

心臓 CT 対応時間分解能測定ファントムの開発

要旨

金属球体による時間分解能測定装置を心臓 CT のマルチセグメント再構成法に対応するように、心電図と同期した金属球体の連続発射機構に発展させた。主要な改良は、バネの反動による金属球体発射機構と、コンピュータコントロールによるその自動連射である。発射の動力にはサーボモータを用い、発射のトリガにソレノイドを用いた。USB インターフェースによりサーボモータとソレノイドをコントロールし、同時にそれと同期した心電図を出力した。64 列マルチスライス CT に本装置を接続し、心電図同期のスキャン中に金属球を連続発射した。適切なスライス面を選択し、心位相 0~99% の画像を再構成して球体のストリーク画像を取得した。各スライス画像の CT 値を取得し、最大値を 100% として正規化した後、心位相を時間に変換し、正規化した値を時間軸に対してプロットして時間感度分布 (TSP : temporal sensitivity profile) を作成した。TSP の FWHM (full width at half maximum) を実効時間分解能とし、心電図同期スキャンの時間分解能を測定した。CT による実測画像ではセグメント数に応じて球体のストリーク画像が複数表示され理論と一致し、これらの画像より心拍数と発射タイミングが正確に制御されていることが確認できた。TSP から算出した時間分解能は理論値とほぼ一致したため、本装置によりマルチセグメント再構成法に対応した正確な時間分解能の測定が可能であることが示された。

I. 緒言

近年、多くの施設で心電図同期による心臓 CT 検査が実施されている。心臓 CT では短時間撮像のためにマルチセグメント再構成法が用いられ、その時間分解能の正確な測定法について検討が必要とされている。そこで、市川¹⁾らによって開発された、汎用性と測定精度の高い金属球体による時間分解能測定装置を改良し、心臓 CT のマルチセグメント再構成法に対応させ、金属球体の心電図同期連続発射機構を持つ装置に発展させた。

II. 測定原理

1) 心臓 CT における画像再構成法について

心臓 CT の画像再構成法には、ハーフ再構成法とマルチセグメント再構成法がある。ハーフ再構成法は、各心拍において同一位相で一度に 180 度分のデータを収集する方法であり、1 心拍のデータのみで画像再構成を行うため、実時間での時間分解能となる。例として、1 回転に 0.5 秒の時間を要する CT 装置では、時間分解能はその半分の 0.25 秒となる。一方、マルチセグメント再構成法は時間分解能向上のために開発された方法であり、複数心拍においてハーフ再構成法に必要なデータを分割収集するため、心臓周期内での位相時間の分解能となる。例として、前述と同様の CT 装置であれば、時間分解能は 2 セグメントでは 0.125 秒、3 セグメントでは 0.083 秒と、理論上では、ハーフ再構成での時間分解能の値を単純にセグメント数で除した値となる。

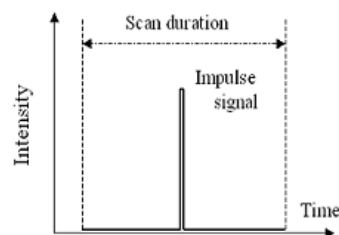


図 1 時間領域のインパルス信号

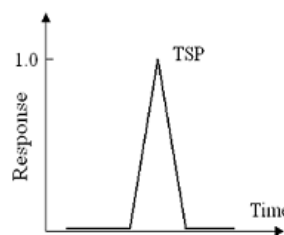


図 2 出力信号の時間応答の例

2) 開発した装置の測定原理

ハーフ再構成法における時間分解能は、時間領域のインパルス信号に対する応答から測定できる。図 1 に時間領域のインパルス信号、図 2 にそれに対する出力信号の時間応答の例を示す。TSP の測定にはインパルス信号源として、スライス面に一瞬だけ現れる高吸収物質が必要である。市川¹⁾らの方法では高吸収物質として金属球を用い、ガントリ内を高速で通過させることでインパルス信号を得ている。微小なスライス間隔で再構成することで、微小な時間間隔の画像が得られ、その画像から CT 値を測定し、時間における変化を求めることで TSP が得られる。同様に、マルチセグメント再構成法における時間分解能も、時間領域のインパルス信号に対する応答から測定することが可能だが、ハーフ再構成に必要なデータを複数の心拍から分割して収集しているため、心電波形に同期して、心周期の同一位相で金属球体を連続発射する必要がある。このため、パーソナルコンピュータからインターフェースを介して、模擬心電波形を出力し、同時に金属球の連続発射機構も制御することで、心臓 CT のマルチセグメント再構成法に対応させた。

III. 使用機器

使用機器は以下に示すとおりである。

- ・遊戯用金属球（直径 11 mm 鋼製）
- ・金属球発射装置（共同製作）（図 3）
- ・64 列 MDCT: GE 社製 LightSpeed VCT (VCT)
- ・心電計: IVY Biomedical Systems 社製 Cardiac Monitor 3100
- ・ビデオカメラ: Nikon 社製 COOLPIX P60, CASIO 社製 EXLIM HS EX-FC100
- ・ソフトウェア: VisualBasic6.0, ImageJ, Excel

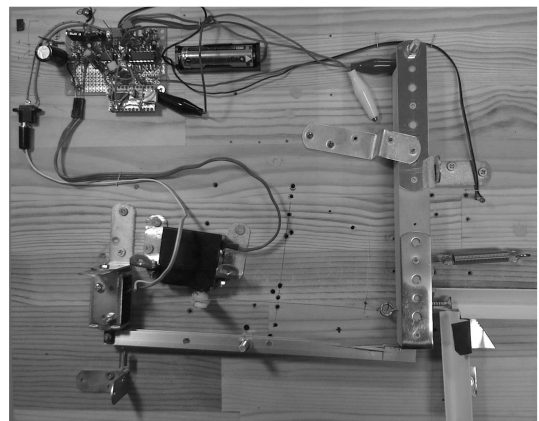


図 3 金属球発射装置

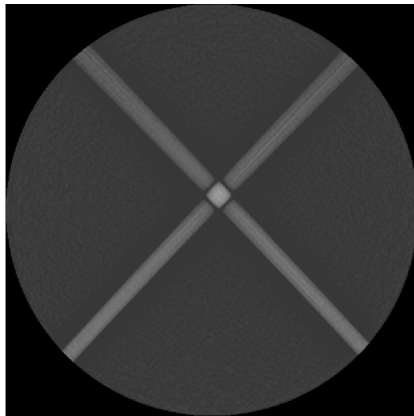
IV. 方法

バネの反動力を利用したハンマーによる金属球体発射機構を、コンピュータ制御による自動連射とするために、バネを引く動力にサーボモータ（GWS, S19CLN）を用い、発射のトリガにソレノイドを用いた。コンピュータの USB 接続ポートより、サーボモータとソレノイドをコントロールし、同時に発射の間隔と同期した約 5msec 幅の心電図を出力した。設定可能な心拍数は、50~120bpm、球体の速度は約 3m/s である。64 列マルチスライス CT に本装置を接続し、心電図同期のスキュン中に金属球を連続発射した。適切なスライス面を選択し、心位相 0~99% の画像を再構成して球体のストリーク像を取得した。フリーソフトの ImageJ を用いて各画像のストリーク像交差部中心に ROI (region of interest) を設定し、CT 値を取得した後、最大値を 100% として正規化した。心位相を時間に変換（位相-時間変換）し、正規化した値を時間軸に対してプロットして時間感度分布（TSP）のグラフを作成した。TSP の FWHM を実効時間分解能とし、心電図同期スキュンの時間分解能を測定した。撮像は 2 セグメント分割、4 セグメント分割の画像となる心拍数（約 68bpm, 約 106bpm）にて行い、撮像条件はどちらも管球回転速度 0.5 秒、ヘリカルピッチ 0.2, スライス厚 0.625mm, 再構成心位相は 0~99% とした。なお、位相-時間変換の式は以下に示すとおりである。

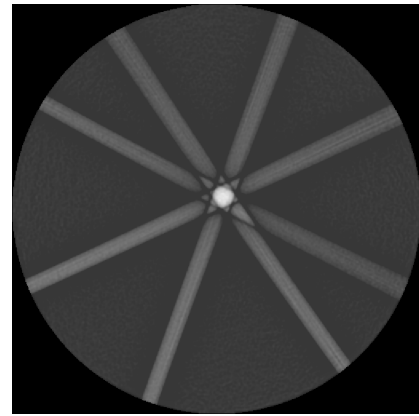
$$Tp = \frac{60}{HR} \times \frac{p}{100} \quad \dots (1)$$

（ただし、Tp : 位相時間, HR : 心拍数, p : 位相）

V. 結果

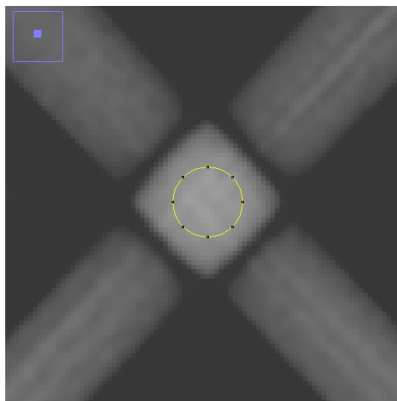


(a) 2セグメント (HR : 68bpm)

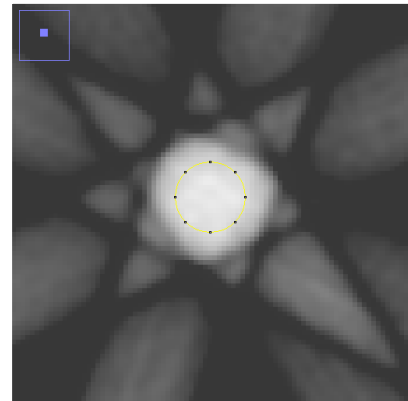


(b) 4セグメント (HR : 106bpm)

図4 再構成画像

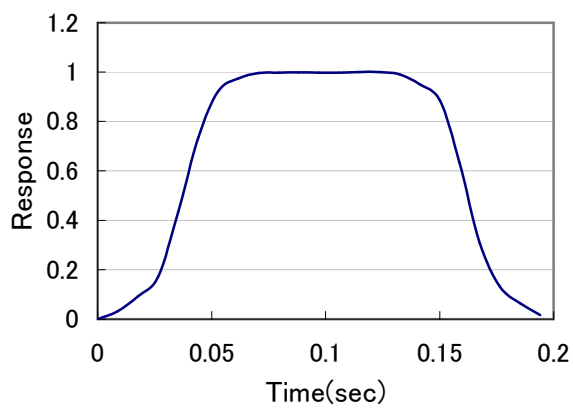


(a) 2セグメント (HR : 68bpm)

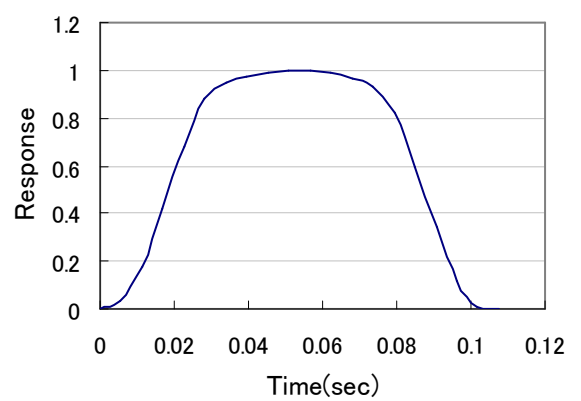


(b) 4セグメント (HR : 106bpm)

図5 ROI 設定位置



(a) 2セグメント (HR : 68bpm)



(b) 4セグメント (HR : 106bpm)

図6 時間感度分布 (TSP)

図4, 5は各心拍数における再構成画像とROIの設定位置を示したものである。再構成画像には、セグメント数に応じて球体のストリーク像が複数表示され、再構成の基本と一致した。図4(a)においては理論通り90度に交差したストリーク像が得られた。図4(b)においては各ストリーク像が45度で交差したストリーク像が得られると推測されたが、交差角度にズレが生じていた。

図6は各心拍数における時間感度分布(TSP)をグラフに示したものである。図6(a)より、HRが68bpmの場合、FWHMの測定値は0.125秒となり、理論値と一致した。また、図6(b)より、HRが106bpmの場合、FWHMの測定値は0.068秒となった。この値は、HR=106bpmでの心周期(約0.566sec)を基準とした場合、理論値(0.0625秒)から約1%大きい値であった。

VI. 考察

HR=68bpmの場合、再構成画像により、心拍と発射間隔が正確に制御されていることが確認でき、時間分解能も理論値と一致していた。一方、HR=106bpmの場合はストリーク像の交差角度にズレが生じており、時間分解能も理論値と僅かに異なっていた。この原因として、①心拍と発射間隔の精度、②金属球の発射速度が考えられる。

心拍と発射間隔の精度について、LEDを心拍と同期して点滅させながら、金属球体を8回連続発射し、1000frame/secの高速ビデオカメラによる撮影によって検証を行ったところ、8回中2~3回において検証した心拍数(HR=65, 68, 72, 90bpm)の心周期に対して約1%の誤差を生じた。心拍と発射間隔にズレがある場合、金属球がX線に投影されるタイミングにもズレが生じるため、ストリーク像の交差角度にもズレが生じ、それによりTSPの時間軸方向の広がりが大きくなったと考えられる。今回の測定でHR=68bpmのとき、理論値に等しい値となったのは、測定時に、金属球が正確な間隔で発射されていたためだと考えられる。なお、この心拍と発射間隔のズレの発生原因としては、制御プログラムがマルチタスクのOS上で動作するため、他のタスクの影響により処理に遅延が生じ、信号入力にも影響が出たものと考えられる。この点については、コンピュータ制御機構に改良を加えることで解決が可能である。

今回使用した64列MDCTのZ軸方向の検出器幅は4cmである。したがって、球体速度が3m/secのとき、この検出器の通過に要する時間は約0.013secである。各心拍の心周期に対してこの時間の占める割合は、HR=68bpmで約1.5%、HR=106bpmで約2.3%である。よって、HR=106bpmに対する球速の影響が大きくなり、これが誤差につながったものと考えられる。HR=68bpmと同一の誤差とするには、球速は5m/secあれば十分であると考えられるが、今後金属球体の速度(インパルス信号の許容範囲)の影響についての検討が必要である。

VII. 結語

金属球体による時間分解能測定装置を、コンピュータ制御による連続発射機構に発展させ心臓CTのマルチセグメント再構成法に対応させた。本装置により、心臓CTの正確な位相時間分解能の測定が可能となった。

IX. 参考文献

- 1) 市川勝弘, 高田忠徳, 原孝則, 他: CTにおける時間分解能の新しい測定法, 日本放射線技術学会雑誌 64(9): 1172-1176, 2008
- 2) 辻岡勝美, 井田義宏, 大坪寛知, 他: X線CTにおける Time sensitivity profile(TSP)の考案と測定法の開発—non helical scan, single slice helical scan, multi slice helical scanの比較, 日本放射線技術学会雑誌 56(12): 1461-1469, 2000