

《原 著》

心電図同期心プールシンチグラムにおいて用いられる 時間フィルタの周波数特性

二村 良博* 古田 敏也* 下方 辰幸* 坂倉 一義*
桜井 淳一* 千田 実**

要旨 心電図同期心プールシンチグラムで用いられる時間軸平滑化フィルタに関して特性の検討を行った。検討に用いた正弦波は電子計算機で発生させ、1周期を32フレーム、サンプリング周波数は3,200 Hzとした。対象としたフィルタは ① $X'_n = 1/4 \cdot X_{n-1} + 1/2 \cdot X_n + 1/4 \cdot X_{n+1}$ ② $X'_n = 1/10 \cdot X_{n-2} + 1/5 \cdot X_{n-1} + 2/5 \cdot X_n + 1/5 \cdot X_{n+1} + 1/10 \cdot X_{n+2}$ ③ $f(x) = a_0 + \sum_{m=1}^j a_m \sin(mx + \alpha_m)$ の3種とした。ここで X_n, X'_n はそれぞれ n フレームでの1画素の計数値および重みづけ加算平均した値である。③式は周期関数 $f(x)$ に関する j 次項までのフーリエ級数である。正弦波を離散的に収集すると入出力比は 3 Hz まではほぼ 1 で 4 Hz 以上は 1 より小となり、かつ一定値をとらず振動した。①は入出力比は 2 Hz まで 1, 遮断周波数はほぼ 7 Hz であった。②は 1 Hz より減衰が著しかった。③は j 次項までを合成し、j+1 次項以上の成分を除去してノイズを減らす。入出力比は 5 Hz まではほぼ 1 であり遮断性能にすぐれ、画像のノイズ除去に効果的であった。

I. はじめに

心電図同期心プールシンチグラムは、心収縮様式をよく反映するすぐれた非観血的診断法として、その臨床上の有用性が確立しつつある^{1,2)}。一方、本法はシンチグラムであるため本質的に計数の統計変動等による画像ノイズが大きく適切なノイズ処理が画質の向上に必須の操作である³⁾。このノイズ処理をする際には、心収縮様式を反映している本来の情報の歪みを可及的に少なくする工夫が重要となる。現在このノイズ処理に臨床上用いるフィルタには大別して2種の方法がある。一つは空間フィルタ法で、これは主として空間的に隣りあう画素を重みづけ加算平均して行われている⁴⁾。他の一種は時間軸に関して行う時間フィルタ法で、

これは時間軸上で隣りあう画素を重みづけ加算平均して行われているのが一般的である⁴⁾。

核医学の画像に含まれる情報を効率よく引き出すためには、これらフィルタの特性を検討し、その特徴を生かした用い方をする必要がある。本研究の目的は時間フィルタ法に関してその周波数特性を調べ、それを画像処理に応用する点にある。

II. 方 法

時間フィルタの周波数特性の判定に用いる正弦波は電子計算機 (Mincull, DEC) で発生させた (Fig. 1)。この正弦波は心電図同期心プールシンチグラムで臨床上多用されている 1 心周期 32 分割法に模して、サンプリング周波数を 3,200 Hz として 100 点で 1 フレームを構成するようにサンプルをした。したがって 1 フレームの計数値は Fig. 1 の黒塗り部分の面積となる。時間フィルタの周波数特性は正弦波の周波数を 1 Hz より 15 Hz までの範囲で変化させて検討を行った。

本研究で測定対象としたフィルタは、次の 3 種類とした。

* 名鉄病院循環器科

** 同 放射線科

受付：58年10月11日

最終稿受付：59年4月23日

別刷請求先：名古屋市西区松前町3 (5451)

名鉄病院循環器科

二 村 良 博

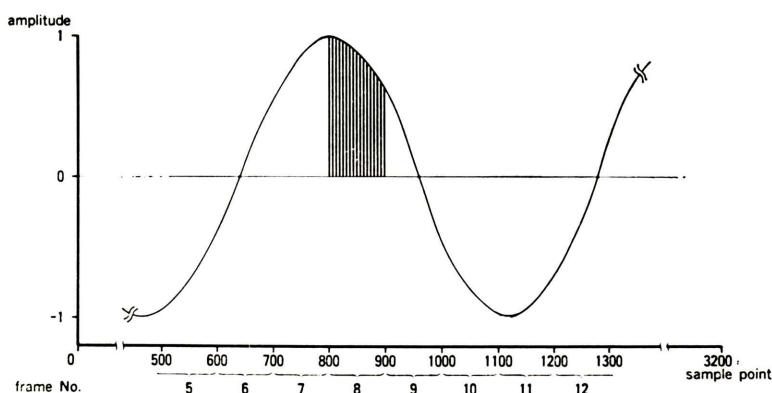


Fig. 1 Schematic illustration of sampling sinusoidal waves generated in digital computer. One frame is composed of one hundred sampled points and one cycle is composed of thirty-two frames.

$$X'_n = \frac{1}{4} \cdot X_{n-1} + \frac{1}{2} \cdot X_n + \frac{1}{4} \cdot X_{n+1} \quad ①$$

$$\begin{aligned} X'_n = & \frac{1}{10} \cdot X_{n-2} + \frac{1}{5} \cdot X_{n-1} + \frac{2}{5} \cdot X_n \\ & + \frac{1}{5} \cdot X_{n+1} + \frac{1}{10} \cdot X_{n+2} \end{aligned} \quad ②$$

$$f(x) = a_0 + \sum_{m=1}^j a_m \sin(mx + \alpha_m) \quad ③$$

ここで X'_n は n フレーム目の 1 画素の平滑化後の計数値, X_{n-2} , X_{n-1} , X_n , X_{n+1} および X_{n+2} はそれぞれ $(n-2)$ フレームから $(n+2)$ フレームまでの 1 画素の計数値を示す。①式は 3 点の重みづけ加算平均であり, ②式は 5 点の重みづけ加算平均である。いずれも入出力比が 1 となるように係数を調整した。また①式を用いるにあたって用いた正弦波の周期性を考慮して, $n=1$ の場合は $(n-1)$ フレームでの計数値 X_{n-1} は第 32 フレームと等しいものを用い, $n=32$ の場合は $(n+1)$ フレームでの計数値 X_{n+1} は第 1 フレームと等しいものとした。同様に, ②式を用いるにあたって $n=1$ の場合は X_{n-2} は X_{31} , X_{n-1} は X_{32} と等しいものとし, $n=32$ の場合は X_{32+2} は X_2 と, X_{32+1} は X_1 と等しいものとした。③式は 1 画素の time activity curve (以下 TAC と略す) を周期関数 $f(x)$ とみなして展開したフーリエ級数である。この際入力信号が j Hz の場合, フーリエ級数を

j 次項まで順次再合成して, $f(x)$ をもとめ周波数特性を調べた^{4,5)}。

臨床例は, ^{99m}Tc 20 mCi 体内赤血球標識法を用いて, 心電図同期心ピールシンチグラム像をえた。この際ガンマカメラは, ZLC 75 (Siemens) に高分解能平行型コリメータを装着し, 64×64 マトリックスで 1 心周期 32 フレームにて撮影した。核医学データ処理装置は ADAC system II を用いた。

III. 結 果

フィルタ①を用いた場合の周波数特性を Fig. 2 に示す。Fig. 2A は正弦波を 32 フレームでサンプリングをした場合でのえられる波形を示す。32 フレームでのサンプリングの場合は視覚的に判断して 5 Hz 程度までは正弦波の特徴を有するが, 7 Hz 以上では正弦波としての判別は困難となる。Fig. 2B は A の波形にフィルタ①を用いて平滑化した場合の波形を示す。3 Hz までは振幅特性はほぼ良好であるが, 5 Hz では振幅比は低下し, 7 Hz 以上では振幅比は明らかに小さくなつた。Fig. 3 は時間フィルタとしてフーリエ級数を用いた場合のえられる波形を示す。フーリエ級数を順次合成してえた合成波は歪みが少なく, 周波数特性も良好であった。Fig. 4 は Fig. 2, Fig. 3 に示したごとく正弦波を用いての実験値からおのおの

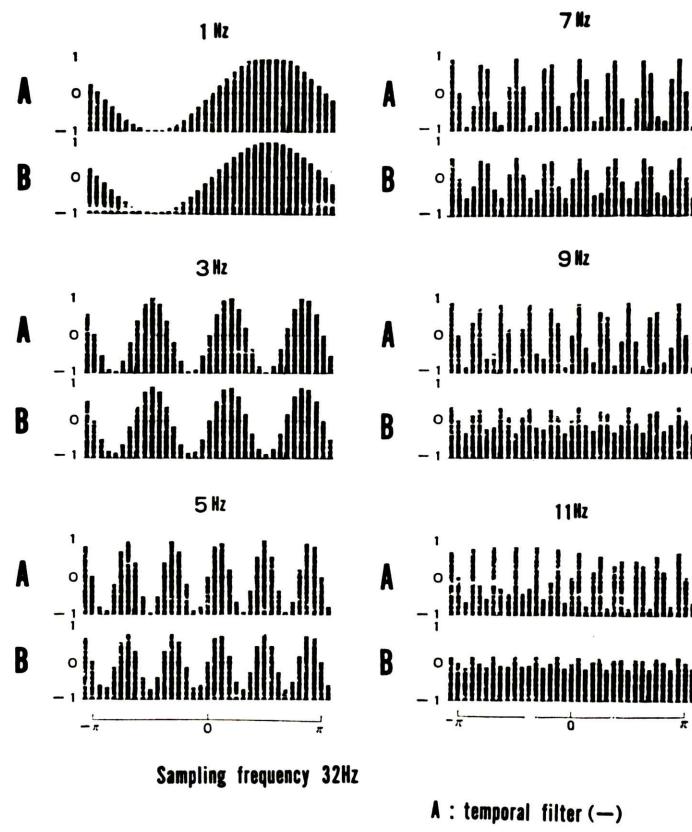


Fig. 2 Acquired sinusoidal waves composed of thirty two frames (A) and smoothed waves (B) of acquired sinusoidal waves by temporal filters (equation 1). Note effect of temporal filter on noises generated by discrete sampling sinusoidal waves above 7 Hz.

のフィルタを用いた場合の振幅特性を計測した結果を示す。Fig. 4A は、32 フレームでサンプルし、時間フィルタを用いない場合の振幅特性を示す。この場合、4 Hz 以上は振幅比が 1 より次第に小さくなり、さらに振動してしまうことを示す。入力した正弦波には全くノイズがなくても、サンプリングのために 4 Hz 以上の周波数領域でいわばノイズを発生することとなる。Fig. 4B は、時間フィルタとして 3 点加算平均法 (①式) を用いた場合の振幅特性を示す。振幅比は 2 Hz から次第に低下し、7 Hz で約 0.5 となるが、32 フレームサンプリング (Fig. 4A) で 4 Hz 以上に生じた振動は良く除去された。Fig. 4C は時間フィルタとし

て 5 点加算平均法 (②式) を用いた場合の振幅特性を示す。この場合、32 フレームサンプリング (Fig. 4A) で生じた振動はやはり良く除去されたが、振幅比は 2 Hz よりすでに著しく低下しているため、3 点加算平均法 (①式) の時間フィルタに比して実用性は乏しかった。Fig. 4D はフーリエ級数の再合成波の振幅特性を示す。この場合振幅比は良く保たれており、10 Hz で約 0.8 と良好であった。Fig. 5 は 1 画素のみの TAC にフーリエ級数合成法を用いた結果を示す。この例では第 4 から第 5 高調波までの合成で良くノイズが除去された。

臨床例の心電図同期心プールシンチグラムへ時

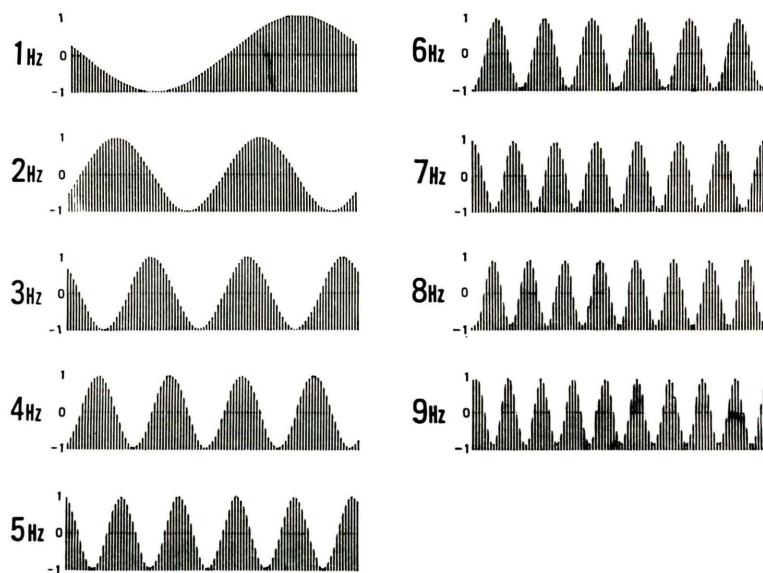


Fig. 3 Smoothed waves of acquired sinusoidal waves by using a truncated Fourier series as a temporal filter.

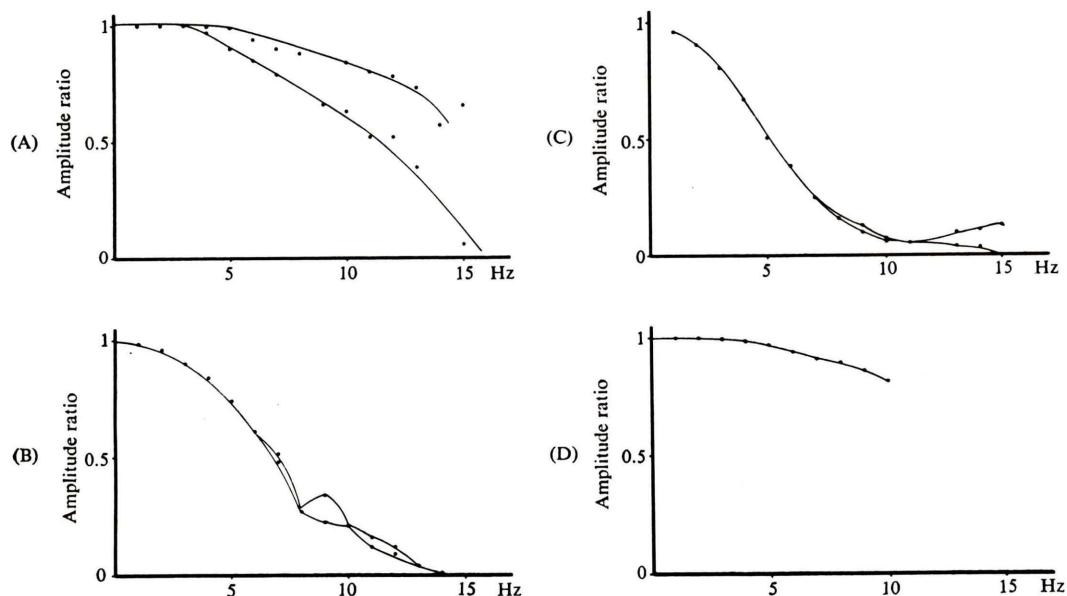


Fig. 4 Frequency characteristics of discrete sampling (A) and following temporal filters (B, C, D).

$$B: X'_n = \frac{1}{4} \cdot X_{n-1} + \frac{1}{2} \cdot X_n + \frac{1}{4} \cdot X_{n+1} \quad (\text{equation 1})$$

$$C: X'_n = \frac{1}{10} \cdot X_{n-2} + \frac{1}{5} \cdot X_{n-1} + \frac{2}{5} \cdot X_n + \frac{1}{5} \cdot X_{n+1} + \frac{1}{10} \cdot X_{n+2} \quad (\text{equation 2})$$

D: Composed of a truncated Fourier series

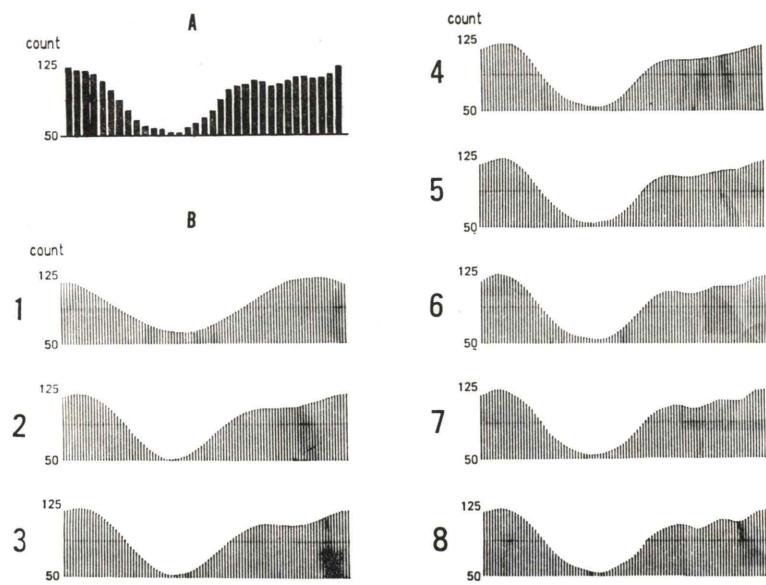


Fig. 5 Time activity curve of one left ventricular pixel in a clinical case (A) and approximation to it using one through eight harmonics in Fourier series (B). Numbers on left side of column are harmonics used in composition.

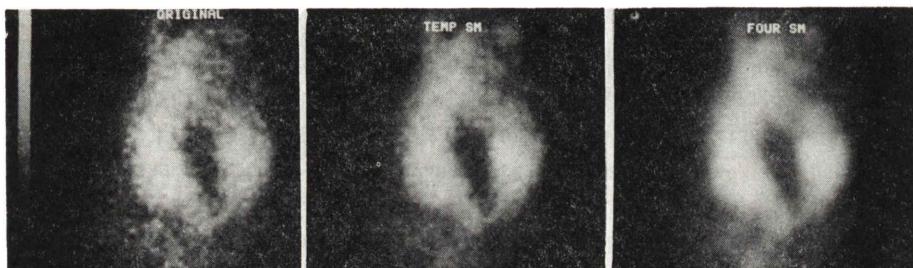


Fig. 6 Images computed by various temporal filters.
Left: original image
Middle: computed image using temporal filter (equation 1)
Right: synthesized image using one through four harmonics in Fourier series

間フィルタとして①式と③式を用いた場合の画像を Fig. 6 に示す。図左は時間フィルタを加える前の原画である。図中央は①式の 3 点加算平均法を用いて平滑化した場合の画像を示し、図右は③式のフーリエ級数を応用して平滑化した場合の画像を示す。明らかにフーリエ級数を用いて平滑化した場合は 3 点の重みづけ加算平均法を用いて平滑化した場合に比し、見やすい画像がえられた。

Figure 7 は Fig. 6 に示したおのおのの動画の

左室中央の同一部位における 1 画素の TAC を示す。図左の原画における TAC は著しいノイズを含むが、図中央の 3 点重みづけ加算平均法により平滑化した TAC はかなりノイズが減少した。さらに図右のフーリエ級数を用いて平滑化した TAC は著しくノイズが減少した。

IV. 考 案

核医学でえられる画像には計数の統計変動等に

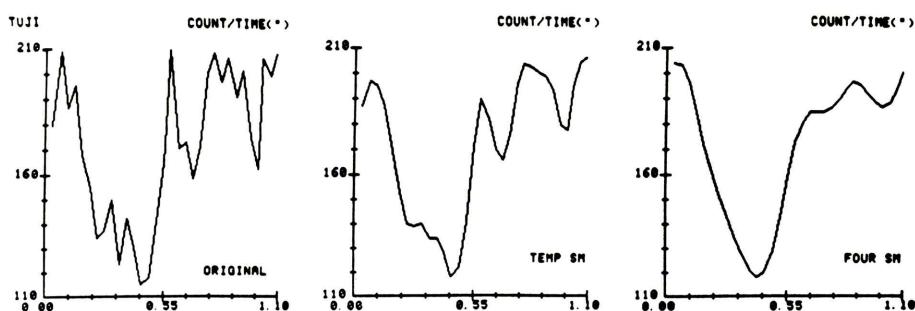


Fig. 7 Time activity curves in center of left ventricle of images presented in Fig. 6.

Left: original curve

Middle: computed curve using equation 1

Right: computed curve using one through four harmonics in Fourier series

より高いレベルのノイズが含まれており、この除去は画質の向上のために重要である³⁾。心電図同期心プールシンチグラムのように動画の場合は、さらに本稿で示したようなサンプリング周波数が低いために生ずるノイズも問題となる⁶⁾。

心臓核医学においてはこれらのノイズの除去には主として電子計算機によるディジタルフィルタ、すなわち空間フィルタと時間フィルタが用いられている³⁾。空間フィルタは主として9画素を用いた平滑化処理が一般的に行われている。一方時間フィルタは心電図同期心プールシンチグラムにおいては生体からの信号が、直流成分から始まって比較的低い周波数領域に大きな振幅をもち、ノイズはより高い周波数領域に大であることから、低域通過フィルタが用いられる。この場合、フィルタの特性として必要な点は ⑧通過域はなるべく平坦な振幅特性をもつこと、⑨減衰域は遮断特性が急峻で減衰量が大きいこと、である。このような観点から本研究で調べた時間フィルタの特性を検討してみると、①式による3点のスムージングは一般的に良く用いられているが、3 Hz以下の振幅特性の平坦さはやや不良であり、2~3 Hzに含まれる生体からの情報は軽度に減衰してしまう。3~4 Hz以上の減衰域の遮断特性がゆるやかであり、ノイズの除去は不十分なものとなる。この点は TAC を微分する際には高い周波数成分ほど利得が増えるため際立った欠点となってくる。

一方、フーリエ級数の合成による方法は、振幅比は前者に比してより高い周波数領域まで良好であり、実用性が高い。しかも通過域すなわち必要とする周波数領域のみを取り出すことが容易であり、それ以上の周波数成分を容易に除去することができる。この点はノイズ除去には有利であり、加算平均法により設計されたフィルタでは、これだけの減衰性能を得ることは困難である⁴⁾。

本研究では、以上の理論的背景から本法を画像処理に応用した。その結果、空間フィルタを用いないで、フーリエ級数合成法による時間フィルタを用いるのみでかなり画質を向上させる結果を得た。このことは、9画素を用いる空間フィルタの特性として画像が平面で近似できない部分で真の値と異なってしまい、特にエッジは画像が平面で近似できず平滑化により“だらけ”が生じてしまう等の欠点があり⁴⁾、もし本法により空間フィルタの使用が不用であれば、これらの欠点を補う可能性のあるものである。

フーリエ級数を用いて平滑化をはかる場合、用いる高調波の次数を決めることが重要である。心電図同期心プールシンチグラムでは心内腔の容積変化のパワースペクトラムとノイズのパワースペクトラムを対比してノイズを臨床上無視しうるレベルまで下げるようフィルタの周波数特性を設計することが本質的には重要であるが、この点に関してはくわしいデータは存在しないのが実情で

ある。そこで経験的かつ視覚的に TAC を判断して用いる高調波の次数を決めねばならない。したがって、フーリエ級数を用いて平滑化した画像は用いた周波数領域の範囲内で臨床上の判断を行うことが必要である⁷⁾。

演算時間に関してはフーリエ級数を用いる平滑法は 3 点の重みづけ加算平均法に比して計算量がはるかに多く、本研究でもフォートランでプログラム作成を行って計算を行ったところ約 25 分間の演算時間を要した。この点は、プログラムの改良等による計算スピードの向上が実用上必要である。

V. 結 語

心臓核医学において用いられるディジタル時間フィルタに関して検討を行い、ノイズ処理の演算法としてフーリエ変換法は心臓核医学に適した周波数特性をもつことを示し、本法を画像処理に用いて良好な成績を得た。

文 獻

- 1) Adam WE, Tarkowsha A, Bitter F, et al: Equilibrium (gated) radionuclide ventriculography. *Cardiovasc Radiol* **2**: 161-173, 1979
- 2) Links J, Douglass KH, Wagner HN: Patterns of ventricular emptying by Fourier analysis of gated blood pool studies. *J Nucl Med* **21**: 978-982, 1980
- 3) 中嶋憲一: 心電図同期心プールシンチグラフィを用いた functional imaging による心機能評価 (I). *核医学* **20**: 1-10, 1983
- 4) 土井康弘, 安藤 繁: 画像処理論. 昭晃堂, 1981
- 5) 二村良博, 橘 俊世, 市江良康, 竹内省三, 安井昭二, 水野 康, 久田澄夫: 左室圧波の解析および Catheter-Manometer system の特性の検討. *医用電子と生体工学* **13**: 214-222, 1975
- 6) 電子計算機による信号処理: B. ゴールド, C. M. レイダー, 共立出版, 1980
- 7) Bacharach SL, Green MV, Vitale D, White G, Douglas MA, Bonow RO, and Larson SM: Optimum fourier filtering of cardiac data: a minimum-error method: concise communication. *J Nucl Med* **24**: 1176-1184, 1983

Summary

Frequency Characteristics of Temporal Filters Used in ECG Gated Blood Pool Scintigraphy

Yoshihiro FUTAMURA*, Toshiya FURUTA*, Tatsuyuki SHIMOKATA*,
Kazuyoshi SAKAKURA*, Junichi SAKURAI* and Minoru SENDA**

**Department of Cardiology, **Department of Radiology, Meitetsu Hospital*

The purpose of this study is to assess the frequency characteristics of several temporal filters used in ECG gated blood pool scintigraphy and to apply the temporal filters to the image processing. The three following filters were analyzed;

$$(1) X'_n = \frac{1}{4} \cdot X_{n-1} + \frac{1}{2} \cdot X_n + \frac{1}{4} \cdot X_{n+1}$$

$$(2) X'_n = \frac{1}{10} \cdot X_{n-2} + \frac{1}{5} \cdot X_{n-1} + \frac{2}{5} \cdot X_n + \frac{1}{5} \cdot X_{n+1} + \frac{1}{10} \cdot X_{n+2}$$

$$(3) f(x) = a_0 + \sum_{m=1}^j a_m \sin(mx + \alpha_m)$$

where X'_n is the averaged pixel count of the n-th frame and X_n is a pixel count of n-th frame.

The last equation is Fourier transformation. Sinusoidal waves were generated in the digital computer in order to assess the frequency characteristics of the filters. The sinusoidal waves were sampled by 3,200 Hz and one frame was created by one hundred sampling points. One cycle was composed of thirty two frames as usually used in the gated blood pool study.

At the discrete sampling of the sinusoidal waves, the amplitude ratio of input to output signal was almost flat up to 3 Hz. But the ratio

oscillated above 3 Hz.

This oscillation was created by the discrete sampling and was regarded as the newly produced noise. By using the first filter, the amplitude ratio of input to output was almost flat up to 2 Hz. But above 3 Hz, the amplitude ratio was less than 1 and the cut-off frequency was 7 Hz. By using the second filter the amplitude ratio was already less than 1 at 1 Hz and the cut-off frequency was 5 Hz. By the third filter, the amplitude ratio was almost flat up to 5 Hz and then gradually decreased above 5 Hz. All filters damped the noises created by the discrete sampling of the sinusoidal waves.

The third filter had the excellent frequency characteristics.

The reasons were (1) the distortion of the output wave was small because of the flat amplitude ratio, and (2) the noises were eliminated by filtering with an abrupt high frequency cut-off. Therefore, Fourier filtering is useful for the image processing in the gated blood pool study.

Key words: Gated blood pool study, Temporal filters, Fourier transformation, Frequency characteristics.