

第62回北海道医学大会演題抄録用原稿用紙

加速度センサー使用による自動レート可変型ペースメーカーの試作

(札幌医大胸部外科) ○兼古 悟・星野 豊

小松作藏

現在、ペースメーカーは、マルチプログラミ化、テレメトリー化、フィジオロジカルペーシング化等、種々の試みが行なわれているが、特に子供、成人男子等運動量変化が多く運動量の多い患者には、運動量の変化にともない、ペーシングレートの追従する自動レート可変型ペースメーカーが必要であるが、その報告は、少ない。

今回、われわれは運動量変化にともなう体動加速度変化に着目し、正常成人の運動時体動加速度と心拍数変化の測定を行ない、興味ある結果を得たので報告する。

原著論文

加速度センサー使用による自動レート可変型 ペースメーカーの試作 —第2報—

札幌医科大学胸部外科

兼古 悟, 星野 豊, 浅井康文, 杉木健司, 小松作藏

心臓ペーシング Vol. 2 No. 2 1986 別刷

日本心臓ペーシング学会

原著論文

加速度センサー使用による自動 レート可変型ペースメーカーの 試作 —第2報—

札幌医科大学胸部外科

兼古 悟, 星野 豊, 浅井康文, 杉木健司, 小松作藏

加速度センサーを使用し、身体活動の生理的要件に応じ、正常心臓と同様に、ペースメーカー植え込み患者心拍数をコントロールする生理的ペースメーカーの試作を行ない、その性能評価を行なった。

被検者右胸部上部に加速度センサーを固定し、運動時に身体に生ずる上下方向加速度を検出、その信号を積分しペーシングレートのコントロールを行なった。成人男子被検者による歩行、階段昇降、ランニングの運動負荷テストを行なった。被検者心拍数(Y)と試作ペースメーカー出力電圧(X)との間の相関(r)を求めたところ、 $r=0.912$, $n=71$, $Y=5.94+4.42 X$ との良好な直線相関を得ることができ、ペーシングコントロールの方法として上下成分加速度は有用であった。
(心臓ペーシング 2: 159-163, 1986)

A new exercise responsive cardiac pacemaker. A new, exercise responsive cardiac pacemaker (PM) was designed, developed, and tested. This accelerometer-based device is intended to increase a patient's PM dependent heart rate as a function of general physical activity. This approach, in which pacing rate is derived from the integral of acceleration, was chosen over pH, respiratory rate, or blood temperature detection systems because of its fast response and stability.

Testing the device involved healthy adults, in which the acceleration sensor output (volts) was compared to the natural heart (NH) rate throughout various exercise regimens. The accelerometer itself was fixed on the right, upper anterior chest wall for detecting vertical body movements. The PM output showed reliable correlation with NH rate, which rose to 80, 100, and 120 bpm during walking, step walkings, and running, respectively. PM output decreased with heart rate when exercise was halted, and returned to baseline values. In terms of: $Y=a+bx$, where $Y=\text{heart rate}$ and $X=\text{PM output}$, the correlation coefficient (r) was 0.912, with $a=5.94$, $b=4.42$, and $n=71$.

This study clearly demonstrates a good correlation between PM output and physical exercise. These results have encouraged us to proceed with a completely implantable, exercise responsive PM.

(Cardiac Pacing 2: 159-163, 1986)

●論文受領日

1985年9月12日

●論文採用日

1986年3月7日

Satoru Kaneko, MD, Yutaka Hoshino, MD, Yasafumi Asai, MD, Kenji Sugiki, MD, Sakuzo Komatsu, MD, Dept of Thoracic and Cardiovascular Surgery, Sapporo Medical College,

ペースメーカー、身体活動、加速度、加速度の積分、ペースメーカー植え込み患者心拍数

Key words: Cardiac pacemaker, Physical exercise, Acceleration, Integral of acceleration, PM dependent heart rate

はじめに

現在、身体活動の生理的要件に応じ、正常心臓と同様に刺激数が変化する生理的ベースメーカーが求められており、呼吸回数、血液温、血液 pH、身体活動等を指標とし、刺激数をコントロールするベースメーカーの報告¹⁻⁷がある。

著者らは、運動により身体に生ずる加速度の上下方向成分を指標とし、それをベースメーカー刺激数へ変換する自動レート可変型ベースメーカーの試作⁸を行ない、本ベースメーカーに対し、日常生活を想定したプロトコールのもとに性能評価を行なった。

方法および対象

1)予備実験。日常生活により身体に生ずる加速度は3次元的であることから、以下のプロトコールIのもとにて、健康成人被検者により、身体に生ずる上下、左右および前後3方向についてそれぞれの加速度成分を測定した。

プロトコールI

(1)歩行運動

(2)階段昇降運動

(3)腹筋運動

(4)上半身の左右動搖運動

本測定に際し、加速度センサーにはTEAC/BBN社製単一指向性加速度センサー Model 501 FB (range ± 212 G, sensitivity 10.25 mV/G, frequency range 2~40000 Hz) を用い、センサー・アンプにはTEAC社製 Model SA-5 を使用し、それぞれの加速度成分を測定した（使用センサーは1個）。

2)試作ベースメーカー。本ベースメーカー (Fi-

gure 1) は、(1)センサー部、(2)バンドパス・フィルター部、(3)整流回路部、(4)積分回路部、(5)電圧リミッター部、および(6)電圧一周波数変換器部の回路部より構成され、加速度センサー以外は当教室にて設計製作した。身体活動により発生する上半身の加速度を検出するセンサー部は、センサーとそのアンプよりなり、センサーには予備実験にて使用したと同一の加速度センサーを用いた。身体活動以外により身体に生ずる加速度を除く目的で、バンドパス・フィルターをそれぞれ 6 dB/out のカットオフ周波数 5 Hz のハイパス・フィルターおよびカットオフ周波数 10 Hz のローパス・フィルターにて構成し、バッファ・アンプと結合した。整流回路部はスイッチにて両波整流および反転・非反転半波整流を選択可能とし、それらの出力は同一極性をとるよう設計した。積分回路部は、C-R による一次バッシブ・フィルター（時定数 30 sec）とバッファ・アンプにて構成した。整流～積分回路部により、入力された加速度変化は平均化され、次の構成部である電圧リミッター（可変型）により最高電圧が制限される。電圧一周波数変換回路部は入力電圧に対し、出力周波数は直線的に変化し、最低周波数 1 Hz (60 bpm), 最高周波数 2 Hz (120 bpm)とした。その出力パルスは、心臓刺激用パルスに変換され、パルス幅 1 ms (固定)、出力電流は 0 mA より 10 mA まで可変可能とした。

3)プロトコールII 被検者。成人男子2名、成人女子1名の計3名を被検者とし、実験を行なった。

4)運動負荷テスト・プロトコールII。

(1)歩行（心拍数制限なし）

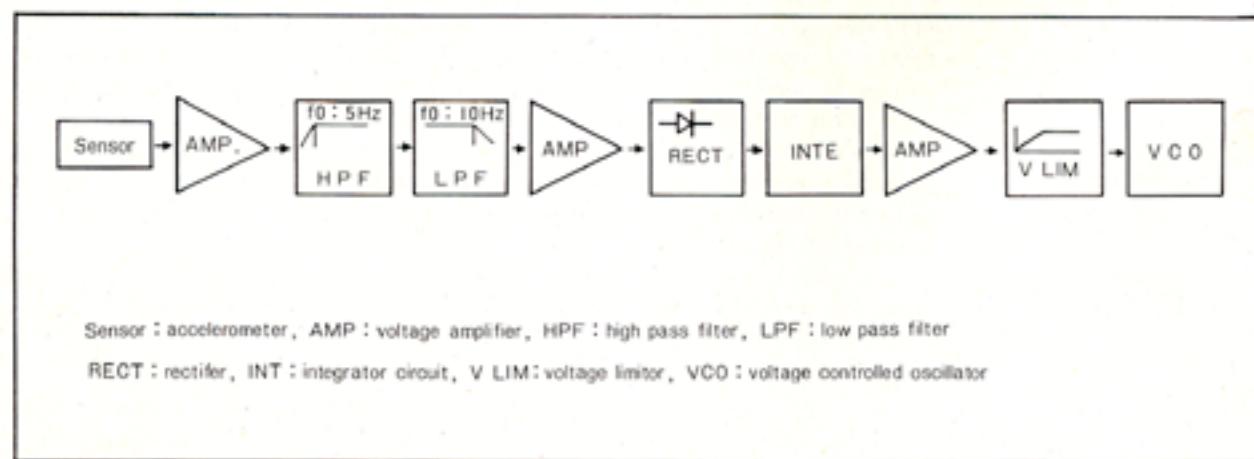


Figure 1 Block diagram of the exercise responsive pacemaker.

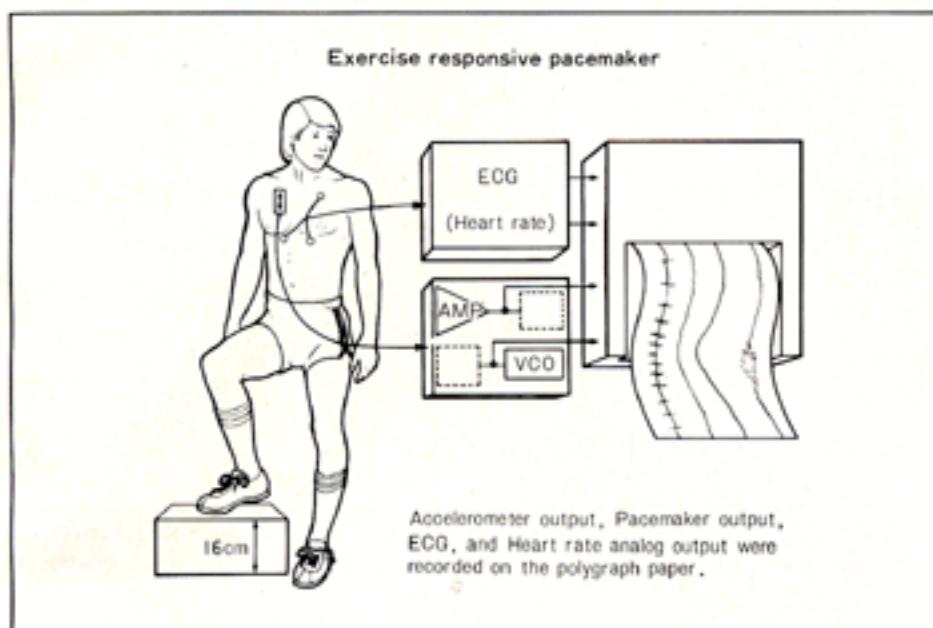


Figure 2 Monitoring instrumentation for exercise testing of new pacemaker.

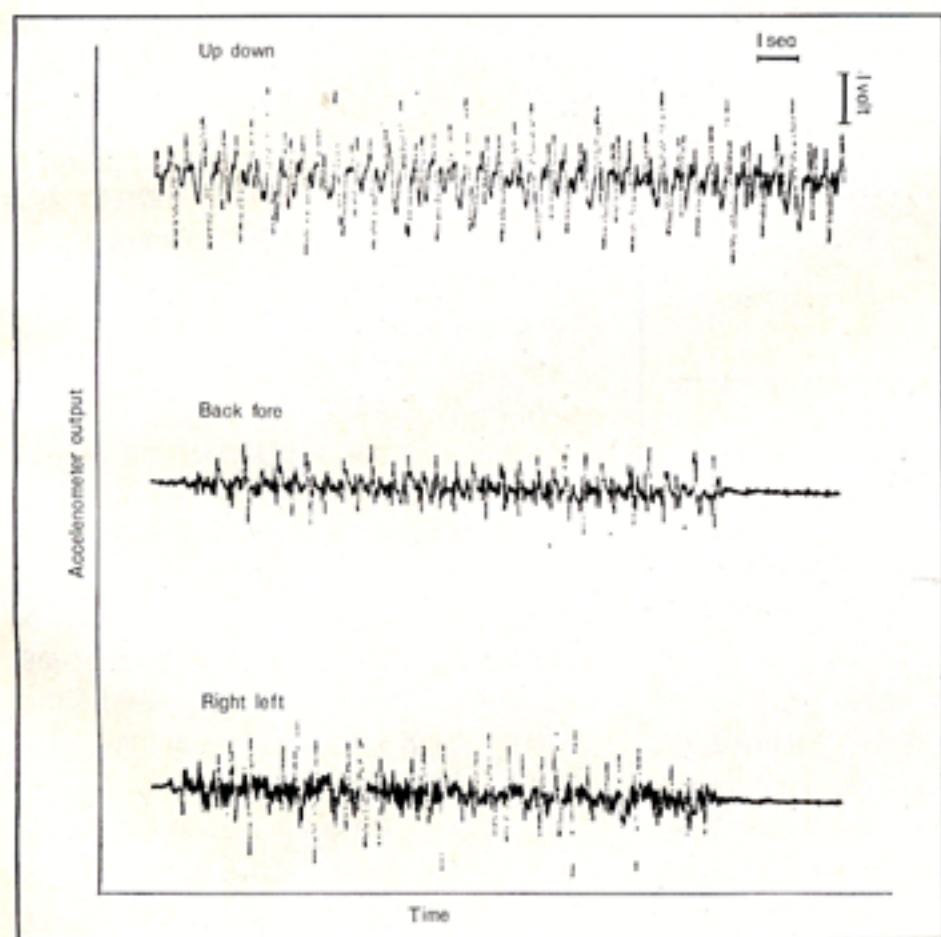


Figure 3 Comparison of three-dimensional body accelerations during step walking.

[2]階段昇降運動-I（心拍数 100 bpm に至るよう運動）

(3)階段昇降運動-II（心拍数 120 bpm に至るよう運動）

(4)ランニング運動（心拍数 120 bpm に至るよう運動）

(5)腕立てふせ（心拍数制限なし）
(6)すもう（心拍数制限なし）

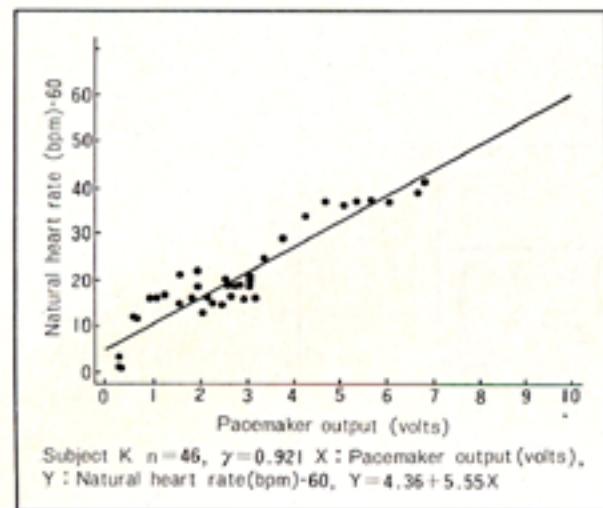


Figure 4 Correlation between pacemaker output and natural heart rate during exercise (step walking to generate 100 bpm).

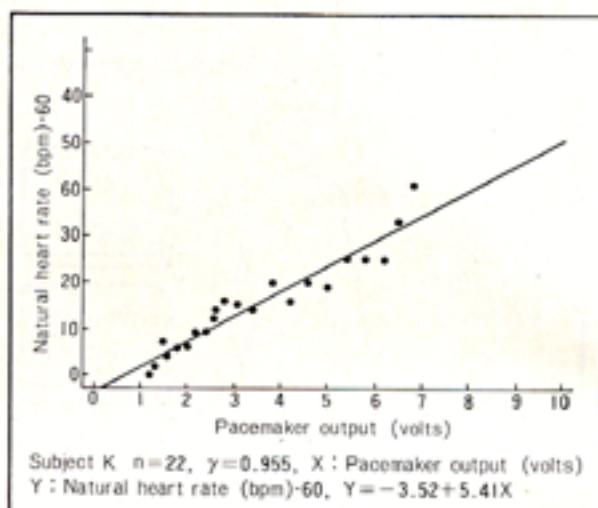


Figure 5 Correlation between pacemaker output and natural heart rate after exercise (step walking to generate 100 bpm).

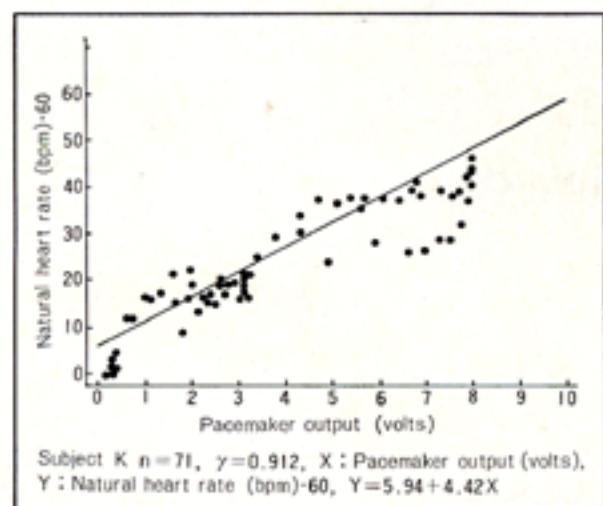


Figure 6 Correlation between pacemaker output and natural heart rate during exercises (walking, step walking, and running).

(7)自由行動（6分間、心拍数制限なし）

5) 実験 Set up および性能評価。Figure 2 のごとく上下成分加速度を検出し得るよう加速度センサーを被検者の前胸部ベースメーカー植え込み部位皮膚上に固定し、試作ベースメーカーとリード線を用い結合した。また被検者の心拍数を測定するため被検者の胸部表面より心電図を誘導した。

記録用としての加速度センサー出力にはバンドパス・フィルター入力信号を、記録用ベースメーカー出力としては、電圧-周波数変換器入力信号をそれぞれ用い、心電図・心拍数トレンドとともにポリグラフ・ペーパー上に記録した。被検者の心拍数とそ

れに対応するベースメーカー出力電圧をそれぞれ4秒間隔でサンプリングし、それらの間の相関を求めた。

結果

予備実験プロトコール I に基づく運動負荷に対し、加速度センサーのとらえた加速度 (Figure 3) は、身体に対する上下成分がもっとも優位を示し、上下成分はあらゆる運動負荷に対しても身体活動を十分に反映した。しかしながら、身体に対する前後成分の加速度はもっとも低値を示した。

プロトコール II に基づく運動負荷に対しては、安静時における心拍数は、各被検者とも約 60 bpm であったが、各種運動負荷開始と同時に心拍数は上昇し、試作ベースメーカー出力電圧も同様に上昇した。歩行運動負荷時の心拍数は各被検者とも約 80 bpm の最高値を示した。各運動負荷のもとで要求心拍数に達した後に運動を中止させた結果、運動負荷中止と同時に、心拍数・ベースメーカー出力電圧とも漸次低下し、安静時の状態に復帰した。

本プロトコール運動負荷のもと、被検者の心拍数と試作ベースメーカー出力電圧との間には、 $Y = a + bX$ という直線的な関係が認められたが、もっとも典型的な被検者 K の結果は、歩行運動負荷に対しては、負荷中の心拍数とベースメーカー出力との間には、 $r = 0.722$, $Y = 8.50 + 3.32X$, $n = 27$ また歩行中止後の心拍数とベースメーカー出力との間には $r = 0.723$, $Y = 1.03 + 3.66X$, $n = 45$ が得られた。階段昇降運動-I 負荷中のベースメーカー出力と心拍数

との間 (Figure 4) には、 $r=0.954$, $Y=5.82+5.12X$, $n=19$ 、であり負荷中止後 (Figure 5) には、 $r=0.955$, $Y=3.52+5.41X$, $n=22$ であった。また階段昇降運動-IIにおいて運動負荷中での相関は、 $r=0.959$, $Y=2.09+4.09X$, $n=12$ 、負荷中止後では $r=0.931$, $Y=0.48+4.88X$, $n=45$ であった。ランニング運動負荷における運動中での相関は、 $r=0.984$, $Y=1.64+5.23X$, $n=13$ 、運動負荷中止後での相関は、 $r=0.840$, $Y=8.74+3.59X$, $n=47$ であった。歩行、階段昇降-I, II, ランニングの4運動負荷から得られた全データについて検討した結果 (Figure 6)、運動負荷中でのベースメーカー出力と心拍数との間には、 $r=0.912$, $Y=5.94+4.42$, $n=71$ との高い直線相関を得た。

考察およびまとめ

現在各種センサーによる心臓ベースメーカー刺激レートのコントロールが試みられているが、加速度センサーの特徴として、1) 小形であり、しかもベースメーカー内部への組み込みが容易であり、2) 特別のセンサー用リードを外部に必要とせず、3) さらに耐久性にすぐれ、経年変化がきわめて小さく、4) 本センサーを使用することによる電力消費は少なく、しかも、5) きわめて速い応答性を有するなど、数多くの長所を有している。また各プロトコールの実験結果より上下成分のみの加速度によっても身体の活動の程度を十分検出し得た。この事実は、単一指向性加速度センサー1個を用いてのベースメーカー設計が可能であることを裏付けするものであった。

加速度センサーよりの信号を刺激レートへ変換する方法としては大別して、1) ある一定レベル以上の加速度の頻度を刺激レートへ変換する。2) 加速度量を時間で平均化し、刺激レートへ変換するこの2つが考えられる。1) の方法は応答性はすぐれてはいるが、かえって応答が速すぎ過応答の原因となる欠点を有している。2) の方法は、ある程度応答は遅いが、過応答は少なく、また実験結果に示されているごとく、応答速度は人間のそれと同程度であり、正常心拍と同様にストレスに素早く反応し、さらにそのストレスに対しある一定期間その反応を持続させという反応様式には好都合であり、事実各種プロトコールのもとでの結果においても、良好な反応様式と、ノイズの少ない安定した好結果を得ることができた。

プロトコール-IIの運動負荷テストにおいて、負

荷開始に伴う心拍数の変化は、比較的大きな振幅となって始まり、だいに小さな振幅へと移行した。これは各被検者に共通に認められたが、個人差が大きく、また検者の運動開始の指示のみによっても運動開始前より心拍数の増加が認められる被検者もあることなどから、この変動は精神的要因による心拍数変動と考えられた。被検者数が3名であることより全体での統計結果を示さず、もっとも典型的な男子1例のみの統計結果を示したが、各被検者とも各種運動負荷に対して、心拍数とベースメーカー出力との相関はきわめて高く、この事実は身体の加速度変化が身体活動量の指標となり得、さらにそれは身体の生理的要因と比例することを示唆するものであろう。また、各種運動負荷中および負荷中止後の回帰直線における傾き b はほぼ同値であり、その直線のY軸との切点 a は負荷中の値が負荷中止後の値に比しやや高値をとっていたこと、さらに4種の運動負荷から得られた全データの結果において、 $r=0.912$ と高い値を示していたこと、その直線のY軸との切点 a が5.94と十分高い値を示していたことなどから、積分器の時定数を各種運動変化に対しても一定値とすることで十分であり、可変の必要はないとの結論を得た。

文 献

- Roesi P, Plicchi G, Canducci G, et al: Respiratory rate as a determinant of optimal pacing rate. PACE 6: 502, 1983
- Cammill L, Green GD, Ricci D, et al: pH-triggered pacemaker: Design and clinical results. In Meere C, editor: Cardiac Pacing. Proceedings of the VIth World Symposium on Cardiac Pacing, Montreal, Laplante and Langevin, 1979, Chapter 19-8
- Humen DP, Anderson K, Cromwell D, et al: A pacemaker which automatically increases its rate with physical activity. In Steinbach K (editor): Cardiac Pacing. Darmstadt, Stein Kopf Verlag, 1983, p. 259
- Griffin J, Jutzy K, Claude J, et al: Central body temperature as a guide to optimal heart rate. PACE 6: 498, 1983
- Wirtzfeld A, Heinze R, Liess HD, et al: An active optical sensor for monitoring mixed venous oxygen saturation for an implantable rate-regulating pacing system. PACE 6: 494, 1983
- Wirtzfeld A, Goedel-Meinen L, Bock T, et al: Central venous oxygen saturation for the control of automatic rate-responsive pacing. PACE 5: 820, 1982
- Richard AF and Norman J: Relation between QT interval and heart rate. New design of physiologically adaptive cardiac pacemaker. Br Heart J 45: 56, 1981
- 兼吉 他: 加速度センサ使用による自動レート可動型ベースメーカーの試作. 第21回日本ME学会北海道支部大会. 1982