

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*

平澤 宏祐**・白松 直樹**・山本 知仁***
原 田 久**・三宅 美博***

1. は じ め に

肺、肝臓など体幹部の臓器を対象とした放射線治療では、呼吸の影響で臓器の位置が変動するため、正常組織への被曝量をできるだけ抑えて、治療対象部位へビームを集中的に照射することが課題である。治療現場では、患者の呼吸を計測し、特定の呼吸位相でのみ治療することを目指した呼吸同期方式が採用されている¹⁻³⁾。しかし、現行の呼吸同期方式においては、治療中の患者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ある。よって、照射精度をより一層向上させるためには、呼吸の安定化が不可欠である。

これまで、音声とその聴取者の体動が同調する現象⁴⁾や、音楽とその聴取者の呼吸が同調する現象⁵⁻⁸⁾が報告されている。これらの先行研究では、同調現象が二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。一定のテンポの音楽を聴く時、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時、相互に引き込みが成立する⁵⁻⁸⁾。これを相互引き込みと呼ぶ。

これまで我々は相互引き込みを使った呼吸安定化手法を開発してきた⁹⁾。具体的には、音楽を操作する位相振動子と聴取者の呼吸を相互に引き込ませることににより安定した呼吸状態を生成する。

本報告では、呼吸安定化手法のさらなる改良とそれを応用した新しい呼吸同期方式の開発、及び健常者を被験者にした機能検証結果について述べる。

2. 方 法

2.1 現行の呼吸同期方式

現行の呼吸同期方式の動作原理を第1図に示す。最上段の波形は加速器の運転状態を模式的にあらわしたものである。加速器は粒子の入射、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）」、その他の時は「OFF」となる。区間 A と区間 B が合致する区間内では、治療対象部位に向けて、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での治療が実現される。

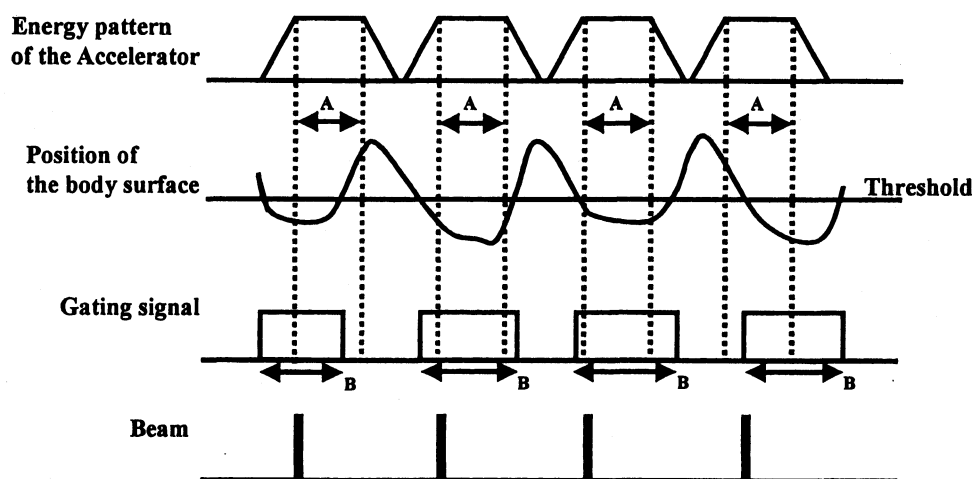
放射線治療の開始前には、治療計画と呼ばれる過程があり、腫瘍位置の特定、ビームの照射方向、照射線量の決定がなされる。治療計画では、現行の呼吸同期方式と同様に体表変位をモニタリングし、呼吸相終末時（呼吸ボトム）を放射線技師が目視で判断し、そのタイミングで CT 画像の撮影が行われることが多い。呼吸ボトムに撮影された CT 画像で患部の位置を特定するため、呼吸ボトムが理想的なビーム照射タイミング、つまり、ビーム照射の目標位相となる。よって、閾値は呼吸ボトムにできるだけ近く設定する方が望ましいが、実際には、呼吸ボトムを基準にして振幅の約 1/3~1/5 に設定されることが多い。これは、治療中の患者の体表変位に、基線変動や振幅値そのものの不規則性があらわれるためである。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数が減少する。つまり、患部に対して、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、照射時の閾値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

* 生体医工学シンポジウム 2003 発表 (2003 年 9 月, 札幌)

2003 年 8 月 1 日受付, 2003 年 10 月 9 日改訂

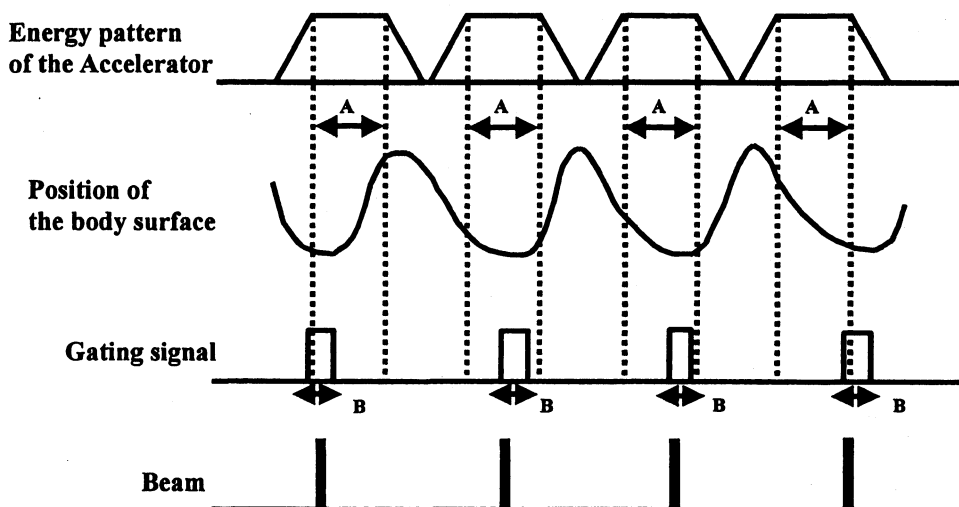
** 三菱電機(株)

*** 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



第1図 現行の呼吸同期方式

Fig. 1 Conventional respiratory-gated irradiation method.



第2図 提案する呼吸同期方式

Fig. 2 The proposed respiratory-gated irradiation method.

を下げると精度が上がる代わりに照射時間が延長し、閾値を上げると精度が下がる代わりに照射時間が短縮する。現行の呼吸同期方式では、患者への負担増が懸念される照射時間の延長をきらって、ある幅を持った範囲内で正常細胞への被曝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。

2.2 提案する呼吸同期方式

解決すべき課題としては、治療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、心理的状態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、治療の精度は上がらない。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、正常組織への被曝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。第2図のように、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。

現行の呼吸同期方式では、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、照射効率をそれ程落とさずに照射精度向上が可能である。放射線治療の分野に、フィードフォワード的な制御を持ち込むことは、これまで行われてこなかった。提案方式では、呼吸の安定化の元で誤照射のリスク低減を図り、フィードフォワード制御を可能にする。

2.3 呼吸安定化手法

音楽と呼吸の相互引き込みを応用した呼吸安定化手法について以下に説明する。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おさまるので、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のみ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次の式で与えられる¹⁰⁻¹²⁾。

$$d\theta_1/dt = \omega_1 + \xi_1 h(\theta_2 - \theta_1) \quad (1)$$

$$d\theta_2/dt = \omega_2 + \xi_2 h(\theta_1 - \theta_2) \quad (2)$$

ここで、 $h(\theta)$ は周期 2π の関数である。 θ_1 は音楽を操作する振動子の位相である。音楽の小節周期に基づいて位相を定義し、小節の開始タイミングを位相原点と定義する。 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ペースとなる。 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振動子は聴取者の呼吸に合わせてようとし、小さくすれば自分のテンポで演奏しようとする。 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、吸気もしくは呼気の開始タイミングを位相原点と定義する。 ω_2 は聴取者の呼吸固有振動数、 ξ_2 は聴取者における結合係数であり、この二つは聴取者の内的なものである。式(1)、式(2)により、聴取者の呼吸周期と音楽の小節周期との間で相互引き込みを起こす。

式(1)の右辺第二項がない場合が強制引き込みに相当し、人間の生理的挙動を一定値に制御することになる。強制引き込みでも引き込みは成立し、呼吸の制御は可能と考えられるが、お互いに歩み寄るのではなく、呼吸が音楽に一方的に歩み寄る状態は、患者に対して、生理的にも心理的にも負荷をかけるものになると予想される。この負荷が外乱となり、呼吸の安定化の妨げになるとの仮説により、我々は引き込み方式に相互引き込みを採用している。実際、治療中はBGM音楽が常にかかっているが、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。このことから強制引き込みのみでは呼吸の安定化には不十分であると考ええる。

式(1)、式(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。さらに、引き込みに音楽に合わせたタッピング動作を導入することにより、その発生率が上昇するという知見がある¹³⁾。次節以降の検証実験では、相互引き込みに、音楽に合わせたタッピング動作を導入した。

2.4 呼吸ボトム予測手法

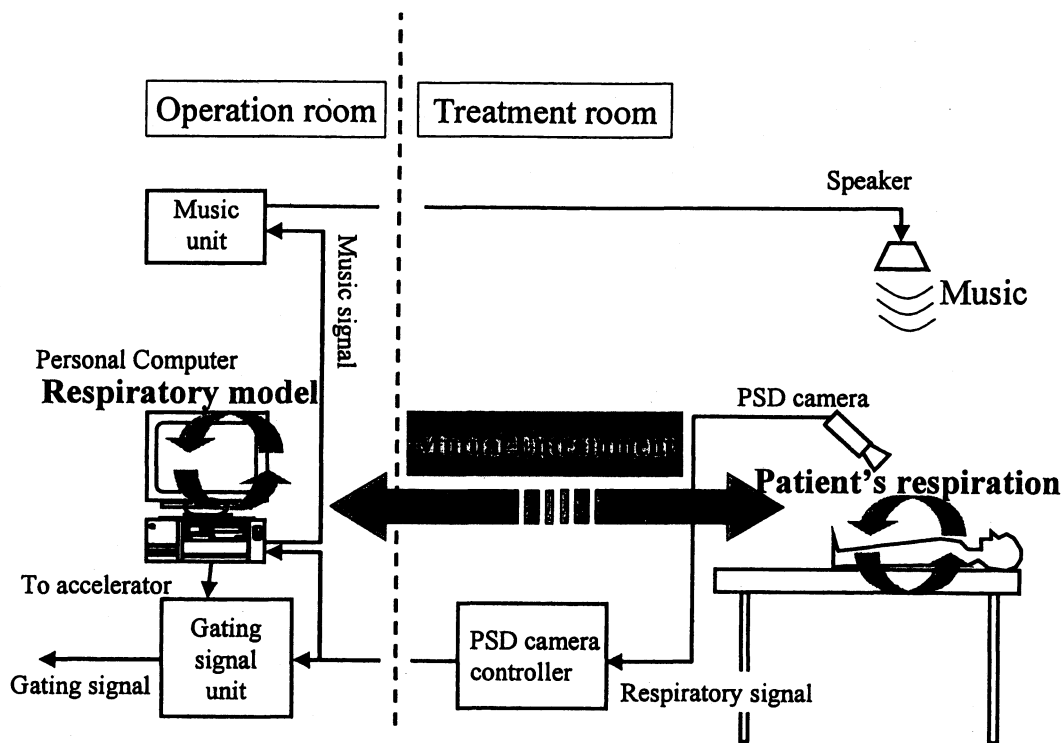
前節の呼吸安定化手法を適用し、呼吸周期が十分安定化した状態において、 n 番目の呼吸周期を、過去の p 個 ($n-1$ 番目, $n-2$ 番目, ..., $n-p$ 番目) の呼吸周期から予測する。最初に、体表変位の1階微分波形からゼロクロス時点 (正から負へ) を検出する。その検出時点を取りガーとして、同じく一つ前のゼロクロス時点 (正から負へ) との間で体表変位の最小値を検索し、検出時点当該呼吸のボトムとする。次に、呼吸ボトムの検出時点と一つ前の呼吸ボトムの検出時点との時間差を計算し、当該呼吸の呼吸周期とする。当該呼吸の呼吸周期が算出された後、次のゼロクロス時点 (正から負へ) が検出されるまでの間に、カルマンフィルタを使って、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(3)によって目的変数である次の呼吸周期 (y_n) を予測計算し、呼吸ボトムの出現時点を推定する。

$$y_n = a_1 \times y_{n-1} + \dots + a_p \times y_{n-p} \quad (3)$$

ここで、 y_n を実測値とすると、 $[y_n - \hat{y}_n]$ 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(3)を修正する。具体的には、観測誤差の二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形に収束し、予測精度が向上する。

2.5 開発システム

呼吸の安定化と次の呼吸周期の予測、予測した呼吸ボトムのタイミングでゲート信号を生成する新しい概念の呼吸同期方式を開発した。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、位相振動子のシミュレーション、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。第3図にシステム構成を示す。治療現場は患者のいる治療室と放射線技師のいる操作室とに分かれている。従来の操作室側システムに、位相振動子を搭載した



第3図 システム構成
Fig. 3 System configuration.

Personal Computer (PC) と音響ユニットを追加する。

呼吸は、患者の腹部に貼り付けた体表マーカ（赤外LED）の位置変動を PSD (Position Sensitive Detector) カメラ（豊中研究所）とそのコントローラ（PS-1100；豊中研究所）でモニタリングすることで得る。PSD カメラコントロー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 1 kHz, 12 bit 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、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。データ取り込み、MIDI ファイルの再生等のソフトウェア部は Microsoft 社の Visual C++ で開発し、Windows SDK (Software Development Kit) を用いて作成した。PC では同時に、過去の蓄積した呼吸周期からカルマンフィルタ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新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旧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。

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 1 msec で計算することでリアルタイムに音響信号を出力する。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。例えば、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), 60 (bpm: 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、位相振動子と患者の呼吸とが相互に引き込むようになる。

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。複数名の被験者に次節の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。

2・6 検証実験

2・6・1 被験者 健常大学生 12 名を被験者にして新呼吸同期方式の有効性を検証した。実際の治療に近い状態を再現するため、第 4 図のようにベッド上仰臥

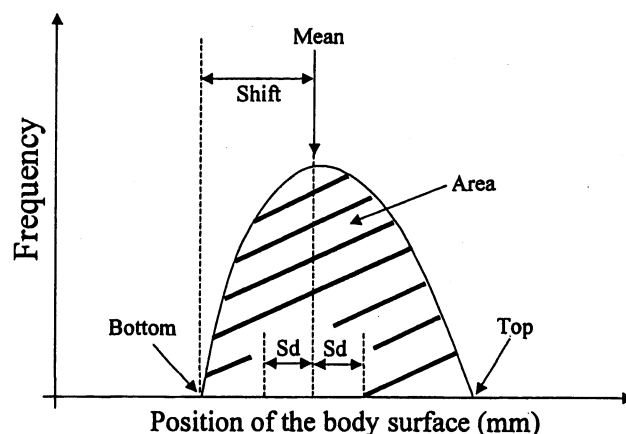


第4図 実験風景
Fig. 4 Experimental view.

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、人差し指等で、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。赤外線マーカを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。

2・6・2 実験プロトコル 計測は次の手順で実施した。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：95 bpm、演奏時間：150秒、4/4拍子）、曲B（大きな古時計、初期テンポ：90 bpm、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。

2・6・3 解析 提案する新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2,000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カルマンフィルタを用いた。第5図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、照射精度を表す指標と照射効率を表す指標について説明する。まず、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



第5図 照射精度を表す指標と照射効率を表す指標
Fig. 5 Indices for irradiation accuracy and efficiency.

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。

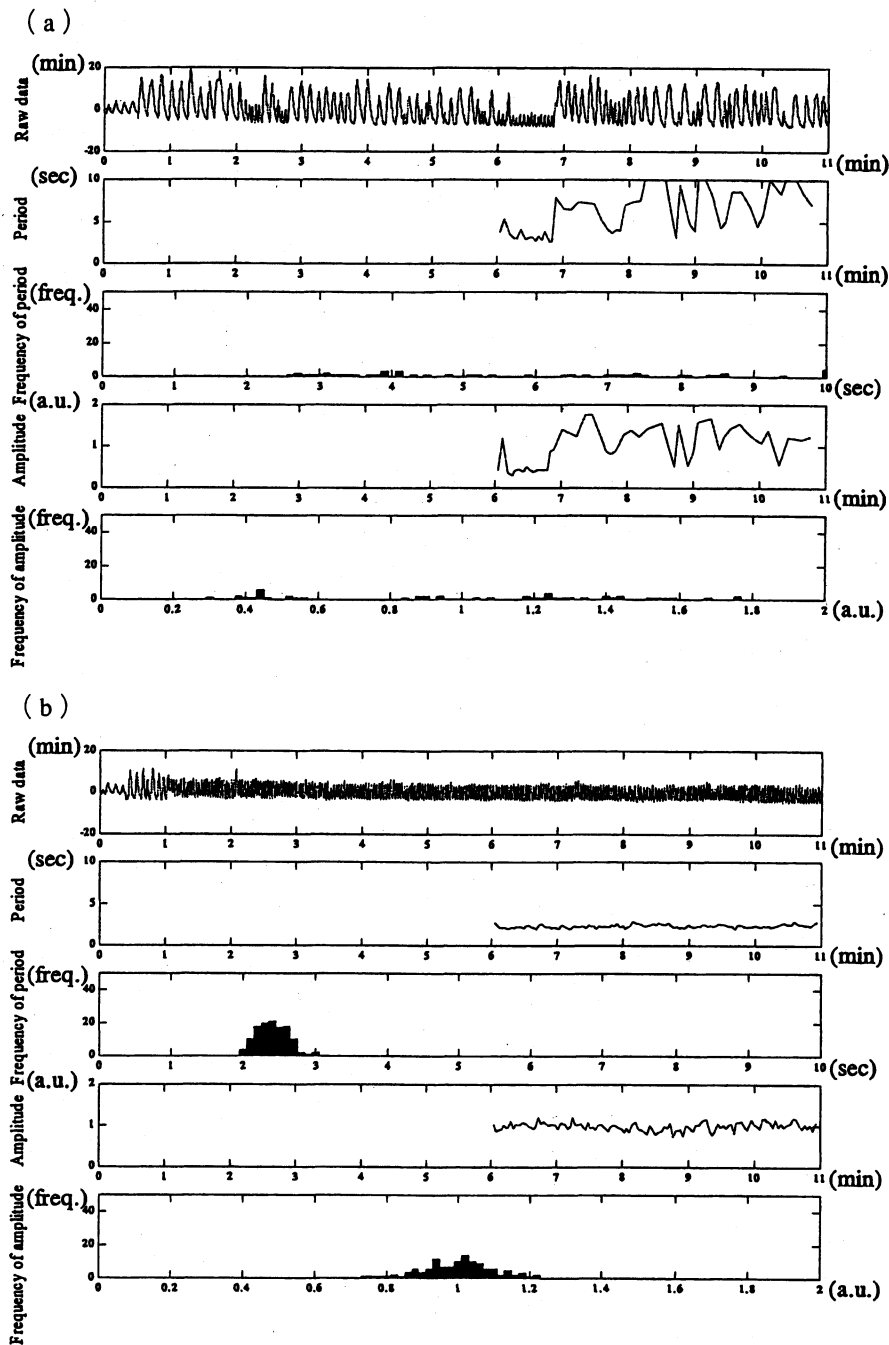
3. 結 果

3・1 体表変位

体表変位の生データ、周期のトレンドグラム、周期のヒストグラム、振幅のトレンドグラム、振幅のヒストグラムの1例を示す。第6図(a)は安静セッションの結果である。安静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。第6図(b)は同一被験者の音楽聴取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、第6図(b)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。

第1表に解析対象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ており、音楽を聴取した場合、呼吸周期が安定化する傾向にあった。呼吸振幅の標準偏差に関しては、音楽聴取セッションと安静セッションでほぼ同様の値であり、呼吸振幅の安定化に差異は見られなかった。

第7図にビームの照射タイミングの1例を示す。第6図とは別被験者の音楽聴取セッションの結果である。提案方式の方が現行方式より、呼吸ボトムに近い



第6図 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. 6 An example of respiratory raw data, and frequency distributions of the period and amplitude.

(a) When resting, (b) When listening to music.

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射出状態ではなかったことによる。

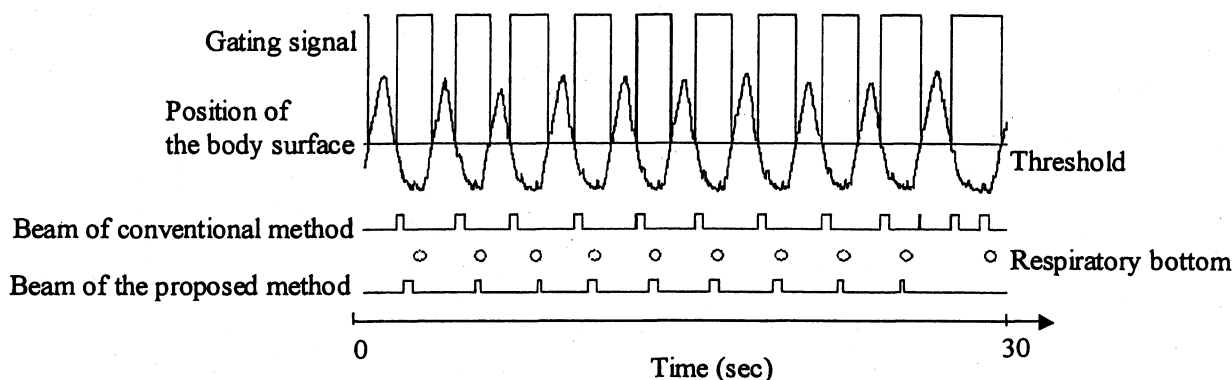
第8図(a)に安静状態、現行方式によるビーム照射時の体表変位ヒストグラムの1例を示す。第6図と同

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。第8図(b)に同一被験者の音楽聴取時、新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。

第1表 全被験者の呼吸指標

Table 1 Respiratory indices for all subjects.

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

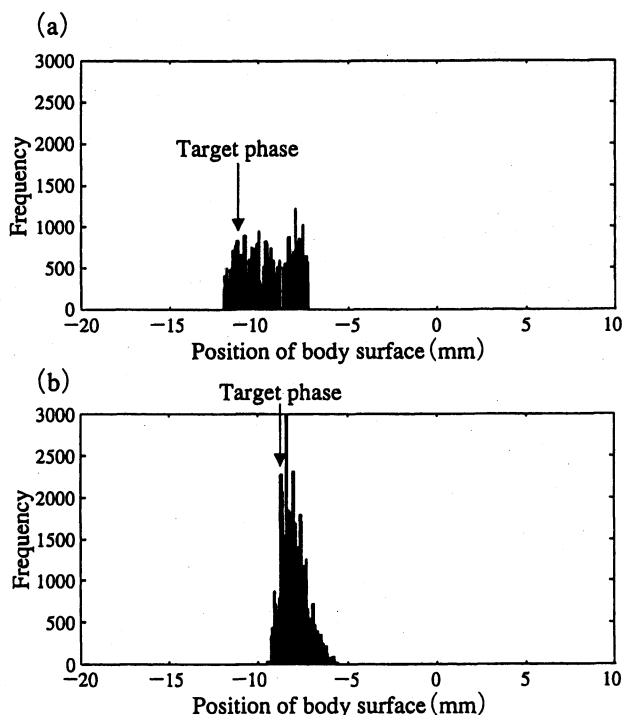


第7図 ビーム照射タイミングの比較の1例

(a) 安静時, (b) 音楽聴取時.

Fig. 7 An example comparison of beam irradiation timing.

(a) When resting, (b) When listening to music.



第8図 体表変位の分布の1例

(a) 安静時, (b) 音楽聴取時.

Fig. 8 An example of frequency distributions related to body surface position.

(a) When resting, (b) When listening to music.

3.2 照射精度と効率

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, 安静セッション・現行方式と音楽聴取セッション・提案方式と比較すると, Shiftは約38% (1.6 mm $\rightarrow$ 0.6 mm) 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 (1.6 mm $\rightarrow$ 1.2 mm).

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 $\rightarrow$ 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, 新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.

4. 考 察

音楽に合わせてタッピングすることで, 呼吸が安定化することが確認できた. しかし, 実験後の被験者の内省報告によれば, 相互引き込みではタッピングしにくいという意見が少数だが出ており, 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. 今回の検証実験では, 実験開始直後, 安静状態の呼吸周期を一定時間計測し, ω_1 を決定し, その後 ω_1 は固定とした. ξ_1 は事前にチューニングし, これも固定とした. リズムのゆらぎのない強制引き込みとタッピング

を組み合わせた方式が呼吸の安定化手法として適用できる可能性もあるが、その場合、音楽のテンポが不変であるため、引き込みを成立させるためには、 ω_1 の設定を注意深く行う必要がある。主観評価を含めた相互引き込みと強制引き込みの差異に関しては、今後の検討課題としたい。

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、引き込みアルゴリズムの説明に使った式で考察する。式(2)の ξ_2 は被験者の内的なものであり、音楽への集中度(意識)に強い影響を受ける。タッピングをすることで音楽への集中度が高まり 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ということが説明できる。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、他の影響(外乱)が低減し、呼吸リズムが音楽リズムに対して、より強力に引き込むようになったものと考え¹³⁾。音楽に合わせてタッピングすることで、呼吸周期は安定化するが、呼吸振幅までは安定化しないことがわかった。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するため、呼吸周期が安定化すれば目的は達成できる。現行の閾値方式では、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。なお、予測方式にカルマンフィルタを用いたが、単純な外挿である過去の呼吸周期の移動平均モデルや自己回帰モデルを使った場合でも、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。

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。一方で、放射線治療では、治療計画作成時の患者の位置を治療時に再現する位置決めという過程があり、非常に多くの時間を割いているという実態がある。位置決めで正確な位置合わせをしても、現行方式のように、目標位相からはずれたタイミングでもビームを照射している場合、照射精度としては改善の余地が大きい。提案呼吸同期方式により、正確な位置決め精度をそのままビーム照射に反映させることが可能となり、大幅な照射精度の向上が期待される。さらに、正常組織への被曝が少ないこと

から、一発の照射の線量を高めることが可能となり、照射効率の向上も期待される。

5. ま と め

具体的には以下の成果を得た。①音楽に合わせた指のタッピング動作を導入することで、引き込み率を飛躍的に向上させた。②呼吸が安定化した状態で過去の呼吸周期から未来の呼吸周期を予測する機能を開発し、予測位相でビームを照射する新しい概念(フィードフォワード制御)の呼吸同期方式を確立した。③以上の新機能の効果を検証し、従来と比較して臓器変動に起因するビーム照射ずれが1/3弱に低減することを確認した。

文 献

- 1) S. Minohara, T. Kanai, M. Endo, K. Noda & M. Kanazawa: Respiratory gated irradiation system for heavy-ion radiotherapy, *Int. J. Radiat. Oncol. Biol. Phys.*, 47-4, 1097/1103 (2000)
- 2) H. D. Kubo, P. M. Len, S. Minohara & H. Mostafavi: Breathing-synchronized radiotherapy program at the University of California Davis Cancer Center, *Med. Phys.*, 27-2, 346/353 (2000)
- 3) 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, 養原伸一, 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*, 11-4, 271/278 (1999)
- 4) 渡辺富夫: 成人間コミュニケーションにおけるエントレインメント(音声一体動同期現象)の分析, *情報処理学会論文誌*, 26-2, 272/277 (1985)
- 5) 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論文集*, 207/210 (2000)
- 6) T. Yamamoto & Y. Miyake: Generation of sympathetic space in embodied music communication, *Proc. of 1999 IEEE International Conference on Systems, Man, and Cybernetics*, V-1045/V-1048, Tokyo (1999)
- 7) T. Yamamoto & Y. Miyake: Analysis of interaction in musical communication and its modeling, *Proc. of 2000 IEEE International Conference on Systems, Man, and Cybernetics*, 763/768, Nashville (2000)
- 8) 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*, 38-9, 800/805 (2002)
- 9) 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, 第17回生体生理工学シンポジウム, 389/390 (2002)
- 10) 蔵本由紀: パターン形成, 149/186, 朝倉書店, 東京 (1991)
- 11) 森 肇, 蔵本由紀: 散逸構造とカオス, 76/96, 岩波書店, 東京 (1994)
- 12) 大同寛明: 振動子集団における引き込み相転移, *数理科学*, 6-408, 44/51 (1997)
- 13) F. Haas, S. Distenfeld & K. Axen: Effects of perceived musical rhythm on respiratory pattern, *J. Appl. Physiol.*, 61-3, 1185/1191 (1986)

Development of a Respiration-gated Irradiation System Using Music in Radiotherapy*

Kousuke HIRASAWA,** Naoki SHIRAMATSU,** Tomohito YAMAMOTO,***
Hisashi HARADA,** Yoshihiro MIYAKE***

In radiotherapy, it is essential to focus the radiation on the affected parts of the internal organs, like lung, liver etc., while minimizing the exposure to healthy tissues. Although methods that apply the beam to affected parts in synchronization with the patients' breathing have been used extensively, irradiation accuracy is not sufficient when the respiratory status of the patient is unstable. In this paper, we propose a new irradiation system that features (1) stabilizing the patients' respiration by synchronizing the rhythm of his/her breathing with that of music being played, and (2) controlling the timing of the irradiation based on the predicted respiratory phase instead of the measured phase that has been used widely. From experimental results using 12 subjects, it is possible to clarify that deviation of the beam irradiation position from the targeted point has been decreased to one-third as compared to conventional methods, resulting in a dramatic improvement in the accuracy of the irradiation system.

*Presented at the Symposium on Biomedical Engineering 2003, Sapporo, September 2003.

Received August 1, 2003 ; revised October 9, 2003.

**Mitsubishi Electric Corporation

***Department of Computational Intelligence and Systems Science, Interdisciplinary Graduate School of Science and Engineering, Tokyo Institute of Technology