある。加速器の運転パターンにしたがって、フラットトップと呼ばれる台形の頂きの部分でだけビームを取り出すことが可能である。呼吸信号に対しては閾値を設定し、閾値を下回った時だけゲートを開くようにする。加速器の運転パターンの中で、フラットトップの区間 A とゲート信号が開いている区間 B とが一致した時にがん腫瘍に向かってビームが照射される。治療計画用の CT 画像の撮影のタイミングに合わせるため、呼気相終末でビームを照射したいが、呼吸が不安定の場合、閾値を下げるとビーム照射効率が悪化し、閾値を上げると呼気相終末以外の位相でもビームが照射されてしまう。このように、精度と効率にはトレードオフの関係がある。また、体表変動を同期信号としているため、内部の臓器状態が体表と正確に対応しているかどうかはわからない。

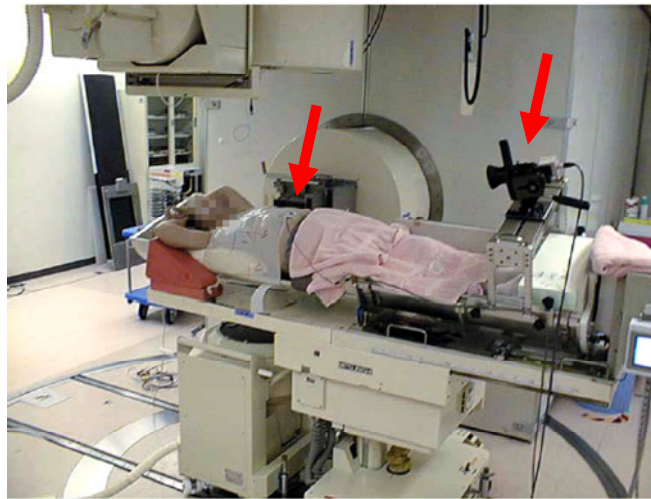


図 3.2 呼吸同期照射の概観

Fig.3.2 View of respiratory gated irradiation

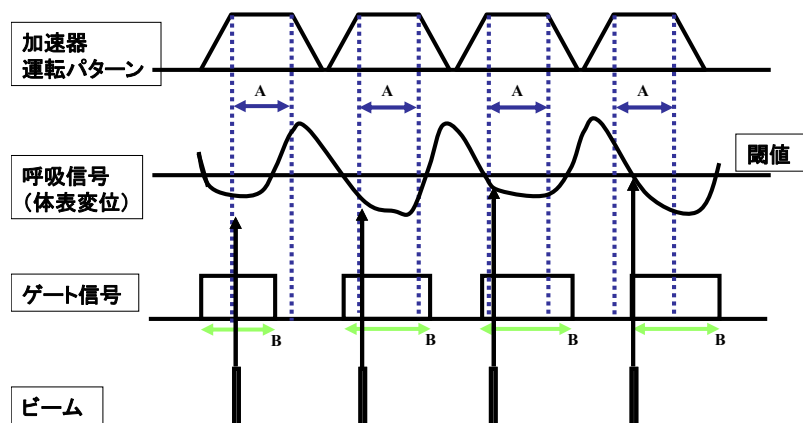


図 3.3 呼吸同期照射の仕組み

Fig.3.3 The mechanism in the respiratory gated irradiation

3. 2. 3 動きへの対応（呼吸制御）の現状と課題

最近の治療装置は高精度化が進み、ビームの切れ味を活かすため、治療中は患者の体型に合わせて作成した固定具を使って動かないようにする。特に頭頸部の定位照射では、ボルトで頭蓋骨を固定するようなケースもある[51]。また、体幹部の治療では、呼吸の影響で臓器が動かないように、強制的に換気をコントロールしたり、腹部を圧迫して稼動範囲を狭めることや息止めが行われている[26][27]。また、息を「吸って」、「吐いて」といった音声ガイダンスを行うもの

や呼吸波形そのものを Visual feedback することで呼吸統制を行い、呼吸同期照射と組み合わせる先行研究がある[35-45]。これらによって、一定の改善は見られているものの、人間が機械に一方的に歩み寄らなければならないという状況は改善してない。また、高齢者や呼吸機能異常が多い患者においては、負荷が大きい方法と考えられ、臨床的に十分な成果をあげていない。

3. 2. 4 まとめ

放射線治療では、事前の治療計画と複数回に分割した治療が行われている。治療の都度、治療計画どおりの線量分布を再現するために、患者の体位やがん腫瘍位置を治療室座標系で正確に再現する必要がある。現在、体表マークと X 線透視画像の粗密の 2 段階方式の位置決めが行われている。体表マークの粗設定では呼吸の動きや変形は考慮されず、精密設定の X 線透視画像の撮影ではがん腫瘍を直接確認せずに骨構造で位置合わせが行われている。体幹部にあり呼吸の影響で動くがん腫瘍の場合には、体表変動をモニタしながら、呼気相終末でタイミングを合わせて、治療計画用の CT 画像の撮影や位置決め用の X 線透視画像の撮影が行われている。また、同じく呼気相終末にタイミングを合わせてビーム照射が行われている。しかし、人体特有の呼吸性の臓器運動は 3 次元的な複雑な動きであり、治療中には不安定化するケースも多く、呼気相終末でタイミングを合わせることを難しくしている。対策として、治療計画時と治療時の位置やタイミングを正確に照合するため、動きを抑制する方向の制御が行われているが、高齢者や呼吸機能異常が多い患者においては負荷の大きな方法となっている。

3. 3 残された課題

現状の放射線治療では、呼吸性の動きや変形を抑制する方向で高精度化を図ろうとしているため、人間側に強い負荷が残っている。また、呼気相終末というある瞬間での断片的な情報での位置やタイミングの再構成となるため、動きが不安定であると、精度の高い位置やタイミングの再構成が困難である。治療計画時と治療時の体位やがん腫瘍位置が合っていないければ、治療計画どおりの線量分布を再現することができなくなり、精度の高い治療が実現できない。また、位置やタイミングの再構成の際、体表の数点の位置や動きしか見ていない

ということ，がん腫瘍の動きを直接観測していないということから，精度や効率において改善の余地が大きい．

3. 4 課題解決の方針

呼吸性の動きを許容するが，負荷を掛けずに安定化させる方針とする．具体的には前章で述べた引き込みを用いた第 3 世代生体情報誘導を適用し動的安定化により負荷の少ない安定状態の構築を目指す．次に，安定した動きを許容した下での位置とタイミングの制御を行い高精度化を図る．具体的には，呼吸安定化の下での患者位置決め（位置照合）の高精度化を実現する．体表の数点だけを見るのではなくて，体表全体で大局的に位置合わせする．また，呼吸安定化の下でがん腫瘍を直接かつ局所的に位置合わせする方法を提案する．さらに，呼吸安定化の下での呼吸同期照射（タイミング照合）に予測制御を導入することで高精度化を図る（図 3.4）．

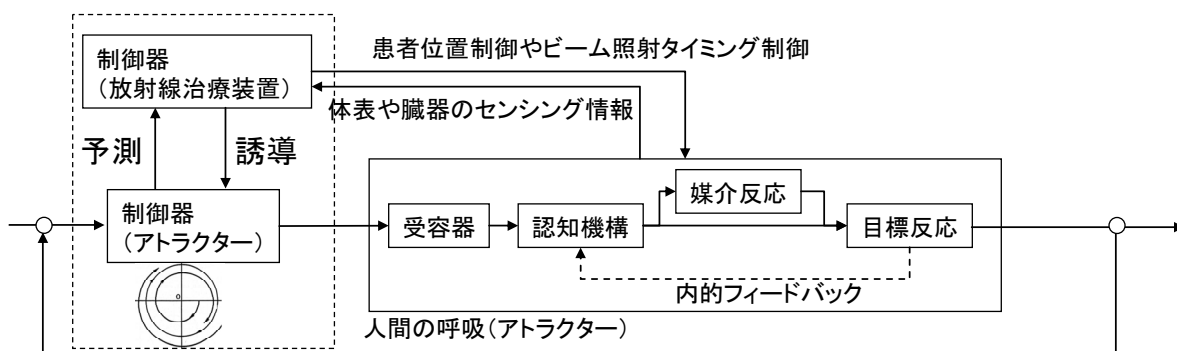


図 3.4 第 3 世代生体情報誘導の放射線治療への適用

Fig.3.4 Application of biofeedback in the third generation to radiotherapy

4. 運動リズムの安定化

4. 1 概要

音楽とその聴取者の呼吸が同調する現象[56-59]や、音声とその聴取者の体動が同調する現象[60]や、対面コミュニケーションでの話者間の引き込み現象[61][62]が報告されている。これらの先行研究では、同調現象が2者間のリズムの引き込みとして説明されてきた。引き込みは振動子が自身の固有振動数に近い周波数の周期的入力（同調因子）を受けた時、同調因子に同期する現象である。一方から他方への一方向性の作用であれば、これを強制引き込みと呼ぶ。一方、異なる周期で振動していたもの同士が相互作用により同期する現象を相互引き込みと呼ぶ。

本章では、相互引き込みを使った呼吸安定化手法を検討した。具体的には、位相振動子と聴取者の呼吸とを音楽（リズム音）を媒介にして相互に引き込ませることにより安定した状態を生成する。次節以降で、提案する呼吸安定化手法の詳細について述べる。

4. 2 相互引き込みの理論

コンピュータ上に実装した位相振動子と人間の呼吸を相互作用させることで同期現象を発現し安定化させる。ここで、結合振動子系として最も単純な $N=2$ の場合を考える。リミットサイクルのような周期的状態を特徴づけるものは振幅と位相である。リミットサイクル振動子では時間がたてば振幅は一定値に収まるので、位相が最も重要な自由度である。振動子のモデルで位相の自由度だけを残したものは位相振動子と呼ばれ、理論的な研究にはとりわけ有用である。 $N=2$ の系を表す位相振動子は式 (4-1)、式 (4-2) で与えられる[63-65]。呼吸から位相振動子への作用は、両者の位相差を計算し、呼吸位相 (θ_2) が進んでいれば位相振動子の位相 (θ_1) を進め、呼吸位相 (θ_2) が遅れていれば位相振動子の位相 (θ_1) を遅らせる。ここで、 $h(\theta)$ は周期 2π の関数である。本研究では正弦関数を使った。結合係数 (ξ_1) によって、位相変化のゲインを調整できる。位相振動子の固有振動数 ω_1 は安静時の自由呼吸の平均周期から事前に決定する。位相振動子から人間へのもう一方の作用については音楽やリズム音を媒介として成立させる。 ω_2 は聴取者の呼吸の固有振動数、 ξ_2 は聴取者の結合係数であり、この2つは聴取者の内的なものである。

$$d\theta_1/dt = \omega_1 + \xi_1 h(\theta_2 - \theta_1) \quad \text{式 (4-1)}$$

$$d\theta_2/dt = \omega_2 + \xi_2 h(\theta_1 - \theta_2) \quad \text{式 (4-2)}$$

4. 3 音楽を利用した呼吸安定化

4. 3. 1 序

一定のテンポの音楽を聴くとき、音楽が同調因子となり、その聴取者の呼吸が音楽に同期する。これを強制引き込みと呼ぶ。一方、音楽とその聴取者の呼吸とがお互いに同調因子となるとき、双方向性に引き込みが成立する。これを相互引き込みと呼ぶ[63-65]。

式 (4-1) の θ_1 は音楽を操作する位相振動子の位相とする。 ω_1 は固有振動数であり、これは演奏される音楽リズムのベーステンポとなる。 ξ_1 は結合係数であり、この値を大きくすれば音楽を操作する位相振動子は聴取者の呼吸に合わせようとし、小さくすれば自分のテンポで演奏しようとする。式 (4-2) の θ_2 は聴取者の呼吸の位相である。呼吸周期に基づいて位相を定義し、吸気の開始タイミングを位相原点と定義する。式 (4-1)、式 (4-2) によって、音楽の位相と呼吸の位相がお互いに歩み寄るようになり、相互引き込みが成立する。式 (4-1) の右辺第 2 項がない場合が強制引き込みに相当し、呼吸を一定値に制御することになる。

4. 3. 2 方法

4. 3. 2. 1 システム構成

図 4.1 にシステム構成を示す。主な機能は、呼吸信号の取り込み (A/D 変換)、呼吸位相・周期の計算、位相振動子の位相・周期の計算、音楽テンポの計算、音楽再生である。治療現場は患者のいる治療室と医師および診療放射線技師のいる制御室とに分かれている。制御室側システムに、位相振動子を搭載した PC と音響ユニットを追加することを想定する。

計測した呼吸信号は A/D 変換で PC に取り込み、リアルタイムに呼吸位相を計算する (θ_2)。計算した呼吸位相を式 (4-1) に代入し、ルンゲクッタで位相振動子の位相 (θ_1) を計算する。位相振動子の位相ゼロを検出した時点で、その周期を計算する。位相振動子の周期と音楽の小節周期とを 1 対 1 で対応付け、音

楽のテンポを逐次更新する．式 (4-1) 右辺第 2 項がない場合が強制引き込みで，音楽は ω_1 で決まる一定テンポとなる．

4. 3. 2. 2 呼吸（体表変動）計測手法

胸腹部に貼り付けた LED (Light Emitting Diode) マーカの位置変動を PSD (Position Sensitive Detector) カメラ (PS-1100 ; 豊中研究所) で計測したものを呼吸信号とする．PSD カメラのアナログ出力信号は A/D 変換し，サンプリング周波数 1kHz, 12bit でデジタル信号として PC に取り込む．PC では音楽テンポを生成し，外部の MIDI (Musical Instrument Digital Interface) 音源 (SC-88 PRO ; ローランド) へ出力する．MIDI 音源のオーディオ出力信号は，患者のいる治療室内のスピーカーから出力される想定とする．データの取り込み，MIDI ファイルの再生などのソフトウェアは Microsoft 社の Visual C++で開発し，Windows SDK (Software Development Kit) を用いて製作した．

4. 3. 2. 3 音楽（リズム音）のテンポ生成手法

次に PC 内部でのソフトウェア処理について述べる．位相振動子の方程式を，4 次のルンゲクッタ法により刻み幅 1msec でリアルタイムに計算する．位相振動子の周期から音楽のテンポを生成するには，まず，位相振動子の周期から 1 分間あたりの波の数を計算する．次に，1 分間あたりの波の数と 1 小節を構成する拍数とを掛け合わせ，音楽のテンポとする．たとえば，周期が 4 秒で 4 分の 4 拍子の曲であれば，1 分間あたりの波の数は 15 (回/分)，4 拍と掛け合わせ 60bpm (beat per minute) が音楽テンポになる．このようにして，位相振動子の周期を音楽のテンポに反映させることで，音楽を媒介にして，位相振動子と聴取者の呼吸とを相互に引き込ませる．

プログラムの開始直後，安静状態の呼吸周期を一定時間計測し， ω_1 を決定する．その後 ω_1 は固定とする． ξ_1 は事前にチューニングした値を使った．複数名の被験者に検証実験で用いた音楽を聴かせ，引き込みが発生する範囲内で，かつ，テンポの変化を $\pm 5\%$ 以下に押さえることができるような値を見つけた．これにより，急激なテンポの変化によって違和感が発生しないようにした．

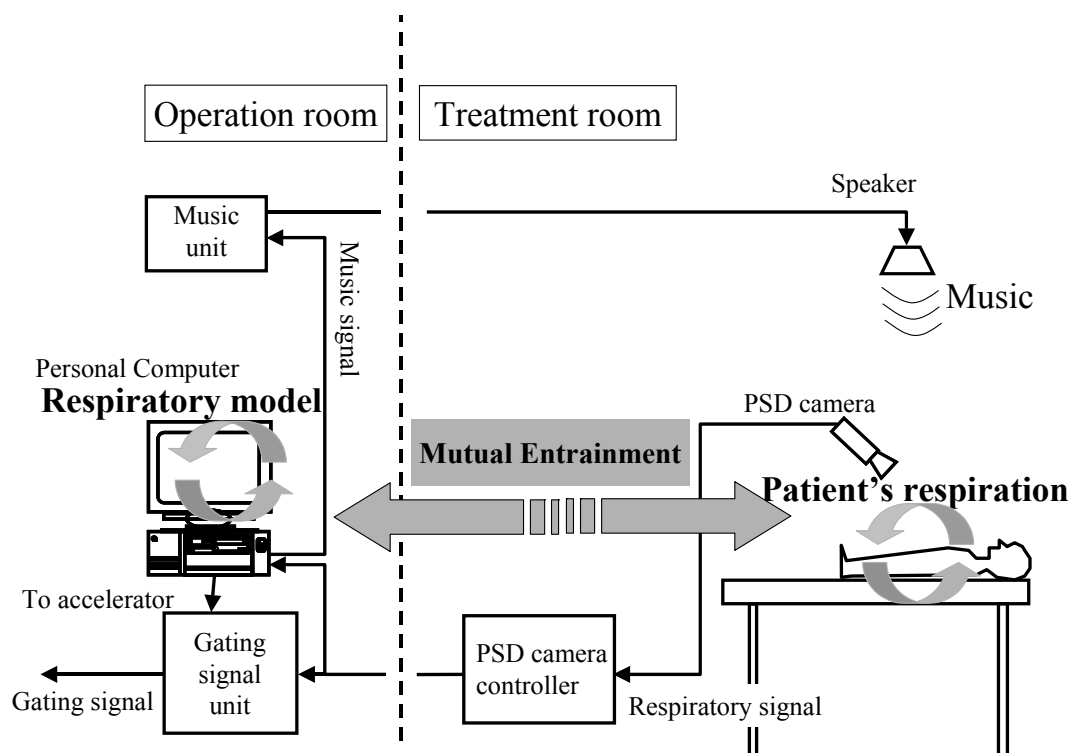


図 4.1 システム構成
Fig.4.1 Structure of the system

4. 3. 2. 4 実験条件

実験条件について述べる．対象者には音楽に合わせて呼吸をするようにという明示的な教示はしないが，引き込み率の向上を狙い，音楽リズムに合わせた指のタッピング動作を一緒に行わせる．健常被験者 12 名を対象とした．

実際の治療に近い状態を再現するため，図 4.2 のようにベッド上仰臥位で，頭上の柵を握らせた．また，ヘッドフォンを着用させ，音楽の演奏が始まったら音楽に合わせてタッピングするよう教示した．タッピングは，人差し指などで，柵に取り付けたスイッチを押すよう指示し，リズムの取り方は，1 拍に 1 回，もしくは，2 拍に 1 回とし，いずれか各自のやりやすいように行わせた．LED マーカを胸腹部体表上にテープで貼り付け，側面から PSD カメラで体表変位をモニタした．

計測は図 4.3 の手順で実施した．最初のセッションで安静状態（無音）を 660 秒間計測し，続けてのセッションは音楽聴取下で，同じく 660 秒間計測した．音楽聴取下では，最初に安静状態（無音）を 60 秒間，その後，曲 A（明日があるさ，初期テンポ：95bpm，演奏時間：150 秒，4/4 拍子），曲 B（大きな古時計，

初期テンポ：90bpm，演奏時間：150 秒，4/4 拍子）の 2 曲がこの順番で，それぞれ2回繰り返すように提示した．各セッションの最初の1分間で ω_1 を決定し，解析対象は後半の 300 秒とした．選曲に関しては，ポップス，童謡，クラシック，バラードなどの中から，スロー，ミディアム，ファーストテンポの曲を複数試行した予備実験の知見を参考にして，引き込みが発生しやすいものを選んだ．



図 4.2 実験風景

Fig.4.2 Experimental view

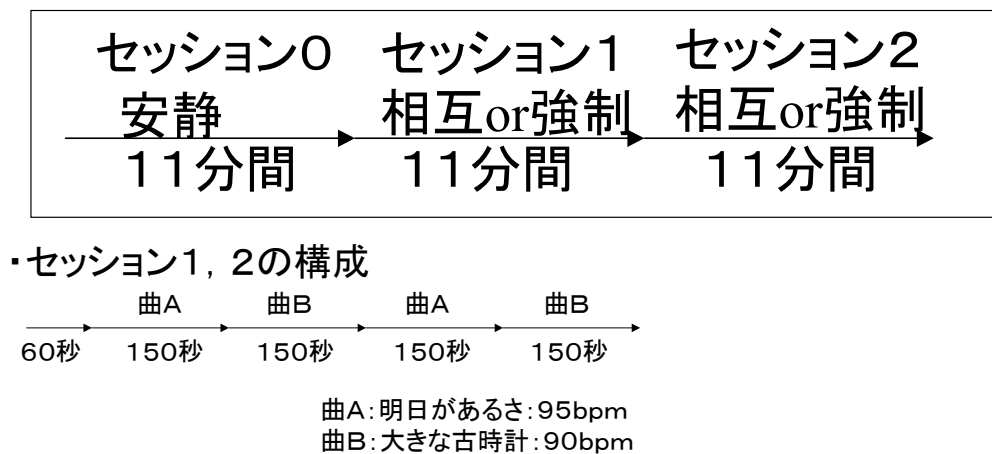


図 4.3 実験プロトコル

Fig.4.3 Experimental protocol

4. 3. 3 結果

図 4.4 に呼吸（体表変位）の生データ，周期のトレンドグラフ，周期のヒストグラム，振幅のトレンドグラフ，振幅のヒストグラムの 1 例を示す．図 4.4 (a) は安静（自由呼吸）セッションの結果である．安静（自由呼吸）状態の呼吸は不安定であり，周期，振幅のいずれもばらつきが多かった．図 4.4 (b) は同一被験者の音楽聴取（相互引き込み）セッションの結果である．タッピングをしながら音楽を聴取した場合，顕著に呼吸が安定化した．音楽の元のリズム（1 分間あたりの小節数）は約 23 回/min であり，図 4.4 (b) の 3 段目，周期のヒストグラムから呼吸は約 25 回/min であることから，音楽のテンポが若干速くなって，音楽小節周期と呼吸周期とが 1 対 1 で引き込んだことがわかる．

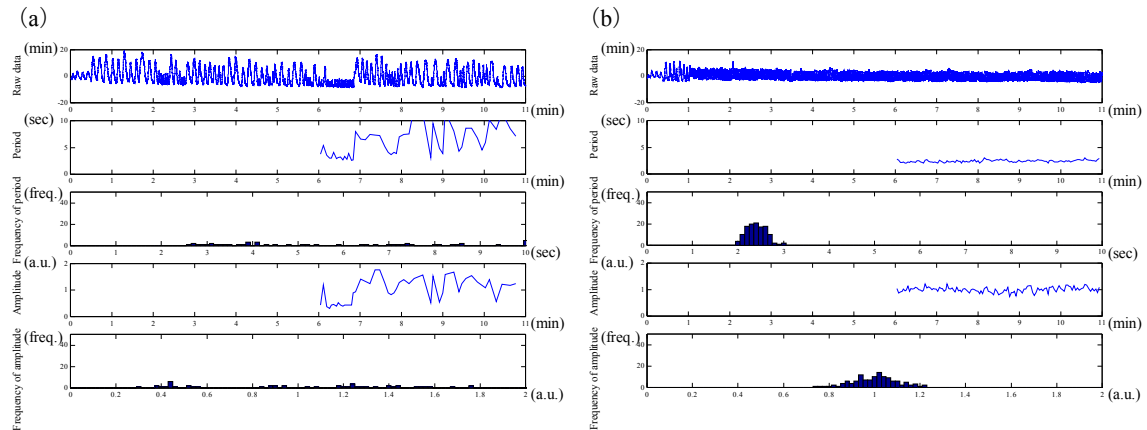


図 4.4 呼吸生データと周期・振幅の分布の 1 例
(a) 安静時, (b) 音楽聴取時

Fig.4.4 An example of respiratory raw data and frequency distributions of the period and amplitude (a) during rest, (b) during listening music

表 4.1 に解析対象 300 秒間にわたる呼吸周期の平均値，呼吸周期の標準偏差と呼吸振幅の標準偏差について，全被験者分を平均した結果を示す．呼吸周期の平均値に関しては，音楽に引き込むことで，音楽聴取セッションの方が安静セッションより短くなった．呼吸周期の標準偏差に関しては，音楽聴取セッションの方が安静セッションより小さい値となった．呼吸振幅の標準偏差に差異は見られなかった．

表 4.1 全被験者の呼吸指標 (N=12)
Tab.4.1 Respiratory indices of all subjects (N=12)

	during rest (Mean±SD)	During listening music (Mean±SD)
Mean period (sec)	4.88±1.14	3.70±0.98
Standard deviation of period (sec)	1.07±0.68	0.84±0.55
Standard deviation of amplitude (a.u.)	0.19±0.11	0.22±0.10

図 4.5 に安静（自由呼吸）セッション、音楽聴取（相互引き込み）セッション、音楽聴取（強制引き込み）セッションの 3 条件で全被験者の呼吸周期の標準偏差を比較した。安静セッションと音楽聴取セッションの比較では、音楽聴取セッションで呼吸が安定化する傾向の人がいた（被験者 a, b, c, f, k）。

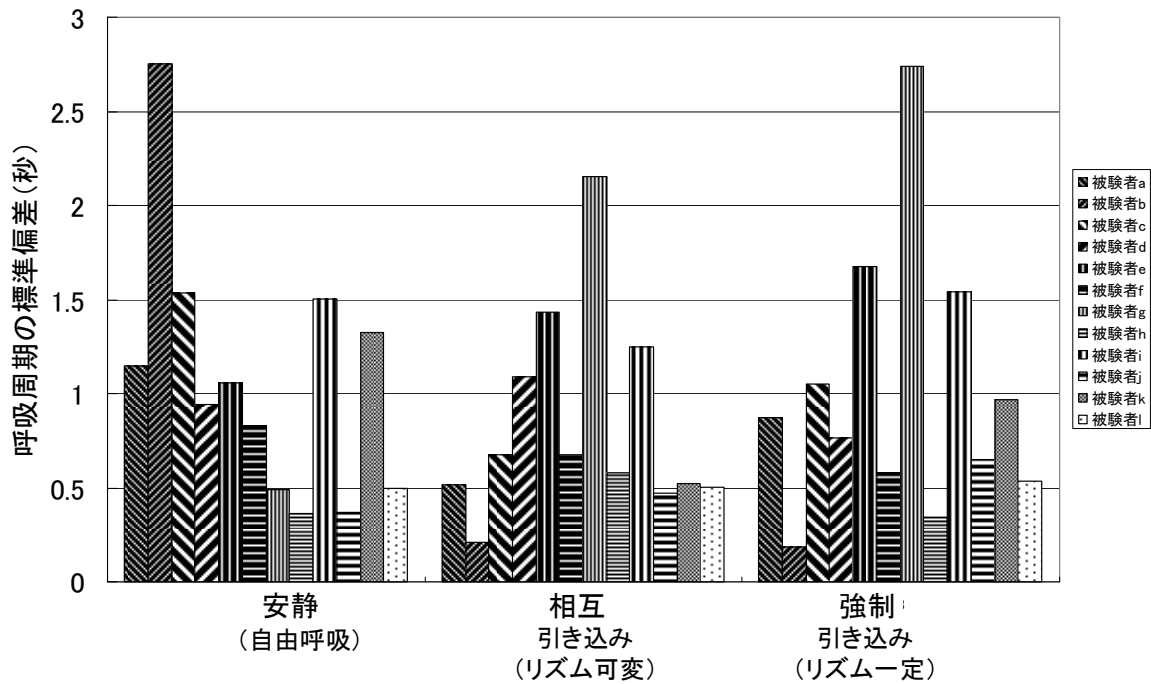


図 4.5 呼吸周期の比較
Fig.4.5 Comparison of respiratory period

タッピングの行い易さについての主観評価結果をまとめた（表 4.2）。強制引き込みの方がタッピングを行い易いという意見が多かった。

表 4.2 主観評価（タッピングの行い易さ）

Tab.4.2 Subjective evaluation

	タッピングし易さ
被験者a	—
被験者b	—
被験者c	強制
被験者d	—
被験者e	強制
被験者f	相互
被験者g	—
被験者h	—
被験者i	強制
被験者j	強制
被験者k	—
被験者l	強制

4. 3. 4 考察

音楽を聴取しながら指のタッピング動作を行った。「音楽に合わせて呼吸をするように」という明示的な指示を行わなかったため、不随意性の誘導であった。結果としては、呼吸周期が安定化する人もいたが、自由呼吸と差がなく安定化しない人もいた。個人差が出た理由としては、随意性の誘導に比較して引き込みが弱いためと考えられる。また、実験後の被験者の主観評価によれば、強制引き込みの方が「タッピングし易い」という意見も出た。そのように回答した人は音楽聴取によって呼吸が安定化しない傾向にあった。このことから、音楽テンポのゆらぎが被験者に影響を与えている可能性がある。相互引き込みによる過度のテンポの揺らぎは、音楽の場合は違和感として感じられる可能性もあり、抑制する必要がある。

音楽に合わせてタッピングすることで、引き込みが強まるメカニズムについて、相互引き込み理論の説明に使った式で考察する。式(4-2)の ξ_2 は被験者の内的なものである。タッピングをすることで ξ_2 が大きくなると考えると、呼吸の音楽への引き込みが強まることが説明できる。呼吸リズムを生成しているペースメーカーニューロンは種々の高次中枢からの影響を受けているが、聴覚系からの影響と運動系からの影響が相乗効果を起こすことで、より強力に引き込むようになった可能性もある。聴覚は前庭系で処理される振動感覚から由来し、

聴覚系と前庭系は密接な関連を持っていて両方のシステムは振動に反応する．そこで聴覚刺激と振動刺激を同時に与えた場合，刺激に対する感受性が向上する可能性もある[23][66]．

4. 4 リズム音を利用した呼吸安定化

4. 4. 1 序

次に，随意性の誘導を検討した．位相振動子の出力としてリズム音を使う．対象者には「リズム音に合わせて呼吸をするように」という明示的な教示をした．タッピング動作は一緒に行わなかった．その他の条件は4. 3. 2と同じである．

4. 4. 2 方法

健常被験者6名を対象とした実験を行った．リズム音は8拍から構成され，8拍の間で吸って吐くよう教示した．8拍の中で，吸気と呼気の拍数は各人が呼吸をし易いように自由に調整した．最初の60秒で平均呼吸周期からテンポ (ω_1) を決定し，60秒から90秒の間で位相振動子と呼吸を相互作用させ，90秒からリズム音の聴取を開始する実験プロトコルとした．合計300秒間のデータ収集中，後半の210秒間のデータを解析した．

4. 4. 3 結果

表4.3，図4.6に呼吸安定性についてまとめる．呼吸周期の標準偏差に関しては，安静（自由呼吸）セッションで平均0.82秒，音楽聴取（相互引き込み）セッションで平均0.39秒，音楽聴取（強制引き込み）セッションで平均0.60秒となり，安静（自由呼吸）セッションに対して音楽聴取（相互引き込み）セッションが5%水準以下で統計的に有意差のある低減を示し，安静（自由呼吸）セッションに対して音楽聴取（強制引き込み）セッションが10%水準以下で統計的に有意傾向のある低減を示した．

表 4.3 呼吸周期の比較

Tab.4.3 Comparison of respiratory period

Subject	Condition	Respiratory period (sec)	
		Mean	Std
A	Free	4.3	0.9
	Mutual entrainmen	4.7	0.3
	Entrainment	4.6	0.7
B	Free	5.4	0.4
	Mutual entrainmen	6.7	0.2
	Entrainment	5.5	0.4
C	Free	12.4	1.5
	Mutual entrainmen	9.3	0.6
	Entrainment	6.8	0.8
D	Free	3.1	0.6
	Mutual entrainmen	2.5	0.1
	Entrainment	2.6	0.3
E	Free	6.5	0.5
	Mutual entrainmen	7.5	0.6
	Entrainment	6.1	0.3
F	Free	12.8	1.1
	Mutual entrainmen	9.2	0.5
	Entrainment	8.1	1.1

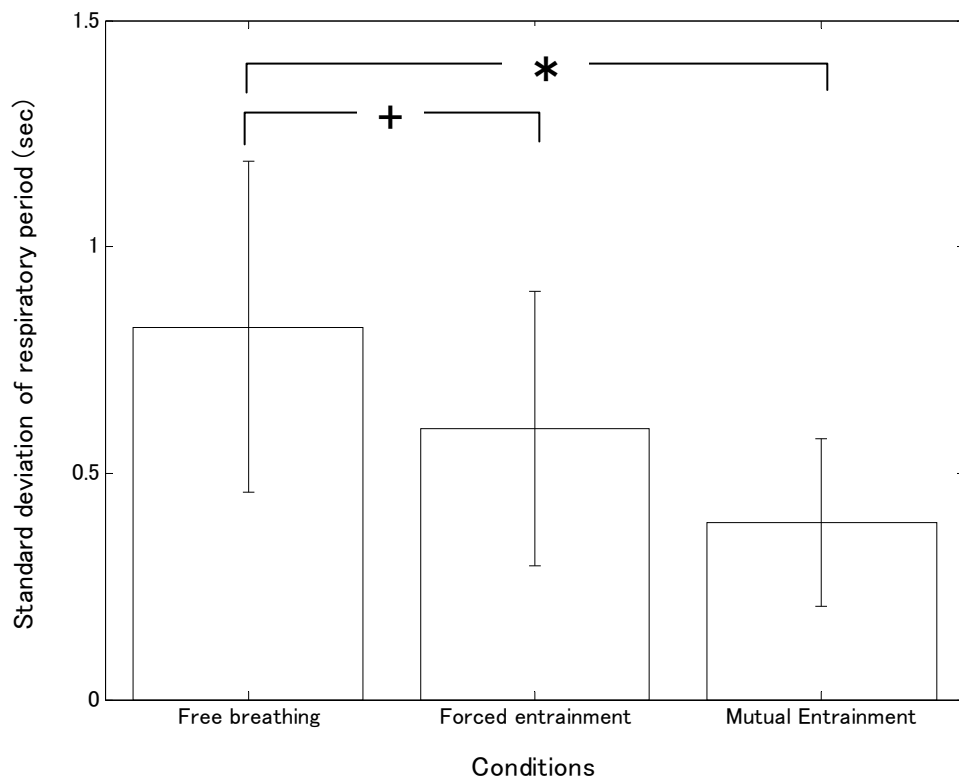


図 4.6 呼吸周期の比較

Fig.4.6 Comparison of respiratory period

図 4.7 に主観評価結果についてまとめた. リズムの変化の度合いとしては相互引き込みの方が大きいと感じるヒトが多く, かつ, 合わせ易さも相互引き込みの方が上であるとの回答が多かった. 6 名中 1 名で, 相互引き込みでは合わせにくいという意見が出た.

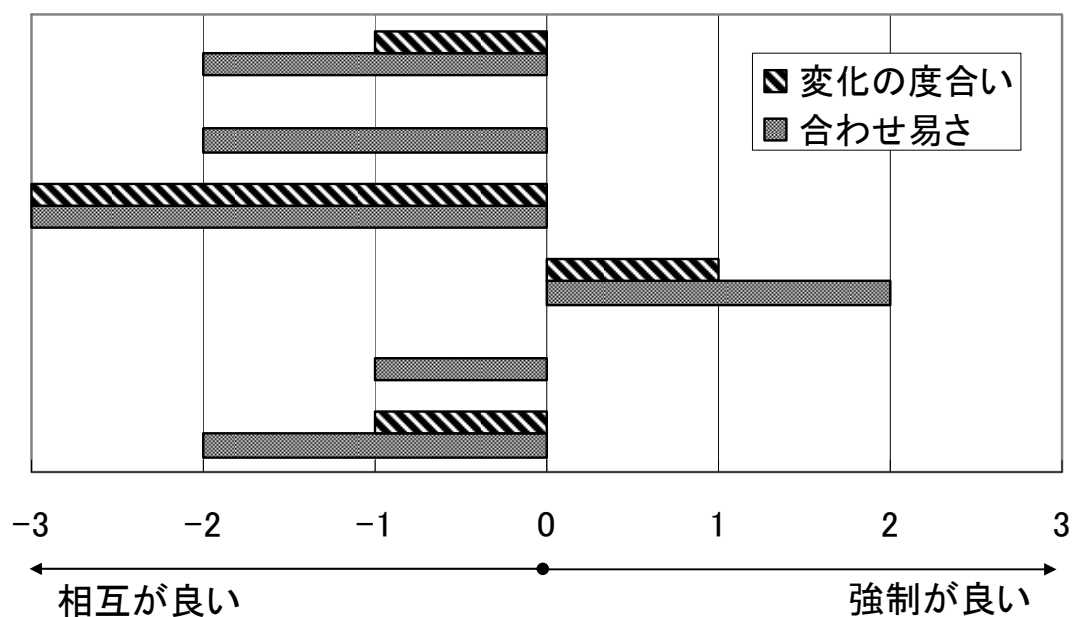


図 4.7 主観評価
Fig.4.7 Subjective evaluation

4. 4. 4 考察

拍節構造が明確なリズム音に楽曲を変更し呼吸の合わせ易さを改善した. また, リズム音に合わせて呼吸をするように教示内容も変更した. 安静時と音楽聴取 (相互引き込み) の比較で, 呼吸周期の標準偏差が有意に減少した (5%水準以下). 主観評価でも相互引き込みが合わせ易いという回答が多くなった. 随意性の誘導を使うことで, 相互引き込みを用いた呼吸安定化手法の有効性が確認できた.

4. 5 考察

心臓循環器系の心拍や血圧などの生体情報誘導を考えた場合, 不随意性であるため, バイオフィードバックループで随意性のチャンネルを新たに構築しよ

うとする．一方で、呼吸や筋電は生体情報誘導の中でも特殊な対象であり、随意性のチャンネルが元々存在する．

無意識下では、呼吸は基本的にはアトラクターであり、安定した状態を維持しているものと考えられる．しかし、医療現場で患者の呼吸が不安定であるケースが多数報告されている[35-45]．治療中の患者の呼吸が乱れるということは、緊張や興奮などから随意性のチャンネルが賦活化することで外乱が発生している可能性がある．よって、呼吸を安定化させるためには、随意性のチャンネルの賦活を押さえるか、随意性のチャンネルを外乱に負けない統制のとれた信号に整調するかのいずれかの対処方法が考えられる．そこで、本章では 2 つの方法で検討した．

1 つ目の音楽を利用した呼吸安定化では、音楽に合わせて呼吸をするという明示的な教示を与えなかった．タッピングという振動感覚を導入することで引き込み率は高まったが、呼吸の安定化には個人差があった．2 つ目のリズム音を利用した呼吸安定化では、リズム音に合わせて呼吸をするという明示的な教示を与えた．拍節構造が明確なリズム音を使うことにより、音に合わせて易いように改良も加えた．「自由呼吸」と「相互引き込み」と「強制引き込み」の 3 者の比較を行い、「相互引き込み」では「自由呼吸」と比較して、有意に呼吸周期のばらつきが改善した．主観評価の結果からも、「相互引き込み」で従来型の「強制引き込み」より合わせ易いという傾向が得られた．音楽とリズム音の 2 つの呼吸安定化手法を比較すると、リズム音を利用した呼吸安定化手法の方が有効であることがわかった．

モダリティについて考察する．本章の呼吸安定化では、聴覚と振動モダリティ（タッピング）を使うことで、呼吸周期の安定化は確認されたが、呼吸振幅の安定化は確認できなかった．先行研究では、聴覚と視覚の組み合わせを利用して、聴覚が周期を合わせ、視覚が振幅を合わせる効果があるとされる[35-45]．呼吸振幅の安定化は重要であるため、本研究で検証した聴覚・振動以外のほかのモダリティの適用可能性も今後検証を進めて行く必要がある．

放射線治療への適用を想定した場合、訓練なしで実現できることが理想である．引き込みの利点として、動的安定性という性質が個体差や個体内変動を吸収する仕組みとして有効に働く可能性がある．これは、現場で訓練なしに導入できる可能性に繋がる．今後、高齢者や呼吸機能異常が多い患者を対象として

検証を進め、実際に臨床適用可能かを見極めて行く必要がある。

4. 6 まとめ

本章では、相互引き込みを用いた呼吸安定化手法について検討した。音声信号による強制引き込みや呼吸波形をビジュアルフィードバックして呼吸を統制する第2世代生体情報誘導制御は従来から適用されてきたが、患者への負荷が強く臨床上での効果が限定的であった。本章では、位相振動子と聴取者の呼吸とを音楽（リズム音）を媒介にして相互に引き込ませることにより呼吸を安定化させた。自由呼吸に対して相互引き込みで呼吸周期が有意に安定化し、従来型強制引き込みに対して、合わせ易さも改善した。提案する引き込みを用いた新しい生体情報誘導で前提となる動きの安定化を実現するための基盤技術を構築できた。

5. 位置・タイミングの制御

5. 1 概要

第 4 章では，人間と機械との相互作用により，複雑かつ予測できない人間の動き（呼吸）を安定化させた．本章では，そのような運動リズムの安定化の下で，人間に対する位置やタイミングを高精度に制御する方法について検討する．

放射線治療では，ビームの強度分布（人体への吸収線量分布）は腫瘍と周りの正常組織との関係において決まるため，体全体を治療計画時の体位に大局的に合わせ込む必要がある．そして次に，がん腫瘍をアイソセンタに局所的に精密に位置決めすることが重要である．さらに，がん腫瘍に呼吸性の動きがあれば，動きの再現性を高くし，アイソセンタ上に位置照合する頻度を上げる必要がある．これら 3 つの位置・タイミング制御が全て揃うことで，精度の高い治療が実現可能となる．

5. 2 位置照合

5. 2. 1 概要

人体の位置照合には 2 つの側面がある．人体全体を合わせ込む大局的な照合と人体内部のがん腫瘍を合わせ込む局所的な照合とである．放射線治療の患者位置決めでは，その両方を満たさなければ精度の高い治療ができない．本章では，体位の大局的な位置照合と治療対象となるがん腫瘍の局所的な位置照合との粗密 2 段階方式を適用する．大局的な位置照合には体表面を使い，マーカの数点で合わせるのではなく，全体で合わせ込むことで高精度化を図る．局所的な位置照合には，超音波を使った直接的な計測法を適用することで高精度化を図る．従来の X 線を使った方法では，腫瘍そのものを直接観測できない場合もあり，周辺の骨構造で合わせたり，臓器に埋め込んだ金属マーカで合わせるため，侵襲性が高い方法であった．また，治療期間中に金属マーカと腫瘍との位置関係がずれることもあり，精度的に限界があった．

5. 2. 2 人体表面を使った大局的照合

5. 2. 2. 1 概要

光学的に体表面や体表面上のマークを計測し，大局的位置決めを行う先行研究がある．赤外 LED(Light Emitting Diode)を貼り付けたブロックを患者が口に咥

えた状態で LED 位置をカメラで検出し、治療計画時と治療時の赤外 LED の計測位置から位置決めを行う。頭頸部が治療対象となる[51]。反射マーカを利用した位置決め方式では、体表に貼り付けた反射マーカをカメラで検出し、治療計画時と治療時の反射マーカの計測位置から位置決めを行う。呼吸の影響で動かない体表面にマーカを貼る必要があり、前立腺がんや乳がんが主な治療対象となる[67-70]。また、可視光カメラを使った位置決め方式では、2 方向に配置された 2 台のカメラを使い、治療計画作成時と治療時に撮影した人体撮影画像を照合することで、位置ずれ量を計算している[71]。いずれの方式も、人体表面上の特定の点（ランドマーク）を使うか、特定の方向から撮影した画像を使ったものである。ランドマークを使った場合には、がん腫瘍とランドマークの位置関係を治療の都度、精度良く再現することが難しい。特定方向の画像を使った場合には、3 次元的な位置合わせが困難となる。

一方で、天井などに固定して取り付けられた 3 次元センサから撮影された体表面形状を使う方式があり、遠方から撮影した計測密度が疎なデータを使って位置決めを行っている。固定的に取り付けているため、3 次元センサの設置場所や個数によっては、計測できない隠蔽領域が発生する。体表面全体を使った位置決めではなく、乳がんの PBI(Partial Breast Irradiation)への適用が報告されている[72][73]。

本研究で提案する方式では、患者固定具は使わない。体表面全体の形状を使って位置決めする。治療計画時の体表面と治療時の体表面とで、体表面を全体的に比較して、両者の位置が異なっている箇所があれば、術者が患者の体の一部を動かし、捩れなどを取り除きながら体位を修正し、その部分的なずれを補正する。この時、治療計画時の体表面と治療時の体表面との距離を評価関数として最小となるように最適化する自動照合アルゴリズムと組み合わせることで、術者や患者の負担を低減し、位置決め作業時間の短縮を図る。そして、再度、体表面形状を計測して、ずれを確認し、所定の目標精度以下になるまで上記操作を繰り返す。光学式の計測モダリティでは、何度計測しても患者に侵襲的な影響を与えることはない。患者を動かしながら連続撮影ができるというメリットもある。

以降では、レーザスリット光を走査する小型 3 次元センサ[74]を使った光学式の位置決め方式を開発した。小型 3 次元センサをロボットアームの先端に搭載

し、治療対象部位や目的に応じて任意の近距離視点から多視点のデータを計測して、人体表面の密な 3 次元形状を使って位置決めできる。複数視点を用いることで大きなサイズを計測し、体幹部のような特徴の少ない部分でも位置決めできるか検証した。

5. 2. 2. 2 小型 3 次元センサの構成と高精度化

レーザ光源とカメラから構成される小型 3 次元センサを用いて三角測量の原理で体表面の形状を計測する。3 次元センサでは精度を稼ぐため、ベースライン長（レーザ光源とカメラの間の基線長）を長くするのが一般的で、そのため装置が大掛かりなものになる。その場合、治療室に持ち込むことが難しく、患者の近くで動かすと圧迫感を与えることになるため小型化する必要がある。ベースライン長が短くても精度が出せるような改良が必要となる。

図 5.1 に開発した小型 3 次元センサの構成を示す。筐体のサイズは $9 \times 8 \times 5$ cm で、CCD カメラ、近赤外半導体レーザ、ポリゴンミラーなどを内蔵する。レーザ光の ON, OFF をスイッチングしながら内部のポリゴンミラーで走査しスリット状の光パターンを生成する。測定原理は空間コード化法[75][76]に基づいており、1 視点、約 0.7 秒で物体形状を取得することができる。空間コード化法とは、レーザパターンによって空間をくさび形の領域に分割し、それぞれの領域をスリット光平面とみなして距離を計測する。表 5.1 に小型 3 次元センサの仕様についてまとめた。相対距離精度は 0.05%，計測距離範囲は 300～500mm である。計測距離 500mm の場合で、計測視野 200mm 角、水平分解能 0.3mm，距離分解能 0.2mm となる。3 次元センサの計測データ点数は CCD カメラの解像度 640×480 に対応して約 30 万点であり、各画素に対して 1 個の 3 次元データが存在する。

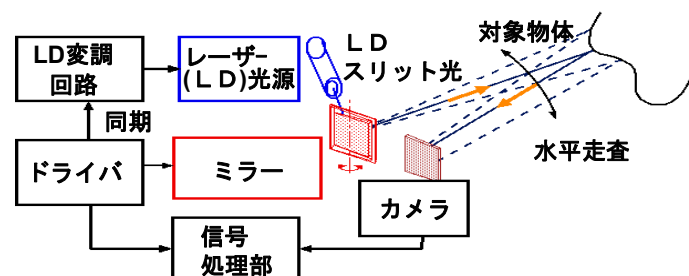


図 5.1 小型 3 次元センサの構成

Fig.5.1 The configuration of the small range finder

表 5.1 小型 3 次元センサの仕様

Tab.5.1 Specifications of the small range finder

相対距離精度	0.05%
計測時間	0.7 秒
計測距離範囲	300～500 mm
計測角度範囲	±20 度
計測視野	200mm 角 (計測距離 500mm の場合)
水平分解能	0.3mm
距離分解能	0.2mm
周囲環境光	1700 lx
サイズ	9×8×5 cm

3 次元センサ単体のキャリブレーションは Zhang の手法[77]を適用する. 図 5.2 のようなチェッカーボードと呼ばれる千鳥格子状の白黒ボードをセンサから一定の距離 (約 400mm) を中心にして撮影し, 各計測面のマス目の頂点座標を求める. 歪曲付きのピンホールカメラモデルを仮定し, カメラの内部パラメータ, 外部パラメータを計算する.

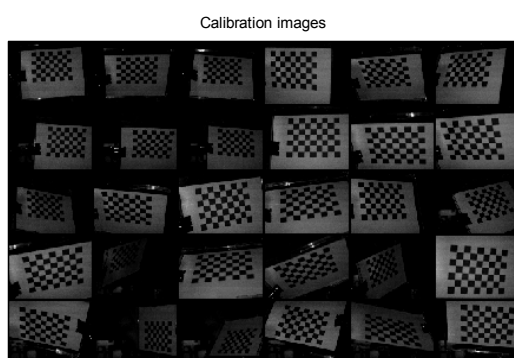


図 5.2 キャリブレーション時のチェッカーボード撮影画像

Fig.5.2 Checker board Images for calibration

カメラの歪曲は、放射状成分と接線成分の 2 成分でモデル化する．式 (5-1) の $Kc(1) \sim Kc(4)$ は歪曲をモデル化したときの係数である． $Kc(1)$ と $Kc(2)$ は放射状成分， $Kc(3)$ と $Kc(4)$ は接線成分に関するものである．3 次元空間中で $[Xc; Yc; Zc]$ の座標を持つ点が 2 次元画像上で $\mathbf{Xn} = [Xc/Zc; Yc/Zc] = [X; Y]$ の位置に投影されるとすると，歪曲により，式 (5-1) のように投影点 $\mathbf{Xn}$ は $\mathbf{Xd}$ に移動すると考える．

$$\mathbf{Xd} = (1 + Kc(1)r^2 + Kc(2)r^4)\mathbf{Xn} + \mathbf{dx} \quad \text{式 (5-1)}$$

$$\text{但し, } \mathbf{dx} = [2Kc(3)XY + Kc(4)(r^2 + 2X^2);$$

$$Kc(3)(r^2 + 2Y^2) + 2Kc(4)XY]$$

$$r^2 = X^2 + Y^2$$

算出されたカメラ内部パラメータを表 5.2 に示す．焦点距離はカメラの画素間ピッチ，スケールファクタでスケーリングされてない．誤差は真の頂点座標と算出パラメータから逆投影して推定した値の距離誤差（標準偏差）をあらわし， ± 1 画素以内におさまった．

表 5.2 内部パラメータの算出値

Tab.5.2 Intrinsic parameters

焦点距離	[1600.97 1569.42] $\pm$ [9.39 9.46]
画像中心	[317.04 248.19] $\pm$ [19.01 12.69]
歪曲	[-0.22490 1.33310 -0.00162 -0.00088]
$Kc[Kc(1), Kc(2), Kc(3), Kc(4)]$	$\pm$ [0.07371 2.50368 0.00194 0.00226]
誤差	[0.19 0.22]

次に，図 5.3 のようにレーザ光の投影範囲を角度上で 20 分割し（図 5.3 は模式図であり，8 分割），カメラから奥行き異なるスクリーン上（300mm, 450mm）にストライプパターンを投影する．2 つのスクリーン上で，投影上同じストライプの境界点を画像中央の高さで検出し，対応する 2 点から直線を導出する．別のストライプからも同様に直線を導出し，これらの直線間の交点からレーザ光の投射点位置を同定し，レーザ光の投射点位置とカメラ受光面中心位置間の距

離（ベースライン長）を決定する．スリット光の投射角度とカメラで計測する受光角度と，ベースライン長から三角測量の原理で距離が実測できる．

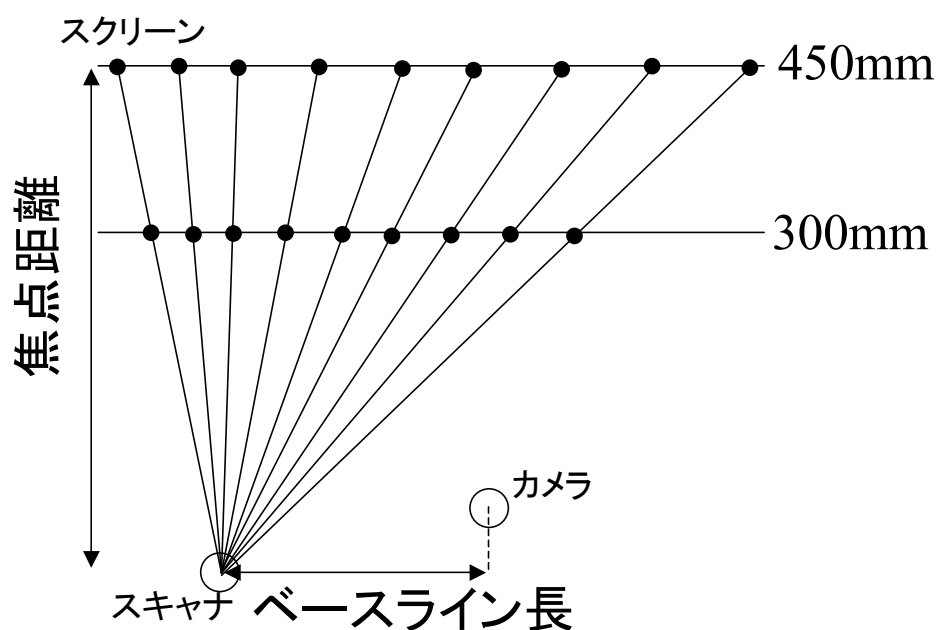


図 5.3 スキャナキャリブレーションの模式図

Fig.5.3 Image of scanner calibration

空間コード化法は測定対象空間の各点を 2 進数コードで符号化し，少ない投影回数で距離画像を獲得する投影法である[75][76]．図 5.4 に投影画像の一例を示す．

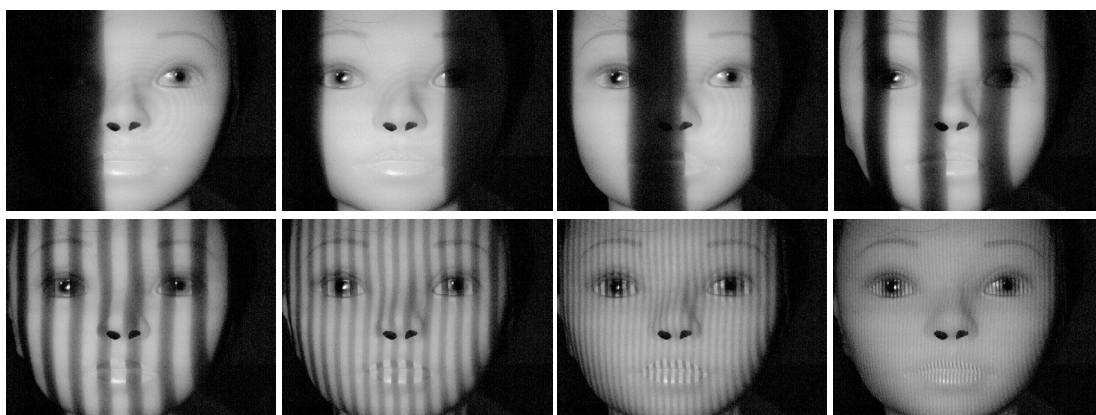


図 5.4 投影画像の一例

Fig.5.4 Examples of projection patterns in gray scale

投影パターンは白黒 2 値のコードパターンとし、外光の影響や物体表面での反射率の変動の影響を除去できるように、ポジパターン光とその白黒を反転させたネガパターン光の両方を投影する相補差分という方法を用いる[78]. 相補差分を利用する場合、図 5.5 のようにコードパターンの境界線は、ポジパターン光とネガパターン光が交差する境界となり、その境界線の正確な位置は、前後の画素の輝度値を内挿することで求められる。これにより、投影パターン境界の検出をサブピクセル化することができる[78]. サブピクセル化された内挿位置 E は、前後の画素の輝度値 P1, P2, N1, N2 を用いて、

$$E = (N1 - P1) / ((N1 - P1) - (N2 - P2)) \quad \text{式 (5-2)}$$

と表せる。このように取得した各投影パターンのサブピクセルエッジ（内挿位置）から位相角を計算し、距離値を算出する。画像中での各画素に対して距離値が割り当てられた距離データ群（距離画像、2.5 次元画像とも言う）が得られる。さらに、計測空間を奥行き 40 面、1 面の領域分割数 7500 個で高密度に分割し、各領域に対して真の奥行き値と実測値の誤差を補正值としてテーブル化し、最終的に残った歪みを取り除くようにした。

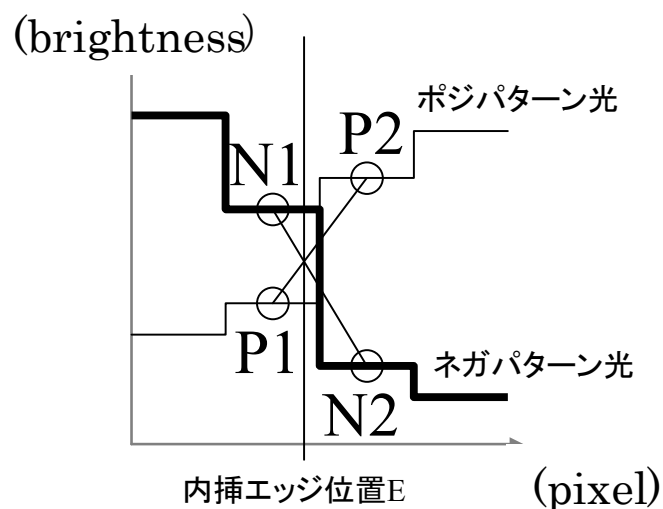


図 5.5 相補差分でのパターン境界の検出

Fig.5.5 Detection of a pattern boundary using complementary difference

上記キャリブレーション結果を用いたセンサ単体精度の検証結果を図 5.6 に示す。白板をセンサから奥行き方向に 300mm 離れた位置から 5mm ずつずらしながら 500mm の距離まで移動させた。この時、お互いに 50mm 離れたセンサ位置での白板間の距離の差（相対精度）を示す。カメラ中央の走査線方向 1 ラインの結果である。300mm と 350mm の組み合わせから、450mm と 500mm までの組み合わせの合計 21 本のグラフを重ね書きしている。概ね 49.8mm～50.2mm の間におさまる結果が得られた。

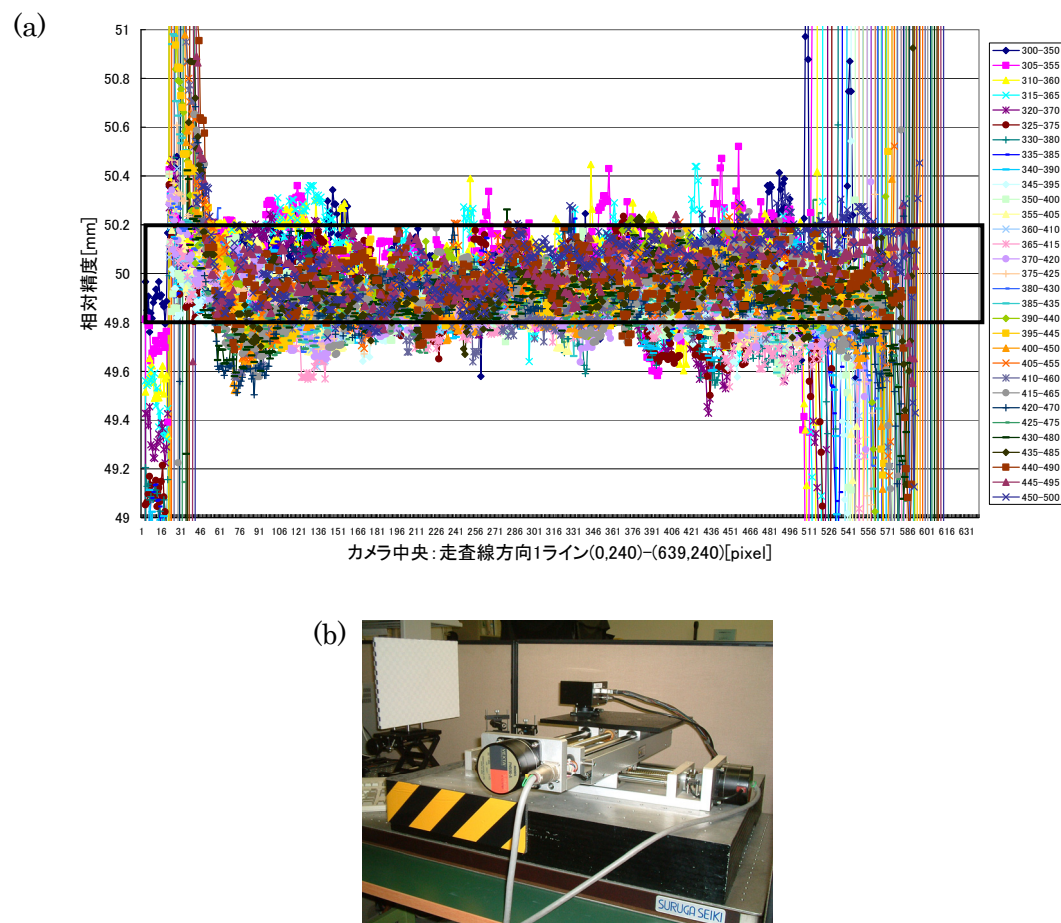


図 5.6 センサ精度の実験結果 (a) と実験システム (b)
Fig.5.6 Experimental results of sensing accuracy (a) and experimental system (b)

5. 2. 2. 3 システム構成とキャリブレーション

1 台の 3 次元センサでは、体表面全体を計測することができない。複数台を使う場合と、1 台を動かす場合のいずれかの選択肢が考えられるが、コストの観点から、1 台を動かす方式を採用した。ロボットアームの先端に、小型 3 次元センサを搭載して、任意の視点から人体表面形状を計測できるようにする。

図 5.7 に開発したシステムの概観を示す．6 軸ロボットアーム（RV-6SL；三菱電機）の手先に、小型 3 次元センサを搭載し、任意の視点から対象である人体表面形状を計測する．計測には Pentium 4（3.6 GHz），RAM（2GB）を搭載した PC（Personal Computer）を用いた．PC とロボットアームは Ethernet で接続されており，PC 上のオリジナルプログラム（Microsoft 製 Visual C++で作成）とロボット上の専用言語で記述されたプログラム間で通信を行い，視点の移動を実現する．また，PC と小型 3 次元センサとは RS232-C で接続されており，同じくオリジナルプログラム（Microsoft 製 Visual C++で作成）から計測制御が行われる．

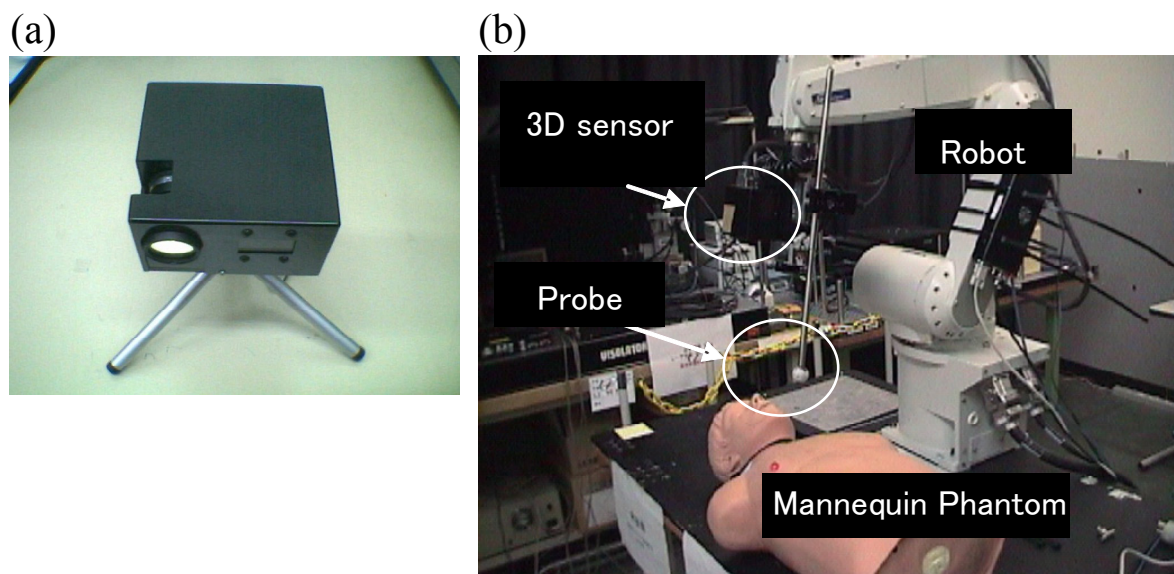


図 5.7 (a)3 次元センサ，(b)計測システム
Fig.5.7 (a) 3D sensor, (b) Measurement system

5. 2. 2. 4 治療室座標系への校正方法

ロボットの手先に取付けたプローブを使った 3 次元センサの非接触キャリブレーション手法について述べる．

図 5.8，図 5.9 に基づいて説明する．世界座標系を Ω_W ，ロボットのベース座標系を Ω_B ，ロボットの先端座標系を Ω_S ，3 次元センサの座標系を Ω_M とする．ロボットの先端座標からセンサ座標への変換 (${}^{\Omega_M}_{\Omega_S}T$) は，ロボットの先端座標からロボットのベース座標への変換 (${}^{\Omega_B}_{\Omega_S}T$)，ロボットのベース座標から世界座標への変換 (${}^{\Omega_W}_{\Omega_B}T$)，ロボットの先端座標からセンサ座標への変換 (${}^{\Omega_M}_{\Omega_S}T$)，セ

ンサ座標から世界座標への変換 (${}^{\Omega W}_{\Omega M}T$) との間に成立する同次方程式 (5-3)

$${}^{\Omega W}_{\Omega M}T {}^{\Omega M}_{\Omega S}T = {}^{\Omega W}_{\Omega B}T {}^{\Omega B}_{\Omega S}T \quad \text{式 (5-3)}$$

を解いて、 ${}^{\Omega M}_{\Omega S}T$ を求める問題に帰着し、解析的に解く方法と逐次計算により解く方法とが存在する[79-84]。また、最近の多視点データ統合の研究では、測定データの部分照合を利用するもの[85]や、ほかのセンサを用いるもの[86]なども存在する。本研究では、ロボットの手先に搭載したプローブを利用することで、世界座標への変換を介さない方程式を導出し逐次計算により解く方法を提案する。 ${}^{\Omega W}_{\Omega M}T$ や ${}^{\Omega W}_{\Omega B}T$ を扱うことを回避することで方程式が簡素なものとなり、逐次計算の解がローカルミニマムに陥る可能性を低減する。

キャリブレーションは 2 段階で行う。最初に、ロボットの手先にプローブを装着し、プローブのキャリブレーションを行う。 ΩS 上でのプローブ先端の座標値は未知であるが一定値となり、これを $[X_p, Y_p, Z_p]_{\Omega S}$ とする。このプローブ先端を、 ΩB 上の未知の 1 点で固定し、その時の複数視点からのアームの位置姿勢を取得するものとする (図 5.8)。ここで、アームの姿勢を得ることと、 ΩS から ΩB への変換が決定することとは等価である。たとえば、視点 i での ΩS から ΩB への変換を ${}^{\Omega B}_{\Omega S}T_i$ 、視点 j での ΩS から ΩB への変換を ${}^{\Omega B}_{\Omega S}T_j$ とする。 ${}^{\Omega B}_{\Omega S}T_i$ 、 ${}^{\Omega B}_{\Omega S}T_j$ は式 (5-4) (5-5) (5-6) のようにアームの姿勢とアームの位置から成る行列であり、ロボットアームの直交座標での位置姿勢 (X, Y, Z, A, B, C) より式 (5-7) のように決定する。位置姿勢の前半 3 つは並進成分、後半 3 つは回転成分である。 ΩB 上の 1 点で動かすという拘束条件から、 $[X_p, Y_p, Z_p]_{\Omega S}$ を ${}^{\Omega B}_{\Omega S}T_i$ で変換したものと、同じく $[X_p, Y_p, Z_p]_{\Omega S}$ を ${}^{\Omega B}_{\Omega S}T_j$ で変換したものは、 ΩB 上で同一点となり式 (5-8) が成り立つ。式 (5-8) を変形すると式 (5-9) が得られる。複数視点からのアームの出力データを使って、式 (5-9) を最小 2 乗法による逐次計算で解き、最適な $[X_p, Y_p, Z_p]_{\Omega S}$ を求めることができる。これがプローブの先端座標 (オフセット) となる。任意の視点での ΩB 上でのプローブ先端座標は、オフセット $[X_p, Y_p, Z_p]_{\Omega S}$ をその時の視点の既知の ${}^{\Omega B}_{\Omega S}T$ で変換することで得られる。

$${}_{\Omega S}^{\Omega B}T_i = \begin{pmatrix} & x_i \\ {}_{\Omega S}^{\Omega B}R_i & y_i \\ & z_i \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{pmatrix} \quad \text{式 (5-4)}$$

$${}_{\Omega S}^{\Omega B}T_j = \begin{pmatrix} & x_j \\ {}_{\Omega S}^{\Omega B}R_j & y_j \\ & z_j \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{pmatrix} \quad \text{式 (5-5)}$$

$${}_{\Omega S}^{\Omega B}R = \begin{pmatrix} r_{11} & r_{12} & r_{13} \\ r_{21} & r_{22} & r_{23} \\ r_{31} & r_{32} & r_{33} \end{pmatrix} \quad \text{式 (5-6)}$$

$$\left. \begin{aligned} r_{11} &= \cos(B) \times \cos(C) \\ r_{21} &= \cos(B) \times \sin(C) \\ r_{31} &= -\sin(B) \\ r_{12} &= \sin(A) \times \sin(B) \times \cos(C) - \cos(A) \times \sin(C) \\ r_{22} &= \sin(A) \times \sin(B) \times \sin(C) + \cos(A) \times \cos(C) \\ r_{32} &= \sin(A) \times \cos(B) \\ r_{13} &= \cos(A) \times \sin(B) \times \cos(C) + \sin(A) \times \sin(C) \\ r_{23} &= \cos(A) \times \sin(B) \times \sin(C) - \sin(A) \times \cos(C) \\ r_{33} &= \cos(A) \times \cos(B) \\ x_i &= X \\ x_j &= X \\ y_i &= Y \\ y_j &= Y \\ z_i &= Z \\ z_j &= Z \end{aligned} \right\} \quad \text{式 (5-7)}$$

$$\begin{pmatrix} x_p \\ y_p \\ z_p \\ 1 \end{pmatrix}_{\Omega B} = {}_{\Omega S}^{\Omega B}T_i \begin{pmatrix} x_p \\ y_p \\ z_p \\ 1 \end{pmatrix}_{\Omega S} = {}_{\Omega S}^{\Omega B}T_j \begin{pmatrix} x_p \\ y_p \\ z_p \\ 1 \end{pmatrix}_{\Omega S} \quad \text{式 (5-8)}$$

$$\left({}_{\Omega S}^{\Omega B}T_i - {}_{\Omega S}^{\Omega B}T_j \right) \begin{pmatrix} x_p \\ y_p \\ z_p \\ 1 \end{pmatrix}_{\Omega S} = \mathbf{0}, \quad \begin{pmatrix} x_p \\ y_p \\ z_p \end{pmatrix} \neq \mathbf{0} \quad \text{式 (5-9)}$$

次に、 ΩS と ΩM との未知の変換 ${}^{\Omega S}_{\Omega M}T$ について述べる．この変換は 3 次元センサをロボットの手先に取り付けた後は固定的な関係となる．先のプローブキャリブレーションの結果を使って、プローブの先端で平面を 3 点以上接触計測し、そこから面の方程式 (5-10) を得る (図 5.9(a))．

${}^{\Omega S}_{\Omega M}T$ は未知変数 12 個 (自由度 6) を持つが、図 5.9(b)のように複数のアームの姿勢で計測した 3 次元センサの出力 $[X, Y, Z]\Omega M$ が式 (5-11) のように、各姿勢の既知の ${}^{\Omega B}_{\Omega S}T_i$, ${}^{\Omega B}_{\Omega S}T_j$, ${}^{\Omega B}_{\Omega S}T_k$ と未知の ${}^{\Omega S}_{\Omega M}T$ で変換することでベース座標系での表現となり、それらが先に計測した平面式(5-10)にのるという拘束条件の下で、座標変換した各点から平面に降ろした垂線の長さの総和を評価関数として、最小 2 乗法により最適な ${}^{\Omega S}_{\Omega M}T$ を逐次計算により求める．手先座標系での大よそのセンサの位置を手計測し初期値とする．この時、3 次元センサで平面を 3 姿勢以上計測すれば良い．以上より、ロボットと 3 次元センサとのハンドアイキャリブレーションを実現する．

$$\begin{pmatrix} a_0 & b_0 & c_0 \end{pmatrix} \begin{pmatrix} x - x_0 \\ y - y_0 \\ z - z_0 \end{pmatrix}_{\Omega B} = 0 \quad \text{式 (5-10)}$$

$${}^{\Omega B}_{\Omega S}T_i {}^{\Omega S}_{\Omega M}T \begin{pmatrix} x \\ y \\ z \\ 1 \end{pmatrix}_{\Omega M} = \begin{pmatrix} x \\ y \\ z \\ 1 \end{pmatrix}_{\Omega B} \quad {}^{\Omega B}_{\Omega S}T_j {}^{\Omega S}_{\Omega M}T \begin{pmatrix} x \\ y \\ z \\ 1 \end{pmatrix}_{\Omega M} = \begin{pmatrix} x \\ y \\ z \\ 1 \end{pmatrix}_{\Omega B} \quad {}^{\Omega B}_{\Omega S}T_k {}^{\Omega S}_{\Omega M}T \begin{pmatrix} x \\ y \\ z \\ 1 \end{pmatrix}_{\Omega M} = \begin{pmatrix} x \\ y \\ z \\ 1 \end{pmatrix}_{\Omega B} \quad \text{式 (5-11)}$$

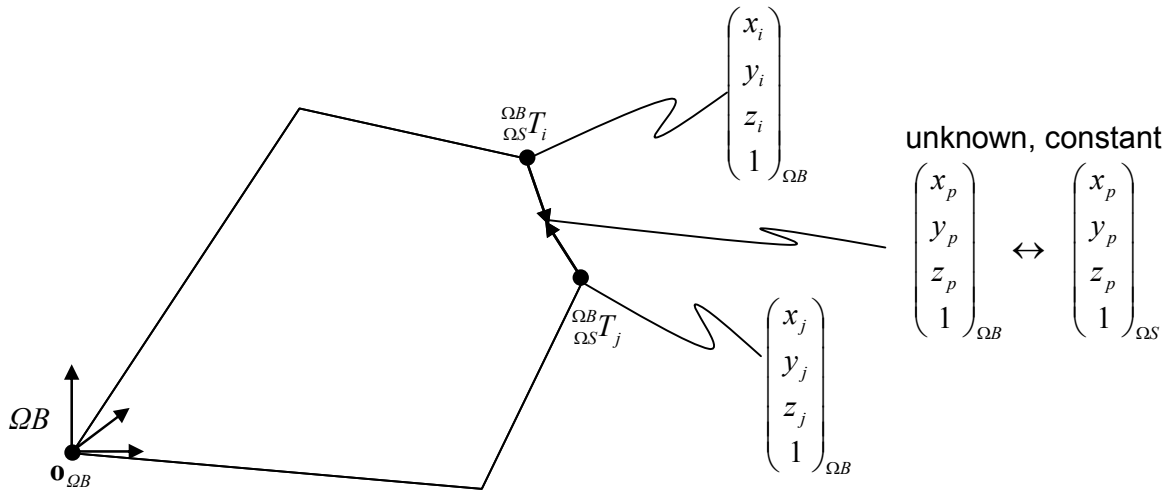


図 5.8 プローブキャリブレーション

Fig.5.8 Probe Calibration

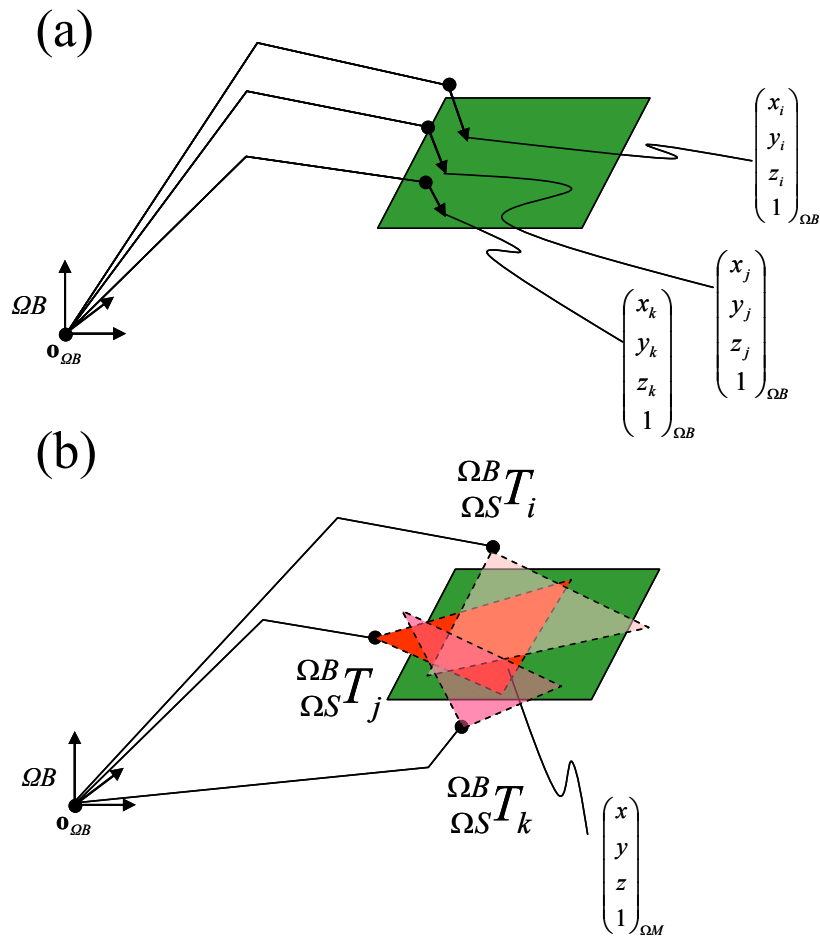


図 5.9 (a)面の計測, (b)ハンドアイキャリブレーション

Fig.5.9 (a) Measurement of plane, (b) Hand-eye calibration

5. 2. 2. 5 照合アルゴリズム (ICP)

体表面形状のずれを目視で確認して補正する作業は術者や患者に負荷を強いるため、全体的なずれの計測と補正量の算出は自動で行えるように照合アルゴリズムを開発した。治療計画時の体表面形状を構成する点群と治療時の体表面形状を構成する点群との間で、対応する点群間の距離を評価関数として、最小化するような変換を逐次的に求める ICP (Iterative Closest Point) [87]アルゴリズムを適用する。

ICP アルゴリズムについて以下に説明する。ICP 法は位置決め対象となる 2 つの距離データ群 (A, B) において、対応点間の距離の総和を評価関数として、最小 2 乗評価に基づく繰り返し計算により、最適な位置姿勢変換パラメータを推定する手法である。全ての対応点の組み合わせを計算するため、照合データ同士の陽な対応点情報を必要としない。つまり、距離データ群 A のある点と距離データ群 B のある点が同一の点であるという情報を必要としない。

重複する点群データを利用し、位置決めデータの各点から治療計画データの最も近い点へ対応付けし、対応点間の距離を最小化する解 (変換量) を逐次繰り返し計算により求め、直交 3 軸方向の並進量 (3 個) と軸周りの回転量 (3 個) を算出する。

処理ステップを以下に示す。3 次元空間内の 2 点間の対応を表す指標として、2 点間の距離を用いる。ここで、3 次元空間内の 2 点 $\mathbf{x}_1$, $\mathbf{x}_2$ 間の距離を $d(\mathbf{x}_1, \mathbf{x}_2)$ と表記する。

また、点群 Z に NR 個の点データ ($\mathbf{x}(i): i=1, 2, \dots, \text{NR}$) が存在するとした場合、任意の点 $\mathbf{p}$ と点群 Z との距離を以下で定義する。

$$d(\mathbf{p}, Z) = \min_i (d(\mathbf{p}, \mathbf{x}(i))) \quad \text{式 (5-12)}$$

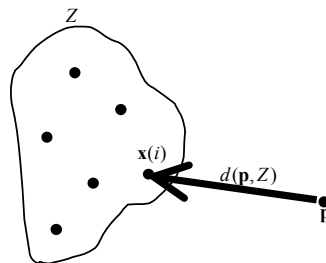


図 5.10 点と点群との距離の定義

Fig.5.10 A definition of the distance between the point and the cluster of points

式 (5-12) は、点 $\mathbf{p}$ と点群 Z 内の点との最小の距離を点 $\mathbf{p}$ と点群 Z との距離と定義する。

今、治療計画用データ内の N_{ref} 個の点データ ($\mathbf{x}_{\text{ref}}(j)$: $j=1, 2, \dots, N_{\text{ref}}$) からなる点群を Z_{ref} とし、位置決め用データ内の N_{test} 個の点データ ($\mathbf{x}_{\text{test}}(i)$: $i=1, 2, \dots, N_{\text{test}}$) からなる点群を Z_{test} とする。

ステップ 1: 点群 Z_{test} の各点 $\mathbf{x}_{\text{test}}(i)$ と点群 Z_{ref} との距離を求め、その時の点 $\mathbf{x}_{\text{ref}}(j)$ を点 $\mathbf{x}_{\text{test}}(i)$ への対応点 $\mathbf{x}'_{\text{ref}}(i)$ とすることで、点群 Z_{test} と点群 Z_{ref} の対応関係が求まる。

$$d(\mathbf{x}_{\text{test}}(i), Z_{\text{ref}}) = \min_{1 \leq j \leq N_{\text{ref}}} (d(\mathbf{x}_{\text{test}}(i), \mathbf{x}_{\text{ref}}(j))) \Rightarrow \mathbf{x}_{\text{test}}(i) \longrightarrow \mathbf{x}_{\text{ref}}(j) (\mathbf{x}'_{\text{ref}}(i))$$

式 (5-13)

ステップ 2: 点群 Z_{test} から点群 Z_{ref} への変換量 (回転量 $\mathbf{R}$, 並進量 $\mathbf{t}$) を求める。ここで、回転量 $\mathbf{R}$ は 3×3 行列, 並進量 $\mathbf{t}$ は 3×1 行列を表す。点群 Z_{test} 内の各点 $\mathbf{x}_{\text{test}}(i)$ を回転量 $\mathbf{R}$, 並進量 $\mathbf{t}$ で変換した点と、点 $\mathbf{x}_{\text{test}}(i)$ に対応する点 $\mathbf{x}'_{\text{ref}}(i)$ とのベクトル差分を求め、その自乗和を誤差 $e^2(\mathbf{R}, \mathbf{t})$ とする。 $e^2(\mathbf{R}, \mathbf{t})$ を最小とする時の回転量 $\mathbf{R}^*$, 並進量 $\mathbf{t}^*$ を、その時の変換量とする。

$$e^2(\mathbf{R}, \mathbf{t}) = \sum_i \|\mathbf{x}'_{\text{ref}}(i) - \mathbf{R}\mathbf{x}_{\text{test}}(i) - \mathbf{t}\|^2$$

式 (5-14)

$$(\mathbf{R}^*, \mathbf{t}^*) = \arg \min_{\mathbf{R}, \mathbf{t}} e^2(\mathbf{R}, \mathbf{t})$$

式 (5-15)

ステップ 3: ステップ 2 で求めた変換量により、点群 Z_{test} の各点を変換する。ここで k は繰り返し計算のインデックスとする。

$$\mathbf{x}_{\text{test_}k+1}(i) = \mathbf{R}_k^* \mathbf{x}_{\text{test_}k}(i) + \mathbf{t}_k^*$$

式 (5-16)

ステップ 4: ステップ 1～ステップ 3 を繰り返し計算する。繰り返し計算によ

るステップ 3 の誤差の変化量が予め決めた閾値以下になれば計算を終了する。そして、繰り返し計算の中で求めた変換量のトータルが点群 Z_{test} から点群 Z_{ref} への変換量となる。

本研究で提案するアルゴリズムは ICP 法を拡張した M-ICP 法[88]をベースに、多重解像度処理、領域限定処理などを追加している[89-91]。ICP 法では、距離データ群に計測エラー点、重複しない不一致部分などが含まれていると、それらが例外値として作用し、正しい状態への収束を阻害するという問題を持つ。M-ICP 法は、この問題を解決するために、ロバスト推定の一手法である M 推定を導入して例外値を除去する機能を付加したものである。

5. 2. 2. 6 階層化処理と領域選択処理

また、ICP 法、M-ICP 法に共通だが、膨大な組み合わせ計算のために処理時間が長いという問題がある。提案アルゴリズムでは、M-ICP 法の処理時間短縮のため、多重解像度処理 (Hierarchical process) を行うことと、処理領域を限定することで、高速化を図っている[89-91]。処理の概略の流れを図 5.11 に示す。最初に、小型 3 次元センサで得られた距離データから、それを 1/2, 1/4, 1/8 に間引いた多重解像度データを生成する。次に、各解像度のデータに対して、形状に特徴が認められる領域を選択する。処理時間は選択領域に含まれるデータ点数に依存するため、低解像度では大きな領域を選択し、高解像度では小さな領域を選択するようにする。1/8 に間引いた解像度データから M-ICP 照合処理を開始し、終了 (収束) 条件を満たせば、次の解像度データの処理へと移行していく。各階層処理では照合領域選択処理で選択した部分だけについて照合を行うようにする。こうして低解像度の縮小データから高解像度のデータへと順次処理を行っていく。最初に荒いデータで大まかな位置合わせを実施し、その後、詳細なデータで細かな微修正を行っていくというイメージである。なお、ある階層での処理は、前階層までで求めた各階層の位置姿勢変換パラメータを結合した統合変換パラメータにより移動したデータを使うため、各階層での初期値がすでに正解付近に近づいており、迅速に収束する事が期待できる。

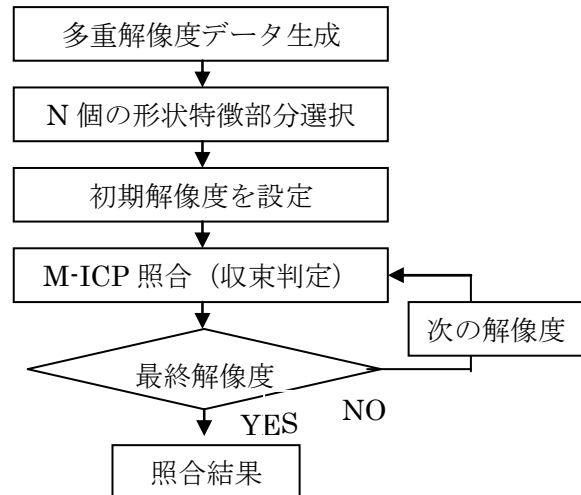


図 5.11 HM-ICP アルゴリズムのフローチャート
Fig.5.11 Flow chart of HM-ICP algorithm

5. 2. 2. 7 実験条件

3次元センサを搭載したロボットアームを既知の値(オフセット)で動かすことでマネキンファントムが相対的に動いたものと考え、移動前と移動後の既知のずれ量と自動位置決め計算結果を比較した。移動前後で、多視点からマネキンファントムの表面形状の3次元データを計測し、事前に実施済みのキャリブレーション結果に基づき多視点データを統合した。移動前の基準(参照)データと移動後の位置決めデータを用い、3次元データ間の照合を行うことで位置決め性能を評価し、撮影視点数(照合領域数)と計測精度の関係について検討した。

実験環境を図 5.12 に示す。各軸の設定は図 5.12 (a)となっており、ロボットアームの手先に取り付けた3次元センサとマネキンファントムとの撮影距離(レンジ)は概ね 500mm である。図 5.12 (b)では体幹部における撮影位置の関係を示しており、計 9 視点からの計測を行った。

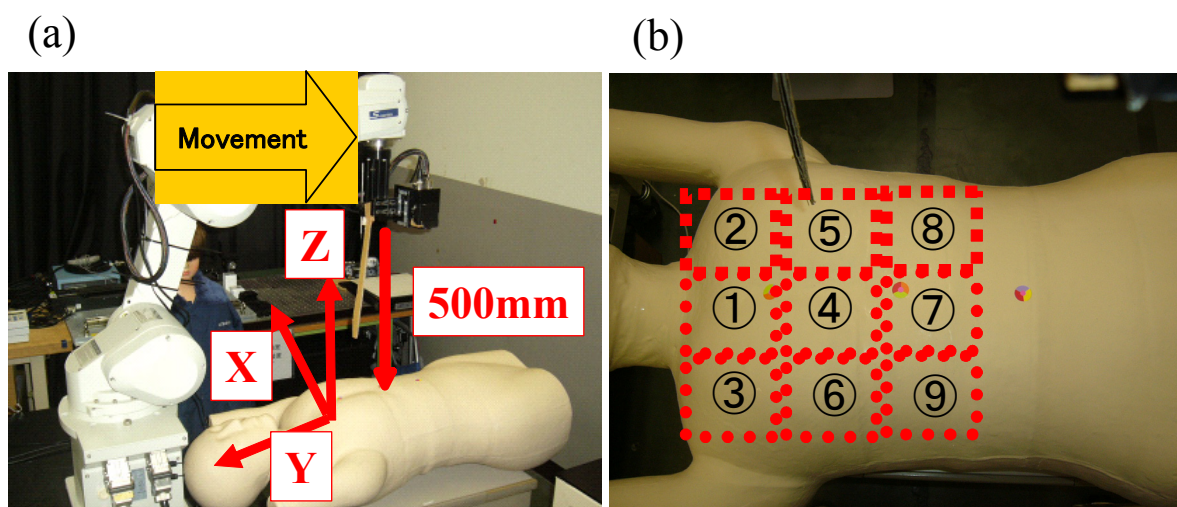


図 5.12 (a)実験条件, (b)撮影位置

Fig.5.12 (a) Experimental conditions, (b) Each measurement positions

照合アルゴリズムの精度評価を行うため、表 5.3 に示す各移動条件を設定して距離誤差を測定した。移動条件は、単軸移動条件として、回転だけ（1～3）、並進だけ（10～15）、さらに複合移動条件として並進と回転の組合せ（4～9）の 15 通りを設定した。

表 5.3 移動条件(単位：並進(mm), 回転(度))

Tab.5.3 Moving conditions (Unit : Translation (mm), Rotation (deg))

Conditons	x	y	z	rx	ry	rz
1	0	0	0	-5	0	0
2	0	0	0	0	-5	0
3	0	0	0	0	0	-5
4	-5	-5	-5	-5	0	0
5	-5	-5	-5	0	-5	0
6	-5	-5	-5	0	0	-5
7	-10	-10	-10	-5	0	0
8	-10	-10	-10	0	-5	0
9	-10	-10	-10	0	0	-5
10	-10	0	0	0	0	0
11	10	0	0	0	0	0
12	0	-10	0	0	0	0
13	0	10	0	0	0	0
14	0	0	-10	0	0	0
15	0	0	10	0	0	0

図 5.13 に頭頸部（撮影視点数 3 視点）、体幹部（撮影視点数 9 視点）の計測データのサンプルを示す．(a)の矢印は撮影方向を表す．複数視点からのデータが統合されて計測領域のつなぎ目においても段差なく計測できていることがわかる．

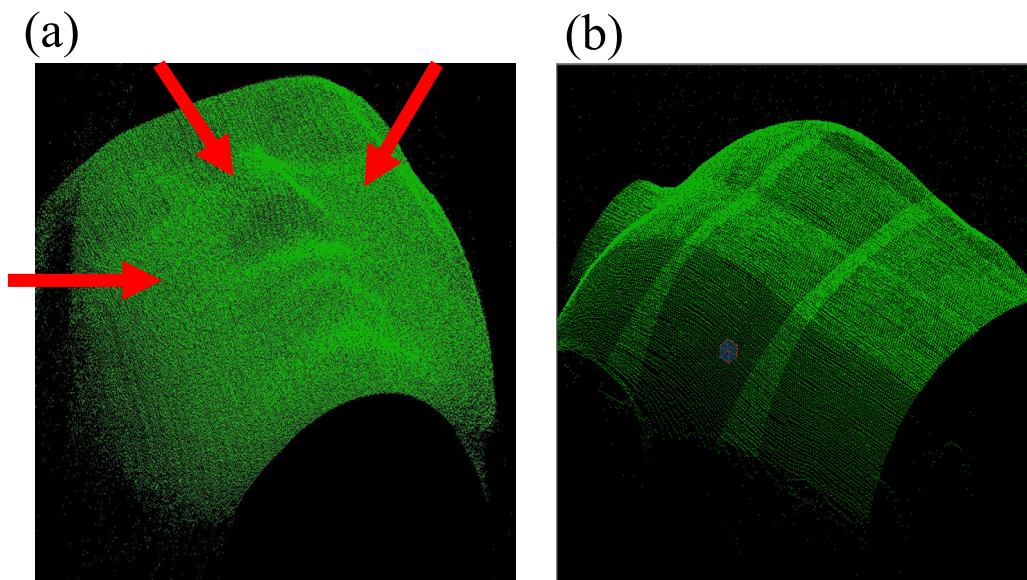


図 5.13 計測データサンプル (a)頭頸部, (b)体幹部

Fig.5.13 Measurement data samples (a) Head & Neck, (b) Body

以降の実験結果のグラフでは、評価の基準となる座標点を定め、照合アルゴリズムによる位置決め移動量を算出し、真値との残差を距離誤差として示している。評価の基準となる座標点として、図 5.14 のように仮想の治療部位（赤丸）を想定し、比較評価することとした。

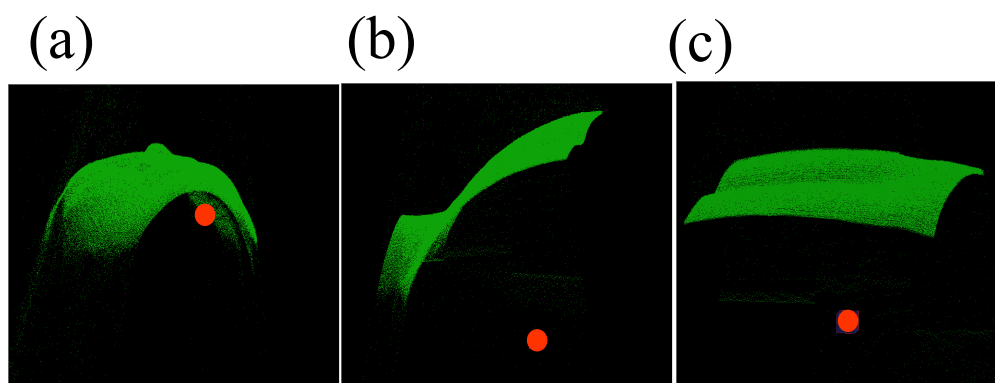


図 5.14 評価の基準となる座標点

(a) 頭頸部アイソセンタ ($X=20$ 、 $Y=200$ 、 $Z=100$)、(b) 座標系原点 ($X=0$ 、 $Y=0$ 、 $Z=0$)、(c) 体幹部アイソセンタ ($X=20$ 、 $Y=-100$ 、 $Z=100$)

Fig.5.14 Standard points for evaluation

- (a) Isocentre of head & neck ($X=20$ 、 $Y=200$ 、 $Z=100$)
- (b) Origin of coordinate ($X=0$ 、 $Y=0$ 、 $Z=0$)
- (c) Isocentre of body ($X=20$ 、 $Y=-100$ 、 $Z=100$)

3次元センサの計測データ点数は約30万点であり、9視点全てのデータを使うと270万点となる。270万点对270万点のICP照合計算は、今回用いたPCスペックでは、現実的な計算時間で処理を行うことができない。そこで、データをCCDカメラの画像に合わせて、縦1/4・横1/4に間引いたものを解像度1/4、縦1/8・横1/8を解像度1/8と定義し、解像度と精度の関係を調べた。解像度1/4の場合はデータ点数としては1/16に、解像度1/8は1/64に間引きされることになる。解像度1/16、解像度1/32の場合も同様に定義した。基準データ、位置決めデータとも同一の解像度とした。

次に、体幹部で位置決めに必要な視点を決定するために、図 5.12 (b) の9視点から一部の視点を抽出し、抽出した視点だけを使って位置決め計算を

実施した．実験条件としては表 5.3 の回転だけ（1～3），並進だけ（10～15）の単軸移動条件 9 条件である．9 視点の全ての組み合わせである 511 ($=2^9-1$) パターンを生成し照合を行った．この 511 パターンの構成を表 5.4 に示す．基準データ，位置決めデータとも同一の解像度 1/4 を用いた．

頭頸部の場合，体幹部よりもサイズが小さいため，1 つの撮影視点で大部分の領域をカバーする．そこで，図 5.15 に示す頭頸部の真正面から撮影した 1 つの視点内を①～⑨の領域に分割した照合領域を用いて，1 つの照合領域を体幹部の 1 つの視点に見立てて，照合領域数と測定精度の評価を行った．体幹部と同様に，9 照合領域の全ての組み合わせである表 5.4 の 511 ($=2^9-1$) パターンを生成し照合を行った．体幹部に合わせて 1/4 解像度の基準データ，位置決めデータを用いて距離誤差を求めた．体幹部を 9 個の撮影視点（9 個の照合領域）で実験し，頭頸部の真正面の 1 つの撮影視点内を 9 個の領域に分割し，9 個の照合領域で実験したことになる．体幹部と頭頸部とで，2 つのスケールはそれぞれ異なるが，それぞれ 9 個の照合領域で実験したのは，体幹部，頭頸部といった部位の違いによる影響を検討するためである．

表 5.4 視点数とパターン数

Tab.5.4 Number of view points and patterns

Number of view points	Number of patterns
1	9
2	36
3	84
4	126
5	126
6	84
7	36
8	9
9	1

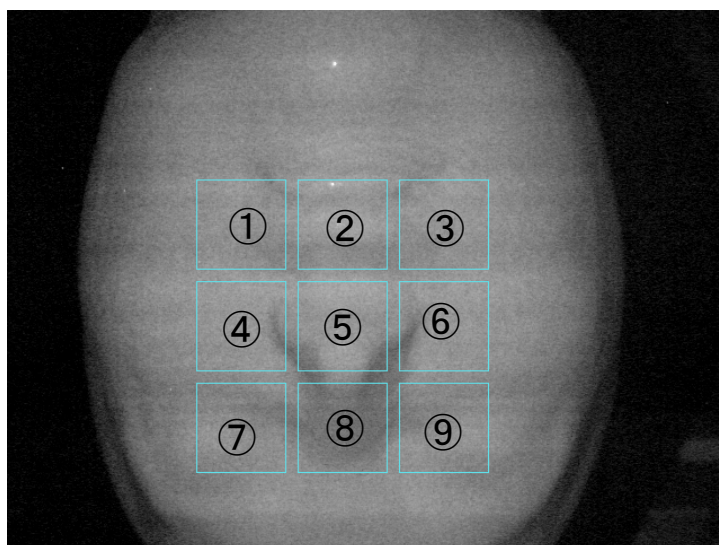


図 5.15 照合領域

Fig.5.15 Registration areas

5. 2. 2. 8 結果

体幹部の 9 視点の全てを位置決め計算に使った場合の結果を図 5.16 に示す. 単軸移動条件である回転だけ (1~3), 並進だけ (10~15) の各結果に対してよりも, 複合移動条件である並進と回転の組合せ (4~9) において誤差が大きくなった.

図 5.16 では画像解像度と測定精度の結果も示す. 解像度 1/4 が全ての条件で 5mm 以下となった (平均誤差 2.4mm). 解像度 1/8 では, いくつかの条件で誤差が 5mm を超えるようになった. 解像度 1/16, 解像度 1/32 では, 多くの条件で誤差が 5mm を超えた. 3 次元センサの水平分解能が 0.3mm であるため, 解像度 1/4 の場合の水平分解能は 1.2mm, 解像度 1/8 は 2.4mm, 解像度 1/16 は 4.8mm, 解像度 1/32 は 9.6mm となる.

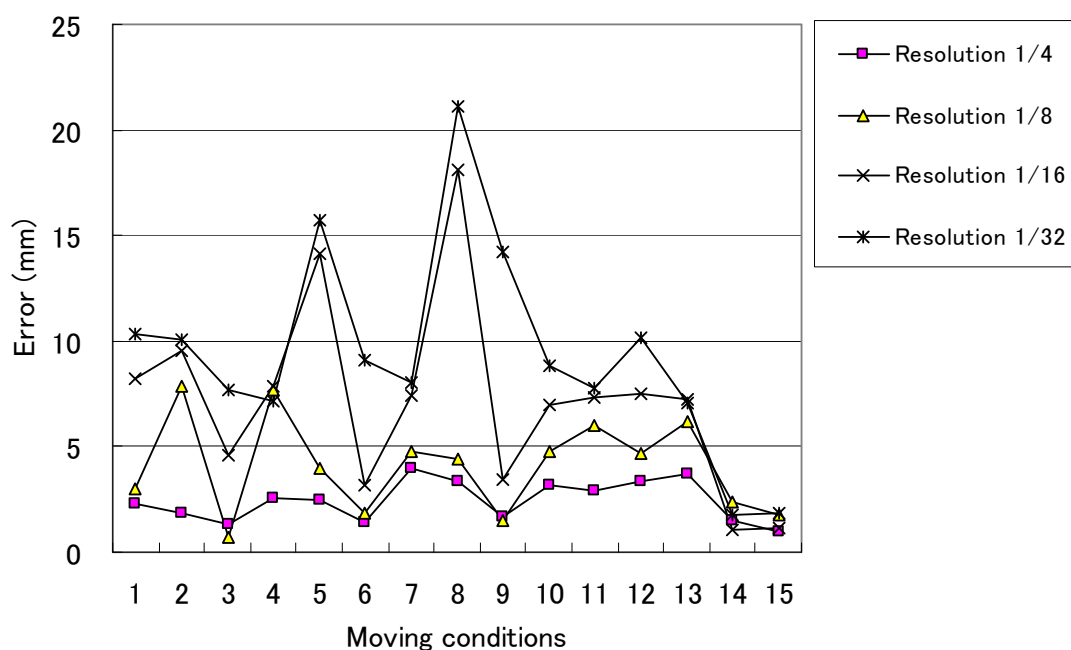


図 5.16 解像度別の誤差評価結果

Fig.5.16 Errors in different resolutions

解像度 1/4 での各移動条件の処理時間は 77～1310 秒(平均 833 秒)であった。各解像度での処理時間の平均値を表 5.5 に示す。

表 5.5 体幹部処理時間

Tab.5.5 Processing time of body part

Resolution	Mean processing time (sec)
1/32	0.55
1/16	4.16
1/8	70.86
1/4	832.97

9 視点の全ての組み合わせの内、体幹部で単軸移動条件の誤差の総和が小さい順に照合パターンを並び替えた。誤差の総和を 9 条件で割った平均誤差と視点数との関係を図 5.17 に示した。位置決め精度の限界は 2.4mm 程度であり、平均誤差が小さい程、視点数が多く、平均誤差の増大とともに視点数が減少してい

く傾向にある。図 5.17 には、横軸の当該パターンまでに 5 視点のパターンの出現した割合、6 視点の割合、7 視点の割合、8 視点の割合も示した。誤差が 3mm 以下になるのは 511 パターンの内、119 パターンとなった。5 視点以上の組み合わせがほとんどであり、視点ごとに表 5.6 のような結果となった。1~3 視点は存在しない。少ない視点数でも位置決め可能な組み合わせもあるが、実現パターンの割合から考えると、誤差を 3mm 以下にするには 8 視点以上、つまり、ほぼ体表面全体を使う必要があることがわかる。位置決め精度の実力値としては 8 視点で実現できる 3mm 程度となることがわかった。

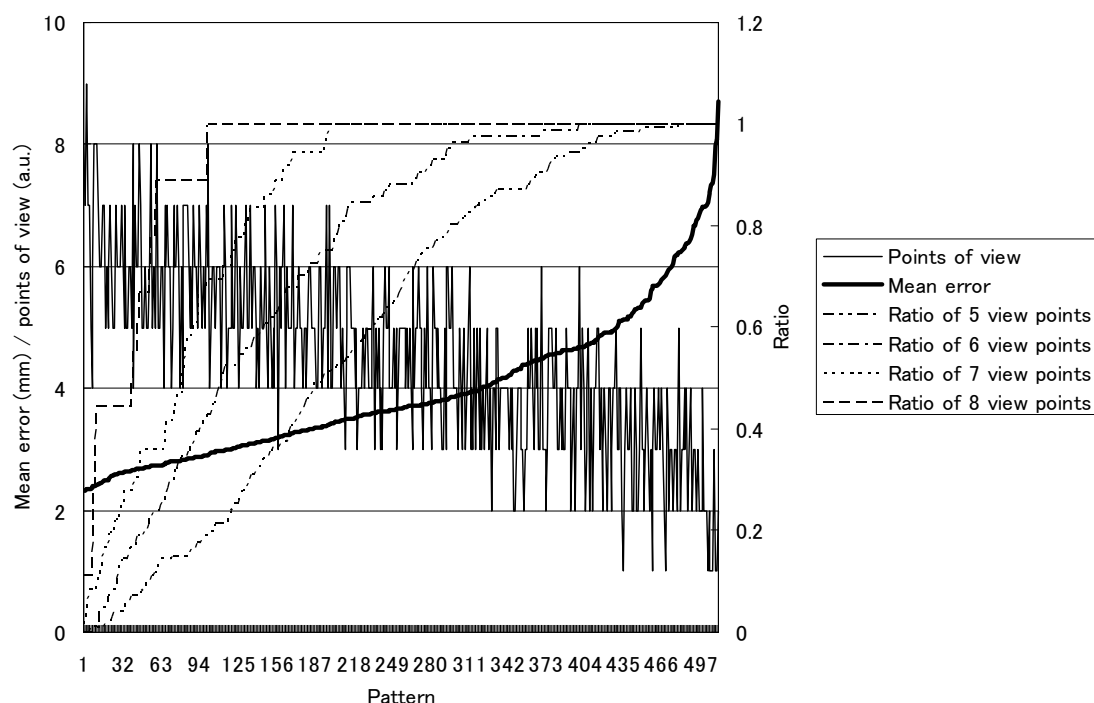


図 5.17 視点（照合領域）の絞り込み結果（平均誤差と視点数）

Fig.5.17 Sorting result of view points patterns by the sum of errors (mean error and number of view points)

表 5.6 誤差が 3mm 以下のパターン数

Tab.5.6 Number of patterns with the error less than 3 mm

Number of view points	Number of patterns
1	0% (0/9)
2	0% (0/36)
3	0% (0/84)
4	7.1% (9/126)
5	23.8% (30/126)
6	52.4% (44/84)
7	72.2% (26/36)
8	100% (9/9)
9	100 (1/1)

頭頸部の場合で、各評価条件の誤差の総和が小さい順に照合パターンを並び替えた。単軸移動条件の誤差の総和を 9 条件で割った平均誤差と照合領域数との関係を図 5.18 に示した。位置決め精度の限界は 1.0mm 程度であり、平均誤差が小さい程、照合領域数が多く、平均誤差の増大とともに照合領域数が減少していく傾向にある。図 5.18 には、横軸の当該パターンまでに 5 照合領域のパターンの出現した割合、6 照合領域の割合、7 照合領域の割合、8 照合領域の割合も示した。誤差が 1.5mm 以下になるのは 511 パターンの内、159 パターンとなった。5 照合領域以上の組み合わせがほとんどであり、視点ごとに表 5.7 のような結果となった。1~2 照合領域は存在しない。少ない照合領域数でも位置決め可能な組み合わせもあるが、実現パターンの割合から考えると、誤差を 1.5mm 以下にするには 8 照合領域以上、つまり、ほぼ 1 視点全体を使う必要があることがわかる。位置決め精度の実力値としては 8 照合領域で実現できる 1.5mm 程度となることがわかった。

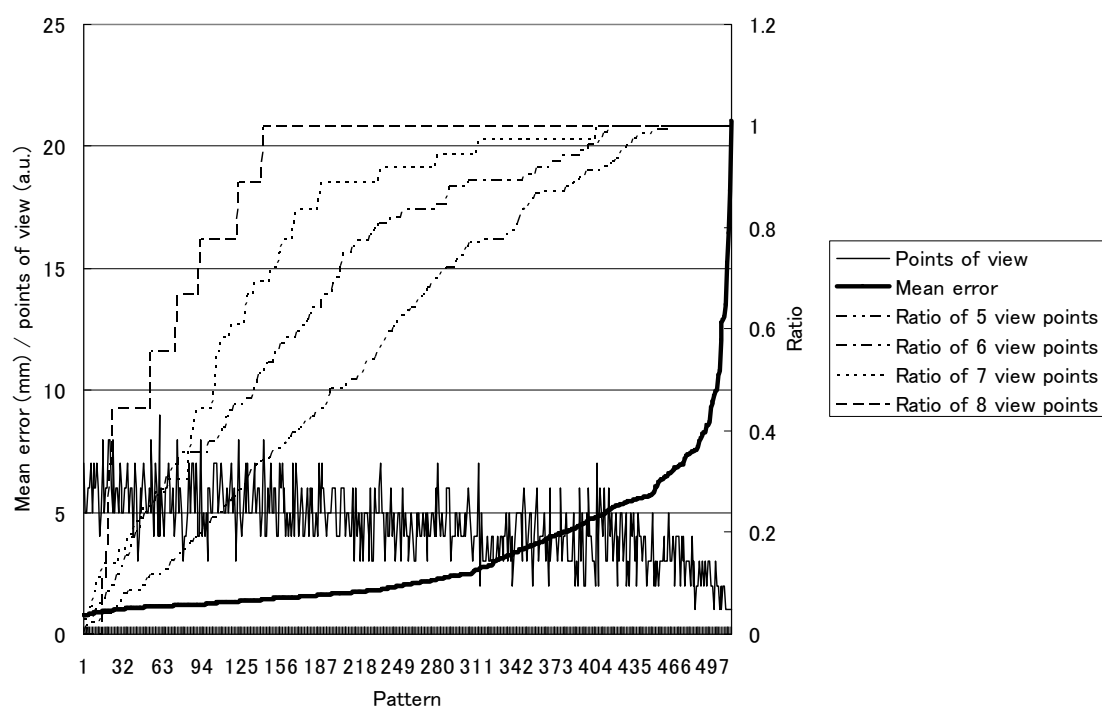


図 5.18 照合領域実験の結果（平均誤差と照合視点数）

Fig.5.18 Sorting result of registration area's patterns by the sum of errors (mean error and number of view points)

表 5.7 誤差が 1.5mm 以下のパターン数

Tab.5.7 Number of patterns with the error less than 1.5 mm

Matching reasions	Patterns
1	0% (0/9)
2	0% (0/36)
3	4.8% (4/84)
4	16.7% (21/126)
5	37.3% (47/126)
6	58.3% (49/84)
7	77.8% (28/36)
8	100% (9/9)
9	100% (1/1)

表 5.5 のように処理時間が掛かるという問題に対して、階層化処理と領域選択処理を追加した[89-91]. 頭頸部と体幹部のそれぞれについて X 方向に 5mm, XY 方向に各々 5mm, XYZ 方向に各々 5mm 動かした場合の結果を表 5.8 に示した. 照合のための形状特徴部分として、頭頸部に関しては、目尻、鼻梁、口元などを選択した. 体幹部に関しては、距離データの変化の激しい部分（肩や体側など）を選択するようにした. 照合時間は頭で 30 秒程度、体幹部で 5～10 秒程度となった. 各軸あたりの誤差は最悪値で 1.6mm となり、精度を維持しつつ、処理時間の短縮を図ることができた.

表 5.8 階層化処理と領域選択処理を追加した結果

Tab.5.8 Results of Hierarchical process and region selection process

対象	条件(移動量mm)	△X(誤差X軸)	△Y(誤差Y軸)	△Z(誤差Z軸)	誤差(距)	照合時間(秒)
頭	X=5	-0.1	0.1	0.1	0.1	30.4
頭	X=5,Y=5	-0.2	-0.1	0.6	0.6	29.7
頭	X=5,Y=5,Z=5	-0.4	-0.1	-0.3	0.5	28.5
体幹部	X=5	-0.4	0.1	-0.2	0.5	7.8
体幹部	X=5,Y=5	-1.0	-1.1	1.0	1.7	9.8
体幹部	X=5,Y=5,Z=5	-0.8	-1.6	0.9	1.9	4.5

5. 2. 2. 9 考察

本節では、呼吸安定化の下で、人体全体の大局的位置照合を検討した。呼吸が安定化しているため、体表変動も安定化しているという前提の下、体表変動の動きを予測しながら光学的に人体表面形状の計測を実施することを想定した。固定具を使わない方式なので、患者の負荷を低減することができ、開発した自動照合アルゴリズムにより術者の負荷を低減することも可能である。大局的位置照合では、治療時の人体表面を治療計画時の人体表面（目標状態）に合わせる必要がある。本節で提案した方法では、制御器側の自動照合フィードバック制御を用いると共に、人間側の強制引き込みを用いた生体情報誘導により制御器側で修正しきれない人体の振れや非剛体的変形を取り除くことができるという特徴もある。

呼吸に伴う体表の動きについて考察する。現在の小型 3 次元センサの仕様ではリアルタイムの計測に対応していないため、呼吸に同期した撮影を行うことができない。対策として、小型 3 次元センサのパターン投影枚数を削減することで、計測時間を現在の 0.7 秒から 0.1 秒程度に改善できる。これにより、リアルタイムに体表面データを計測し、呼吸に伴う体表面の動きに同期した撮影を行うことができる。体表変動の影響を受けない位置決めを行うためには、呼吸性運動の安定化の下で同期を取って大局的位置照合を実施する必要があるため、今後のシステム開発においては 3 次元センサの撮影速度の高速化は必須の要件である。また、3 次元センサの高速撮影が実現すれば、体表面をマーカの 1 点で計測するのではなく、多点で計測することで、第 4 章の運動リズムの安定化で使ったフィードバック信号と腫瘍位置そのものの相関精度を高めることができる可能性もある。

既存の光学的位置決め方式は、体表面上の特定の点を使うか、特定の方向から撮影した画像を使ったものであり、回転ずれに弱いという弱点があった。また、少数の点と点の位置合わせであるため、体位の非剛体的な変形や振れなどの影響を直接的に受け易いという問題もあった。提案した体表面全体の 3 次元形状を使った位置決めでは、体表面全体を使うことで、回転ずれに強く、局所的な変形に対するロバスト性が向上するという特徴がある。マネキンファントムを使った試験において、回転条件や並進と回転を組み合わせた複合条件でも位置決めできたことから、回転移動で発生する誤差を取り除くことができた。

但し、本節の結果は、剛体であるマネキンファントムを対象とした結果であり、今後の評価では、局所的な変形を伴う実際の人体で位置ずれを補正できるか否かを検証していく必要がある。

画像解像度と照合精度の評価では、画像解像度が低くなると照合精度が悪化することが確認できた。また、頭頸部、体幹部のいずれの場合でも、全体的な領域がないと位置決め精度が出ない。ICP 法、M-ICP 法に共通だが、膨大な組み合わせ計算のために処理時間が長いという問題がある。今回のケースでも、解像度 1/4 でも処理時間が膨大に掛かっているが、階層化処理と領域選択処理を組み合わせた高速化手法を適用することで精度を維持したまま処理時間の短縮を図れる可能性を示した。階層化処理では、各解像度のデータに対して、形状に特徴が認められる領域を選択する。処理時間は選択領域に含まれるデータ点数に依存するため、低解像度では大きな領域を選択し、高解像度では小さな領域を選択するようにすると効果的であった。

5. 2. 2. 10 まとめ

呼吸安定化の下で、体表変動も安定化することを利用し、大局的位置照合の高精度化を検討した。距離計測用の小型レンジファインダをロボットアームに搭載したシステムを構築し、光学的に多視点から体表面の形状を計測し、独自のキャリブレーション方式で統合した体表面の 3 次元データを使って位置決めを行う手法を提案した。3 次元データ群の最適な位置姿勢変換パラメータを推定する ICP 法をベースに、ロバスト性と高速性を向上させた位置決めアルゴリズムを開発した。レーザポインタのような点ではなく、面で合わせることで患者体位（姿勢）の修正が正確にできる。上半身のマネキンファントムを使用した位置決め評価で、回転、並進を含む様々な移動条件で評価した結果、頭頸部では誤差 1.5mm、体幹部では誤差 3.0mm となった。通常皮膚マークで合わせただけでは 10mm 程度ずれることもあるため、本提案が放射線治療の位置決め方式とし、適用検討が可能なレベル[92][93]に達していることが確認できた。

提案した位置決め手法は、固定具で患者を固めないため、患者に負荷を強いることがない。術者や患者がずれを目視で確認しながら、体の一部を動かしたり、振れを取り除いたりすることができる。自動照合アルゴリズムは治療計画時の体表面と治療時の体表面との距離を評価関数として最小となるように最適

化する手法である．手動によるずれの補正と自動照合アルゴリズムとを組み合わせることで，位置決め作業時間の短縮効果が期待できる．

5. 2. 3 超音波を使った局所的照合

5. 2. 3. 1 概要

体表面で大局的位置合わせが完了した後に、がん腫瘍を合わせるために局所的な位置合わせを行う。超音波を使って体表からがん腫瘍の位置を直接的に計測するシステムを構築した。がん腫瘍をアイソセンタに局所的に正確に位置決めすることが可能で、かつ、がん腫瘍に呼吸性の動きがある場合には追跡することもできる。このシステムを使って、本項では体表面変位センサで得られる間接的な呼吸情報と 3 次元超音波画像で観察される臓器運動との関係について検討した。第 4 章で述べた呼吸波形（体表変動）を安定化させた下で、臓器運動そのものを局所的に位置合わせすることを想定し、呼吸が安定化している状態で臓器運動も安定化しているかどうかを検証した。DTW（Dynamic Time Warping）アルゴリズムで、呼吸が模擬的に安定化した状態を構築し、呼吸安定化時の臓器運動量を評価した。さらに、実際に相互引き込みで呼吸が安定化した状態で臓器運動量を評価した。超音波は放射線被ばくがなく非侵襲的に臓器運動の長時間計測が可能であり、体表と内部の臓器運動の相関関係の経時的な変化の検討に有効である[94-104]。

5. 2. 3. 2 大局的情報と局所的情報の関係

呼吸同期照射では、照射中に患者の呼吸遷移を計測し、通常は呼気のタイミングに合わせて、間欠的にビームを照射する。これによってがん腫瘍だけに線量を集中し正常組織への不要線量を抑えることが可能になる。照射中の呼吸計測では、患者への負荷や不快感が少ないこと、セットアップが簡便で安定な呼吸波形が得られること、照射装置およびビームとの干渉がないことなどを考慮して、胸腹部体表面に貼り付けたマーカ変位をカメラなどで計測する間接的手法が用いられることが多い。しかし、この手法ではがん腫瘍の呼吸性運動を直接計測しているわけではないため、呼吸波形（体表面の変位）から臓器運動を推定していることとなり、体表面の大局的情報と体内の局所的情報の相関関係の精度や治療の都度の再現性が課題となる。

これに対し、より直接的な計測方法として、がん腫瘍の近傍に金属マーカを埋め込み、ビーム照射中に 2 方向から X 線透視画像を撮影して金属マーカの 3 次元的な動きを追跡する方法がある[105-111]。この方法は体内の運動を直接的に

モニタしマーカ位置を高精度で検出できるが、計測に伴う X 線被ばく（2 次発がんの可能性）や体内にマーカを埋め込む際の侵襲性が問題となる。

このような背景の下で、呼吸同期照射の妥当性評価のため、体内に埋め込んだ金属マーカと体表マーカとの相関や体内の横隔膜の動きと体表マーカとの相関を計測した事例がある。Ionascu らは金属マーカと体表マーカとの振幅差が背腹方向で大きく、最大 5mm と報告している[1]。Gierga らは体表マーカの同一振幅に対して、金属マーカの振幅は 2～9mm ばらつくと報告している[2]。Mageras らは同一体表マーカ位置に対する横隔膜位置が 5mm 程度ばらつくデータを示している[3][4]。また、実際の臨床では、1 回の照射時間に数分から 10 分以上掛り、この間に呼吸波形の基線変動が観察される場合がある。しかしこのような体表面の基線変動が実際の呼吸性の臓器運動とどのような関係にあるかの検討はほとんどなく、また臨床的には個々の患者条件において、呼吸波形とがん腫瘍位置変動の相関をどう評価できるかが重要になる。

5. 2. 3. 3 超音波システム構成

臓器運動（体表からがん腫瘍）を局所的に計測するための手法として、超音波システムを構築した。ハンドフリーアームの先端に超音波プローブを装着し体表面に固定して肝臓運動を計測した。第 4 章で使った PSD カメラにより体表面上の LED マーカの上下運動を計測し、同期して記録する。

図 5.19 に測定システムの概観を示す。システムは、ハンドフリーアームと、それに固定した超音波プローブを有する 3 次元超音波診断装置 (Philips, iU22)、体表面変位計測用 PSD (Position Sensitive Detector) センサ (PS-1100 ; 豊中研究所) [52]、体表面貼付用 LED (Light Emitting Diode)、デジタルビデオレコーダとビデオキャプチャ用 PC (Personal Computer) から構成される。

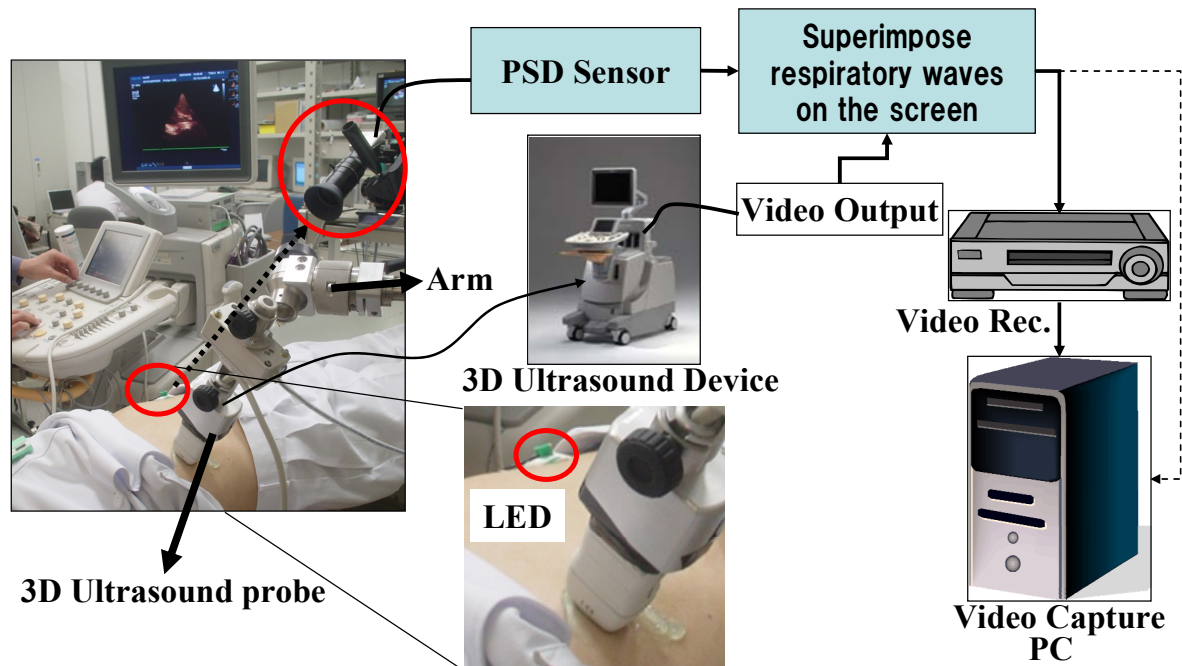


図 5.19 測定装置の概観

Fig.5.19 View of measurement device

PSD センサは、スポット状の光の位置を検出する光学式の半導体位置検出素子であり、胸腹部体表面に貼り付けた LED の位置を計測する。フォトダイオードのような構造で大型であり、スポット光を与えると電荷が発生し、発生した電荷が両端の電極に到達する。電極に到達する電荷量はスポットの位置から電極までの距離に反比例する性質を利用して、カメラレンズ系と組み合わせて位置計測を行う[52]。1 台の PSD センサで 2 次元の出力が得られるが、本研究では、胸腹部体表面に貼り付けた LED 位置を計測し、主に背腹方向の動きの 1 次元成分を呼吸波形として取り扱った。

同時に、3 次元超音波診断装置で肝臓運動の実時間撮影をした。本装置によりボリュームデータの撮影は可能であるが、装置の仕様上、ボリュームデータを実時間に装置の外部出力から取り出すことができなかったため、今回の計測では、装置で設定した直交 2 断面の画像を撮影し、デジタルビデオレコーダで記録した。図 5.20 に医師により撮影された健常被験者の肝臓の直交 2 断面画像の 1 例を示す。肝臓、右腎、右肝静脈などがうつっている。

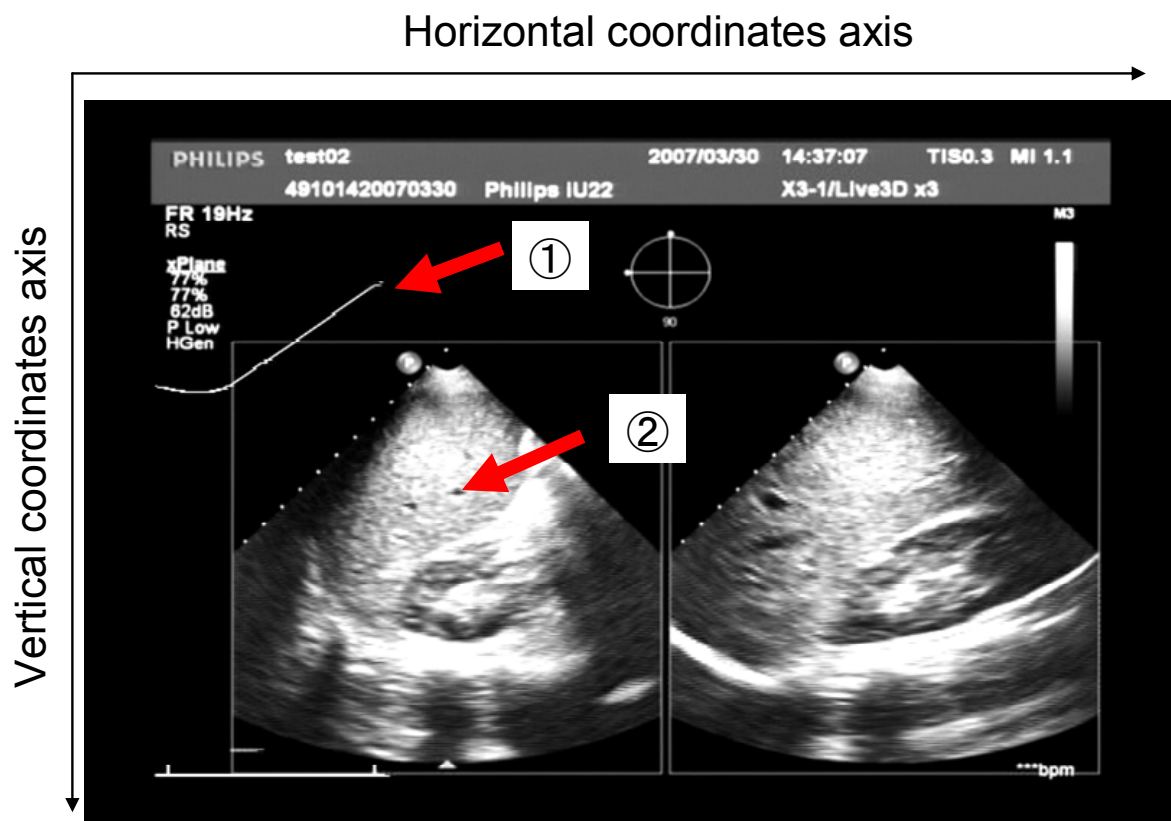


図 5.20 直交 2 断面画像の 1 例

Fig.5.20 An example of two orthogonal images

呼吸波形と超音波画像との同期を取るために、超音波画像の記録の際、PSD センサ出力を超音波画像上に重畳表示した。図 5.20 の矢印①で示した波形が超音波画像上にインポーズされた PSD センサの呼吸波形である。

健常被験者の約 4 分間の体表変動と肝臓運動を同時に記録した。本実験はヘルシンキ宣言に則り被験者からインフォームドコンセントを得た上で実施した。図 5.21 (a) は、毎フレームごとに超音波画像上に重畳した PSD センサの呼吸波形の先端座標をトレースして求めた呼吸波形である。横軸はフレーム番号であり、縦軸は重畳画像上座標系のスケールで求めた呼吸波形の振幅である。また、呼吸波形のサンプリング周波数は、PSD センサ出力を超音波画像へ重畳したことにより、ビデオフレームレートと同一の 30Hz とした。

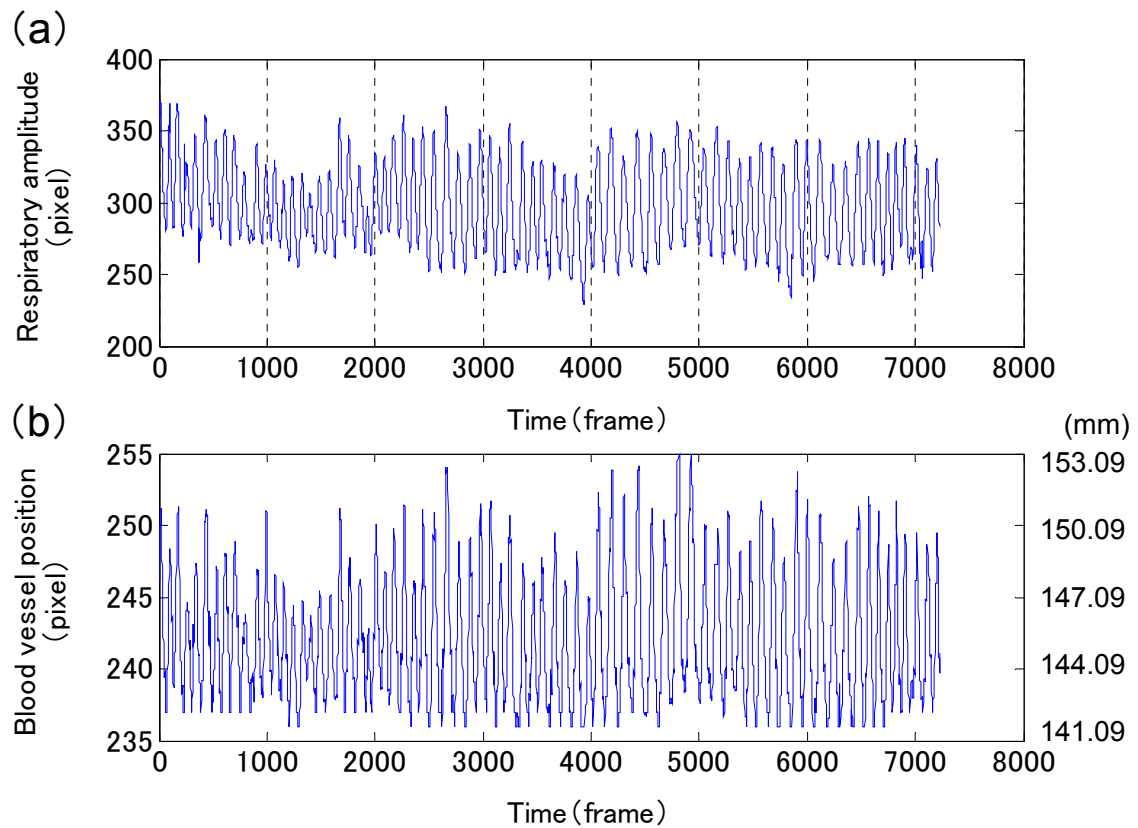


図 5.21 (a)呼吸波形, (b)血管位置

Fig.5.21 (a) Respiratory wave, (b) Blood vessel position

次に、呼吸波形から吸気相終末（呼吸トップ）と呼気相終末（呼吸ボトム）を検出し、呼吸波形を正規化（直流成分カット，平均振幅を1に調整）した．具体的な手順を図 5.22 の模式図で説明する．図 5.22(a)の生データに対して，バンドパスフィルタを適用し，直流成分をカットしたものが図 5.22(b)である．図 5.22(b)のデータに対して，ゼロクロスを求め，隣接ゼロクロス間の最大値，最小値を，それぞれおおよそその山と谷の位置とした．図 5.22(a)の生データに対して，図 5.22(b)で求めた谷－谷の区間の最大値を吸気相終末（呼吸トップ）とし，同様に，山－山の区間の最小値と呼気相終末（呼吸ボトム）として求めた．次に，呼吸ボトムから呼吸トップを振幅とし，平均振幅が1となるように規格化し，その後，直流成分をカットした．正規化後，呼吸トップから次の呼吸トップを周期として，切り出した各呼吸周期波形を，線形補間により1周期当たりのデータ点数が360個とし，位相軸上でのデータと見なした．そして，位相軸上で平均波形を作成し，元の呼吸波形の平均周期(図 5.21(a)のデータでは3.4秒)で，

位相軸から時間軸に戻す処理を施した．サンプリング周波数 30Hz のためデータ点数が 102 個となる．この波形を以後の DTW (Dynamic Time Warping) 用のリファレンス波形とした (図 5.23)．図 5.23 の縦軸は正規化後の呼吸振幅を表し任意単位である．

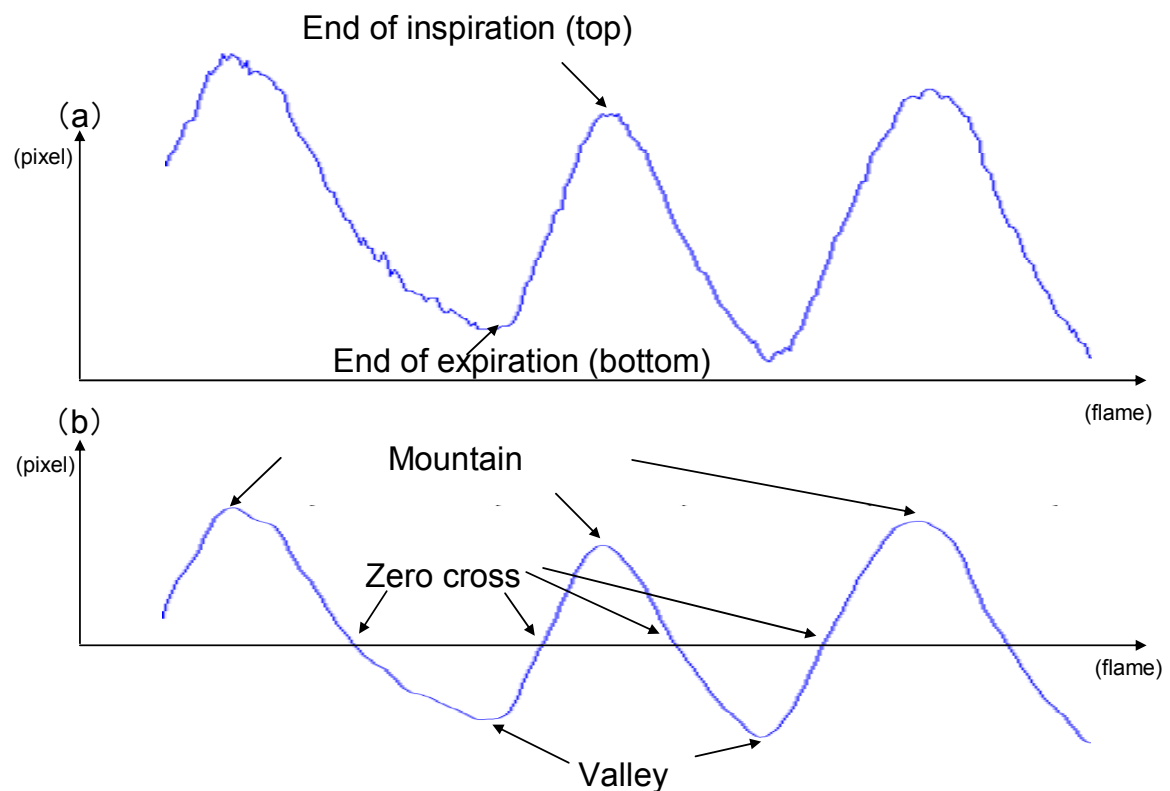


図 5.22 呼気相終末と吸気相終末の検出方法 (a)生データ, (b)フィルタ処理後のデータ

Fig.5.22 Detection method for expiration end and inspiration end (a)Raw data, (b)Filtering data

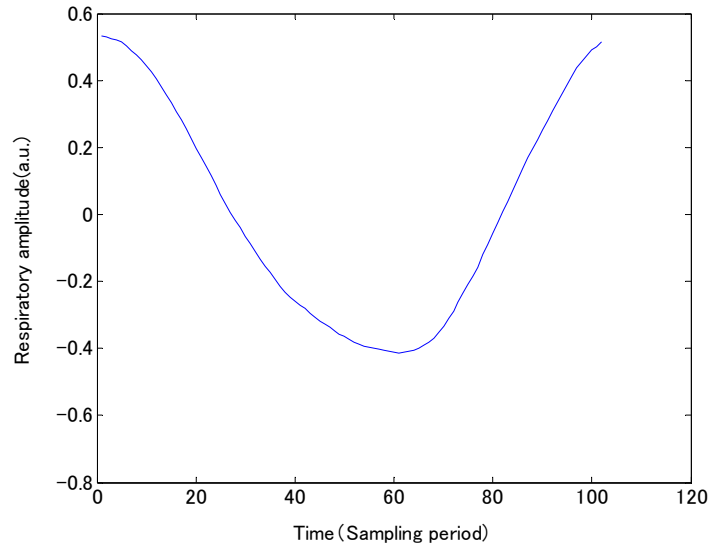


図 5.23 平均呼吸周期波形 (DTW 用リファレンス波形)

Fig.5.23 Averaged respiratory cycle wave (reference wave for DTW)

5. 2. 3. 4 追跡アルゴリズム

テンプレートマッチングにより ROI (Region of Interest) 領域を追跡する方法と横隔膜の動きを計測する方法を適用する. ROI 領域を追跡する方法では, 撮影断面内で消失することなく安定してうつっている血管に着目し追跡する. 横隔膜の動きを計測する方法では, 横隔膜に直交する評価軸を設定し, 評価軸上の輝度値の最も高い場所を追跡する. 横隔膜はほかの臓器と比較して輝度値が高いという特徴がある.

テンプレートマッチングを用いた臓器運動の抽出について述べる. テンプレート (関心領域) $a = \{a(0), a(1), \dots, a(N-1)\}$ を設定の上, 処理対象フレームの探索領域内の領域 $b = \{b(0), b(1), \dots, b(N-1)\}$ で式 (5-17) の正規化相互相関値 ρ を計算する. $a(i)$, $b(i)$ は関心領域内の画素に割り当てられた輝度値である. 探索領域内で水平方向, 垂直方向に 1pixel ずつ領域 b をラスタスキャン状に動かすことで異なる位置でも ρ を計算し, 正規化相互相関値が最大値となる場所を追跡していく. N は a 内と b 内に含まれる画素の数, $\bar{A}$ は a 内の平均輝度, $\bar{B}$ は b 内の平均輝度を表す. 放射線治療では, 臓器全体の動きも重要であるが, がん腫瘍近傍の治療ターゲットの動きそのものを追跡することがより重要な問題である. 超音波診断装置で設定した直交 2 断面画像の一方の画像面内に連続して現

れる微小血管をターゲット（制御点）と見立てて解析対象とした．図 5.20 の矢印②で示した血管（肝臓 S 6，門脈後下枝）に着目し，最初の取得フレームで図 5.24 のようなテンプレートを設定の上，次フレーム以降にテンプレートマッチングを適用し，図 5.21(b)の波形を得た．追跡時の変動幅を比較した場合に，図 5.20 で示す画像の水平方向の変動が垂直方向の変動に対して大きかったため，以後，水平方向を対象に解析を進めた．図 5.21(b)の縦軸は解析対象とした直交 2 断面画像の画像面内の水平座標（pixel）を表す．超音波ファントム（GAMMEX, 403GS）でキャリブレーションを行い， $16.66(\text{pixel})=10(\text{mm})$ 相当であることを確認した．PSD センサの主な変位方向は背腹方向，矢印②で示した血管の変位方向は体軸方向に対応している．

$$\rho = \frac{\sum_{i=0}^{N-1} [a(i) - \bar{A}][b(i) - \bar{B}]}{\sqrt{\sum_{j=0}^{N-1} [a(j) - \bar{A}]^2 \sum_{k=0}^{N-1} [b(k) - \bar{B}]^2}} \quad \text{式 (5-17)}$$

5. 2. 3. 5 DTW (Dynamic Time Warping)

体表変動と臓器運動との相関は，先行文献からある程度高いことが予想されたが，数 mm から cm オーダーのばらつきを持ち，精度的には改善の余地がある．そこで，単なる両者の関係を検討するだけではなく，体表変動から臓器運動を推定する方式の高精度化についても検討した．音声認識の分野で古くから使われている DTW[112-114]によって振幅と位相の両方を考慮した対応付けを行う場合と，振幅ゲーティング，位相ゲーティングを単独で使う場合とで比較検討した．

DTW を呼吸周期波形に適用し，波形間の距離尺度により呼吸周期波形の非線形対応付けを行い，対応付けた各位相における超音波画像の移動変位量（血管移動量）を分析した．具体的な処理の流れを説明する．最適経路は部分最適経路を含まなくてはならないという最適性原理に基づき，決定すべき N 個（サンプリング点数）の最適な対応付けを順次行うことによって問題全体の最適解を模索する．図 5.25(a)のように，リファレンスとなる呼吸周期波形（標準パターン）を縦軸に，解析対象となる呼吸周期波形（入力パターン）を横軸にとり，縦軸と横軸の交点をサンプリング点の対応付けによる非類似度とするマトリッ

クスを生成する．非類似度は対応する入力パターンと標準パターンのサンプリング点の振幅値の残差（絶対値）で表す．図 5.25(b)のように，マトリックスのスタートとゴールを定義し，スタートからゴールへ，各交点へ割り当てた数値（コスト）の和が最小となるような最適経路（その交点までの総和）を求める．ゴールの時の総和が入力パターンと標準パターンの非類似度となる．図 5.25(c)のように，ゴールからスタートへ，各交点へ割り当てた数値（コスト）の総和が小さい交点をたどって最適経路を決定していく．これをトレースバックと呼ぶ．トレースバックによって入力パターン（各呼吸周期波形）のある点（位相）が標準パターン（リファレンス呼吸周期波形）のどの点（位相）に対応しているかを決定する．



図 5.24 血管のテンプレート（拡大したもの）

Fig.5.24 Template of blood vessel (expanding image)

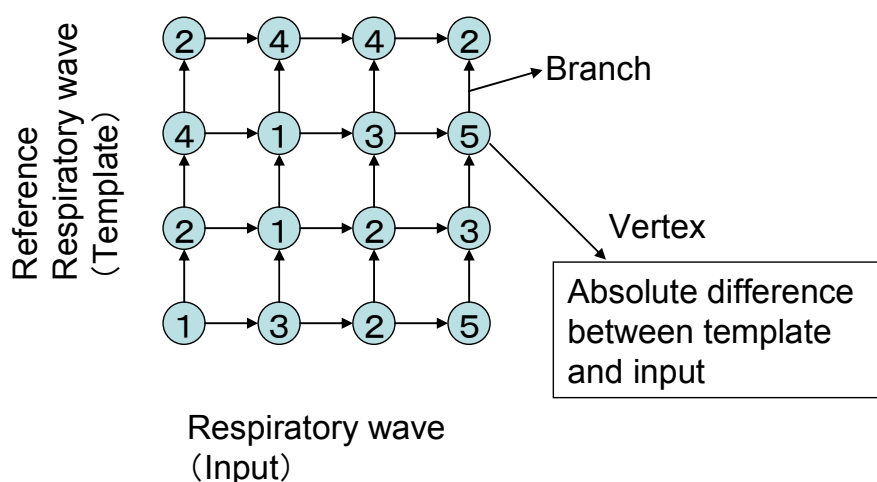


図 5.25(a) DTW の原理（コストの割り当て）

Fig.5.25 (a) Principle of DTW (allocation of cost)

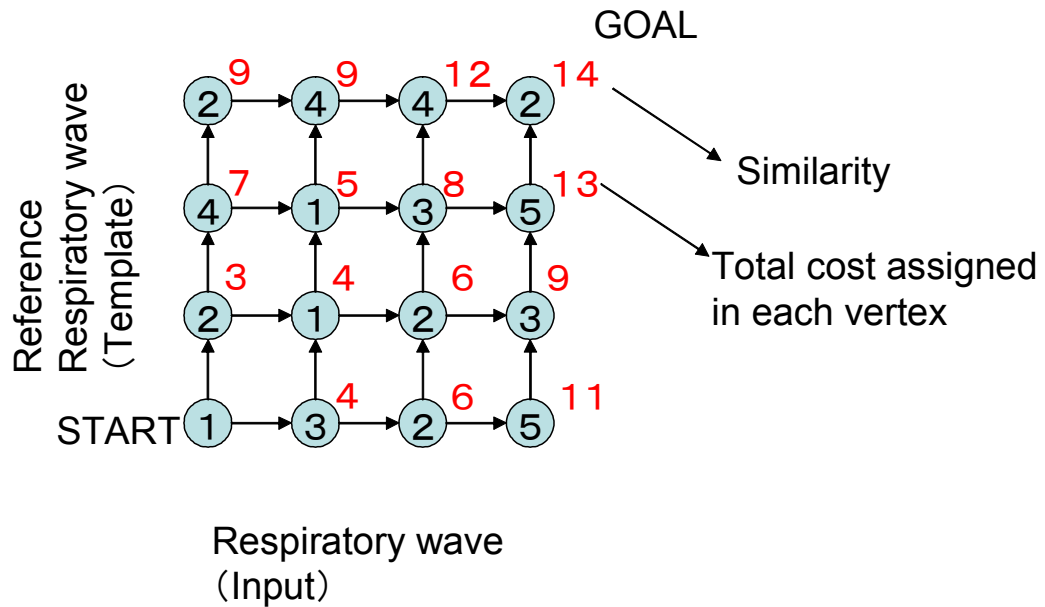


図 5.25(b) DTW の原理 (最適経路の割り当て)

Fig.5.25 (b) Principle of DTW (allocation of optimal path)

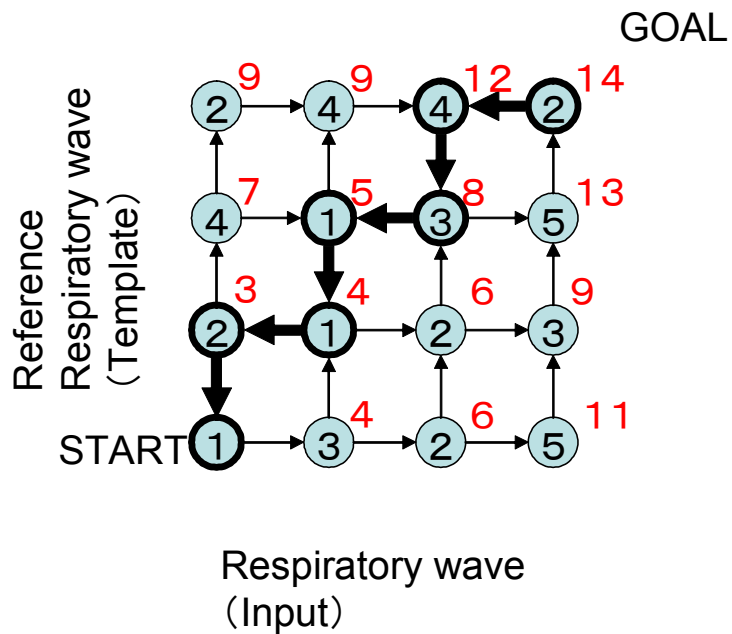


図 5.25(c) DTW の原理 (トレースバック)

Fig.5.25(c) Principle of DTW (trace back)

5. 2. 3. 6 結果

図 5.26 (c) のように超音波画像に対して関心領域を設定し、超音波画像相関値変化から経時的な安定性評価を行った。関心領域は固定であり、最初のフレームをテンプレートとし、次フレーム以降との間で正規化相互相関値を計算した。放射線治療では最初に位置決めがあり、その状態を維持しなければならない。被験者の位置決めが完了した状態をリファレンスとして、最初のフレームにテンプレートを設定し、それに対するずれを相関値として求めることを想定した。図 5.26(a)は図 5.21(a)と同じ呼吸波形を、図 5.26(b)は正規化相互相関値の変化を示しており、時間の経過とともに、相関値が下がっていく傾向にあった。関心領域の場所を変更した場合でも、この傾向は変わらなかった。

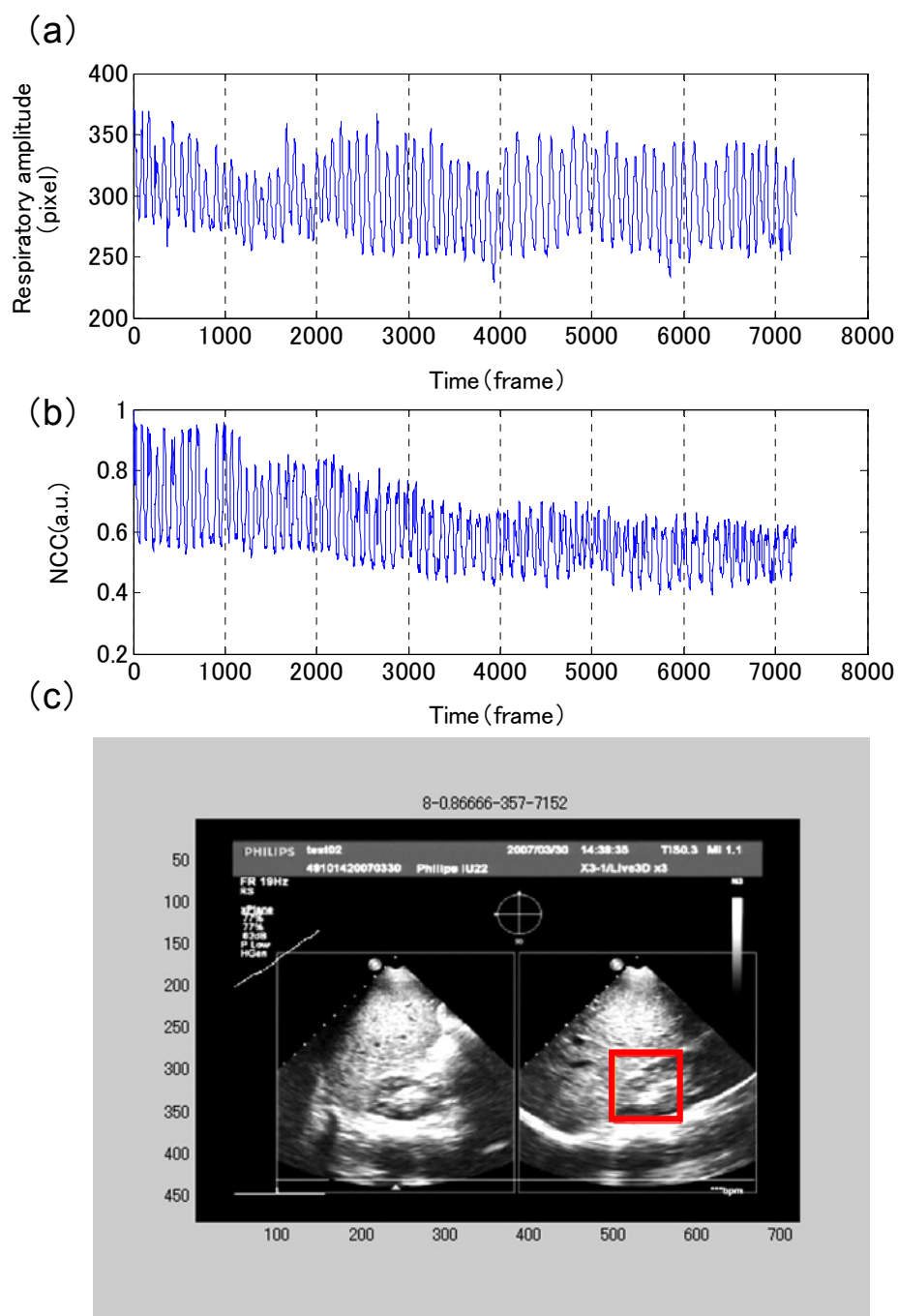


図 5.26 超音波画像相関値の時系列変化(a)呼吸波形, (b)正規化相互相関値, (c)テンプレート

Fig.5.26 Trend of the change of ultrasound image correlation values

(a)Respiratory wave

(b)Normalized cross correlation (NCC) value

(c)Template (Region of interest)

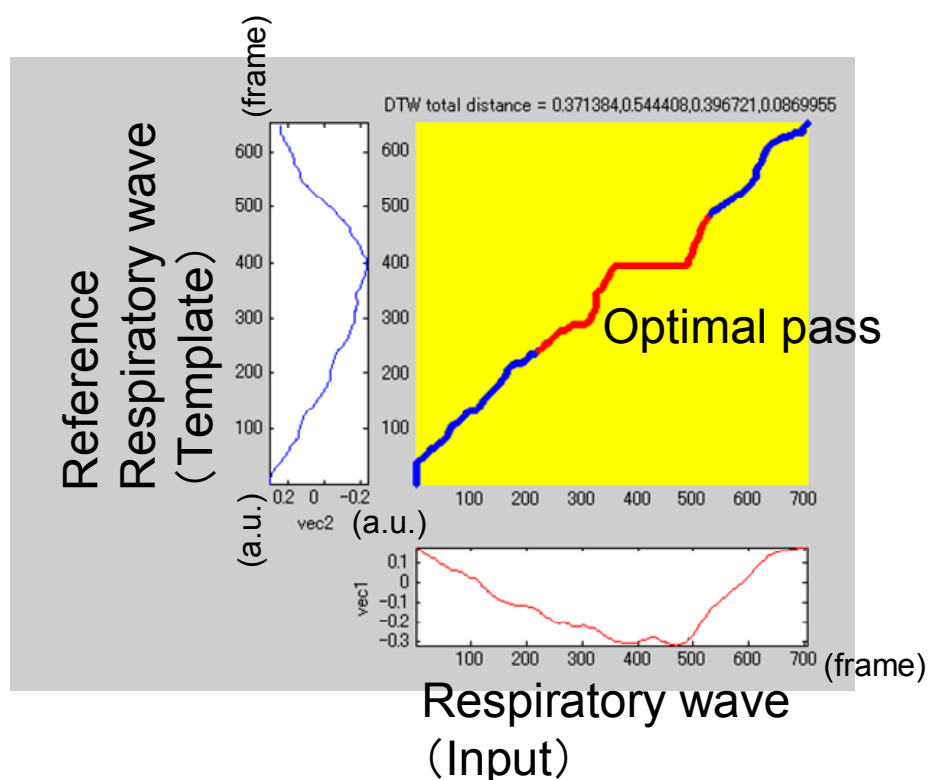


図 5.27 DTW の適用例

Fig.5.27 An example of applying DTW

切り出した各呼吸周期波形に対して、DTW を適用した処理結果の一例を示す (図 5.27). トレースバックによって入力パターン (各呼吸周期波形) のある点 (位相) が標準パターン (リファレンス呼吸周期波形) のどの点 (位相) に対応しているかが決定する. テンプレート (Template) の 400 フレーム付近の値に, 入力 (INPUT) が比較的長く滞留し 1 点に対応付けられているが, これは, 入力値がテンプレート値を連続的に下回り, 振幅値による対応付けができなくなった状態を示している. DTW は振幅が合うように位相をシフトしていくが, そもそも振幅レベルが異なり合わない場合には, 振幅が歩み寄らない歪みとなる.

次に, 各呼吸周期波形に対して, 1 呼吸周期を構成するデータ点数が 360 個となるように線形補間処理し, 位相軸上でのデータと見なし, 重ねて描画したものを図 5.28 (a) に示す. 図 5.28 (a) 中の縦の矢印①のように位相を合わせようとするすると振幅がずれ, 図 5.28 (a) 中の横の矢印②のように振幅を合わせようとするすると位相がずれることがわかる. これに対して, リファレンス呼吸周期波

形と各呼吸周期波形の DTW 後に，DTW で対応付けた位相と振幅の関係を重ねて描画したものを図 5.28 (b) に示す．図 5.28 (b) 中の矢印で示した吸気相終末，呼気相終末，途中の一部の位相で，DTW の際に振幅が歩み寄らない歪みが生じてしまっているが，振幅と位相の両面からデータが揃い，同一位相に対して振幅も合い，同一振幅に対して位相も合う．図 5.28 (a)，図 5.28 (b) とともに，全区間（7224 フレーム相当）から切り出した波形を重ねてプロットしている．

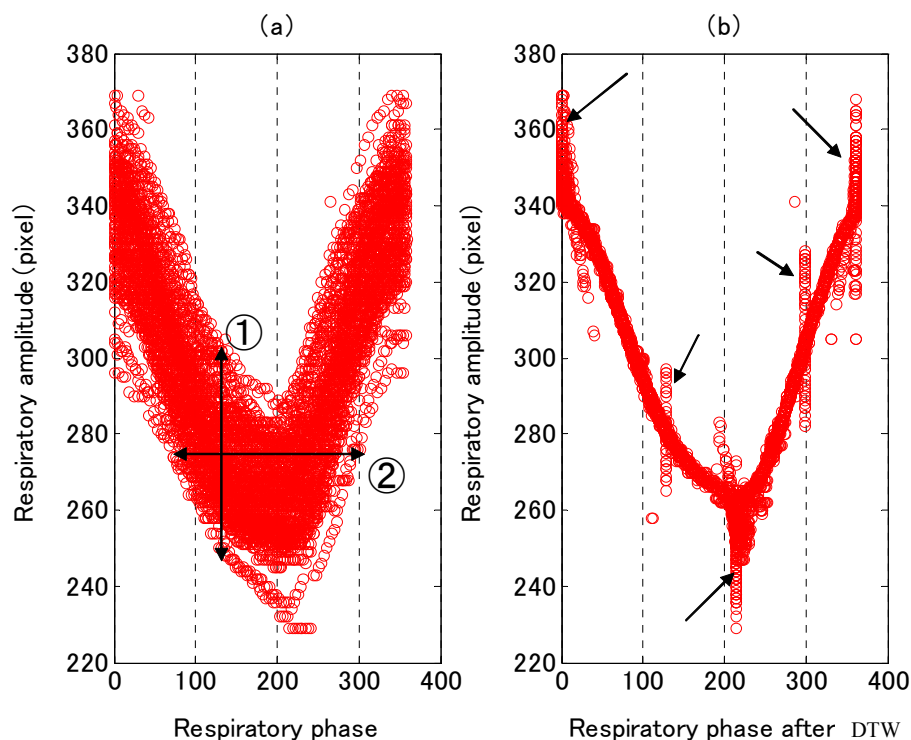


図 5.28 各呼吸周期波形の重畳表示 (a)位相对振幅，(b)DTW 後の位相对振幅

Fig.5.28 Overlay display of each respiratory cycle wave

(a)Phase vs. amplitude.

(b)Phase after DTW vs. amplitude.

次に，体表面情報である呼吸波形と体内情報である血管位置との関係について示す．呼吸波形の同一振幅値に対する血管位置の分布を図 5.29 (a) に，呼吸波形の同一位相値に対する血管位置の分布を図 5.29 (b) に，DTW 後の呼吸波形の同一位相値に対する血管位置の分布を図 5.29 (c) に示す．ばらつきを比較するため，各振幅，各位相での平均値と標準偏差を求め，平均値および標準偏差の範囲を描画した．表 5.9 には，(a) (b) (c) における各振幅，各位相での標

標準偏差の平均値をまとめた．表 5.10 には，(a) (b) (c) における各振幅，各位相での血管位置の分布範囲（最大血管位置－最小血管位置）の平均値をまとめた．表 5.9，表 5.10 での標準偏差や分布範囲の平均値を計算する際，全体区間 7224 フレームで計算したもの，図 5.26 の相関値が前半と後半で変化することに合わせて，解析区間を区間 1（1～3000 フレーム目）と区間 2（3000～7000 フレーム目）の 2 つに分けて計算したもの，さらに，呼吸のボトムからトップまでの区間を吸気相，トップからボトムまでの区間を呼気相として，呼吸位相ごとに計算したものを示している．振幅対血管位置，位相對血管位置において，全区間の振幅の平均値が約 4mm となっており先行研究[1-4]とほぼ同等の結果であった．一方，DTW 後の位相對血管位置では，振幅が 2.5mm，標準偏差も小さくなることから，DTW によって呼吸周期波形と血管位置との対応付けの精度が向上することがわかる．また，位相對血管位置では超音波画像相関値の異なる区間 1 と区間 2 に区間を分けることで，全区間の結果より値が減少し，振幅対血管位置では吸気相と呼気相で分けることで，全区間の結果より値が減少した．

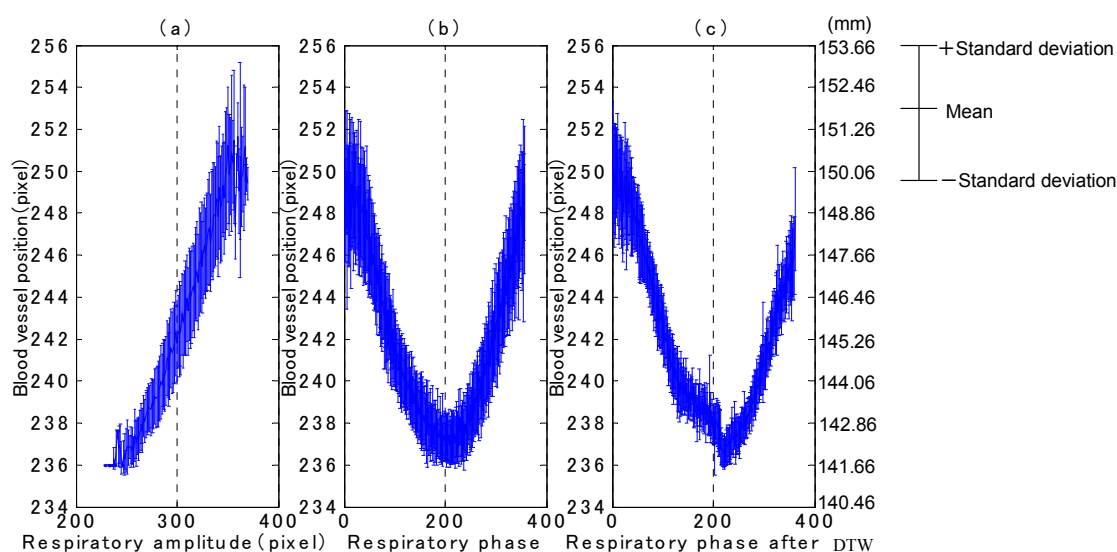


図 5.29 血管位置の分布

(a)振幅，(b)位相，(c)DTW 後の位相の比較

Fig.5.29 Distribution of blood vessel positions

(a) amplitude, (b) phase, and (c) phase after DTW

表 5.9 血管位置の分布（平均標準偏差：(pixel (mm)))

Tab.5.9 Distribution of blood vessel positions(averaged standard deviation:(pixel(mm)))

	Averaged standard deviation of blood vessel position in case of (a)	Averaged standard deviation of blood vessel position in case of (b)	Averaged standard deviation of blood vessel positon in case of (c)
All period	1.72 (1.03)	1.79 (1.07)	1.19 (0.71)
Period 1 (1-3000)	1.72 (1.03)	1.66 (0.99)	1.02 (0.61)
Period 2 (4000-7000)	1.60 (0.96)	1.65 (0.99)	0.99 (0.60)
Inspiration period	1.41 (0.85)	1.72 (1.03)	1.04 (0.62)
Expiration period	1.17 (0.70)	1.85 (1.11)	1.30 (0.78)

表 5.10 血管位置の分布（平均分布範囲：(pixel (mm)))

Tab.5.10 Distribution of blood vessel positions(averaged distribution range:(pixel(mm)))

	Averaged amplitude of blood vessel position in case of (a)	Averaged amplitude of blood vessel position in case of (b)	Averaged amplitude of blood vessel positon in case of (c)
All period	6.47 (3.88)	6.72 (4.04)	4.19 (2.52)
Period 1 (1-3000)	5.83 (3.50)	4.74 (2.84)	2.84 (1.70)
Period 2 (4000-7000)	5.41 (3.25)	4.78 (2.87)	2.73 (1.64)
Inspiration period	5.00 (3.00)	6.38 (3.83)	3.60 (2.16)
Expiration period	4.08 (2.45)	7.07 (4.24)	4.59 (2.76)

相互引き込みによる呼吸統制時の体表変動と臓器運動の長時間の相関を調べた．図 5.30 に計測データの一例を示す．ボランティアの健常被験者の肝臓データである．計測時間を長時間にした以外は 4． 3． 2 と同じ実験条件とした．横隔膜を横切る評価軸を設定し，評価軸上での最大輝度値を追跡した．図 5.31 は安静（自由呼吸）セッション時のデータ（約 2 分間），音楽聴取（相互引き込み）セッション時のデータ（区間 1～区間 4：各々約 2 分間）である．各図は体表変動，横隔膜変動の順番で並んでいる．相互引き込みによって，呼吸が長時間安定化していることがわかる．体表変動と向きを合わせるため横隔膜変動の正負を反転している．データは 30frame/秒で取得した．

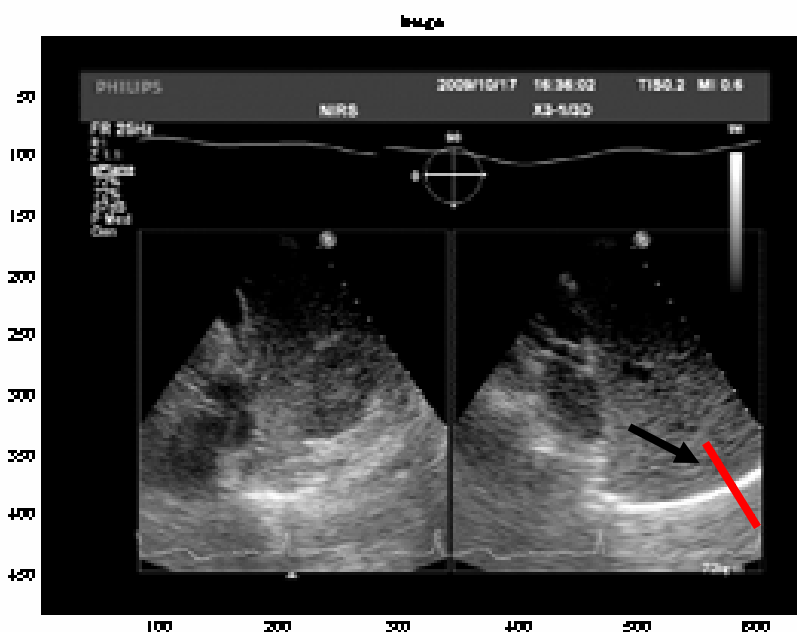


図 5.30 横隔膜を横切る評価軸の設定

Fig.5.30 Setting the evaluation axis crossing the diaphragm

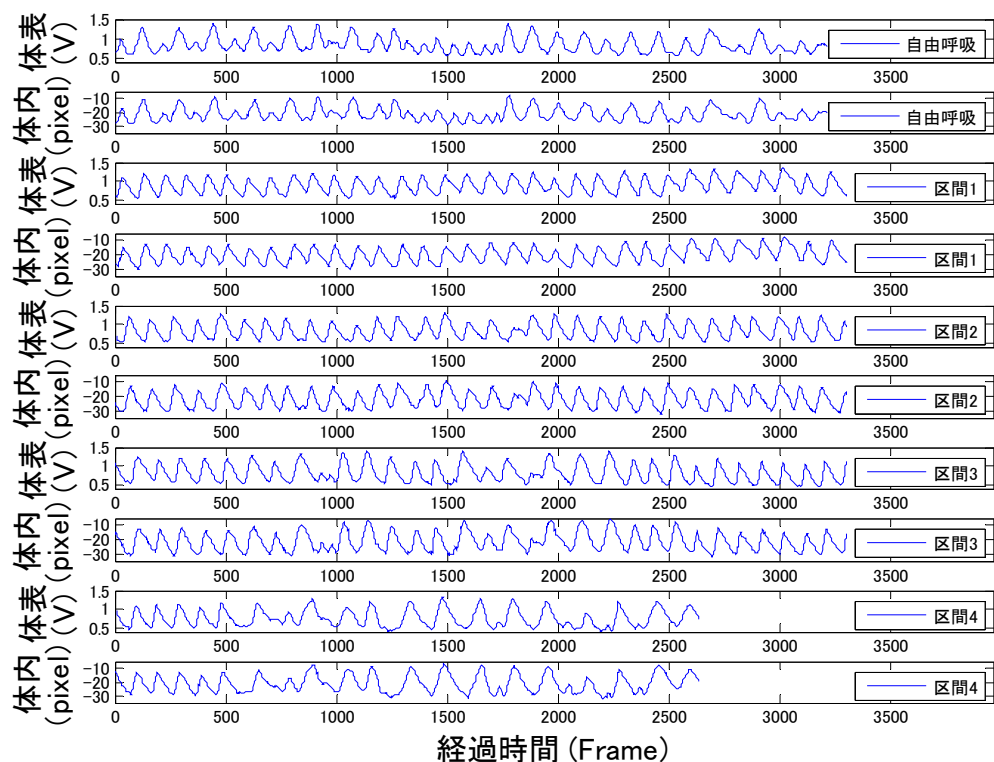


図 5.31 自由呼吸下と呼吸統制時の体表変動と横隔膜変動

Fig.5.31 Skin and diaphragm movement under free breathing and coaching

また，体表変動と横隔膜変動のパワースペクトル密度を計算した．図 5.32 のように安静（自由呼吸）セッション下では特定のピークを持たない分布となっているが，音楽聴取（相互引き込み）セッション時（区間 2～区間 4）には引き込み時の周波数でピークが立ち，時間経過とともにピークが緩やかにシフトしていくことがわかる．体表変動と横隔膜変動のスペクトル形状はほとんど同じであった．

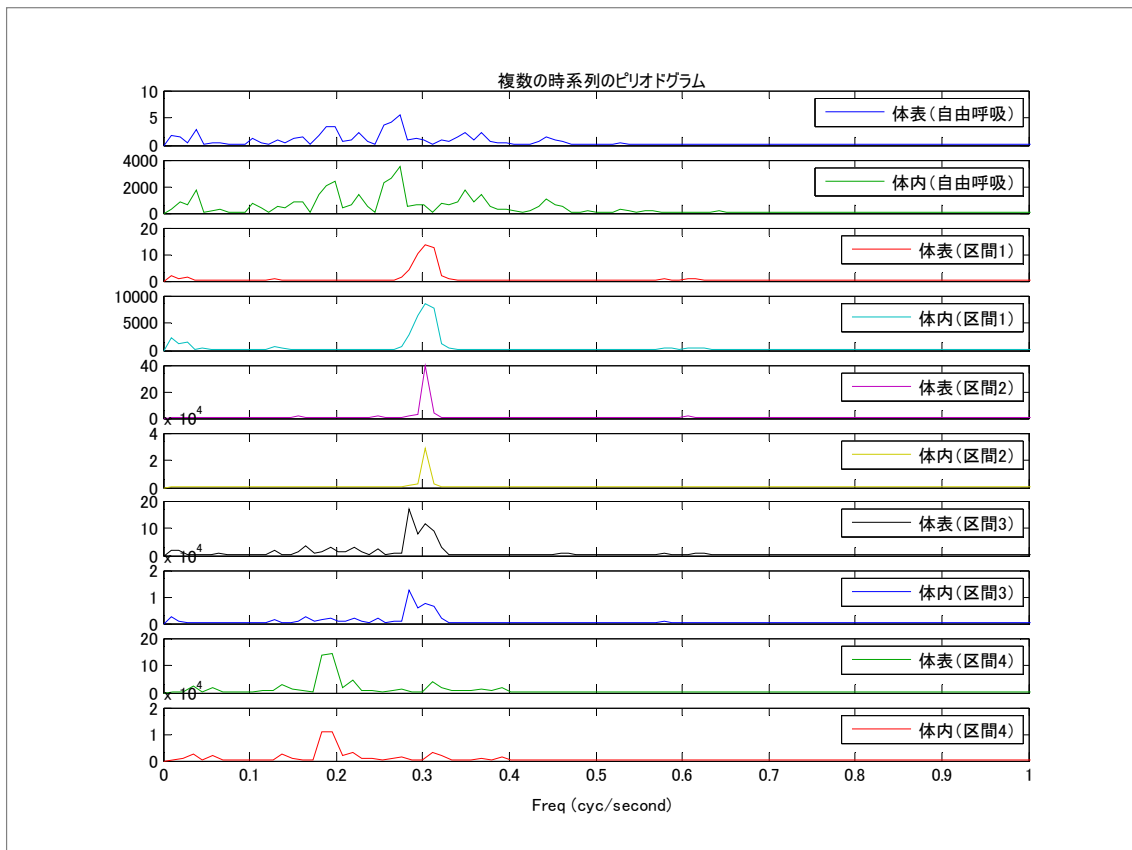


図 5.32 体表変動 (resp) と横隔膜変動 (center) のパワースペクトル密度

Fig.5.32 Power spectral Density of skin and diaphragm movement

図 5.33 には体表変動と臓器運動（横隔膜変動）の相互相関，図 5.34 には体表変動と臓器運動（横隔膜変動）の相関プロットを示した．安静（自由呼吸）セッション時のデータを (a)，区間 1 の音楽聴取（相互引き込み）セッション時のデータを (b) に示す．図 5.33 から体表変動と横隔膜変動の間にはラグ（位相差）があり，体表変動が横隔膜変動より数百 msec 先行していることがわかった．図 5.34 から体表変動と横隔膜変動の間にはヒステリシスがあることが確認できた．

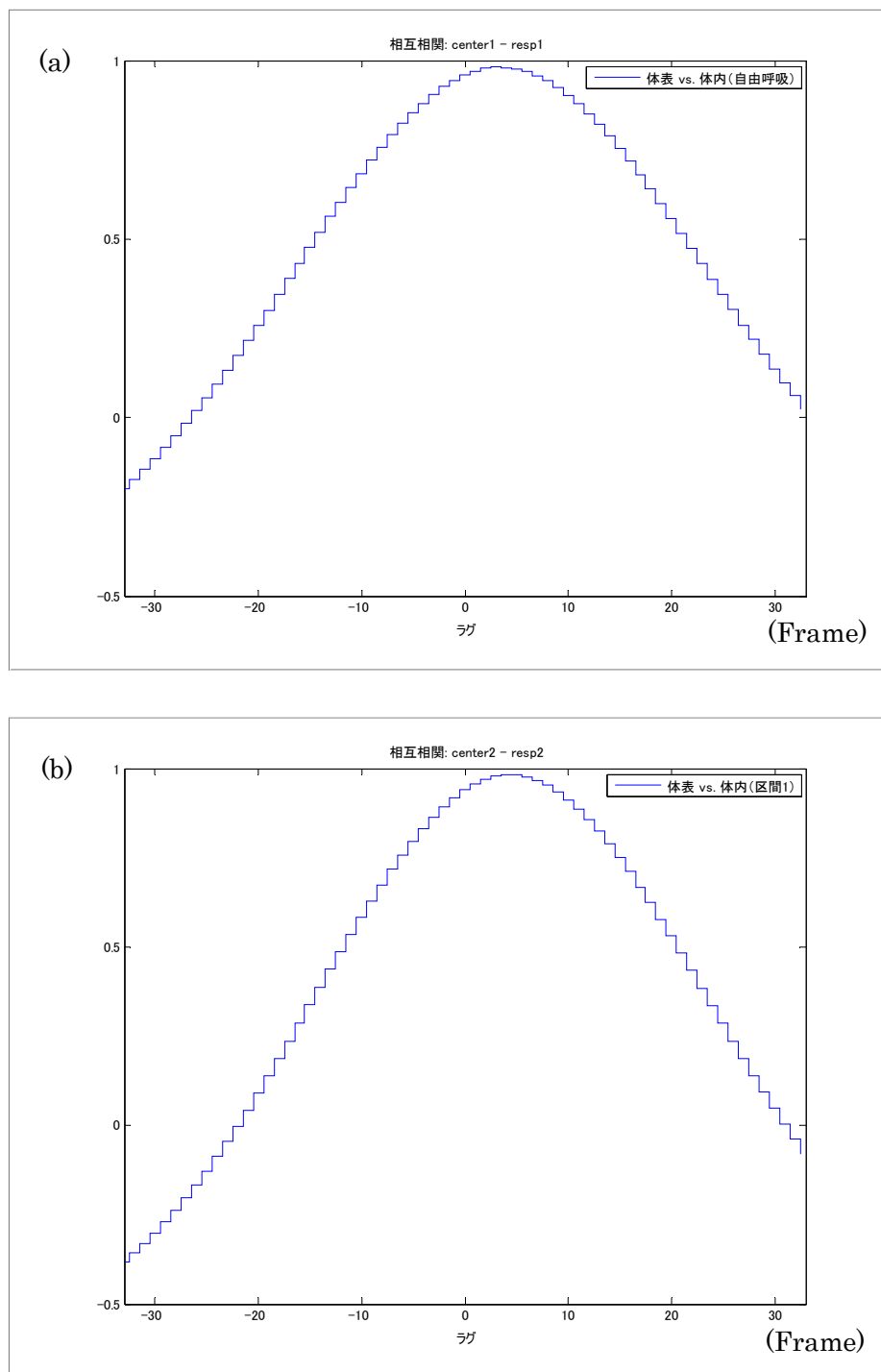


図 5.33 体表変動 (resp) と横隔膜変動 (center) の相互相関

Fig.5.33 Cross correlation of skin and diaphragm movement

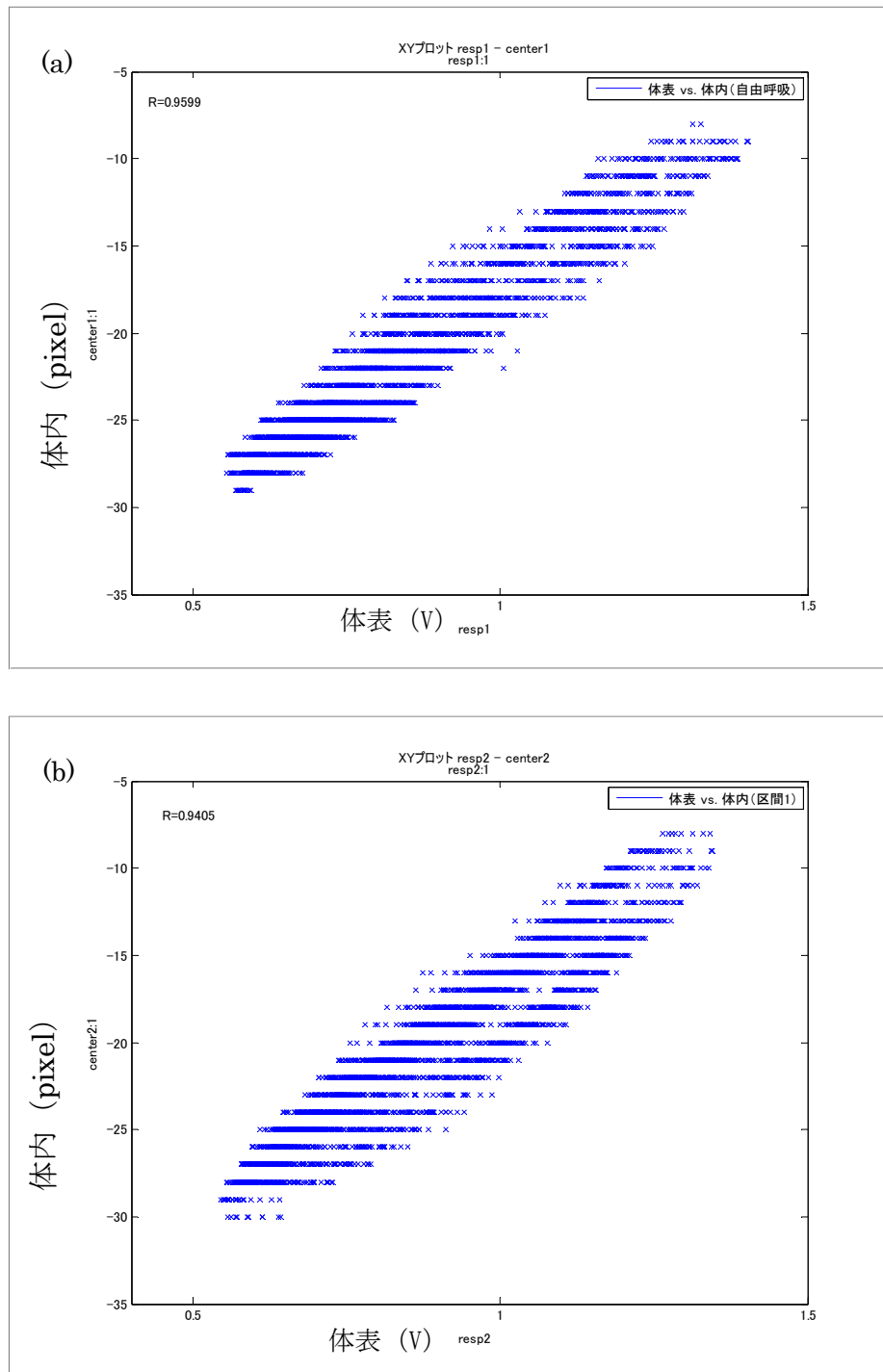


図 5.34 体表変動 (resp) と横隔膜変動 (center) の相互プロット

Fig.5.34 Plot of skin and diaphragm movement

図 5.35 に別の被験者の計測データを示す．2 人の被験者で，同様の傾向を示した．先の被験者と同様，安静（自由呼吸）セッション時のデータ（約 2 分間），音楽聴取（相互引き込み）セッション時のデータ（区間 1～区間 4：各々約 2 分間）である．各図は体表変動，横隔膜変動を順番に表している．相互引き込みによって，呼吸が長時間安定化していることがわかる．体表変動と向きを合わせるため横隔膜変動の正負を反転している．

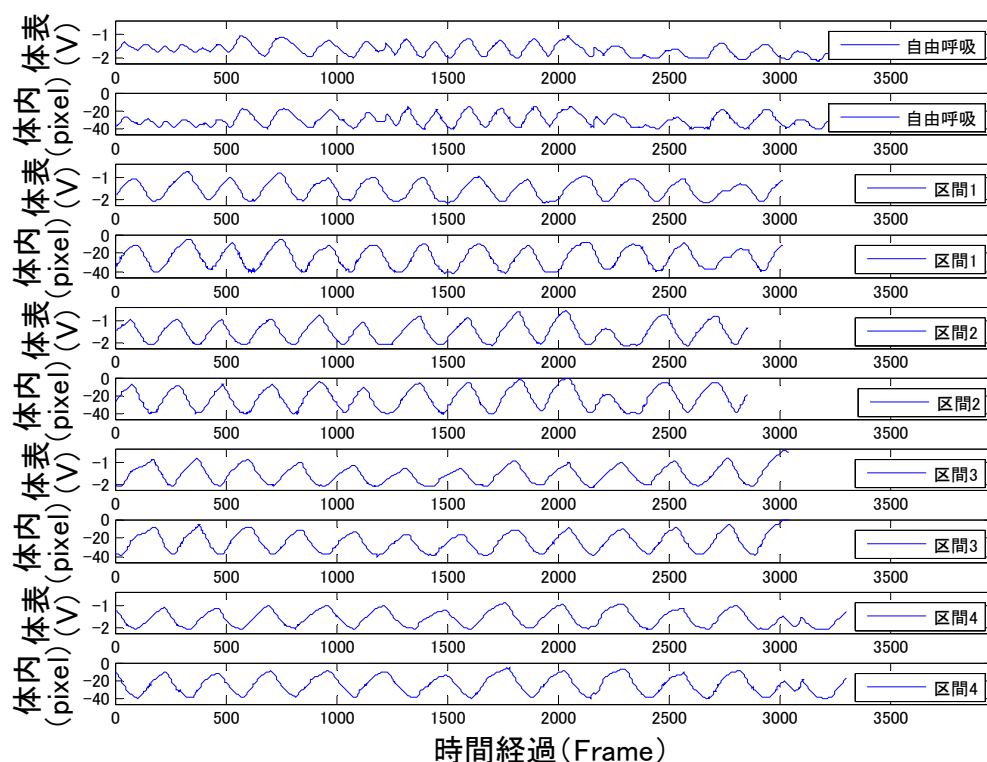


図 5.35 自由呼吸下と呼吸統制時の体表変動と横隔膜変動

Fig.5.35 Skin and diaphragm movement under free breathing and coaching

また，図 5.36 に体表変動と横隔膜変動のパワースペクトル密度を計算した．安静（自由呼吸）セッション下では特定のピークを持たない分布となっているが，音楽聴取（相互引き込み）セッション時（区間 2～区間 4）には引き込み時の周波数でピークが立ち，時間経過とともにピークが緩やかにシフトしていくことがわかる．

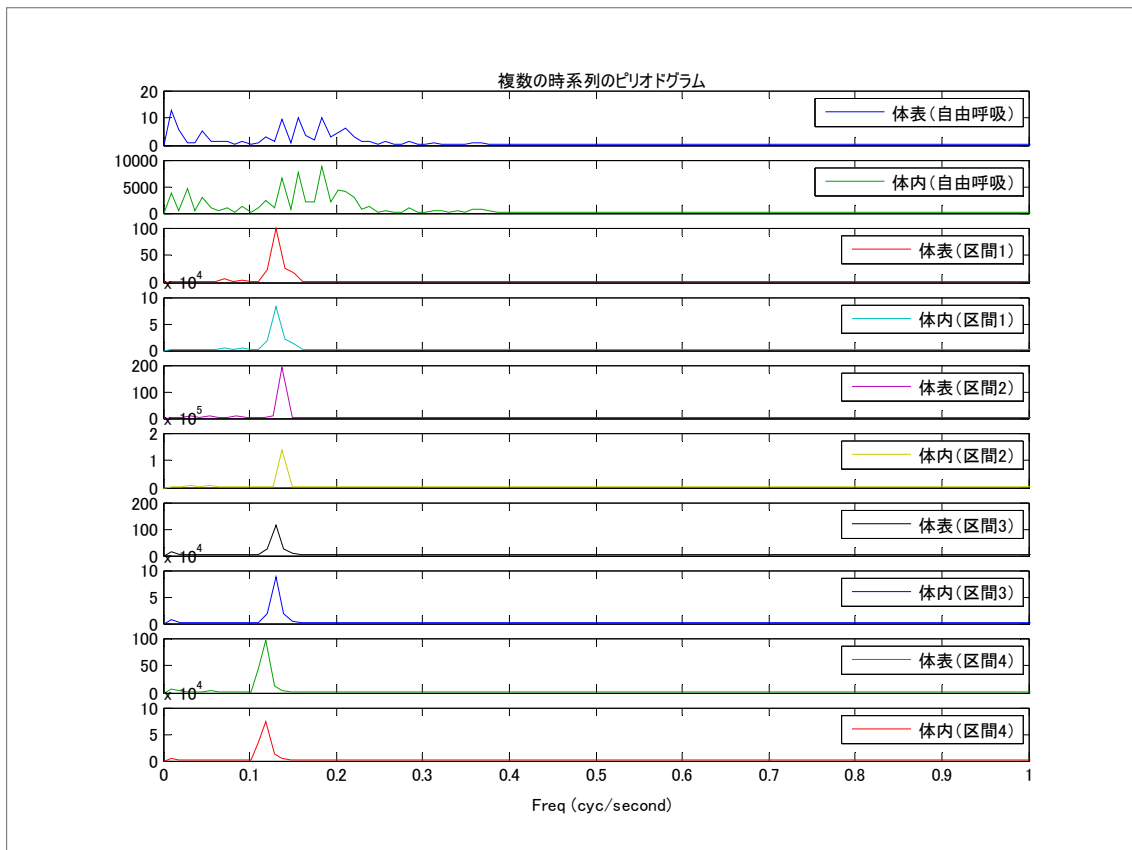


図 5.36 体表変動 (resp) と横隔膜変動 (center) のパワースペクトル密度

Fig.5.36 Power spectral density of skin and diaphragm movement

図 5.37 には体表変動と横隔膜変動の相互相関, 図 5.38 には体表変動と横隔膜変動の相関プロットを示した. 安静 (自由呼吸) セッション時のデータを (a), 区間 2 の音楽聴取 (相互引き込み) セッション時のデータを (b) に示す. 体表変動と横隔膜変動の間には位相差があること, 先の被験者と比較して強いヒステリシスがあることが確認できた. 相関係数は 0.8917 (自由呼吸) から 0.9773 (区間 2) と呼吸統制 (相互引き込み) によって向上することが確認できた.

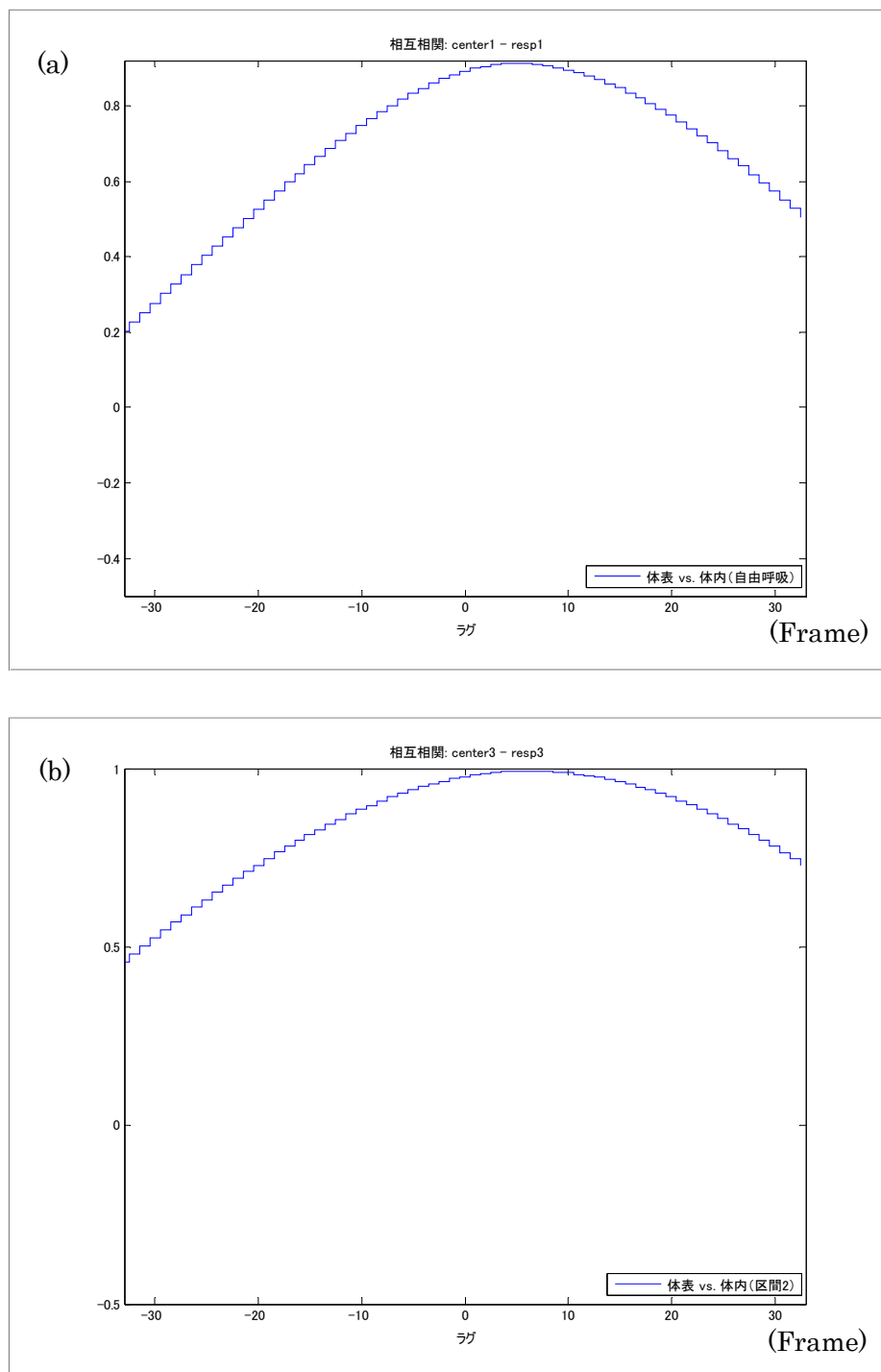


図 5.37 体表変動 (resp) と横隔膜変動 (center) の相互相関

Fig.5.37 Cross correlation of skin and diaphragm movement

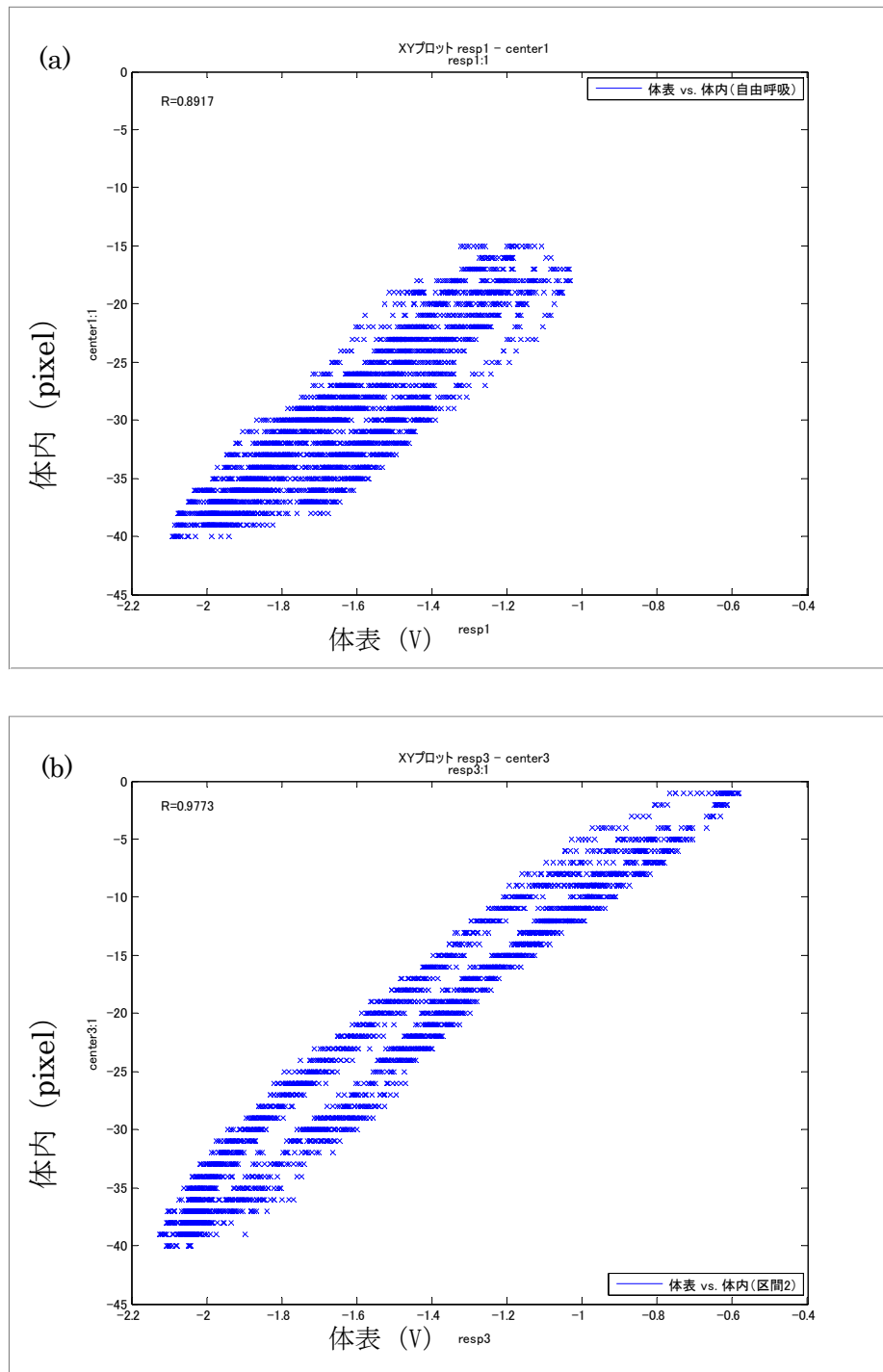


図 5.38 体表変動 (resp) と横隔膜変動 (center) の相互プロット

Fig.5.38 Plot of skin and diaphragm movement

5. 2. 3. 7 考察

呼吸安定化の下で、がん腫瘍位置を合わせる局所的位置照合を検討した。超音波で臓器運動を直接的に計測するシステムを構築し、体表変動と臓器運動を同時に記録して両者の関係を調べた。

DTW シミュレーションでは、平均呼吸波形を参照波形として各呼吸周期での波形と対応付けたため、模擬的に呼吸が安定化した状態を構築できた。体表変動の同一振幅値や同一位相値に対する血管移動量は約 4mm であり、先行研究と同等のばらつきがあったが[1-4]、DTW により呼吸が模擬的に安定化した状態では、血管移動量は約 2.5mm となり、呼吸安定化の下で、局所的位置照合の高精度化が図れる可能性が示唆された。また、相互引き込みを使った長時間呼吸統制時のデータからも、呼吸安定化時は、体表変動と臓器運動（横隔膜移動量）の相関が高まることが確認できた。以上により、局所的位置照合を高精度化するためには、4 章で実証した呼吸の安定化という基盤が有効に機能することがわかった。

また、体表変動と臓器運動の間には位相差があることがわかった。この位相差から吸気相と呼気相で、臓器が違う経路をたどる所謂ヒステリシスが生じる。Ahn や Hoisak らも、腹壁変位量と肺腫瘍の頭尾方向の変位量を計測し、これらの間に大きな位相ずれが生じる場合があると報告している[115][116]。通常、治療では患者は固定具をつけていて、観察のしやすさから肋骨下あたりに穴をあけて、LED マーカを貼り付ける。同一患者では、ほぼ同じ位置に貼り付けることになるが、LED マーカの貼り付け位置や PSD センサとの相対的な位置関係によって呼吸波形形状が影響を受けるか否かが懸念される。先行研究[52]では、胸腹部 4 箇所 LED マーカを貼り付け同時計測することでその相関関係を調べていて、胸部、腹部など、部位が同じであれば差異はほとんどなく、部位が異なった場合に 4~180msec の位相差が出ることがわかっている。このような体表と体内の位相ずれや体表間の位相ずれも呼吸波形（体表面の変位）から体内の動きを関係付ける際に誤差の要因となる。呼吸が安定化していれば、このような位相差を一定のオフセット値で簡単に補正できる可能性も示唆された。

呼吸が不安定な場合、上記のような呼吸周期ごとのダイナミックな位相差を 1 呼吸ごとに補正する手法として DTW が有効に働いたものと考ええる。しかし、DTW では、吸気相終末（呼吸トップ）や呼気相終末（呼吸ボトム）をリアルタ

イムで検出しながら、一呼吸周期の計測が終わった後にバックトレースによって呼吸位相間の対応付けを行う必要があるため、検出の遅れやバックトレース処理時間が発生し、このままではリアルタイムに照射中のゲーティングに適用できない。臨床的には急激な呼吸変動は少ないため、このような場合には直前までの呼吸波形から次の呼吸波形を高い精度で予測できる[117]。予測した呼吸波形に DTW を適用しゲーティングのタイミングを順次更新することで呼吸同期の最適化を行える可能性がある。

従来の体表マーカを使った呼吸同期照射では、しばしば呼吸振幅トレンドの緩やかな増加や減少という基線変動と呼ばれる動きが見られる。それが、臓器の運動変化に起因するものなのか、患者の体位そのものの変化に起因するものなのか、詳細は明らかにされていない。図 5.26 の結果から、超音波画像相関値が減少する傾向にあり、特に前半と後半で相関が変化している傾向が見られた。このようなゆっくりしたドリフト的な変動の長時間計測には、放射線被ばくがない超音波画像でのモニタリングが適している。但し長時間の計測では、被験者の体位変化によって超音波プローブと追跡対象との位置関係がずれてしまう場合がある。今後、体やプローブに別途モーションキャプチャ用のセンサを装着し、同時記録していくことで超音波画像による臓器運動の計測精度を上げていく必要がある。

5. 2. 3. 8 まとめ

体表面で大局的位置合わせが完了した後に、がん腫瘍を合わせるために局所的な位置合わせを行う。超音波を使って体表からがん腫瘍の位置を直接的に計測するシステムを構築した。がん腫瘍をアイソセンタに局所的に正確に位置決めすることが可能で、かつ、がん腫瘍に呼吸性の動きがある場合には追跡することもできる。このシステムを使って、体表変動と肝臓内部の血管の呼吸性の動きとを同時計測して両者の関係を検討した。体表面変位センサで得られる呼吸波形と 3 次元超音波画像で観察される肝臓近傍の臓器運動（血管移動量）との関係について評価したところ、同一呼吸位相や同一呼吸振幅値による対応付けで血管の移動変位量は約 4.0mm となり、基本的には相関が高いことが確認できた。呼吸情報を DTW により非線形対応付けし、並び替えた位相によってビーム照射タイミングの最適化を図るという新しい手法を提案した。DTW で対応付

けた各位相における血管の移動変位量は 2.5mm となり，位相や振幅値による対応付けよりも小さく，DTW により体表変位からの臓器運動の推定精度向上を確認できた．これは，DTW によって模擬的に呼吸を安定化させた状態を作れたためであり，この知見より，呼吸安定化の下で，局所的位置照合の精度が高まる可能性や大局的位置と局所的位置の相関が高まる可能性が示唆された．また，長時間計測した結果からも，呼吸と臓器（横隔膜）運動の相関は相互引き込みによる呼吸安定化時に高まることがわかった．以上により，体表での呼吸の安定化が，臨床上重要となるがん腫瘍の動きの安定性に繋がることが確認できた．

5. 3 タイミング照合

大局的に人体体位が合い、局所的にがん腫瘍が合った後は、がん腫瘍の呼吸性の動きに合わせて、ビーム照射タイミングを合わせる必要がある。本節では、ビーム照射タイミングを決定する問題を考える。臨床で使われている現行方式では、体表変動の振幅で呼気相にゲートを掛け、ゲートで狭められた範囲内でビームを打つ（振幅ゲーティング）。本研究では、呼吸を安定化させた上で、過去の呼吸周期から次の呼気相終末を自己回帰モデルで予測して、予測したタイミングでゲートを掛ける方式を提案した（予測位相ゲーティング）。提案方式と現行の呼吸同期照射とを比較評価して、提案方式において現行の呼吸同期照射よりも照射精度の向上につながることをシミュレーションで示した。

5. 3. 1 現行呼吸同期照射と振幅ゲーティング

肺・肝・脾臓は呼吸によって運動しており、横隔膜近傍では数 cm の位置変動がある[1-7]。従来、腹部を圧迫して臓器の可動範囲を減少させるような方法や、弁で強制的に換気を制御して臓器の動きを止めるような方法がとられてきた[26][27]。このような呼吸性運動を伴う臓器でのがん腫瘍に対する照射技術には、治療台を動きに合わせて位置補正するケースや[118]、X 線照射源を搭載したロボットで位置を修正するケースがある[119]。現在、最も普及している方法の 1 つに呼吸同期照射があり、多くの施設で利用されつつある[52-55]。呼吸同期照射では、照射中に患者の呼吸遷移を計測し、通常は呼気のタイミングに合わせて、間欠的にビームを照射する。これによって正常組織の不要線量を抑制しながらがん腫瘍へ線量を集中することが可能になる。この方式によって患者の我慢や負荷は大きく緩和されたが、治療中の呼吸が不安定である場合には、ビーム照射位相が目標位相の前後で大きくばらつくという問題が残る。このことから、呼吸同期照射が精度向上に効果がないと主張する研究もある[120]。呼吸同期照射の精度や効率をさらに向上させるためには、一定の振幅や一定の周期で呼吸を統制しなければならない。

粒子線治療における現行の呼吸同期照射の動作原理を図 5.39 に示す。最上段の波形はシンクロトロン加速器の運転状態を模式的に表したものである。シンクロトロン加速器では粒子の入射、加速、出射、減速を繰り返し、内部の粒子のエネルギー状態は台形状のパターンを示す。台形の頂の部分（区間 A）でビ

ームの出射が可能である。第 2 段目の波形は呼吸に伴う胸腹壁（体表）の位置変位をモニタしたものである。第 3 段目の波形はゲート信号と呼ばれているもので、第 2 段目の体表変位が閾値を下回った時に「ON（区間 B）」、そのほかの時は「OFF」となる。区間 A と区間 B が合致する区間内では、がん腫瘍に向けて、ほぼ一定の時間幅（数百 msec）を持つビームが照射される。このように、ゲート信号により限定された区間内だけでのビーム照射が実現される。

治療計画時には、照射時と同様に体表変位をモニタし、呼吸相終末（呼吸ボトム）で CT 画像の撮影が行われる。呼吸ボトムに撮影された CT 画像でがん腫瘍の位置を特定するため、呼吸ボトムが理想的なビーム照射タイミング、つまり、ビーム照射の目標位相となる。よって、閾値は呼吸ボトムにできるだけ近く設定する方が望ましいが、実際には、呼吸ボトムを基準にして振幅の約 $1/5 \sim 1/3$ に設定されることが多い。これは、治療中の患者の体表変位に、振幅値の不規則性や基線変動が現れるためである。仮に、閾値を呼吸ボトム付近に設定すると、区間 B の出現頻度が著しく減少するため、単位時間当たりのビーム照射量が減少する。つまり、がん腫瘍に対して、ある一定の目標照射線量の放射線を投与するためには、治療時間が大幅に増加することになる。このように、照射時の精度と全体の照射時間との関係はトレードオフになっており、閾値を下げると精度が向上する代わりに照射時間が延長し、閾値を上げると精度が低下する代わりに照射時間が短縮する。現行の呼吸同期照射では、患者への負荷増が懸念される照射時間の延長を回避するため、ある幅を持った範囲内で正常組織への不要線量投与も含めた照射が行われており、照射精度という観点から改善の余地がある。言い換えると、呼吸が安定化しないと、狙った場所に再現良く腫瘍がやってこないため、時間効率の観点から、ビームを照射する範囲を広くせざるをえない。呼吸が安定化すると、腫瘍の動きの再現性が高くなり、ビームで狙う場所を狭くして高精度化が実現できる。

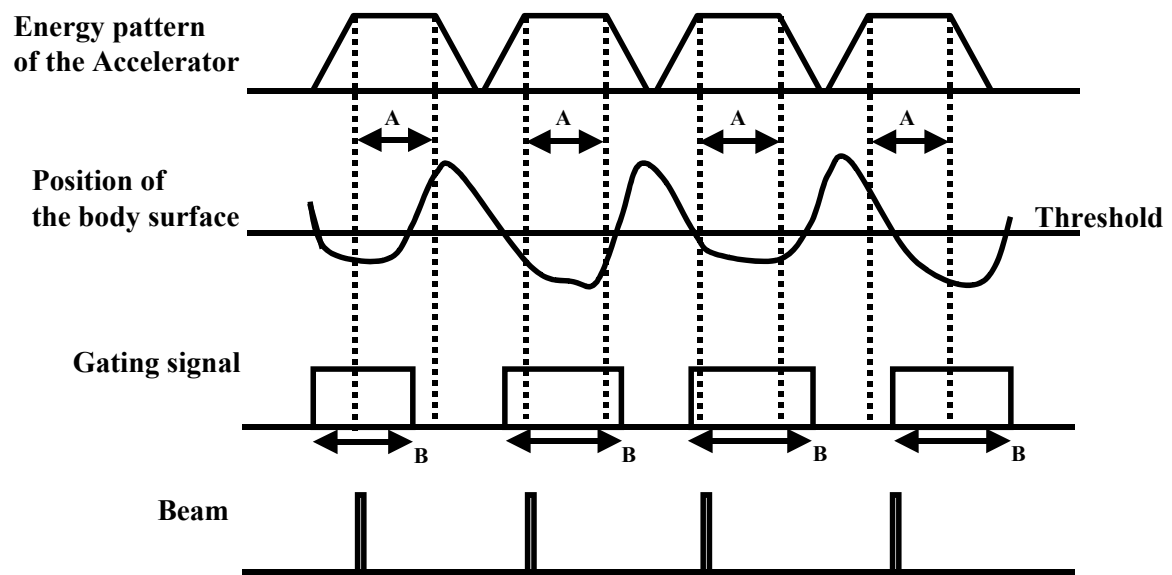


図 5.39 現行の呼吸同期照射
Fig.5.39 Conventional respiratory gated irradiation method

5. 3. 2 呼吸ボトム予測手法と位相ゲーティング

提案する呼吸同期照射では、患者の呼吸とコンピュータ上の呼吸モデル（位相振動子）とを相互引き込みによって同調させることで呼吸安定化を実現する。

解決すべき課題としては、ビーム照射時間を大幅に延長することなく、呼吸ボトムの出現時点でピンポイントにビーム照射を実行可能にすることである。次の呼吸周期を予測することができれば、予測した呼吸ボトムの出現時点でのビーム照射が可能となる。呼吸は本来、リミットサイクル振動子のような安定な振る舞いを示すものであるが、心理的状态の変化などによって大きな影響を受ける。このような外乱の影響が大きい状況下では、次の周期を予測することは困難であり、治療時の通常の呼吸状態に対して、予測に基づいたビーム照射を適用した場合、予測精度の劣化が生じ、治療の精度はあがらない。また、呼吸ボトムからはずれたタイミングでもビームが照射され、正常組織への不要線量が増大してしまう。

呼吸を安定化させ、周期をほぼ一定値に収束させることができれば、その状態で過去の呼吸周期から未来の呼吸周期を予測しやすくなる。図 5.40 のように、予測した呼吸ボトムの時点でゲート信号を「ON」にすると、目標位相でのピンポイントでのビーム照射が実現する。

現行の呼吸同期照射では、照射効率と照射精度の間にトレードオフの関係が

あり，そのバランスの中で照射精度をある程度犠牲にしている．提案する方式では，呼吸の安定化の下で誤照射のリスク低減を図りながら予測制御を可能にし，照射効率を落とさずに照射精度の向上を図る．

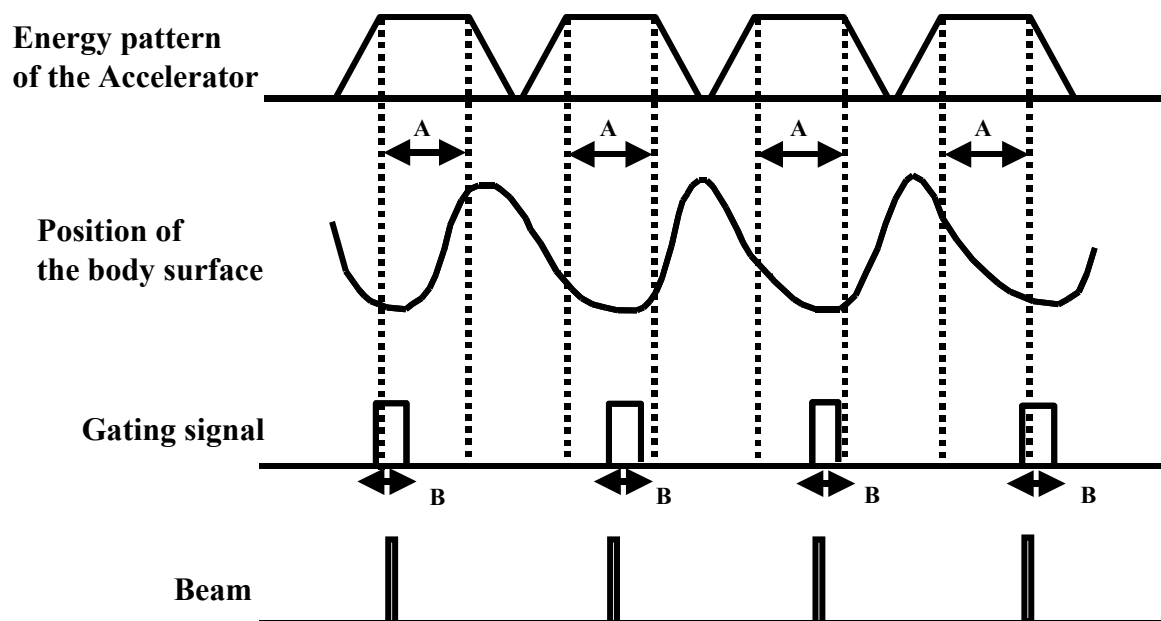


図 5.40 提案する呼吸同期照射
Fig.5.40 The proposed respiratory gated irradiation method

呼吸安定化手法を適用し，呼吸周期が十分安定化した状態において， n 番目の呼吸周期を，過去の p 個（ $n-1$ 番目， $n-2$ 番目， $\dots$ ， $n-p$ 番目）の呼吸周期から予測する．

最初に，体表変位データの 1 階微分波形からゼロクロス時点（正から負へ）を検出する．その検出時点トリガーとして，同じく 1 つ前のゼロクロス時点（正から負へ）との間で体表変位の最小値を探索し，検出時点当該呼吸のボトムとする．次に，呼吸ボトムの検出時点と 1 つ前の呼吸ボトムの検出時点との時間差を計算し，当該呼吸の呼吸周期とする．当該呼吸の呼吸周期が算出された後，次のゼロクロス時点（負から正へ）が検出されるまでの間に，自己回帰モデルを使って，過去の p 個の呼吸周期から n 番目の呼吸周期を予測計算する．具体的には，過去 p 個の呼吸周期（ y_{n-1} ， y_{n-2} ， $\dots$ ， y_{n-p} ）を説明変数として，式 (5-18) によって目的変数である次の呼吸周期（ $\hat{y}_n$ ）を予測計算し，呼吸ボトムの出現時点を推定する．

$$\underline{y}_n = a_1 \times y_{n-1} + \dots + a_p \times y_{n-p} \quad \text{式 (5-18)}$$

ここで、 y_n を実測値とすると、 $[\underline{y}_n - y_n]$ は観測誤差と呼ばれる。 $a_1, \dots, a_p$ は重み係数と呼ばれる。予測を行った後、観測誤差に基づき、式(5-18)を修正する。具体的には、観測誤差の2乗の総和を最小にするような重み係数を再計算する。この時、誤差が大きければ修正の幅も大きく、逆に誤差が小さければ修正の幅も小さくなる。この作業を呼吸周期が算出されるたびに逐次繰り返していくことで、次第に予測式は最適な形に収束し、予測精度が向上する。

5. 3. 3 実験条件

4. 3. 2と共通の実験条件である。PCでは同時に、過去の蓄積した呼吸周期から自己回帰モデルで次の呼吸周期が予測計算され、予測された呼吸ボトムの出現タイミングで、A/D変換ボードのDigital I/Oポートから呼吸ボトムの出現時点の近辺に最適に絞り込んだ予測ゲート信号が出力される。現行のゲート信号生成装置からの出力であるゲート信号と予測ゲート信号とのANDを取ることで、万が一に予測が外れた場合でも誤照射を回避できるようにしている。

また、分岐した呼吸信号を別PCに入力する。そこでは、加速器の運転パターンとビーム照射を模擬することで、治療の精度や効率をシミュレーションする(図5.41)。

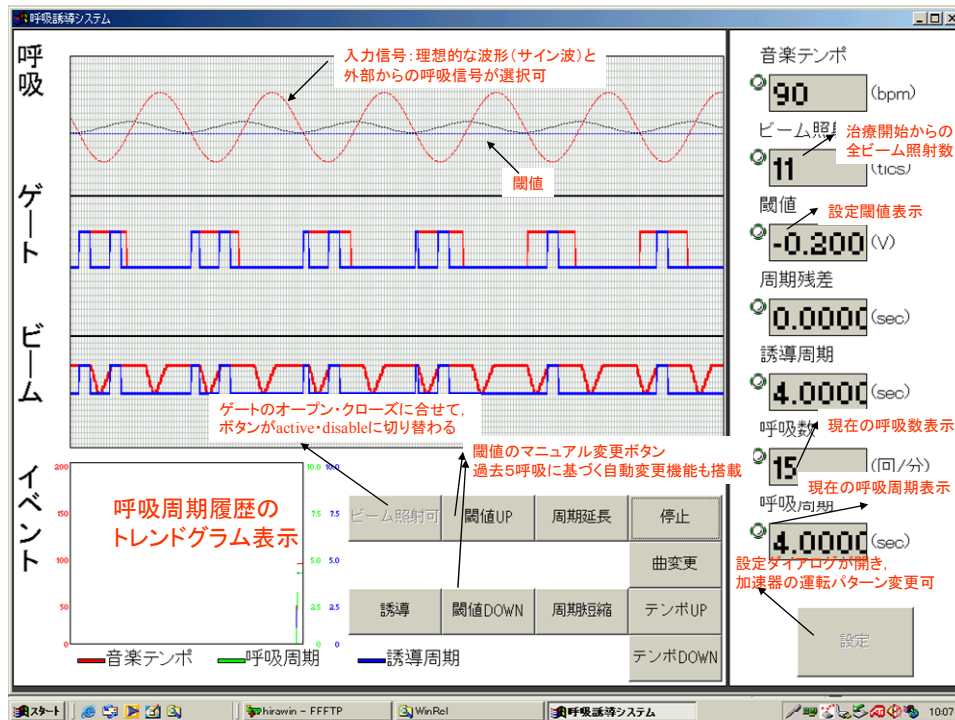


図 5.41 シミュレーターの画面

Fig.5.41 Display image of the simulator

提案方式と現行方式との治療精度・効率を比較検討することを目的に，呼吸同期治療のシミュレーションを実施し，ビーム照射時の体表変位の分布について評価した．加速器運転パラメータを入射区間 346 ミリ秒，加速区間 448 ミリ秒，出射可能区間 2000 ミリ秒，減速区間 450 ミリ秒と設定した．現行方式のシミュレーションでは，360 秒経過後に閾値を 1/3 で固定するようにした．提案方式のシミュレーションでは，予測モデルに過去 5 呼吸を説明変数とした自己回帰モデルを用いた．図 5.42 にビーム照射時の体表変位の分布をヒストグラム形式で模式的に示した．シミュレーション時間全体にわたる体表変位の平均値 (Mean)，標準偏差 (Sd)，呼吸トップの平均位置 (Top) と呼吸ボトム of 平均位置 (Bottom) とを計算した．以後の解析では，Bottom と Mean のずれ ($| \text{Mean} - \text{Bottom} |$) と Sd を照射精度の指標とした．また，ヒストグラムの面積 (全ビーム照射時間；Area) を照射効率の指標とした．

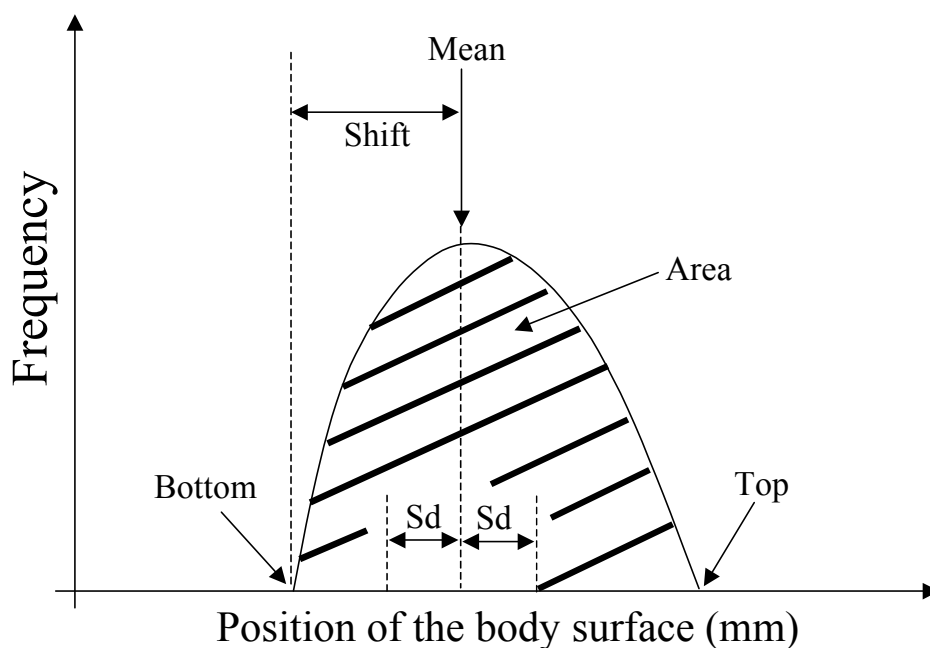


図 5.42 照射精度を表す指標と照射効率を表す指標
Fig.5.42 Indices for irradiation accuracy and efficiency

5. 3. 4 結果

図 5.43 にビームの照射タイミングの 1 例を示す．ある被験者の音楽聴取（相互引き込み）セッションの結果である．提案方式（相互引き込み＋予測位相ゲーティング）の方が現行方式（自由呼吸＋振幅ゲーティング）より，呼吸ボトムに近いタイミングでビームが照射されている．さらに，提案方式では，現行方式の 30 秒付近で見られるような誤照射が出現しないことがわかる．最後の呼吸周期で，提案方式のビームが照射されなかったのは，加速器の運転パターンが出射状態ではなかったことによる．

図 5.44 (a) に安静（自由呼吸）状態，現行方式によるビーム照射時の体表変位ヒストグラムの 1 例を示す．図 4.4 と同一被験者である．閾値以下で，満遍なく分散してビームが照射されている．図 5.44 (b) に同一被験者の音楽聴取（相互引き込み）時，提案方式によるビーム照射時の体表変位のヒストグラムを示す．平均呼吸ボトム（目標位相）に近いところでビームが照射されており，かつ，分布の山が鋭くなった．

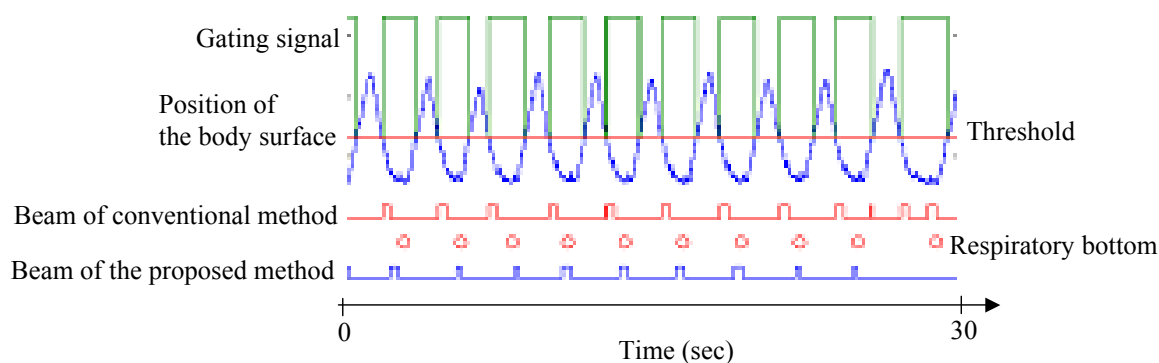


図 5.43 ビーム照射タイミングの比較の 1 例

(a) 安静時, (b) 音楽聴取時

Fig.5.43 An example of the comparison of the beam irradiation timing

(a) during rest, (b) during listening music

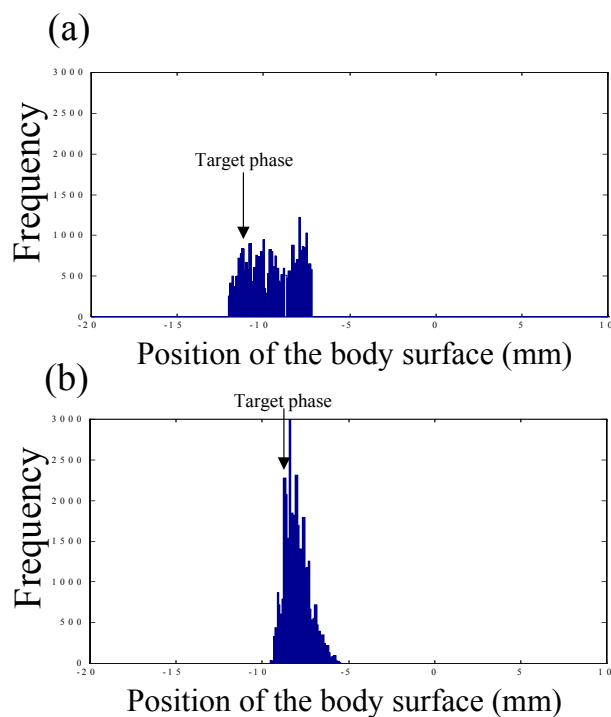


図 5.44 体表変位の分布の 1 例

(a) 安静時, (b) 音楽聴取時

Fig.5.44 An example of frequency distributions of the position of body surface

(a) during rest, (b) during listening music

ビーム照射時体表変位平均値 (Mean) の平均呼吸ボトム (Bottom) からのずれ (Shift) とビーム照射時体表変位標準偏差 (Sd) の全被験者の平均は、現行方式と提案方式と比較すると、Shift は約 38% (1.6mm→0.6mm) に低減した (5%

水準以下で統計的に有意差あり). Sd も約 75%に低減した (1.6mm→1.2mm).

全ビーム照射時間 (Area) の全被験者の平均に関しては, 現行方式と提案方式を比較すると約 54%減少した (38.4 秒→20.6 秒). つまり, 精度を度外視した上で, ある決まった一定線量を照射するという観点では, 提案方式では現行方式の約 2 倍の照射時間が必要ということになる.

5. 3. 5 考察

提案方式では, 呼吸周期が安定化すれば高精度化は達成できる. 現行の振幅ゲーティング方式では, 呼吸周期が安定化しても, 呼吸振幅が安定化しないと閾値をボトム付近に設定できないため, 照射時間の大幅な延長なしに照射精度を上げることはできない.

提案方式によって, ビーム照射時間が約 2 倍に延長することになるが, 閾値を下げた場合の延長と比較すると十分小さいこと, さらに, 元々のビーム照射時間が 2~3 分程度であることから, この延長はほとんど問題にならないと考えられる. 提案方式では, 正常組織への不要線量が少ないことから, 1 回の照射線量を高めること (Dose escalation) が可能となり, その効果として, ビーム照射時間の短縮も期待できる.

なお, 予測方式に自己回帰モデルを用いたが, 単純な外挿である過去の呼吸周期の移動平均モデルやカルマンフィルタを使った場合でも, 照射精度の結果はほとんど変わらなかった. これは呼吸安定化手法によって十分呼吸を安定化させることができたためである.

5. 3. 6 まとめ

呼吸安定化の下で, がん腫瘍の動きに合わせるビーム照射タイミング照合の高精度化を検討した. 提案方式では, 過去の呼吸周期から次の呼吸周期を予測し, 予測した呼吸ボトムのタイミングでビームを照射し, 体表変位分布で目標値 (呼吸ボトム) からのずれや分布自体のばらつきを改善した. 呼吸が安定化し, 局所的な腫瘍の動きの再現性も高まるという仮説の下, ビーム照射タイミング照合の高精度化が図れる可能性が示唆された. 将来的には, 超音波を使った直接的計測法を導入することで, 臓器の運動を直接的に追跡しながら予測することで, さらなる高精度化が図れるものと考ええる.

5. 4 考察

呼吸安定化の下での大局的位置照合では、先行研究の点と点との位置合わせを面と面との位置合わせに拡張し、体表面全体を使うことで回転に強い位置決めが可能となった。但し、平均誤差 2.4mm（体内評価点）を伴うためそれだけでは、高精度放射線治療の位置決めとしては精度的に不十分である。そこで、超音波を使って体表からがん腫瘍の位置を直接的かつ局所的に合わせる方法と組み合わせ、高精度な位置合わせを実現する必要がある。

体表変動と臓器運動の対応付けについて考察する。胸腹部の体表変動を呼吸同期に使う場合、臓器やがん腫瘍の動きを直接計測しているわけではないので、体表面データから内部の動きを推定することになる。このような呼吸同期照射には、大別して体表変動の振幅に合わせてビームを照射する振幅ゲーティング方式と体表変動の位相に合わせてビームを照射する位相ゲーティング方式がある。ゲーティングとは振幅や位相が特定の条件を満たす間にゲート信号を生成し、その間ビーム照射が可能となるような制御を指す。体表変動と臓器運動の相関関係の点から見て、両方式の優劣について、これまで定量的な議論は実施されていない[121]。本章では、両方式を比較検討した結果、振幅と位相の両方を考慮した DTW アルゴリズムで対応付けた同一位相においては、対応付け前の同一振幅や同一位相よりも、臓器移動量が小さいことがわかった。つまり、体表面データから内部の動きを推定する場合、振幅だけ、位相だけといった片手落ちの情報では精度が出ず、両方を考慮することで対応付けの精度が上がるということがわかった。

別の見方をすると、平均呼吸波形を参照波形として DTW したので、模擬的に呼吸を安定化させた状態を作れたとも考えられる。呼吸安定化の下で、臓器運動も安定化し局所的な位置照合の精度が高まる可能性や体表変動と臓器運動の相関が高まる可能性が示唆された。実際に、長時間の呼吸統制時のデータからも、相互引き込みで呼吸が安定化した状態では、体表変動と臓器運動の相関がより高くなることを示すデータも得られた。

体表変動と臓器運動との間に位相差（吸気と呼気のヒステリシス）が存在することがわかった。このようなダイナミックな位相差は、呼吸の安定化の下で、一定の値に収束して行くことが期待される。このような仮説の下で、タイミング照合について検討した。呼吸の安定化の下で、過去の呼吸周期から未来の呼

吸周期を予測し、予測した呼気相終末のタイミングでゲーティングする予測位相ゲーティング方式を提案した。提案方式（相互引き込み＋予測位相ゲーティング）と現行方式（自由呼吸＋振幅ゲーティング）を治療シミュレーションにより比較し、ビーム照射時の体表変位の分布が提案方式で改善することを実証した。仮説どおり体表変動と臓器運動の位相差が一定値に収束していれば、高精度なビーム照射タイミングを実現できることになる。

将来的には、超音波を使った直接的計測法を導入することで、臓器の運動を直接的に安定化、追跡しながら予測することで、さらなる高精度化が図れるものとする。

5. 5 まとめ

本章では、運動リズム安定化の下での位置・タイミング照合の高精度化を検討した。呼吸安定化という基盤の下で、人体体位の大局的な位置照合、がん腫瘍の局所的な位置照合、がん腫瘍の動きに対するタイミング照合を高精度化する技術を開発した。放射線治療では、以上の3つの照合が全て揃うことではじめて高精度化を実現できる。

従来の点と点の位置合わせを面に拡張した人体表面計測・自動位置照合システムを構築した。3次元センサをアームの先端に搭載し、独自のハンドアイキャリブレーションで、任意の視点から撮影したデータを治療室座標系での絶対位置データとして表現可能とした。また、点と点の陽な対応関係を必要としないICP（Iterative Closest Point）アルゴリズムを使って体表面全体で大局的に位置合わせすることで、回転ずれに強い照合を実現した。位置決めの性能を人体ファントムで試験評価した結果、並進と回転を含む様々な移動条件で平均誤差2.4mm（体内評価点）となった。体表面全体を9領域に分割し、分割領域の全ての組み合わせである511（ 2^9-1 ）パターンを位置決め対象データとした場合、精度に関する部位依存性は少なく、高精度化のためには体表面全体が必要なことがわかった。

超音波を使って体表からがん腫瘍の位置を直接的に計測するシステムを構築した。がん腫瘍をアイソセンタに局所的に正確に位置決めすることが可能で、かつ、がん腫瘍に呼吸性の動きがある場合には追跡することもできる。体表変動と臓器運動とを同時計測して両者の関係を検討した。自由呼吸下では、体表

変動の同一振幅や同一位相では平均 4mm の臓器移動量を伴うことがわかった．DTW アルゴリズムで，振幅と位相の両方を考慮したところ，臓器移動量は平均 2.5mm に低減した．別の見方をすれば，平均呼吸波形を参照波形として DTW したので，模擬的に呼吸を安定化させた状態を作れたと考えられ，呼吸安定化時に臓器運動も安定化することが示唆された．実際に，長時間の呼吸統制時のデータからも，相互引き込みで呼吸が安定化した状態では，体表変動と臓器運動の相関がより高まることを示すデータも得られた．以上の知見により，呼吸安定化の下で，臓器運動も安定化し局所的位置照合の精度が高まる可能性や体表変動と臓器運動の相関が高まる可能性が示唆された．

体表変動と臓器運動の間に位相差が存在し，ヒステリシスの原因となることもわかった．呼吸が安定化の下で，このような位相差が一定値に収束し，局所的な腫瘍の動きの再現性が高まる可能性が示唆された．このような仮説の下で，呼吸性の動きに合わせて，ビーム照射タイミングを決定する問題を考えた．臨床で使われている現行方式では，体表変動の振幅で呼気相にゲートを掛け，ゲートで狭められた範囲内でビームを打つ（振幅ゲーティング）．患者の呼吸が不安定な場合には，目標位相の前後でビーム照射タイミングがばらつくという課題が残り，精度をあげようとするすると，照射時間が大幅に延長した．本研究では，呼吸を安定化させた上で，過去の呼吸周期から次の呼吸相終末を自己回帰モデルで予測して，予測したタイミングでゲートを掛ける方式を提案した（予測位相ゲーティング）．治療のシミュレーションでは，提案方式では現行方式と比較してビーム照射ずれが約 38%（1.6mm→0.6mm）に，照射のばらつきが約 75%（1.6mm→1.2mm）に改善することを確認した．仮説どおり体表変動と臓器運動の位相差が一定値に収束していれば，高精度なビーム照射タイミングを実現できることになる．

6. 考察

6. 1 高精度化について

研究対象とした放射線治療では、肺・肝・膵臓など体幹部領域のがんが増加しており、従来手法では、動きを抑制するために息止めや腹部圧迫など患者に負荷が掛かる方法が取られていた。人間の体表状態をセンシングして、その動きに合わせて患者位置決めやビーム照射タイミング制御を行う呼吸同期照射法が現場に普及しつつあるが、呼吸が不安定な場合には、精度劣化や治療時間が延長するという問題があった。そこで、人間側の負荷を取り除くため引き込みを用いた新しい生体情報誘導技術を提案した。従来型の生体情報誘導技術では、生理反応を単純に外的なフィードバックループで帰還するだけであり、目標状態が不明確であったため、特別な訓練が必要であった。フィードバックループの一部である制御器の部分を人間の外に出し目標を呈示する改良が施されたが、目標状態に人間が一方的に収束させられることで負荷が発生するという課題が残った。提案手法では、フィードバックループ内での制御器と制御対象（人間）のダイナミクスの相互作用を取り入れたところに特徴がある。制御器と人間が互いに歩み寄り動的な安定性を確保することで人間の負荷を低減し、より強固な安定性を得ることができた。安定状態という基盤の下で、制御器の人間に対する位置やタイミングの照合を高精度化した。

第4章、第5章では、提案した引き込みを用いた新しい生体情報誘導を詳細に検証した。第4章では、人間に負荷を掛けずに呼吸を安定化させる手法について検証した。位相振動子と聴取者の呼吸とを音楽（リズム音）を媒介にして相互に引き込ませることにより呼吸を安定化させた。自由呼吸に対して相互引き込みで呼吸周期が有意に安定化し、従来型強制引き込みに対して、合わせ易さも改善した。提案する引き込みを用いた新しい生体情報誘導で前提となる動きの安定化を実現するための基盤技術を構築できた。

第5章では、運動リズム安定化の下における位置・タイミング照合の高精度化を検討した。呼吸安定化という基盤の下で、人体体位の大局的な位置照合、がん腫瘍の局所的な位置照合、がん腫瘍の動きに対するタイミング照合を高精度化する技術を開発した。放射線治療では、以上の3つの照合が全て揃うことではじめて高精度化を実現できる。本研究では、呼吸安定化の下で体表面全体

をベストフィットさせる大局的照合方法を提案した．従来の点と点の位置合わせと比較して，部分的な変形の影響を受けにくく，回転ずれに対するロバスト性も向上した．大局的位置照合の完了後は，がん腫瘍の局所的位置照合が残る．従来の局所的位置照合は，X 線透視画像を使った方法であったため，がん腫瘍を直接的に捉えられず，マーカを埋め込む点やX被被ばくの点で侵襲性が高かった．本研究では，超音波で非侵襲的に計測する方法を提案し，がん腫瘍を直接的に捉えることとした．同時計測した体表変動と臓器運動から Dynamic Time Warping で呼吸が安定化した状態を模擬的に構築すると，臓器運動（血管移動量）が減少することが確認できた．実際に，長時間の呼吸統制時のデータからも，相互引き込みで呼吸が安定化した状態では，体表変動と臓器運動（横隔膜移動量）の相関がより高くなることを示すデータも得られた．呼吸の安定化の下で臓器運動も安定化すると考えられ，がん腫瘍の局所的位置照合の精度が上がる可能性が示唆された．最後に，局所的位置照合の完了後は，がん腫瘍の動きに合わせてビームを照射する必要がある．ビーム照射タイミングとして，従来は振幅だけを考慮していたため，精度と効率のトレードオフで，限界があった．呼吸の安定化の下で体表変動と臓器運動の位相差も安定化すると考えられ，過去の呼吸周期から未来の呼吸周期を予測し，予測したタイミングでビーム照射する方法を提案した．治療シミュレーションで，照射タイミングが目標とする呼気相終末に近づくことを実証した．このように，呼吸の安定化の下で臓器運動の再現性が向上し，体表変動と臓器運動の位相差が一定値に収束していれば，高精度なビーム照射タイミングを実現できることになる．

以上，呼吸の安定化により，大局的照合では体表変動が安定化し，体表面の位置照合の精度が上がることで，局所的照合では臓器運動が安定化し，がん腫瘍の位置照合の精度が上がることで，タイミング照合では臓器運動の再現性が向上し，ビーム照射タイミングの予測精度が上がることを確認できた．3つの照合が全て揃うことではじめて高精度化を実現できた．将来的には，体表変動を呼吸信号とする方式から超音波を使った直接的計測法を導入することで，臓器の運動を直接的に安定化，追跡しながら予測することで，さらなる高精度化が図れるものと考えられる．

6. 2 高効率化について

これまで、引き込みを用いた新しい生体情報誘導による制御の高精度化について述べてきたが、本提案は高精度化に留まらず、理想状態への人間の誘導と高効率化という究極の目指すところがある。具体的には、放射線治療装置の加速器運転パターン自体を引き込み制御器の振動パターンとし、呼吸との間で相互作用を起こせば、呼吸を制御器側にとっての究極の理想状態へと導くことができ、飛躍的な効率化が実現可能となる。さらに、逐次的に制御器側の内部状態を更新しながら引き込みを多段階に発生させることができれば、呼吸状態を制御器側にとって高効率な状態へと導くことも可能である。従来、生体情報誘導を効果的に行うためには、シェイピング法 (shaping method) という手続きが必要であった[10]。最終の目標状態に到達するまで、何段階かの到達可能な目標状態を設け、順次それに到達していく手続きのことである。具体的には、フィードバック信号の呈示基準を最初は容易に到達できる水準におき、それに到達するとさらに高い水準に呈示基準を設定する。しかし、シェイピング法では個人の努力によって目標とするレベルに到達しなければならないため、強い意識や長期間の訓練が必要となる。引き込みを用いて多段階的に誘導することで、このような手間の掛かる訓練を不要にできれば、訓練なしで臨床現場に導入できる可能性が開け、臨床適用に向けた障壁を低くするものである。

6. 3 残された課題

患者は高齢であり呼吸機能異常を抱える場合もあるため、提案した引き込みを用いた生体情報誘導が適用可能かどうか、今後検証して行く必要がある。引き込みが持っている動的安定性の本質は、個体間格差や個体内変動を吸収する方向でロバストに働くものと考えられ、患者へ適用した場合でも、本研究の成果である健常被験者の結果と同等、それ以上の結果が得られるものと期待される。

第4章での呼吸の安定化や第5章でのタイミング照合は、体表面データを用いたものであったため、超音波で臓器運動を直接的に計測して安定化や予測を図れば、臨床上重要となる体内の臓器運動を直接的に高精度に制御することができる。このように、将来構想としては、個々の技術をブラッシュアップすると共に、組み合わせた全体システム構築して行きたい。高精度放射線治療では、

物理的には 1mm の精度でビームをコントロールできるようになってきている。個々の技術で達成した精度を積み上げて行き目標の 1mm に近づけていくと伴に、臨床適用に向けた課題を解決していく必要がある。

システムの最終イメージとしては、体表面を使って体位を治療計画時の状態に全体的に合わせ、その後、超音波で実時間にかん腫瘍を追跡しながら、相互引き込みで臓器運動を安定化させて、ビーム照射を行うようなシステムを想定している。このようなシステムでは、臓器運動の安定化によって腫瘍の動きの再現性が高くなっており、ビームで狙う場所も狭くできることから高効率化と高精度化を同時に達成できる。以上により、高精度放射線治療装置の治療対象部位を頭頸部などの固定臓器から体幹部の動きのある臓器へと拡張し、放射線治療をがん治療の主要な治療として今以上に普及させて行きたい。

6. 4 水平展開について

引き込みを用いた生体情報誘導の水平展開例について述べる。本研究では対象として放射線治療を扱ったが、開発した基盤技術は放射線治療に限定されず、コンピュータ外科手術支援、遠隔医療、ロボット医療など治療計画（シミュレーション）と治療時の位置決めを伴う高精度医療分野に幅広く展開できる。また、治療の分野に限定されず、たとえば、MRI（Magnetic Resonance Imaging）、CT（Computed Tomography）、PET（Positron Emission Tomography）などの医用イメージング装置の分野にも適用することができる。これらの分野でも、時間軸を含めた 4 次元化が急速に進み、放射線治療と同様の呼吸性の臓器運動によるアーチファクトの問題が発生している。開発した技術を医用画像の高画質化目的として展開可能であると考え[122-124]。

7. 結論

コンピュータや画像誘導の支援の下に高度かつ高精度な診断と治療を実践する医療領域においては、事前の精密な治療計画によるシミュレーションが必要で、治療時には治療計画どおりの遂行が求められる。体幹部領域の制御対象（臓器）のように動きがある場合、シミュレーションどおりの治療が実施できなくなるため、高精度化の障害となっていた。また、本研究で対象とした呼吸性の臓器運動は複雑かつ予測できない動きであり、従来の生体情報誘導技術では動きを抑制しようとするため患者に強い負荷を強いるものであった。本研究では、患者に負荷を掛けることなく動きを安定化させる手法を適用した下で、制御器本体の人間に対する位置やタイミングの制御の高精度化を図るという新しい生体情報誘導の方法論を提案した。人間と制御器のインタラクションを引き込みで実現することで、人間が一方的に機械に歩み寄るだけではなく、機械が人間に歩み寄る作用も追加し動的安定化を実現した。このような動的安定性という引き込みの持つ本質的な性質により、人間に強い負荷を掛けることなく、臓器運動を安定化させることに成功した。動きリズムを安定化させることが全ての基本であり、その後の人体位置の大局的照合、がん腫瘍位置の局所的照合、がん腫瘍の動きのタイミング照合の全てが良好に機能するようになった。

大局的位置照合では、人体表面計測・自動位置照合システムを構築した。3次元センサをアームの先端に搭載し、独自のハンドアイキャリブレーションで、任意の視点から撮影したデータを治療室座標系での絶対位置データとして表現可能とした。また、点と点の陽な対応関係を必要としないICP（Iterative Closest Point）アルゴリズムを使って体表面全体で大局的に位置合わせすることで、回転ずれに強く、局所的な変形の影響を受けにくい自動位置照合システムを構築できた。位置決めの性能を人体ファントムで試験評価した結果、並進と回転を含む様々な移動条件で、平均誤差 2.4mm となった。患者位置決めでは、人体が柔らかいことから剛体的な位置合わせでは解決できない問題があった。提案したシステムは、体位の変形や振れがあった場合でも、患者や術者が残差を目視で確認しながら生体情報誘導で事前に取り除くことができる。自動照合アルゴリズムと併用することで、患者や術者の負荷を低減しながら、簡便、高速に位置合わせできる。

局所的位置照合では、超音波を使って体表からがん腫瘍の位置を直接的に計

測するシステムを構築した．がん腫瘍をアイソセンタに局所的に正確に位置決めすることが可能で、かつ、がん腫瘍に呼吸性の動きがある場合には追跡することもできる．開発したシステムで、体表変動と臓器運動とを同時計測して両者の関係を検討した．臓器運動の検出には、血管をテンプレートとした正規化相互相関によるテンプレートマッチングを用いた．自由呼吸下では、体表の同一振幅や同一位相に対して臓器運動（血管移動量）が平均 4mm あることがわかった．DTW アルゴリズムで、波形間の距離尺度をコスト関数として平均波形と対応付けたところ、DTW 後の同一位相では、臓器運動（血管移動量）が平均 2.5mm に低減した．DTW で模擬的に呼吸を安定化させた状態を作れたものと考え、呼吸安定化の下で、臓器運動も安定化し、局所的位置照合の精度が高まる可能性が示唆された．実際に、長時間の呼吸統制時のデータからも、相互引き込みで呼吸が安定化した状態では、体表変動と臓器運動（横隔膜移動量）の相関が高まることがわかった．また、両者の間に位相差が存在し、吸気と呼気でのヒステリシスの原因となることもわかった．

大局的位置照合、局所的位置照合が完了した後に、呼吸性の動きに合わせて、ビーム照射タイミングを決定するタイミング照合の問題が残った．臨床で使われている現行の呼吸同期照射方式では、体表変動の振幅値で呼気相に制限した範囲内でビームを照射する．この方法では、患者の呼吸が不安定な場合には、目標位相の前後でビーム照射タイミングがばらつくという課題が残り、精度をあげようとする、照射時間が大幅に延長した．本研究では、呼吸を安定化させた上で、過去の呼吸周期から次の呼吸周期を自己回帰モデルで予測して、予測したタイミングでビームを照射する方法を提案した．治療のシミュレーションでは、予測した位相でビームを照射した場合、現行方式と比較してビーム照射ずれが約 38% (1.6mm→0.6mm) に改善することが確認できた．これにより呼吸が安定化した下で、ビーム照射タイミングの最適化を図ることができた．

体幹部領域の臓器における呼吸性の複雑かつ予測できない動きに対して、人間に強い負荷を掛けることなく安定化させ、治療のパフォーマンス（精度や効率）を飛躍的に向上させるための基盤技術を開発した．臨床適用に向けた残された課題としては、患者（高齢者・呼吸機能異常）での検証、個々の技術のブラッシュアップ、基盤技術を組み合わせた全体システムを構築することなどである．開発した技術である、引き込みを用いた呼吸安定化、大局的位置照合、

局所的位罠照合，タイミグ照合のいづれの技術を取っても，実際の放射線治療への適用検討が可能なレベル[92][93]に達しているものと考えられ，放射線治療のワークフロー全体の高精度化に貢献した．

謝辞

本研究は筆者が東京工業大学大学院総合理工学研究科知能システム科学専攻・三宅美博准教授にご指導を賜りながら、1999年頃からはじめた約10年間の研究成果をまとめたものである。その間、三宅先生には、2回の共同研究でお世話になり、2007年に筆者が社会人博士課程に入学してからは、終始、懇切なるご指導を賜りました。ここに深く感謝の意を表します。

放射線医学総合研究所重粒子医科学センター物理工学部治療システム開発室室長蓑原伸一博士には、社会人博士入学以降、超音波を使った動きの計測と評価の研究を中心に、本研究をまとめるにあたって多大なご指導を賜りました。また、粒子線治療全般の大変貴重な考え方も教わりました。ここに厚く御礼を申し上げます。放射線医学総合研究所の諸先生方には、超音波データの取得で大変お世話になりました。心より御礼を申し上げます。

東京工業大学大学院総合理工学研究科知能システム科学専攻・伊藤宏司教授、長橋宏教授、新田克己教授、山村雅幸教授にも、複数回の発表や試験で、丁寧なご指導を賜りました。ここに感謝の意を表します。

金沢工業大学工学部情報工学科山本知仁講師には、第4章の呼吸安定化を進めるにあたって、全面的にサポートして頂きました。ここに感謝の意を表します。また、東京工業大学総合理工学研究科知能システム科学専攻に伴いに在学しました三宅研究室の諸兄には、実験の被験者など本研究の遂行にあたり様々な面でご協力を頂きました。心より御礼を申し上げます。

静岡県立静岡がんセンター藤浩博士、山下晴男博士、沼野真澄先生には、第5章の大局的照合を遂行するにあたって多大なご指導を賜りました。ここに厚く御礼を申し上げます。

慶應義塾大学佐藤幸男教授には、第5章の大局的照合の3次元センサの開発にあたり丁寧なご指導を賜りました。ここに感謝の意を表します。

神戸大学連携創造本部連携創造戦略企画部門長塩野悟博士、大阪工業大学平山正治教授、大須賀美恵子教授、プール学院大学白松直樹准教授、中京大学橋本学教授には、直属の上長として研究開発を支援して頂き、有意義なアドバイスを頂きました。心より御礼を申し上げます。

三菱電機（株）先端技術総合研究所センサ情報処理システム技術部部長鷲見

和彦博士，画像認識システムグループ鹿毛裕史グループマネージャー，奥田晴久博士，画像認識システムグループの諸兄には，本研究の遂行にあたり様々な面でご協力を頂きました．心より御礼を申し上げます．

三菱電機（株）電力システム製作所坂本豪信博士，原田久博士には，日々の研究を進めるにあたって，懇切なるご指導を賜りました．ここに感謝の意を表します．

京都大学大学院医学研究科産官学連携澤田晃准教授には，公私共々，ご指導を賜り，研究全般に有益なご助言を頂きました．心から感謝致します．

最後に，終始，筆者を暖かく見守ってくれて，本研究をサポートしてくれた妻（知子），子供達（琴乃，宏一郎）に心より感謝致します．

参考文献

- [1]D. Ionascu, S. B. Jiang, S. Nishioka, H. Shirato, and R. I. Berbeco, “Internal-External Correlation Investigations of Respiratory Induced Motion of Lung Tumors”, *Med. Phys.*, Vol.34, No.10, pp.3893-3903, 2007.
- [2]D. P. Gierga, J. Brewer, G. C. Sharp, M. Betke, C. G. Willett, and G. T. Y. Chen, “The Correlation between Internal and External Markers for Abdominal Tumors: Implications for Respiratory Gating”, *Int. J. Radiation Oncology Biol. Phys.*, Vol.61, No.5, pp.1551-1558, 2005.
- [3]G. Mageras, E. Yorke, K. Rosenzweig, F. Fontenla, E. Keatley, and C. Ling, “Initial Clinical Evaluation of a Respiratory Gating Radiotherapy System”, *Proceedings of the 22th Annual EMBS International Conference*, pp.2124-2127, 2000.
- [4]G. Mageras, E. Yorke, K. Rosenzweig, L. Braban, E. Keatley, E. Ford, S. A. Leibel, and C. Ling, “Fluoroscopic Evaluation of Diaphragmatic motion reduction with a respiratory gated radiotherapy system”, *Journal of Applied Clinical Medical Physics*, Vol.2, No.4, pp.191-200, 2001.
- [5]R. George, Y. Suh, M. Murphy, J. Williamson, E. Weiss, and P. Kealll, “On the Accuracy of a Moving Average Algorithm for Target Tracking during Radiation Therapy Treatment Delivery”, *Med. Phys.*, Vol.35, No.6, pp.2356-2365, 2008.
- [6]S. Korreman, H. Mostafavi, Q-T Le, and A. Boyer, “Comparison of Respiratory Surrogates for gated lung radiotherapy without internal fiducials”, *Acta Oncologica*, Vol.45, pp.935-942, 2006.
- [7]L. Weide, J. R. Koste, F. J. Lagerwaard, A. Vincent, B. Triest, B. J. Slotman, and S. Senan, “Analysis of Carina Position as Surrogate Marker for Delivering Phase-Gated Radiotherapy”, *Int. J. Radiation Oncology Biol. Phys.*, Vol.71, No.4, pp.1111-1117, 2008.
- [8]鈴木淳一, 鈴木俊介, “講義録 呼吸器学”, pp.14-17, メジカルビュー社, 2004.
- [9]折元麻絵, 羽石秀昭, “呼吸による体動の光学的モニタリング”, 第26回日本医用画像工学会, pp.C5-4, 2007.
- [10]宮田洋ら, “新生理心理学 2 巻生理心理学の応用分野”, pp.156-160, 北大路書房, 1997.

- [11]P. Walsh, A. Dale, and D. E. Anderson, "Comparison of Biofeedback Pulse Wave Velocity and Progressive Relaxation on Essential Hypertensives", *Percept. Mot. Skills*, Vol.44, pp.839-843, 1977.
- [12]J. V. Hardt, and J. Kamiya, "Anxiety Change through Electroencephalographic Alpha Feedback Seen Only in High Anxiety Subjects", *Science*, Vo.201, No.4350, pp.79-81, 1978.
- [13]J. Sitzman, J. Kamiya, and J. Johnston, "Biofeedback Training for Reduced Respiratory Rate in Chronic Obstructive Pulmonary Disease: a Preliminary Study", *Nurs. Res.*, Vol.32, No.4, pp.218-223, 1983.
- [14]P. Grossman, J. C. de Swart, and P. B. Defares, "A Controlled Study of a Breathing Therapy for Treatment of Hyperventilation Syndrome", *J. Psychosom. Res.*, Vol.29, No.1, pp.49-58, 1985.
- [15]G. Sartory, and D. Olajide, "Vagal Innervation Techniques in the Treatment of Panic Disorder", *Behav. Res. Ther.*, Vol.26, No.5, pp.431-434, 1988.
- [16]V. N. Abrosimov, Vla Garmash, and A. K. Ushmarov, "The Hyperventilation Syndrome: the Treatment Problems", *Ter. Arkh.*, Vol.62, No.3, pp.65-69, 1990.
- [17]G. B. Fedoseev, T. M. Sinitsina, V. A. Nazarova, and N. I. Ignateva, "Treatment of Patients with Bronchial Asthma by Voluntary Changes in the Pattern of Respiration", *Klin. Med. (Mosk)*, Vol.69, No.1, pp.82-83, 1991.
- [18]V. N. Abrosimov, Vla Garmash, and G. T. Sokolova, "Possibilities of Using the Biofeedback Method in the Combined Modality Therapy of Patinets with Bronchial Asthma", *Ter. Arkh.*, Vol.63, No.3, pp.87-90, 1991.
- [19]M. Franck, H. Schafer, W. Stiels, R. Wassermann, and J. M. Herrmann, "Relaxation Therapy with Respiratory Feedback in Patients with Essential Hypertension", *Psychother. Psychosom. Med. Psychol.*, Vol.44, No.9-10, pp.316-322, 1994.
- [20]F. Esteve, N. Blanc-Gras, J. Gallego, and G. Benchetrit, "The Effects of Breathing Pattern Training on Ventilatory Function in Patients with COPD", *Biofeedback Self. Regul.*, Vol.21, No.4, pp.311-321, 1996.
- [21]A. E. Meuret, F. H. Wihelm, and W. T. Roth, "Respiratory Biofeedback-assisted Therapy in Panic Disorder", *Behav. Modif.*, Vol.25, No.4, pp.584-605, 2001.
- [22]A. E. Meuret, F. H. Wihelm, and W. T. Roth, "Respiratory Feedback for Treating

- Panic Disorder”, J. Clin. Psychol., Vol.60, No.2, pp.197-207, 2004.
- [23]湯浅孝男, 樋口重和, 前田明, 本橋豊, “音楽と振動刺激が高齢者の生活リズムに与える影響について”, 日本生理人類学会誌第 46 回大会要旨集, Vol.6, No.2, 2001.
- [24]A. Steptoe, and D. Johnston, “The Control of Blood Pressure Using Pulse-wave Velocity Feedback”, J. Psychosom. Res., Vol.20, No.5, pp.417-424, 1976.
- [25]M. Macon, and R. Poppen, “A Behavioral Analysis of Diaphragmatic Breathing and its Effects on Peripheral Temperature”, J. Behav. Ther. Exp. Psychiatry., Vol.16, No.1, pp.15-21, 1985.
- [26]A. M. Berson, R. Emery, L. Rodriguez, G. M. Richards, T. Ng, S. Sanghavi, and J. Barsa, “Clinical Experience Using Respiratory Gated Radiation Therapy: Comparison of Free-Breathing and Breath-Hold Techniques”, Int. J. Radiation Oncology Biol. Phys., Vol.60, No.2, pp.419-426, 2004.
- [27]D. J. Kim, B. R. Murray, R. Halperin, and W. H. Roa, “Held-Breath Self-Gating Technique for Radiotherapy of Non-Small-Cell Lung Cancer: a Feasibility Study”, Int. J. Radiation Oncology Biol. Phys., Vol.49, No.1, pp.43-49, 2001.
- [28]厚生労働省：平成 17 年人口動態統計月報年計（概数）の概況
- [29]L. V. DiCara, and N. E. Miller, “Instrumental Learning of Systolic Blood Pressure Responses by Curarized Rats”, Psychosomatic medicine, Vol.30, pp.489-494, 1968.
- [30]V. De Pascalis, A. Anello, and R. Venturini, “Changes in Heart Rate during Feedback Control of Respiration”, Percept. Mot. Skills, Vol.63, No.1, pp.87-96, 1986.
- [31]大須賀美恵子, 下野太海, 明石千恵, “生理反応を用いたメンタルワークロードの評価に関する基礎検討 (4) —呼吸性変動について”, 生理心理, Vol.8, No.2, pp.120, 1990.
- [32]D. S. Holmes, S. Solomon, R. O. Frost, and E. F. Morrow, “Influence of Respiratory Patterns on the Increases and decreases in Heart Rates in Heart Rate Biofeedback Training”, J. Psychosom. Res., Vol.23, No.3-4, pp.147-153, 1980.
- [33]G. A. Reyes del Paso, J. Godoy, and J. Vila, “Self-regulation of Respiratory Sinus Arrhythmia”, Biofeedback Self Regul., Vol.17, No.4, pp.261-275, 1992.
- [34]R. M. Negoescu, I. E. Csiki, M. Pafnote, and S. Wolf, “Cortical Control of Sinus

- Arrhythmia in Man Studied by Spectral Analysis”, *Integr. Physiol. Behav. Sci.*, Vol.28, No.3, pp.226-238, 1993.
- [35]E. Yorke, K. E. Rosenzweig, R. Wagman, and G. S. Mageras, “Interfractional Anatomic Variation in Patients Treated with Respiration-Gated Radiotherapy”, *Journal of Applied Clinical Medical Physics*, Vol.6, No.2, pp.19-32, 2005.
- [36]F. Spoelstra, J. Koste, J. Cuijpers, F. Lagerwaard, B. Slotman, and S. Senan, ”Analysis of Reproducibility of Respiration-Triggered Gated Radiotherapy for Lung Tumors”, *Radiotherapy and Oncology*, Vol.87, pp.59-64, 2008.
- [37]R. I. Berbeco, S. Nishioka, H. Shirato, and S. B. Jiang, “Residual Motion of Lung Tumors in End-of-Inhale Respiratory Gated Radiotherapy Based on External Surrogates”, *Med. Phys.*, Vol.33, No.11, pp.4149-4156, 2006.
- [38]G. F. Persson, D. E. Nygaard, M. Olsen, T. Juhler-Notttrup, A. N. Pedersen, L. Specht, and S. S. Korreman, “Can Audio Coached 4D CT Emulate Free Breathing During the Treatment Course?”, *Acta Oncologica*, Vol.47, pp.1397-1405, 2008.
- [39]S. V. Liew, R. George, and W. D’Souza, “Time and Frequency Analysis of Respiration Signals under Different Coaching Conditions”, *Proceedings of the 49th Annual ASTRO Meeting*, pp.S131, 2007.
- [40]V. R. Kini, S. S. Vedam, P. J. Keall, S. Patil, C. Chen, and R. Mohan, “Patient Training in Respiratory-Gated Radiotherapy”, *Medical Dosimetry*, Vol.28, No.1, pp.7-11, 2003.
- [41]R. George, T. D. Chung, S. S. Vedam, V. Ramakrishnan, R. Mohan, E. Weiss, and P. J. Keall, “Audio-Visual Biofeedback for Respiratory-Gated Radiotherapy: Impact of Audio Instruction and Audio-Visual Biofeedback on Respiratory-Gated Radiotherapy”, *Int. J. Radiation Oncology Biol. Phys.*, Vol.65, No.3, pp.924-933, 2006.
- [42]H. D. Kubo, and L. Wang, “Introduction of Audio Gating to Further Reduce Organ Motion in Breathing Synchronized Radiotherapy”, *Med. Phys.*, Vol.29, No.3, pp.345-350, 2002.
- [43]C. J. A. Haasbeek, F. O. B. Spoelstra, F. J. Lagerwaard, J. R. Koste, J. P. Cuupers, B. J. Slotman, and S. Senan, “Impact of Audio-Coaching on the Position of Lung Tumors”, *Int. J. Radiation Oncology Biol. Phys.*, Vol.71, No.4, pp.1118-1123, 2008.

- [44]網島義一, 石川達子, 榮武二, 塩山善之, 佐藤勝, 照沼利之, 納富昭弘, 丸橋晃, “放射線治療計画用呼吸同期 CT 装置”, 第 82 回日本医学物理学会学術大会報文集, Vol.21, No.3, pp.135-136, 1999.
- [45]T. Neicu, R. Berbeco, J. Wolfgang, and S. B. Jiang, “Synchronized Moving Aperture Radiation Therapy (SMART): Improvement of Breathing Pattern Reproducibility Using Respiratory Coaching”, *Phys. Med. Biol.* Vol.51, pp.617-636, 2006.
- [46]C. Amies, A. Bani-Hashemi, J. C. Celi, G. Grousset, F. Ghelmansarai, D. Hristov, D. Lane, M. Mitschke, A. Singh, H. Shukla, J. Stein, and M. Wofford, “A Multi-Platform Approach to Image Guided Radiation Therapy (IGRT)”, *Medical Dosimetry*, Vol.31, No.1, pp.12-19, 2006.
- [47]C. Huntzinger, P. Munro, S. Johnson, M. Miettinen, C. Zankowski, G. Ahlstrom, R. Gletting, R. Filliberti, W. Kaissl, M. Kamber, M. Amstutz, L. Bouchet, D. Klebanov, H. Mostafavi, and R. Stark, “Dynamic Targeting Image-Guided Radiotherapy”, *Medical Dosimetry*, Vol.31, No.2, pp.113-123, 2006.
- [48]B. Sorcini, and A. Tilikidis, “Clinical Application of Image-Guided Radiotherapy, IGRT”, *Cancer Radiotherapy*, Vol.10, pp.252-257, 2006.
- [49]L. Xing, B. Thorndyke, E. Schreibmann, Y. Yang, T. Li, G. Kim, G. Luxton, and A. Koong, “Overview of Image-Guided Radiation Therapy”, *Medical Dosimetry*, Vol.31, No.2, pp.91-112, 2006.
- [50]L. A. Dawson, and D. A. Jaffray, “Advances in Image-Guided Radiation Therapy”, *Journal of Clinical Oncology*, Vol.25, No.8, pp.938-946, 2007.
- [51]S. Meeks, F. Bova, T. Wagner, et al, “Image Localization for Frameless Stereotactic Radiotherapy”, *Int. J. Radiation Oncology Biol. Phys.*, Vol.46, No.5, pp.1291-1299, 2000.
- [52]S. Minohara, T. Kanai, M. Endo, et al, “Respiratory Gated irradiation system for heavy-ion radiotherapy”, *Int. J. Radiation Oncology Biol. Phys.*, Vol.47, No. 4, pp.1097-1103, 2000.
- [53]H. D. Kubo, P. M. Len, S. Minohara, and H. Mostafavi, “Breathing-synchronized radiotherapy program at the University of California Davis Cancer Center”, *Med. Phys.*, Vol.27, No.2, pp.346-353, 2000.

- [54]大坂康博, 辻井博彦, 溝江純悦, 松岡祥介, 鎌田正, 辻比呂志, 加藤博敏, 宮本忠昭, 蓑原伸一, 金井達明, 遠藤真広, “重イオン治療における呼吸同期照射システムの開発と応用”, 日放腫会誌, Vol.11, No.4, pp.271-278, 1999.
- [55]大山正哉, 上田隆司, 木藤哲史, 伍賀友紀, 田仲隆, 荻野尚, “患者呼吸模擬ファントムシステムを用いた呼吸同期照射法に対する照射位置の評価”, 日本放射線技術学会雑誌, Vol.62, No.12, pp.1666-1674, 2006.
- [56]山本知仁, 三宅美博, “音楽を介したコミュニケーションにおける聴取者と演奏者の相互作用の解析とメディアプレーヤーへの応用”, ヒューマンインタフェースシンポジウム, pp.207-210, 2000.
- [57]T. Yamamoto, Y. Miyake, “Generation of sympathetic space in embodied music communication”, Proc. of 1999 IEEE International Conference on Systems, Man, and Cybernetics, pp.V-1045-V-1048, Tokyo, 1999.
- [58]T. Yamamoto, Y. Miyake, “Analysis of Interaction in Musical Communication and Its Modeling”, Proc. of 2000 IEEE International Conference on Systems, Man, and Cybernetics, pp.763-768, Nashville, 2000.
- [59]山本知仁, 三宅美博, “音楽の生演奏時における演奏者と聴取者の相互作用の解析”, 計測自動制御学会論文集, Vol.38, No.9, pp.800-805, 2002.
- [60]渡辺富夫, “成人間コミュニケーションにおけるエンタテインメント（音声一体動同期現象）の分析”, 情報処理学会論文誌, Vol.26, No.2, pp.272-277, 1985.
- [61]三宅美博, 辰巳勇臣, 杉原史郎, “交互発話における発話長と発話間隔の時間的階層性”, 計測自動制御学会論文集, Vol.40, No.6, pp.670-678, 2004.
- [62]渡辺富夫, 大久保雅史, 稲留将生, “対面コミュニケーションにおける呼吸の引き込み”, 第 13 回ヒューマンインタフェースシンポジウム, pp.271-276, 1997.
- [63]蔵本由紀, “パターン形成第 5 章”, 朝倉書店, 1991.
- [64]森肇, 蔵本由紀, “散逸構造とカオス第 4 章”, 岩波書店, 1994.
- [65]大同寛明, “振動子集団における引き込み相転移”, 数理科学, Vol.6, No.408, pp.44-51, 1997.
- [66]F.Haas, S.Distenfeld, and K.Axen, “Effects of perceived musical rhythm on respiratory pattern”, J. APPL. PHYSIOL., Vol.61, No.3, pp.1185-1191, 1986.
- [67]G. Soete, J. Steene, D. Verellen, et al, “Initial Clinical Experience with

- Infrared-reflecting Skin Markers in the Positioning of Patients Treated by Conformal Radiotherapy for Prostate Cancer”, *Int. J. Radiation Oncology Biol. Phys.* Vol.52, No.3, pp.694-698, 2002.
- [68]T. Sheng-Xiang, W. Yi-Can, Z. Jiang-Hui, and W. Ai-Dong, “Patient Positioning Error Measurement Based on Dynamic Template Matching Techniques”, *Proceedings of the 2005 IEEE Engineering in Medicine and Biology 27th Annual Conference*, pp.3117-3120, 2005.
- [69]M Riboldi, G. Baroni, M. F. Spadea, F. Bassanini, B. Tagaste, C. Garibaldi, R. Orecchia, and A. Pedotti, ”Robust Frameless Stereotactic Localization in Extra-Cranial Radiotherapy”, *Med. Phys.*, Vol.33, No.4, pp.1141-1152, 2006.
- [70]G. Baroni, C Garibaldi, M. Riboldi, M.F. Spadea, G. Catalano, B. Tagaste, G. Tosi, R. Orecchia, and A. Pedotti, “3D Optoelectronic Analysis of Interfractional Patient Setup Variability in Frameless Extracranial Stereotactic Radiotherapy”, *Int. J. Radiation Oncology Biol. Phys.*, Vol.64, No.2, pp.635-642, 2006.
- [71]L. S. Johnson, B. D. Milliken, S. W. Hadley, C. A. Pelizzari, D. J. Haraf, and G. T. Y. Chen, “Initial Clinical Experience with a Video-Based Patient Positioning System”, *Int. J. Radiation Oncology Biol. Phys.*, Vol.45, No.1, pp.205-213, 1999.
- [72]C. Bert, K. G. Metheany, K. Doppke, and G. T. Y. Chen, “A phantom evaluation of a stereo-vision surface imaging system for radiotherapy patient setup”, *Med. Phys.*, Vol.32, No.9, pp.2753-2762, 2005.
- [73]C. Bert, K. G. Metheany, K. Doppke, A. G. Taghian, S. N. Powell, and G. T. Y. Chen, “Clinical experience with a 3D surface patient setup system for alignment of partial-breast irradiation patients”, *Int. J. Radiation Oncology Biol. Phys.*, Vol.64, No.4, pp.1265-1274, 2006.
- [74]奥田晴久, 橋本学, 鷺見和彦, “参照画像を用いた空間コード化法のエラー低減手法”, 第17回日本ロボット学会学術講演会予稿集, pp.799-800, 1999.
- [75]佐藤宏介, 井口征士, “液晶レンジファインダー 液晶シャッターによる高速距離画像計測システム”, 信学論 (D) , Vol.J71-D, No.7, pp.1249-1257, 1988.
- [76]服部数幸, 佐藤幸男, “スキャン式符合化法による小型高速レンジファインダー”, 信学論 (D-II) , Vol.J76-D-II, No.8, pp.1528-1535, 1993.
- [77]Z. Zhang, “A Flexible New Technique for Camera Calibration”, *IEEE Trans. on*

- Pattern Analysis and Machine Intelligence, Vol.22, No.11, pp.1330-1334, 2000.
- [78]井口征士, “三次元画像計測”, pp.109-117, 昭晃堂, 1990.
- [79]K. Daniilidis, “Hand-Eye Calibration Using Dual Quaternions”, International Journal of Robotics Research, Vol.18, No.3, pp.286-298, 1999.
- [80]H. Zhuang, Z. Roth, and R. Sudhakar, “Simultaneous robot/world and tool/flange calibration by solving homogeneous transformation of the form $AX=YB$ ”, IEEE Transactions on Robotics and Automation, Vol.10, No.4, pp.549-554, 1994.
- [81]C. Wang, “Extrinsic calibration of a robot sensor mounted on a robot”, IEEE Transactions on Robotics and Automation, Vol.8, No. 2, pp.161-175, 1992.
- [82]F. Park, and B. Martin, “Robot sensor calibration: solving $AX=XB$ on the Euclidean group”, IEEE Transactions on Robotics and Automation, Vol.10, No.5, pp.717-721, 1994.
- [83]Y. Shiu, and S. Ahmad, “Calibration of wrist mounted robotic sensors by solving homogeneous transform equations of the form $AX=XB$ ”, IEEE Transactions on Robotics and Automation”, pp.5, No.1, pp.16-29, 1989.
- [84]R. Horaud, and F. Dornalika, “Hand-eye calibration. International Journal of Robotics Research”, Vol.14, No.3, pp.195-210, 1995.
- [85]西野恒, 池内克史, “大規模距離画像群の頑強な同時位置合わせ”, 信学論 (D-II), Vol.J85-D-II, No.9, pp.1413-1421, 2002.
- [86]董嘉挺, 石井郁夫, 牧野秀夫, “三次元部分形状結合のための位置姿勢計測法”, 信学論D, Vol.J91-D, No.2, pp.484-496, 2008.
- [87]P. J. Besl, and N. D. McKay, “A Method for Registration of 3-D Shapes”, IEEE Transactions on Pattern Analysis and Machine Intelligence, Vol.14, No.2, pp.673-689, 1992.
- [88]金子俊一, 近藤友紀, 宮本 敦, 他, “M推定を導入したロバスト ICP 位置決め法”, 精密工学会誌, Vol.67, No.8, pp.1276-1280, 2001.
- [89]奥田晴久, 橋本学, 北明靖雄, 他, “階層化 M-ICP による高速・高精度な 3 次元位置照合手法”, 情報研報 CVIM-145, pp.1-8, 2004.
- [90]北明靖雄, 金子俊一, 橋本学, 他, “非重複 3 次元距離データのロバスト照合の高速・高精度化”, SSII2004, pp.29-34, 2004.
- [91]H. Okuda, Y. Kitaaki, M. Hashimoto, and S. Kaneko, “HM-ICP: Fast 3-D Registration Algorithm with Hierarchical and Region Selection Approach of M-ICP”,

- Journal of Robotics and Mechatronics, Vol.18, No.6, pp.765-771, 2006.
- [92]G. J. Kutcher et al, “Comprehensive QA for radiation oncology: Report of AAPM radiation therapy committee task group 40”, Med Phys., Vol.21, No.4, pp.581-618, 1994.
- [93]日本放射線腫瘍学会 QA 委員会：体幹部定位放射線治療ガイドライン
- [94]米澤利香, 飯田理人, 皆川明洋, 田川憲男, 守屋正, 蓑原伸一, “呼吸に関する回帰表現に基づく超音波画像における動き推定”, 電子情報通信学会論文誌 D- II, Vol.J83-D- II, No.9, pp.1934-1945, 2000.
- [95]Q. Xu, and R. J. Hamilton, “A Novel Respiratory Detection Method Based on Automated Analysis of Ultrasound Diaphragm Video”, Med. Phys., Vol.33, No.4, pp.916-921, 2006.
- [96]A. Sawada, K. Yoda, M. Kokubo, T. Kunieda, Y. Nagata, and M. Hiraoka, “A technique for noninvasive gated radiation treatment system based on a real time 3D ultrasound image correlation: A phantom study”, Med. Phys., Vol.31, No.2, pp.245-250, 2004
- [97]T. Mochzuki, M. Kunita, Y. Toyama, A. Maruhashi, and S. Murayama, “Real-time respiration phase monitoring system using ultrasonic bi-plane imaging data for proton beam therapy”, IEEE ultrasonics Symposium, pp.1441-1444, 2004.
- [98]望月剛, 国田正徳, 外山悦寛, 丸橋晃, 村山重行, “超音波による体内臓器の 3 次元実時間位置検出法の開発”, 電子情報通信学会技術研究報告 US2003-108, pp.79-84, 2004.
- [99]A. Hsu, N. R. Miller, P. M. Evans, J. C. Bamber, and S. Webb, “Feasibility of using ultrasound for real-time tracking during radiotherapy”, Med. Phys., Vol.32, No.6, pp.1500-1512, 2005.
- [100]Y. Osanai, N. Tagawa, A.Minagawa, T. Moriya, and S. Minohara, “High-Resolution Computation of 2-D Motion from Sonogram”, IEEE Ultrasonics Symposium, pp.1777-1781, 2002.
- [101]小泉憲裕, 太田耕平, 李得熙, 吉澤晋, 伊藤陽, 中島義和, 松本洋一朗, 光石衛, “非侵襲超音波診断・治療統合システムの制御系と追従性能”, 第 24 回日本ロボット学会学術講演会, 2006.
- [102]依田一重, 梅田徳男, 長谷川智之, “超音波を用いた呼吸性移動補正について

- て—心臓核医学への応用に向けた X 線 TV 装置を用いた基礎検討—”, 日本放射線技術学会雑誌, Vol.59, No.11, pp.1399-1406, 2003.
- [103]W. Wein, J. Cheng, and A. Khamene, “Ultrasound based Respiratory Motion Compensation in the Abdomen”, MICCAI 2008 Workshop on Image Guidance and Computer Assistance for Soft-Tissue Interventions, 2008.
- [104]T. Reichl, J. Passenger, O. Acosta, and O. Salvado, “Ultrasound goes GPU: Real-Time Simulation Using CUDA”, Proceedings of SPIE, Vol.7261, 2009.
- [105]榮武二, 佐藤勝, 丸橋晃, 納富昭弘, 早川吉則, 奥村敏之, 馳澤憲二, 利根康之, “腹圧測定による呼吸同期陽子線照射の照準精度”, 放射線医学物理, Vol.19, No.1, pp.74-80, 1999.
- [106]H. Shirato, S. Shimizu, T. Kunieda, K. Kitamura, M. Van Herk, K. Kagei, T. Nishioka, S. Hashimoto, K. Fujita, H. Aoyama, K. Tsuchiya, K. Kudo, and K. Miyasaka, “Physical aspects of a real-time tumor-tracking system for gated radiotherapy”, Int. J. Radiation Oncology Biol. Phys., Vol.48, No.4, pp.1187-1195, 2000.
- [107]H. Shirato, S. Shimizu, K. Kitamura, T. Nishioka, K. Kagei, S. Hashimoto, H. Aoyama, T. Kunieda, N. Shinohara, H. Dosaka-Akita, and K. Miyasaka, “Four-Dimensional Treatment Planning and Fluoroscopic Real-Time Tumor Tracking Radiotherapy for Moving Tumor”, Int. J. Radiation Oncology Biol. Phys., Vol.48, No.2, pp.435-442, 2000.
- [108]T. Lin, L. Cervino, X. Tang, N. Vasconcelos, and S. Jiang, “Fluoroscopic Tumor Tracking for Image-Guided Lung Cancer Radiotherapy”, Phys. Med. Biol., Vol.54, pp.981-992, 2009.
- [109]R. I. Berbeco, H. Mostafavi, G. C. Sharp, and S. B. Jiang, “Towards Fluoroscopic Respiratory Gating for Lung Tumours Without Radiopaque Markers”, Phys. Med. Biol. Vol.50, pp.4481-4490, 2005.
- [110]T. Neicu, H. Shirato, Y. Seppenwoolde, and S. B. Jiang, “Synchronized Moving Aperture Radiation Therapy (SMART): Average Tumour Trajectory for Lung Patients”, Phys. Med. Biol., Vol.48, pp.587-598, 2003.
- [111]R. I. Berbeco, S. B. Jiang, G. C. Sharp, G. T. Y. Chen, H. Mostafavi, and H. Shirato, “Integrated Radiotherapy Imaging System (IRIS): Design Considerations of Tumour

- Tracking with Linac Gantry-Mounted Diagnostic X-Ray Systems with Flat-Panel Detectors”, *Phys. Med. Biol.* Vol.49, pp.243-255, 2004.
- [112]大田友一, 山田博三, “動的計画法によるパターンマッチング”, Vol.30, No.9, pp.1058-1066, 1989.
- [113]吉野栄二, 小栗宏次, 岩田彰, “脈波解析による睡眠時呼吸情報の識別”, 電子情報通信学会技術研究報告 MBE2002-47, pp.29-32, 2002.
- [114]D. Novak, D. Cuesta-Frau, T. Al ani, M. Aboy, P. Mico, and L. Lhotska, “Speech Recognition Methods Applied to Biomedical Signals Processing”, *Proceedings of the 26th Annual EMBS International Conference*, 2004.
- [115]Ahn S, Yi B, Suh Y, Kim J, Lee S, Shin S, Shin S, and Choi E “A feasibility study on the prediction of tumour location in the lung from skin motion”, *Br J Radiol.*, Vol.77, No.919, pp.588-596, 2004.
- [116]Hoisak JD, Sixel KE, Tirona R, Cheung PC, and Pignol JP, “Correlation of lung tumor motion with external surrogate indicators of respiration”, *Int. J. Radiation Oncology Biol. Phys.*, Vol.60, No.4, pp.1298-1306, 2004.
- [117]米田隆弘, 遠藤健, 田川憲男, 守屋正, 蓑原伸一, “多次元自己回帰モデルを用いた呼吸波形の予測”, 信学技報 MBE95-155, pp.133-138, 1996.
- [118]W. D. D’Souza, S. A Naqvi, and C. X. Yu, “Real-Time Intra-Fraction-Motion Tracking Using the Treatment Couch: a Feasibility Study”, *Phys. Med. Biol.* Vol.50, pp.4021-4033, 2005.
- [119]A. Schweikard, G. Glosser, M. Bodduluri, M. J. Murphy, and J. R. Adler, “Robotic Motion Compensation for respiratory movement during radiosurgery”, *Computer Aided Surgery*, Vol.5, No.4, pp.263-277, 2000.
- [120]S. Korreman, T. Juhler-Notttrup, and A. Boyer, “Respiratory Gated Beam Delivery Cannot Facilitate Margin Reduction, unless Combined with Respiratory Correlated Image Guidance”, *Radiotherapy and Oncology*, Vol.86, pp.61-68, 2008.
- [121]S. Vedam, L. Archambault, G. Starkschall, R. Mohan, and S. Bedder, “Determination of Prospective Displacement-based Gate Threshold for Respiratory-Gated Radiation Delivery from Retrospective Phase-based Gate Threshold Selected at 4D CT Simulation”, *Med. Phys.*, Vol.34, No.11, pp.4247-4255, 2007.

- [122]K. R. Jones, and P. J. Robinson, "Organ Volume Determination by CT Scanning: Reduction of Respiration-induced Errors by Feedback Monitoring", J. Comput. Assist. Tomogr., Vol.10, No.1, pp.167-171, 1986.
- [123]J. K. Locklin, J. Yanof, A. Luk, Z. Varro, A. Patriciu, and B. J. Wood, "Respiratory Biofeedback during CT-guided Procedures", J Vasc Interv Radiol, Vol.18, No.6, pp.749-755, 2007.
- [124]S. Feueriein, O. Klass, A. Pasquarelli, H. J. Brambs, A. Wunderlich, J. L. Duerk, A. J. Aschoff, and M. H. Hoffmann, "Coronary MR Imaging: Navigator Echo Biofeedback Increases Navigator Efficiency-initial Experience", Acad. Radiol., Vol16, No.3, pp.374-379, 2009.

業績リスト

学術論文（査読あり）

1. 平澤宏祐, 北明靖雄, 山腰諒一, 奥田晴久, 鹿毛裕史, 鷺見和彦, 坂本豪信, 澤田晃, 沼野真澄, 山下晴男, 藤浩, “レーザ式レンジファインダを用いた多視点表面形状計測に基づく人体位置決め方式”, 生体医工学, Vo.47, No.3, pp.265-275, 2009.
2. 平澤宏祐, 蓑原伸一, 今田浩史, 柳剛, 安田茂雄, 加藤博敏, 澤田晃, 三宅美博, “DTW (Dynamic Time Warping) を用いた呼吸波形と超音波画像計測の対応付け”, 生体医工学, Vo.46, No.5, pp.505-513, 2008.
3. 平澤宏祐, 奥田晴久, 原田久, 橋本学, 佐藤幸男, “レーザ式レンジファインダを用いた表面形状計測に基づく人体位置決め方式”, Medical imaging technology, Vol.24, No.4, pp.313-319, 2006.
4. 平澤宏祐, 白松直樹, 山本知仁, 原田久, 三宅美博, “放射線治療における音楽を使った呼吸同期システムの開発”, 生体医工学, Vol.41, No.4, pp.466-474, 2003.

国内学会・研究会等

1. 平澤宏祐, 蓑原伸一, 今田浩史, 柳剛, 安田茂雄, 加藤博敏, 三宅美博, “超音波画像計測を用いた呼吸統制手法の評価”, 生体医工学シンポジウム 2009, pp.349, 2009.
2. 平澤宏祐, 蓑原伸一, 今田浩史, 柳剛, 安田茂雄, 加藤博敏, 三宅美博, “呼吸同期照射用体表面変位センサ出力と超音波画像計測による体内臓器運動の相関”, 日本放射線腫瘍学会第 21 回学術大会報文集, pp.260, 2008.
3. 平澤宏祐, 蓑原伸一, 今田浩史, 柳剛, 安田茂雄, 加藤博敏, 澤田晃, 三宅美博, “DTW (Dynamic Time Warping) を用いた呼吸波形と超音波画像計測の対応付け”, 生体医工学シンポジウム 2008, pp.75, 2008.
4. 平澤宏祐, 北明靖雄, 奥田晴久, 鹿毛裕史, 坂本豪信, 澤田晃, 沼野真澄, 山下晴男, 藤浩, “レーザ式レンジファインダを用いた多視点表面形状計測に基づく人体位置決め方式”, ビジョン技術の実利用ワークショップ

(VIEW2007), pp.48-52, 2007.

5. 平澤宏祐, 奥田晴久, 原田久, 橋本学, “三次元センサの高精度化と放射線治療への応用”, ビジョン技術の実利用ワークショップ(VIEW2004), pp.164-169, 2004.
6. 平澤宏祐, 白松直樹, 山本知仁, 原田久, 三宅美博, “放射線治療における新呼吸同期システムの開発”, 生体医工学シンポジウム 2003, pp.77, 2003.
7. 平澤宏祐, 白松直樹, 原田久, “放射線治療における呼吸制御システムの開発”, 生体・生理工学シンポジウム論文集, Vol.17, pp.389-390, 2002.

寄稿

1. 平澤宏祐, 奥田晴久, 原田久 他, “レーザ式レンジファインダを用いた表面形状計測に基づく人体位置決め方式 -頭部ファントムを使用したフィジビリティスタディ-”, 画像ラボ, Vol.18, pp.50-54, 2007.

関連業績リスト

学術論文（査読あり）

1. 目加田慶人, 平澤宏祐, 鷺見和彦, 村瀬洋, “パラメトリック表現に基づく画像画像の高速位置あわせ”, 電気学会論文誌 C, Vol.129, No.9, pp.1699-1704, 2008.
2. 鈴木直彦, 平澤宏祐, 田中健一, 他, “人物動線データ群における逸脱行動人物検出及び行動パターン分類”, 電子情報通信学会論文誌 D, Vo.J91-D, No.6, pp.1550-1560, 2008.
3. 小林貴訓, 杉村大輔, 関真規人, 平澤宏祐, 鈴木直彦, 鹿毛裕史, 佐藤洋一, 杉本晃宏, “パーティクルフィルタとカスケード型識別器の統合による人物三次元追跡”, 電子情報通信学会論文誌 D-II, Vol.J90-D, No.8, pp.2049-2059, 2007.
4. 岡本達樹, 平澤宏祐, 蒔田哲郎, “高指向性単眼ウェアラブルディスプレイ”, システム制御情報学会誌, Vol.49, No.9, pp.357-362, 2005.
5. 平澤宏祐, 白松直樹, 岡本達樹, 佐藤行雄, 道盛厚司, 奥田晴久, 橋本学, 蒔田哲郎, “高指向性単眼式 HMD の光学特性評価”, 人間工学, Vol.40, No.6, pp.315-322, 2004.
6. 大須賀美恵子, 羽島一夫, 平澤宏祐, 坂口貴司, 三輪祥太郎, 小林暢子, 塩野悟, “高齢者の心身活性化を目的とした遊びリテーションシステムの開発とグループレクリエーションへの適用可能性の検討”, 日本バーチャルリアリティ学会論文誌, Vol.9, No.1, pp.61-68, 2004.
7. 塩谷一成, 佐藤洋, 金城都博, 中谷大作, 水野裕八, 平澤宏祐, 大須賀美恵子, 堀正二, “ベッドサイドウェルネスシステムの健常人の運動能および自律神経・体液因子に及ぼす効果”, 日本バーチャルリアリティ学会論文誌, Vol.8, No.2, pp.211-224, 2003.
8. M. Ohsuga, Y. Tatsuno, F. Shimono, K. Hirasawa, H. Oyama, H. Okamura, “Development of a Bedside Wellness System.”, Cyberpsychol Behav, Vol.1, No.2, pp.105-112, 1998.
9. M. Ohsuga, Y. Tatsuno, F. Shimono, K. Hirasawa, H. Oyama, H. Okamura, “Bedside wellness -development of a virtual forest rehabilitation system.”, Stud Health Technol Inform, Vol.50, pp.168-174, 1998.

10. 大須賀美恵子, 達野陽子, 下野太海, 平澤宏祐, 小山博史, 岡村仁, “病床の患者のメンタルケアをめざしたーベッドサイドウェルネスシステムの開発ー”, 日本バーチャルリアリティ学会論文集, Vol.3, No.4, pp.213-220, 1998.
11. 大須賀美恵子, 達野陽子, 下野太海, 平澤宏祐, 小山博史, 岡村仁, “ベッドサイドウェルネスシステムの開発ー健常者実験による評価ー”, 医用電子と生体工学, Vol.36, pp.400, 1998.
12. 達野陽子, 大須賀美恵子, 下野太海, 平澤宏祐, 小山博史, 岡村仁, “自律系生理指標を用いたベッドサイドウェルネスシステムの評価の試み”, 生理心理学と精神生理, Vol.16, No.2, pp.106, 1998.

国際会議（査読あり）

1. N. Suzuki, K. Hirasawa, K. Tanaka, Y. Kobayashi, Y. Sato, Y. Fujino, "Learning Motion Patterns and Anomaly Detection by Human Trajectory Analysis", Proceeding of IEEE Int. Conf. Systems, Man and Cybernetics, 2007.
2. Y. Kobayashi, D. Sugimura, Y. Sato, K. Hirasawa, N. Suzuki, H. Kage, A. Sugimoto, "3D Head Tracking using the Particle Filter with Cascaded Classifiers", Proceeding of British Machine Vision Conference, pp.37-46, 2006.
3. K. Hirasawa, N. Shiramatsu, T. Okamoto, Y. Sato, A. Michimori, T. Makita, “Ergonomic Evaluation of Monocular Head Mounted Display”, Proceeding of International Ergonomics Association, 2003.

国内学会・研究会等

1. 山腰諒一, 平澤宏祐, 奥田晴久, 鹿毛裕史, 鷺見和彦, 坂本豪信, Yuri Ivanov, 矢能稔啓, 須賀大作, 菱川良夫, “粒子線治療における DRR と DR を用いた患者位置決めシステム”, 電子情報通信学会技術研究報告 MI2009-66, Vol.109, No.270, pp.13-18, 2009.
2. 目加田慶人, 平澤宏祐, 鷺見和彦, 村瀬洋, “医用 3 次元画像のパラメトリック表現と画像間位置あわせ”, 電子情報通信学会技術研究報告 MI2007-112, Vol.107, No.461, pp.271-276, 2008.
3. 目加田慶人, 平澤宏祐, 鷺見和彦, 村瀬洋, “固有空間法による医用 3 次元画像の高速な位置あわせ”, 電子情報通信学会技術研究報告 MI2007-35, Vo.107, No.220, pp.1-4, 2007.
4. 鈴木直彦, 平澤宏祐, 田中健一, 小林貴訓, 佐藤洋一, 藤野陽三, “人物動線

データ分析による逸脱行動人物の検出”, 情報処理学会研究報告 CVIM, Vol.2007, No.31, pp.109-115, 2007.

5. 小林貴訓, 杉村大輔, 関真規人, 平澤宏祐, 鈴木直彦, 鹿毛裕史, 佐藤洋一, 杉本晃宏, “分散カメラとレーザ測域センサの統合によるエリア内人物追跡”, 画像の認識・理解シンポジウム(MIRU2007), pp.839-844, 2007.
6. 鈴木直彦, 平澤宏祐, 田中健一, 小林貴訓, 佐藤洋一, 藤野陽三, “Hidden Markov Model を用いた逸脱行動人物検出”, 電子情報通信学会技術研究報告 DE2006-8, Vol.106, No.97, pp.43-48, 2006.
7. 小林貴訓, 杉村大輔, 平澤宏祐, 鈴木直彦, 鹿毛裕史, 佐藤洋一, 杉本晃宏, “カスケード型識別器を用いたパーティクルフィルタによる人物三次元追跡”, 画像の認識・理解シンポジウム(MIRU2006), pp.222-228, 2006.
8. 平澤宏祐, 鹿毛裕史, 三輪祥太郎, 橋本学, “時空間的無矛盾性を考慮したマルチポイント顔認証による動線認識”, 画像センシングシンポジウム(SSII2005), 2005.
9. 三輪祥太郎, 平澤宏祐, 渡邊信太郎, 鹿毛裕史, “表情識別を利用した顔ベストショット検出の高度化”, 映像情報メディア学会技術報告, Vol.29, No.74, pp.45-48, 2005.
10. 平澤宏祐, 鹿毛裕史, 三輪祥太郎, 羽島一夫, 橋本学, Jones M, Thornton J, “ベストショット顔画像記録システムの開発: 顔検出アルゴリズムの改善”, 電子情報通信学会技術研究報告 PRMU2004-103, Vol.104, No.447, pp.61-66, 2004.
11. 大須賀美恵子, 羽島一夫, 平澤宏祐, 坂口貴司, 三輪祥太郎, 小林暢子, 塩野悟, “心身の活性化を目的とした遊びリレーションシステム(第三報)”, 日本バーチャルリアリティ学会大会論文集, Vol.7, pp.245-248, 2002.
12. 大須賀美恵子, 羽島一夫, 平澤宏祐, 坂口貴司, 三輪祥太郎, 小林暢子, 塩野悟, “心身の活性化を目的とした遊びリレーションシステム(第二報)”, 日本バーチャルリアリティ学会大会論文集, Vol.6, pp.407-408, 2001.
13. 平澤宏祐, 坂口貴司, 大須賀美恵子, “自律神経系指標を主に用いた作業行動解析: 第二報”, 生体・生理工学シンポジウム論文集, Vol.16, pp.261-264, 2001.
14. 塩谷一成, 佐藤洋, 金城都博, 中谷大作, 平澤宏祐, 大須賀美恵子, 佐藤秀幸, 葛谷恒彦, 堀正二, “ベッドサイドウェルネスシステムの健常人の運動能お

- よび自律神経・体液因子に及ぼす効果”, 第 40 回日本 ME 学会大会, 2001.
15. 平澤宏祐, 大須賀美恵子, “自律神経系指標を主に用いた作業行動解析”, 生体・生理工学シンポジウム論文集, Vol.15, pp.353-356, 2000.
 16. 平澤宏祐, 大須賀美恵子, 中川千鶴, 八木昭宏, “酔い発症時における生理指標の基礎的検討”, 人間工学, Vol.36, pp.436-437, 2000.
 17. 平澤宏祐, 大須賀美恵子, “血行動態モデルを用いた血管コンプライアンスの算出 (非侵襲連続血圧波形を用いた方法) ”, 日本 ME 学会専門別研究会「生体機能の計測と解釈のための信号処理」, 1999.
 18. 寺下裕美, 大須賀美恵子, 平澤宏祐, 織田弥生, 阿部恒之, “個人内慢性ストレスレベルの評価手法の開発(3)生化学指標の日内変動を中心として”, 日本心理学会第 63 回大会発表論文集, pp.256, 1999.
 19. 平澤宏祐, “慢性ストレス評価のためのフィールドシステムの開発”, 日本 ME 学会専門別研究会「生体機能の計測と解釈のための信号処理」, 1998.
 20. 平澤宏祐, 下野太海, 大須賀美恵子, “ベッドサイドウェルネスシステム(2): バイタル情報解析ユニットの開発”, 人間工学, Vol.33, pp.156-157, 1997

寄稿

1. 小林貴訓, 佐藤洋一, 杉村大輔, 関真規人, 平澤宏祐, 鈴木直彦 鹿毛裕史, 杉本晃宏, “パーティクルフィルタとカスケード型識別器の統合による人物三次元追跡 人物追跡の頑健化・高精度化に向けて”, 画像ラボ, Vol.18, pp.28-33, 2007.
2. 蒔田哲郎, 岡本達樹, 道盛厚司, 平澤宏祐, 中村泰久, “ピントフリー性を備えた次世代モバイルディスプレイ”SCOPO”, OHM, Vol.93, No.3, pp.8-9, 2006.
3. 蒔田哲郎, 上田俊史, 岡本達樹, 道盛厚司, 平澤宏祐, “ウェアラブルディスプレイ”SCOPO”, 三菱電機技報, Vol.78, No.5, pp.337-341, 2004.
4. 白松直樹, 坂口貴司, 平澤宏祐, 大須賀美恵子, “ヒューマンセンシング技術の開発と作業計測への応用 (特集 IT 時代のヒューマンインタフェース技術)”, 三菱電機技報, Vol.76, No.8, pp.550-553, 2002.

以上