

のかを区別しにくいことがある。

被験者にできるだけ計測を意識させないようするためには、非接触で心拍数情報を得るような方法が考えられる。実際、電波を用いる方法やエアバッグを用いた方法などがある。しかし、これらでは専用の特殊なセンサを使用する必要がある。

一方、人間の体表面を撮影した映像信号から心拍数情報を抽出する方法が提案されている[20], [21]。この方法では通常のビデオカメラで撮影した映像信号を処理するだけであるため、外付けのビデオカメラでなくても、ノートPC、タブレットPC、あるいはスマートフォンに内蔵されているビデオカメラからの映像信号が得られればよい。このため、手軽に安価にしかも非接触で心拍数情報が得られる可能性がある。

そこで本研究では、ビデオカメラで撮影した鍼刺激刺入時の顔と手の映像に基づき、心拍数、脈波伝搬時間、脈波極小値などを計測することにより、鍼刺激がそれらに及ぼす影響を検討した。

B. 研究方法

B-1. 方法

まず、ビデオカメラからパソコンに被験者の映像を取り込む。撮った動画像において、図1のように、顔の領域（領域1）と手のひらの領域（領域2）の2箇所を指定する。このような2箇所を指定するのは、心臓に近い部位（顔）の脈波と遠い部位（手のひら）の脈波を得るためである。心拍数だけを推定する場合、対象領域は1つとする。

外部光の変化やカメラの自動光量制御による影響を抑制するために、皮膚以外で第3の領域（バイアス領域）を指定し、領域1または領域2の平均輝度からバイアス領域の平均輝度を差し引いたものを、それぞれ各領域の平均値とする。

フレームの進行とともに指定した領域内

の対象物が大きく動く場合には、その動きに合わせて対象領域を追尾させるトラッキングを行う必要がある。ただし、被験者に対してできるだけ静止するよう要請したため、今回はこのトラッキングは実施していない。

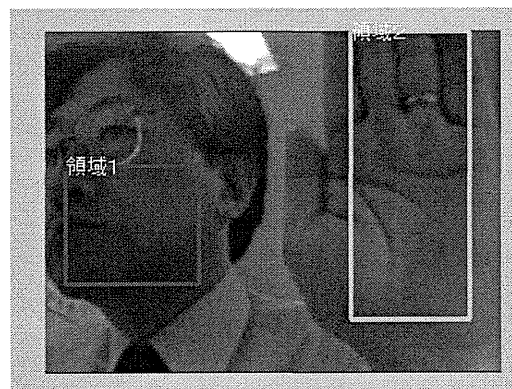


図1 画素平均の対象とする領域の指定

各フレームにおいて、R, G, B成分毎に各領域内の画素値の平均値を計算する。

フレーム毎に連続的に得られる領域内平均値を時系列信号とみなし、この信号に対して心拍周波数(安静時約 1Hz)前後の帯域幅を持つ帯域通過フィルタを掛けて、図2のような雑音を除いたR, G, B信号を計算する。血管内でのヘモグロビンの光吸収特性のため、これらのうちG信号が最も脈波波形に近い。

G信号に含まれる高周波雑音を低減するためには、上記のように低域通過フィルタを通せばよいが、単に低域通過フィルタを用いると、脈波の立ち上がり部分の波形がなまるため、立ち上がりの時刻で心拍間隔を求めるのに都合が悪い。そこで、まず原信号に対して α トリムド平均値フィルタを掛けて、立ち上がりの急峻さを保ちつつ、高周波雑音を低減する。

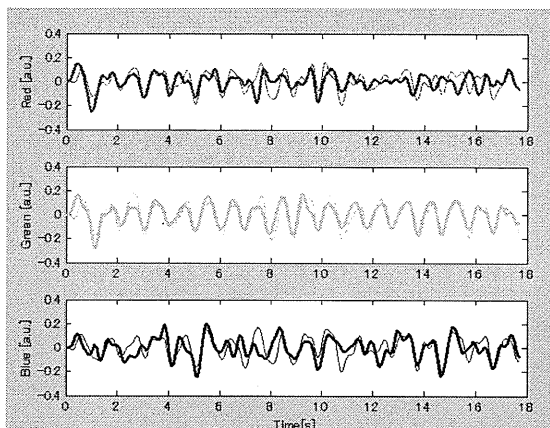


図 2 各領域の画素平均値の時系列に 0.5Hz~2Hz の帯域通過フィルタを掛けた信号. 太線: 領域 1 (顔), 細線: 領域 2 (手)

次に, 上記の処理をした信号にさらに高域通過フィルタを掛けて, 直流および低周波成分のゆらぎを除く. その後, この信号とそのヒルベルト変換のそれぞれの 2 乗値の和の平方根から瞬時振幅を求める. また, 同様に両者の比の逆正接から瞬時位相を求める.

最後に, 顔と手の間の脈波伝搬時間差に対応する情報を求めるために, 帯域通過フィルタ通過後の顔と手の信号の立ち上がり時間の差, 顔と手の信号の差分の極大点の差, および顔と手の瞬時位相の差を求める.

B-2. 鍼刺入実験

1 名の被験者 (57 歳男) に対して, 図 3 の太衝の位置に鍼を刺した. 実験のプロトコルは次のとおりである.

安静: 1 分間→鍼刺入留置: 20 秒間→鍼捻転 16 秒間→鍼留置 6 分間

被験者は椅子に座り, 胸部心電図, 指尖部光電脈波を計測した. データは A/D コンバータにより 1kHz でパソコンに格納された. 同時に, 外付けのビデオカメラ (ソニーコンピュータエンターテインメント社製 PlaystationEye) によって被験者の顔と手

の映像を撮影し, 別のパソコンに格納した. この時のフレーム周波数は 166fps であった.

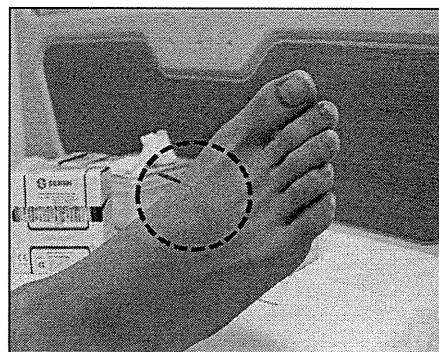


図 3 太衝の位置.

C. 結果

鍼刺入実験では, 図 4 に示す 2 つの領域, すなわち, 太線: 領域 1 (顔) および細線: 領域 2 (手) を解析対象とした. また, バイアス領域としては背景のホワイトボードの領域とした.

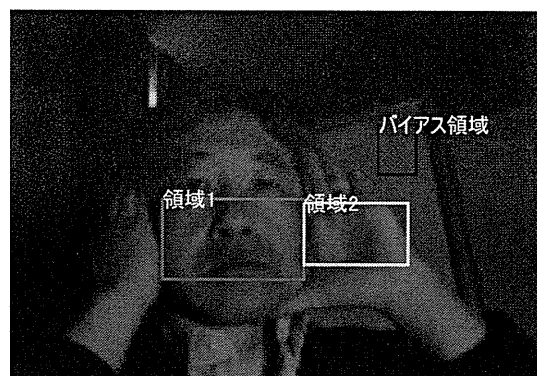


図 4 鍼刺入実験で解析対象とした領域.

太線: 領域 1 (顔), 細線: 領域 2 (手)

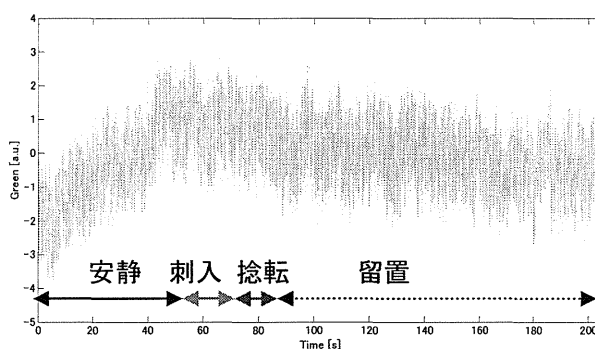


図5 顔のG信号の原データ。

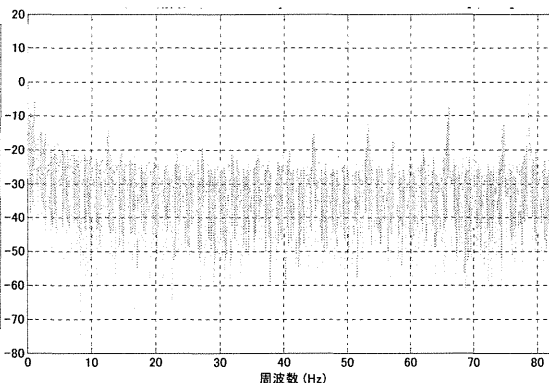


図7 顔のG信号のパワースペクトル。

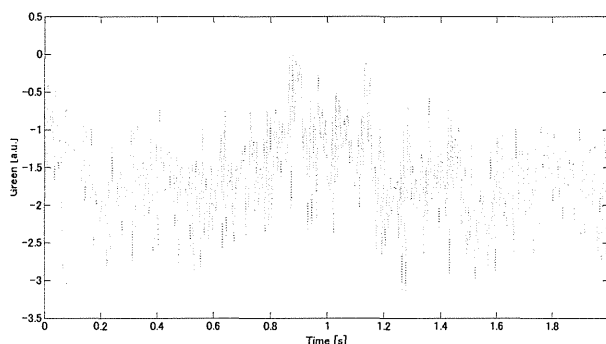


図6 図5のG信号の最初の2秒間の部分。

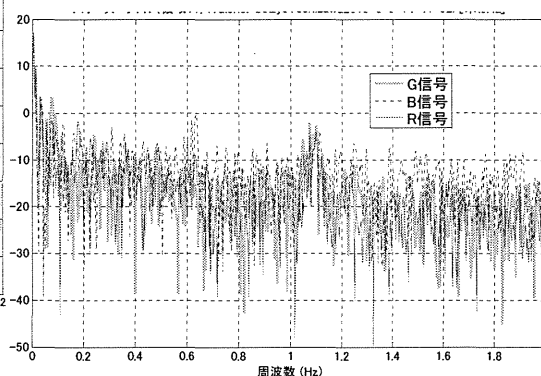


図8 顔のR, G, B信号のパワースペクトル (2Hz以下の領域)。

領域1 (顔) におけるG成分の輝度平均値の時系列 (G信号) をプロットすると、図5のようになる。ただし、カメラの自動光量制御による過渡的な影響を排除するために、最初の5秒間は計算の対象としなかった。このため、横軸の値に5秒を加算したものが実際の経過時間である。以下の図もすべて同様である。

図6は、図5の初めから2秒間を部分だけを表示したものである。主として外部光の高周波雑音が多く含まれていることがわかる。

図7は図5のG信号のパワースペクトルを示すものであり、高周波雑音に対応する線スペクトル的なピークが、10Hz~80Hzの領域にわたって複数存在することが確かめられる。

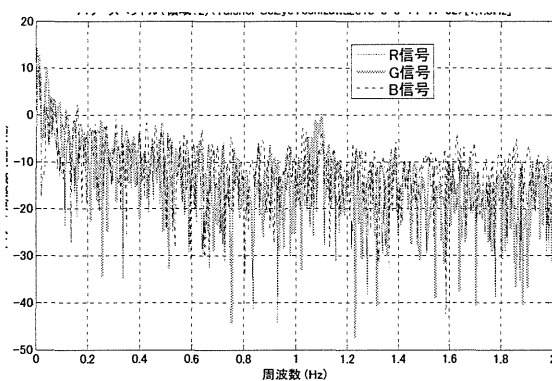


図9 手のR, G, B信号のパワースペクトル (2Hz以下の領域)。

図8は、領域1 (顔) のR, G, B信号のパワースペクトルを2Hz以下の領域について示したものである。また図9は、領域2 (手) に関する同様のものである。

1. 1Hz 付近にピークが見られるが、これは皮膚血流の周期的変化、すなわち脈波の周期に対応するものであり、この周波数が心拍数に相当する。

領域 1 (顔) と領域 2 (手) の G 信号の原信号に対して、窓幅を 80ms とし α 値が 10% の α トリムド平均値フィルタを掛けたものが図 10 である。図 10 の初めから 20 秒間を示したのが図 11 である。

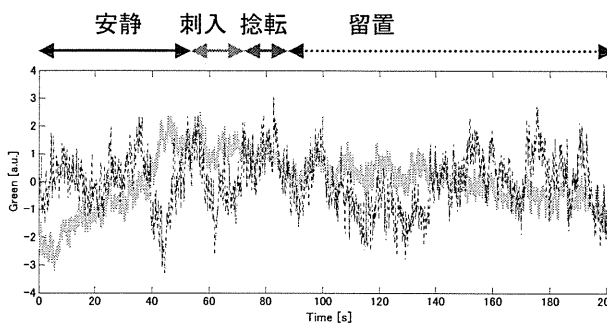


図 10 顔 (実線) と手 (点線) の G 信号に対して、 α トリムド平均値フィルタを掛けたもの。

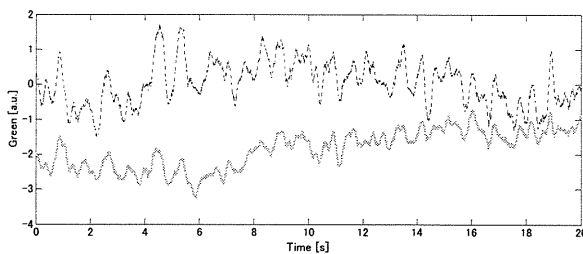


図 11 図 10 の顔 (実線) と手 (点線) の G 信号初めから 20 秒の部分。

図 10 の顔と手の信号に対して、さらに低域遮断周波数が 1Hz で高域遮断周波数が 1.3Hz の帯域通過フィルタを掛けると図 12 のようになる (最初から 20 秒の部分)。また、これらの信号のパワースペクトルは、それぞれ図 13 および図 14 のようになる。

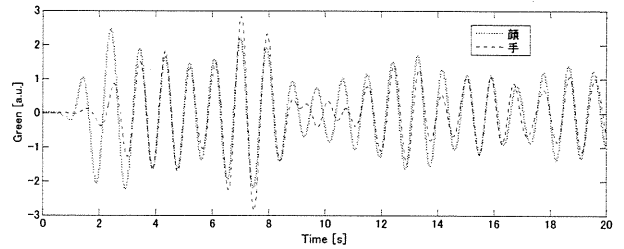


図 12 顔と手の G 信号 (α トリムド平均値フィルタ後) に帯域通過フィルタを掛けた後の信号 (最初から 20 秒の部分)。

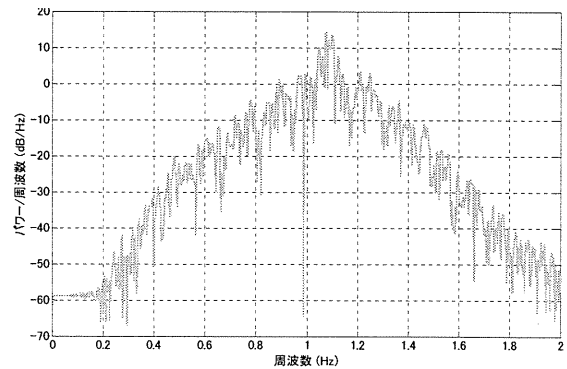


図 13 領域 1 (顔) の G 信号を帯域通過フィルタに掛けた後の信号のパワースペクトル。

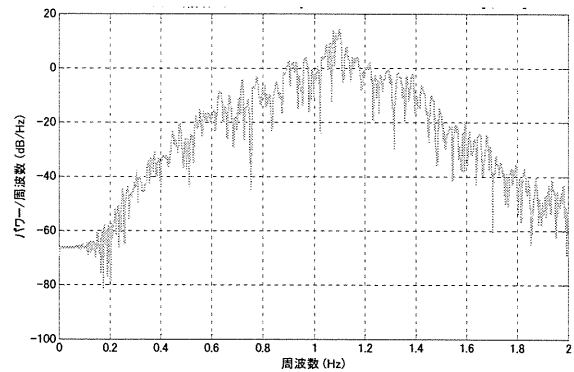


図 14 手の G 信号を帯域通過フィルタに掛けた後の信号のパワースペクトル。

図 15 は、顔と手の G 信号に対して、上述した α トリムド平均値フィルタと高域遮断周波数が 1.3Hz の低域通過フィルタを掛けたときの信号の差分をとり、その極大点を心拍間隔とみなした時の時系列である。

さらに図 16 は、顔の G 信号に対して、 α トリムド平均値フィルタと低域通過フィルタを掛けたときの信号の極大値と極小値の差（脈波振幅）および極小値の時系列を示したものである。上記の脈波振幅に対応するものとして、帯域通過フィルタ通過後の顔の G 信号のヒルベルト変換に基づいて得た瞬時振幅が図 17 である。

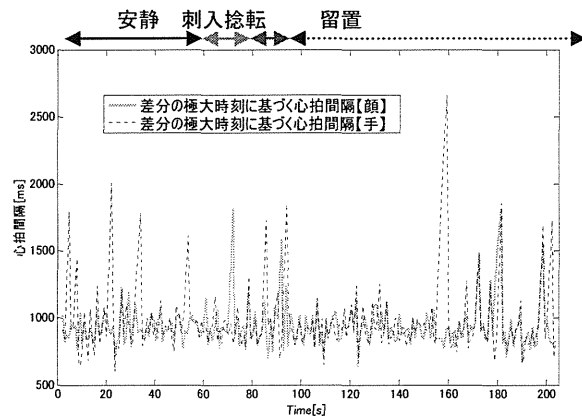


図 15 顔と手の G 信号の差分信号の極大点間を心拍間隔とみなした時の時系列。

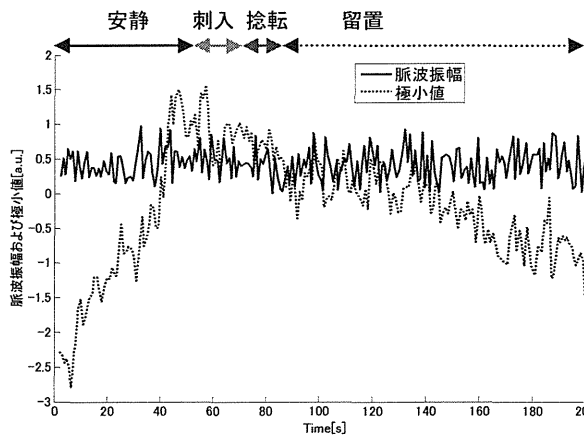


図 16 顔の G 信号の極大値と極小値の差（脈波振幅）および極小値の時系列。

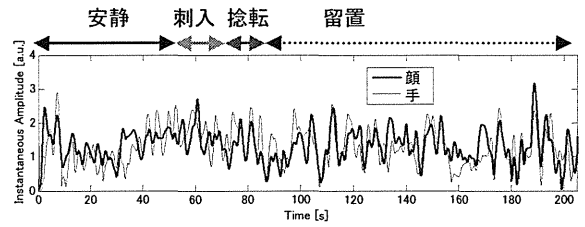


図 17 帯域通過フィルタ通過後の顔と手の G 信号のヒルベルト変換に基づいて得られた瞬時振幅。

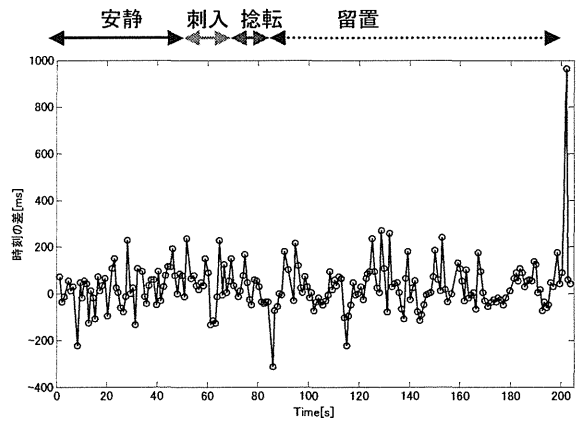


図 18 G 信号に対して α トリムド平均値フィルタと低域通過フィルタを掛けたときの顔と手の信号の差分の極大点の時間差。

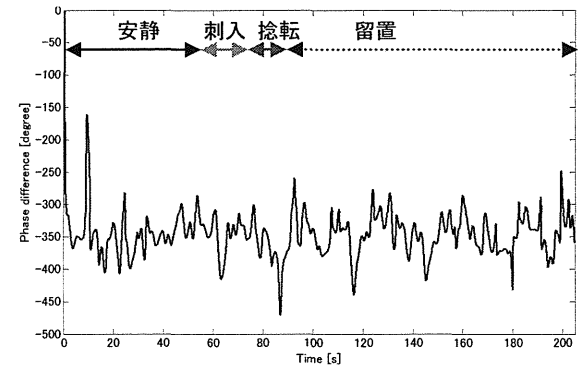


図 19 顔と手の帯域通過フィルタ通過後の信号の瞬時位相の差。

図 18 は、G 信号に対して α トリムド平均値フィルタと低域通過フィルタを掛けたときの顔と手の信号の差分の極大点の差を示したものである。これに対応するものとして、図 19 は顔と手の帯域通過フィルタ通過後の信号の瞬時位相の差を示している。

D. 考 察

ヒトの顔を肉眼で観察しても、心拍に由来する脈波を読み取ることはできない。しかし、「B-1. 方法」で説明したように、皮膚が映った映像信号の各フレームで得られる領域内平均値を時系列信号とみなし、この信号に対して心拍周波数(約 1Hz)前後の帯域幅を持つ帯域通過フィルタを掛けると、図 2 のように、心拍に同期した R, G, B 信号が得られる。血管内でのヘモグロビンの光吸収特性のため、これらのうち G 信号が最も脈波波形に近い。このようにして得られる G 信号は、白色の外部光が皮膚血管内に入り、赤血球内のヘモグロビンで他の成分が吸収された後の反射光の輝度値に対応する。

図 5 あるいは図 6 の G 信号は雑音除去前なので、図 7 のパワースペクトルからわかるように高周波雑音を多く含んでいる。しかし、図 8 および図 9 のように、心拍周波数(約 1Hz)前後の心拍同期成分は、他の領域と比べて突出している。したがって、安静時の平均心拍数のみを推定するには、適当な時間における周波数スペクトルの極大値を与える周波数を求めるだけでよい。

これに対して、瞬時心拍数の変動、すなわち心拍数変動は、自律神経系活動を反映する指標として有効であるとされている。しかし、瞬時心拍数を求めるためには、各拍において心拍間隔を正確に求める必要がある。そのためには、脈波の立ち上がり時刻や差分の極大時刻などを正確求める必要がある。しかし、高周波雑音を低減すると同時に波形の立ち上がりの急峻さを保つこ

とは容易ではない。

α トリムド平均値フィルタはこの目的に有効であるとされている。しかし、図 10 や図 11 はこのフィルタのパラメータである窓の長さや α 値を試行錯誤的に様々に変えて最もよかった結果を示したものであるが、細かい高周波雑音は取り切れていない。そのため、波形がなまることを容認して、この信号に低域通過を掛け、滑らかになった信号の差分の極大時刻に基づいて心拍数間隔を求めたものが図 15 である。顔と手の心拍数間隔に食い違いがいくつかの場所で見られるが、多くの箇所で両者が近いことがわかる。多くの文献[1]-[9]では鍼刺入後に心拍数が減少することが報告されている。しかし、今回の場合、鍼刺入後に心拍間隔が目立って増加する(心拍数が低下する)ような傾向は見られなかった。

また、この信号に基づいて脈波振幅変動と極小値変動を求めたものが図 16 であり、この脈波振幅変動と図 17 のヒルベルト変換に基づいて得られた瞬時振幅の変化が互いに対応するものであるが、鍼捻転時にわずかに低下する傾向が両者に見られた。一方、図 16 の極小値変動は、鍼刺入後から減少に転じているが、これは偶然の可能性がある。

心拍数に対応する周波数廻りの狭い帯域幅を持つ帯域通過フィルタを用いると、図 12 のように、振幅と位相が刻々と変化する正弦波のような信号が得られる。図 17 および図 19 のヒルベルト変換に基づいて得られた瞬時振幅および瞬時位相差は、それぞれ図 12 の信号の各拍の振幅(極大値と極小値の差)および顔と手の 2 つの信号の位相ずれに相当する。

図 18 の波形は、顔と手の信号の差分の極大点の差であるので、図 19 のヒルベルト変換に基づいて得られた瞬時位相差の波形に対応する。図 19 の瞬時位相差は、-350 度付近に直流分を持つが、これは初期値にお

けるヒルベルト変換の計算の不安定さによるもので本質的なものではない。この直流分を無視すると、図 18 と図 19 は波形として概ね似ていることがわかる。ただし、鍼刺入や捻転の効果はこの波形から判断することはできなかった。

瞬時振幅と瞬時位相差について、差分の極大点の差に基づくものとヒルベルト変換に基づくものはほぼ同様の情報と言えるが、前者は拍毎の不等間隔で得られる情報であり、後者は原信号のサンプリング間隔毎に滑らかに得られる情報である。ただし、ヒルベルト変換を求めるには FFT と逆 FFT を適用するために、計算量が圧倒的に大きいという欠点がある。

E. 結 論

本研究では、通常のカメラで撮影される顔や手の動画を情報処理することにより、顔や手などの 2 つの脈波信号に相当する皮膚表面輝度信号から、心拍間隔ばかりでなく、それらの極小値や瞬時振幅を求めるとともに、脈波伝搬時間の情報に対応する瞬時位相差などを拍毎に抽出する方法を提案した。実験では、太衝の位置に鍼を刺入した時における上述の各パラメータの時間変動を求めることにより、鍼の影響が確認できるかどうかについて検討した。

その結果、通常の照明環境下 166fps で撮影した映像であっても、鍼刺入に対する過渡的な変化が把握できる可能性があることが確認された。これによって、将来日常生活においても、特殊なセンサを使用することなしに、鍼刺入の効果が簡単に理解できるようになることが期待される。

今後は、被験者数を増やすことで実際の有効性を確認していく必要がある。

参考文献

- [1] 秋元恵美, 小林博子, 嶋津秀昭, 伊藤寛志, 木下晴都: 無侵襲的連続血圧測定装置を用いた洞刺による降圧効果の評価. 全日本鍼灸学会雑誌 38(4): 409-415 (1988)
- [2] Sugiyama Y, Xue YX, Mano T: Transient increase in human muscle sympathetic nerve activity during manual acupuncture. *Japanese J Physiology* 45: 337-345 (1995)
- [3] 小林聡, 野口栄太郎, 大澤秀雄, 佐藤優子, 西條一止: 鍼刺激によるラット心拍数減少反応の反射機序の検討. 全日本鍼灸学会雑誌 48(2): 120-129 (1998)
- [4] Haker E, Egekvist H, Bjerring P: Effect of sensory stimulation (acupuncture) on sympathetic and parasympathetic activities in healthy subjects. *Journal of the Autonomic Nervous System* 79: 52-59 (2000)
- [5] Middlekauff HR, Yu JL, Hui K: Acupuncture effects on reflex responses to mental stress in humans. *Am J Physiol Regul Integr Comp Physiol* 280: 1462-1468 (2001)
- [6] 久光 正, 佐藤孝雄: 鍼刺激による自律神経機能の修飾. *Clinical Neuroscience* 21(12): 1393-1395, (2003)
- [7] Syuu Y, Matsubara H, Hosogi S, Suga H: Pressor effect of electroacupuncture on hemorrhagic hypotension. *Am J Physiol Regul Integr Comp Physiol* 285: 1446-1452 (2003)

- [8] 佐藤昭夫:鍼の科学的解明に向けて～
体性自律神経反射を中心に～. 医工学
治療 16(4): 221-226, (2004)
- [9] Michikami D, Kamiya A, Kawada T,
Inagaki M, Shishido T, Yamamoto K,
Ariumi H, Iwase S, Sugeno Y, J,
Sunagawa K, Sugimachi M: Short-term
electroacupuncture at Zusanli
resets the arterial baroreflex
neural arc toward lower sympathetic
nerve activity. *Am J Physiol Heart
Circ Physiol.* 291(1): H318-H326
(2006)
- [10] 吉澤 誠, 関 隆志, 杉田典大, 阿部
誠, 田中 明, 金野 敏, 川田 浩,
山家智之, 仁田新一:工学的アプロ
ーチによる統合医療の評価—自律神経
系指標 ρ_{max} の適用例—. 統合医療
4(1/2): 60-64(2007)
- [11] 金野 敏, 川田 浩, 仁田新一, 杉田
典大, 吉澤 誠:相補・代替医療の研
究③ (医工学から). 治療 89(3):
700-707 (2007)
- [12] 仁田新一:代替医療、とくに漢方およ
び鍼灸における多角的な科学的評価
手法の研究. 科学技術振興調整費成果
報告書データベース, [http://
www.jst.go.jp/shincho/db/seika/
2006_s/
2006_s_1/
2006_s_1_3_kanpou/
2006_s_1_3_kanpou_2_3.pdf](http://www.jst.go.jp/shincho/db/seika/2006_s/2006_s_1/2006_s_1_3_kanpou/2006_s_1_3_kanpou_2_3.pdf) (2007)
- [13] 吉澤 誠, 杉田典大, 阿部 誠, 田中
明, 山家智之, 仁田新一:多変数制御
装置としての循環中枢—心拍数調節
と血管抵抗調節の役割分担—, 臨床脳
波, 36(7), 347-353, 2008
- [14] Shin Takayama, Takashi Seki,
Norihiro Sugita, Satoshi Konno,
Hiroyuki Arai, Yoshifumi Saijo,
Tomoyuki Yambe, Nobuo Yaegashi,
Makoto Yoshizawa, Shin-ichi Nitta:
Radial Artery Hemodynamic Changes
Related to Acupuncture, *EXPLORE*,
6(2), 100-105, 2010
- [15] Cooley RL, Montano N, Cogliati C,
van de Borne P, Richenbacher W, Oren
R, Somers VK: Evidence for a central
origin of the low-frequency
oscillation in RR-interval
variability. *Circ* 98(6): 556-61,
1998
- [16] Ottesen JT: Modelling of the
baroreflex-feedback mechanism with
time-delay. *J Mathemat Biol* 36:
41-63, 1997
- [17] Cavalcanti S, Belardinelli E:
Modeling of cardiovascular
variability using a differential
delay equation. *IEEE Trans Biomed
Eng* 43(10): 982-989, 1996
- [18] Myers CW, Cohen MA, Eckberg DL,
Taylor JA: A model for the genesis
of arterial pressure Mayer waves
from heart rate and sympathetic
activity. *Autonom Neurosci: Basic
Clinic* 91: 62-75, 2001
- [19] Cohen MA, Taylor JA: Short-term
cardiovascular oscillations in
man: measuring and modeling the
physiologies. *J Physiol* 542(3):
669-683, 2002
- [20] Ming-Zher Poh, et al.: Non-contact,
automated cardiac pulse
measurements using video imaging
and blind source separation. *Opt.
Express*, 18(10),

<http://dx.doi.org/10.1364/OE.18.010762> (2010)

- [21] Yu Sun, et al.: Use of ambient light remote photoplethysmographic systems: Comparison between a high-performance camera and a low-cost webcam. *J. of Biomedical Optics*, 17(3):037005 (2012)

F. 健康危険情報

該当なし.

G. 研究発表

G-1. 論文

- 1) 阿部 誠, 吉澤 誠, テルマ ケイコスガイ, 本間 経康, 杉田 典大, 清水 一夫, 後藤 萌, 稲垣 正司, 杉町 勝, 砂川 賢二: 植込み型除細動器への実装を考慮した致死性不整脈検出アルゴリズムの改良, *電気学会論文誌 C*, 132(12): 1943-1948 (2012).
- 2) Makoto YOSHIZAWA, Tomoyuki YAMBE, Norihiro SUGITA, Satoshi KONNO, Makoto ABE, Noriyasu HOMMA, Futoshi TAKEI, Katsuhiko YOKOTA, Yoshifumi SAIJO, Shin-ichi NITTA: Application of a Telemedical Tool in an Isolated Island and a Disaster Area of the Great East Japan Earthquake, *IEICE TRANSACTIONS on Communications*, E95-B(10), 3067-3073 (2012)

G-2. 学会発表

- 1) Yoshizawa M, Sugita N, Abe M, Homma N, Konno S, Yambe T, Nitta S:

Evaluation of autonomic nervous function for elderly people using electrocardiogram and plethysmogram. *Proc. of SICE Annual Conference*, pp.1665-1668, Akita, Japan (2012)

- 2) Abe M, Yoshizawa M, Sugita N, Tanaka A, Homma N, Yambe T, Nitta S: Physiological Evaluation of Visually-Induced Motion Sickness Using Independent Component Analysis of Photoplethysmogram. *生体医工学シンポジウム 2012*, pp.201-206, 大阪 (2012)

G-3. 新聞報道

該当なし.

H. 知的所有権の取得状況

- 1) 発明者: ニツ山幸樹, 難波晋治, 中川剛, 吉澤誠, 杉田典大, 中村信志, 発明名称: 空調装置 (特許第 4968023 号), 登録日: 平成 24 年 4 月 13 日登録
- 2) 発明者: 木下広幸, 吉澤誠, 石橋純一, 清水一夫, 発明名称: 不整脈信号検出装置および除細動装置 (特許第 5028579 号), 登録日: 平成 24 年 7 月 6 日登録
- 3) 発明者: 吉澤誠, 阿部誠, 杉田典大, ケンジ・パウ, 山中篤, 発明名称: 生体状況評価装置および生体評価信号算出方法 (特許第 5161671 号), 登録日: 平成 24 年 12 月 21 日
- 4) 発明者: 山本佳奈子, 吉澤誠, 清水一夫, 小林正敏, 発明名称: 心臓状態解析装置および除細動装置 (特許第 5181149 号), 登録日: 平成 25 年 1 月 25 日

厚生労働科学研究費補助金(医療技術実用か総合研究事業)
分担研究報告書

統合医療が心臓血管機能に与える影響を解析するための心臓内血流構造解析の研究

研究分担者 山家智之 東北大学加齢医学研究所 教授

研究要旨；

統合医療が自律神経に与える影響を解析するためには、神経機能だけではなく、心臓と血管の機能も独立に精密に解析する必要がある。エコーダイナモグラフィでは左室内の血流ベクトル表示、渦流の定量評価を行うことができるので拡張型心筋症(DCM)の左室内血行動態を計測し、左室内渦流の各時相における渦の大きさについて定量計測を行い、収縮-拡張指標との関係を明らかにする研究を進めている。倫理委員会の審査の後、正常心機能10例と非虚血性DCM13例を対象に、左室内の血流構造を血流ベクトル、渦流量、渦径、流軸線上速度分布を用いて検討した。その結果、収縮期を通してDCM心では正常心より大きな渦流が認められ、また、駆出血流軸線上速度分布では、正常での直線状の速度プロファイルに対し、DCMでは下に凹んだ速度プロファイルが認められた。エコーダイナモグラフィにより拡張と収縮は、左室内血流動態という新たな評価指標により互いに連関していることが判明し、流軸上速度分布評価と渦流評価が収縮能、拡張能の新たな指標となりえる可能性が示された。

研究目的

統合医療の自律神経機能に与える影響が注目されている。自律神経に与える影響を解析するためには、神経機能だけではなく、心臓と血管の機能も独立に精密に解析する必要がある。心エコー図検査は、非侵襲的で簡便な検査であり短時間で心臓の形態情報や機能異常の有無、それらの重症度などについて多くの情報を得ることができる検査である。1964年に心臓の断層像が報告^{1,2)}されて以来、断層法を中心とする心臓診断法が開発されてきた^{3,4)}。

循環器の臨床にあたり、EF(Ejection Fraction 左室駆出率)が50%以上の心不全、いわゆる拡張期心不全(Diastolic heart failure)⁶⁾を診ることが多い。その頻度は高く、疫学研究では心不全全体の40-50%が

拡張不全であると報告されている^{7,8)}。

Starlingの法則に従うと、「心筋の収縮エネルギー(仕事)は心筋線維の初期長に比例することになる。つまり、心臓のポンプ機能としての運動能力は心筋がどの程度伸びるかによって決定される。したがって、左室拡張能が左室収縮能に影響することは自明であり、EFに代表される収縮能評価による心臓のポンプ機能評価だけではなく、種々の拡張能評価も日常臨床に多用されている。拡張能は収縮能に先立って低下すると信じられているが、長い臨床経過の中で、拡張能を示すパラメータが収縮能を示すパラメータに先行して低下するという統計的事象だけでは、真の意味での収縮、拡張を議論することは難しい。組織ドプラ計測において心臓の収縮速度を表現する s' と拡張

張速度を表現する e' に強い相関があることは長い臨床経過ではなく、瞬時の収縮-拡張に強い関連があることを示している。また、心臓の収縮動態を Teichholtz の式で代表される short axis 方向の収縮と組織ドプラやスペクトルトラックの Longitudinal strain に代表される long axis 方向の収縮に分けて議論するとき、long axis 方向の収縮性は心不全初期より linear に低下しており、必ずしも拡張能低下に先行しているものではない^{9, 10)} という報告も散見される。

カラードプラ情報をもとに心臓腔内の血流情報を可視化表示し解析することは、血流情報の把握を可能とし、局所の血流異常による心機能の影響や心不全発症のメカニズムの解明、血栓形成のリスクの評価などに重要な情報を提供すると考えられる。

そこで、心臓腔内血流動態の解析法が研究され、エコーダイナモグラフィとして開発が進んできており、左室内の血流ベクトル表示、左室内渦流の定量評価などができる^{4, 11-15)}。これまで正常症例での血流の解析¹⁶⁻¹⁸⁾や心筋梗塞例での血流パターンの変化が報告されている¹⁹⁾。たとえば、田中からは、血流情報と壁情報を詳細に解析することにより収縮は必ずしも一斉には起きず、蠕動運動様に起きる可能性などを示している、

拡張不全の診断基準としてヨーロッパ心臓病学会の提言が出されている²⁰⁾。(図1)それによると心不全の症状があり、EF が50%以上でかつ左室の弛緩能、流入、進展性、スティッフネスが異常であることの証明が必要とされている。

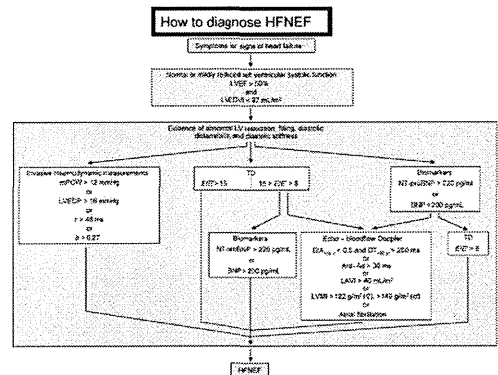


図1 拡張不全診断基準

侵襲的な血行動態測定は実臨床では繰り返し行うことは困難であるので実際には組織ドプラ（僧帽弁弁輪部運動） E/e' での評価が提言されているといえる。しかしながら、この指標には限界があり $15 > E/e' > 8$ のときには拡張障害と正常の判断は困難であり、BNP または別の指標で判断するとされている。左室拡張能評価としてカラーMモードによる左室内血流伝搬速度（FPV）も提唱されている²¹⁻²³⁾が、測定方法は施設によりさまざまあり、カラードプララインが左室流入血方向に合わない場合には測定が困難なことも知られている²⁴⁾。左室内の血流現象が拡張能と関連があり指標となりうるのであれば、1次元上の速度データよりも、2次元平面上の速度情報をもとに拡張能を検討すればよりよい指標になると考えられる。

そこで、本研究では、左室内血流情報により収縮-拡張のメカニズム、連関を明らかにし、新たな観点から心機能評価を行うことを目的にしている。そのため、本研究では、エコーダイナモグラフィを用いてDCMの左室内血行動態を計測し、正常例と比較してその特徴を明らかにし、左室内渦流の各時相における渦の大きさについて定量計測を行い、通常的心エコー法の計測値における収縮-拡張指標との関係を明らかにすることを目標に解析を試みた。

対象と方法

エコーダイナモグラフィ

川の流れにおいて、基本として、上流から下流に流れるが一部渦を巻いているところがある仮定すると、図2のように基本流と渦流に分けて考えることができる。

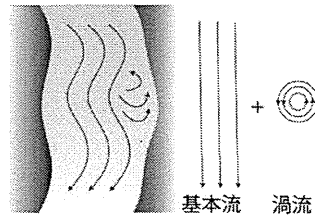


図 6

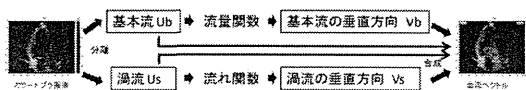


図2 エコーダイナモグラフィ

心室内血流も同様に基本流と渦流に分けて考えられるので、カラードプラ画像より基本流と渦流を分離し、渦流においては流れ関数を用いて垂直方向の速度を計算し、基本流においては流量関数を用いて垂直方向の速度を計算し、それぞれを合算し血流ベクトルを求めるのがエコーダイナモグラフィの方法論である¹⁾¹⁻¹⁹⁾。

流線 (streamline) とは、流れの中に仮想された線で、線上の各点における接線が速度ベクトルの方向と一致するような線である。隣接した各点における接線間を常に等流量とすると、流線の向きは流れの方向を示し、流線間隔は流量を示すこととなる。流れが 2 次元流とみなせる場合、「流れ関数: stream function」の等レベル線を結ぶことにより流線が得られる。

流れ関数 ψ は、速度 (u, v) が次式を満たす時

$$u = \frac{\partial \psi}{\partial y}, v = -\frac{\partial \psi}{\partial x} \quad (1)$$

と定義される。流れ関数 ψ を全微分すると

$$d\psi = \frac{\partial \psi}{\partial x} dx + \frac{\partial \psi}{\partial y} dy = -v dx + u dy \quad (2)$$

となる。

流線は速度ベクトルと接線ベクトルが平行であるので次のように定義される。

$$\frac{dx}{u} = \frac{dy}{v} \quad (3)$$

式 3 を式 2 に代入すると

$$d\psi = -v dx + u dy = -v dx + u \left(\frac{v}{u} dx \right) = 0 \quad (4)$$

となり、流れ関数の全微分 $d\psi$ は流線上では 0 となることがわかる。

すなわち

$$\psi = \text{const} \quad (5)$$

が流線をあたえることになる。

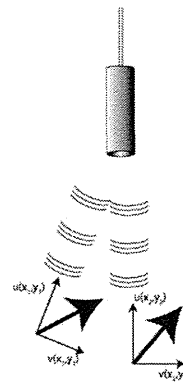


図3 エコービームと流れベクトル

そこで、図3のようにある点 (x, y) での速度ベクトルが存在するとき、速度ベクトル $V(x, y)$ は、超音波ビームの方向の速度成分を $u(x, y)$ とし、ビームと垂直方向の速度

成分を $v(x, y)$ とし、 $V(x, y) = u(x, y) + v(x, y)$ と表せる。超音波ドプラの情報は $u(x, y)$ しか得られず、 $v(x, y)$ の情報は含まれていないので、流れの真のベクトルは分からない。しかしながら、観測される現象が 2 次元流であれば、前項(2)で述べた流れ関数を用いて垂直方向のベクトル算出が可能である。

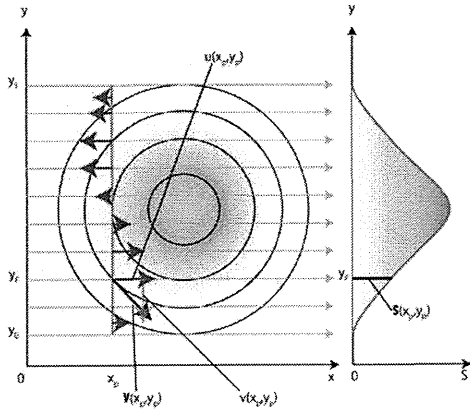


図4 二次元面上渦流とベクトル

図4のような2次元面上の渦流を考えると

式(1)の定義より

超音波ビーム方向の速度は

$$u_s = \frac{\partial \phi}{\partial y} \quad (6)$$

超音波ビームと垂直方向の速度は

$$v_s = -\frac{\partial \phi}{\partial x} \quad (7)$$

である。

ここで u_s を積分して

$$\phi = \int u_s dy \quad (8)$$

渦流の流れ関数が得られた。

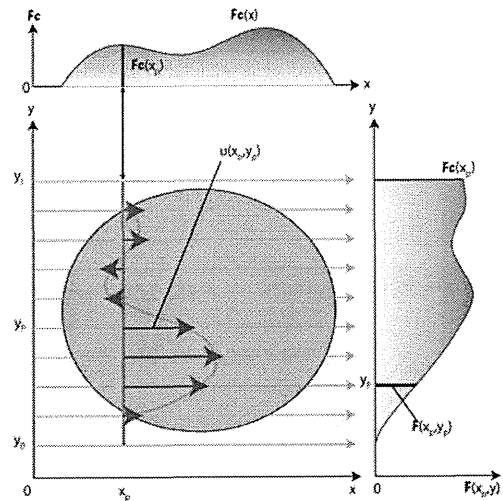


図5 二次元流れと三次元流れ

上で述べたように2次元面上の現象であれば流れ関数を用いて流れの性状を流れ関数で表現できる。しかし、心臓腔内の血流現象は3次元流れであり、流れ関数は適応でき部分がある。そこで、3次元流れの特徴を表現するため、流量関数(flow function)の概念が導入されている^{14, 25)}。

図5のように、流れが存在し、X軸に平行な速度成分が $u(x_p, y_p)$ と計測されるとき、 x_p において式8と同様に y_0 から y_p まで積分し流量関数 $F(x, y)$ とした。

$$F(x, y) = \int_{y_0}^y u(x, y) dy \quad (9)$$

流れの端での流量関数値を $F_c(x_p)$ とした。

$$F_c(x_p) = \int_{y_0}^{y_1} u(x_p, y) dy \quad (10)$$

流入点流出点のない2次元面上での流れ関数 ϕ は流れの端では0となったが、3次元流では流量関数は0とはならず、 x により種々の値をとる。この $F_c(x)$ の増減が2次元平面上への流入であり流出である。

極座標表では

$$F(r, \theta) = \int_{\theta_0}^{\theta} u(r, \theta) r d\theta \quad (11)$$

$$F_c(r) = \int_{\theta_0}^{\theta_1} u(r, \theta) r d\theta \quad (12)$$

となる。

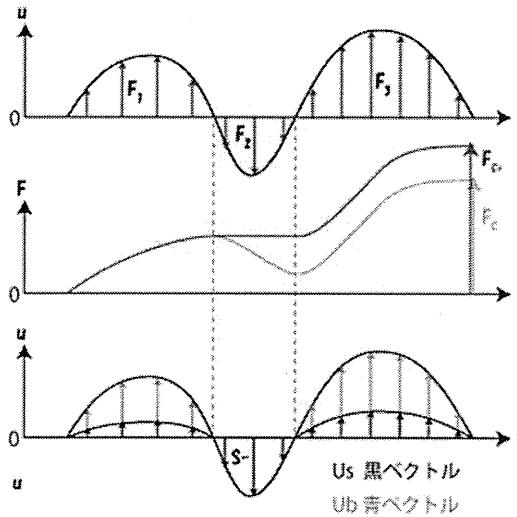


図6 三次元流れ方向ベクトル

図6のようなビーム方向な流れがあった時、ビーム方向に正の部分、負の部分に分けて流量関数 $F_c(x)$ を式13のように表す。

$$F_c(x) = F_{c+} + F_{c-} \quad (13)$$

渦流の負の部分は基本流と反対方向の流量の最大とする。

$$S_+ = -S_- = \min(F_{c+}, -F_{c-}) \quad (14)$$

図でいうと $S_- = F_2$ となる

割合 k を式15のように定める

$$k = \frac{S_+}{F_{c+}} \quad (15)$$

渦流は式16で算出し

$$U_s = ku \quad (u > 0) \quad (16)$$

基本流は式17で算出する

$$U_b = (1-k)u \quad (u > 0) \\ = 0 \quad (u \leq 0) \quad (17)$$

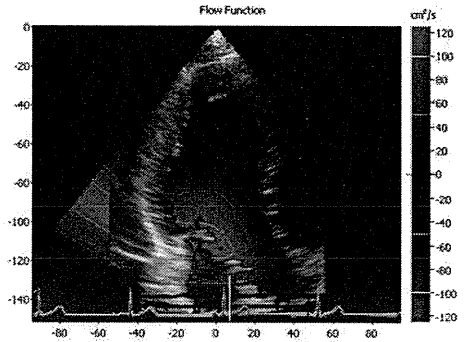


図7 流量関数垂直方向ベクトル

図7に流量関数の例を示す。

つぎに基本流上の流線を示すために流量関数の関心弧上の左端の値である $F_c(x)$ と (x, y) 地点での流量関数 $F(x, y)$ との割合を $F_{bn}(x, y)$ と定義する。(式18)

$$F_{bn}(x, y) = \frac{F(x, y)}{F_c(x)} \quad (18)$$

式18の結果である標準化された流量関数を図8に示す、30%ごとの等高線を引いてある。

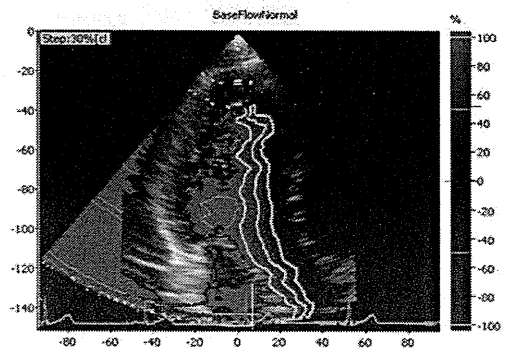


図8 流量関数による流線検出

これが基本流の流線となる。

この流線と、超音波ビームのなす角 θ を用いて

$$v_b = u_b \tan \theta \quad (19)$$

式 19 の計算を行い垂直方向のベクトルを求めた。

・正常例と DCM 例の画像データの収集

カラードプラ画像は超音波装置 ALOKA SSD6500 心臓用セクタプローブ、中心周波数 2.5MHz、フレームレート 10fps を使用し収集した。



図 9 心腔内血流カラードプラ表示

対象患者を左側臥位とし、心尖部長軸断面にて記録した。安定した画像を得るため、軽く呼吸停止させ、5 秒間の記録中 50 枚のカラードプラビットマップ画像を記録した。

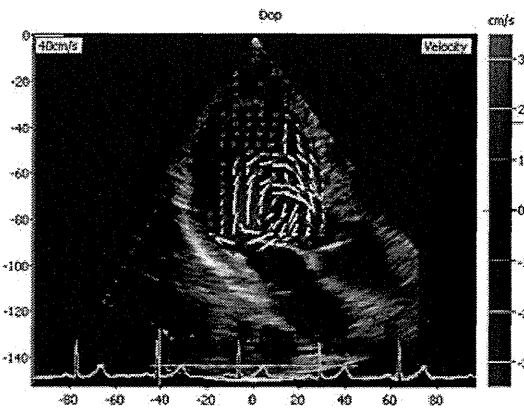


図 10 流線ベクトル表示解析結果

画像データをオフライン PC 上でエコーダイナモグラフィソフトを用いて、解析を行った。

図 9 のカラードプラ画像より解析した血流ベクトル表示を図 10 に示す。黄色線の長さで速度値を示し、赤点を先端とした黄色線で方向を示している。渦流成分の等流量表示 (図 11) ではエコーダイナモグラフィの原理で示した流れ関数の等流量線を示している、青の流線間の流量は $6\text{cm}^2/\text{s}$ としている。渦流量表示の中心最大値を渦流量とした。

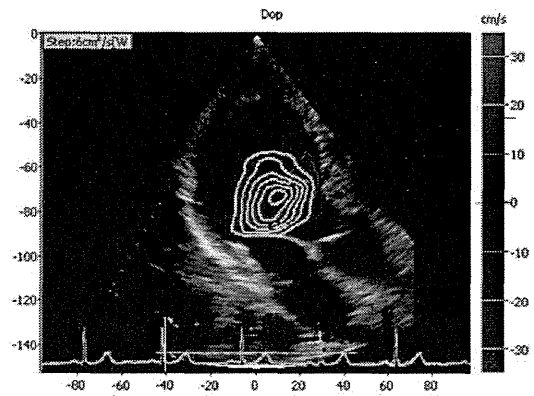


図 11 渦流解析結果

図 12 のように渦流量表示の中心最大値を通り、流入または流出血流と垂直となるよう左室短軸方向に関心線を引き、関心線上で流量関数の値が半値となる位置を計測し渦径と定義した。

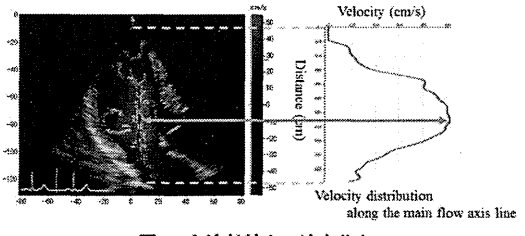


図 12 主流軸線上速度分布

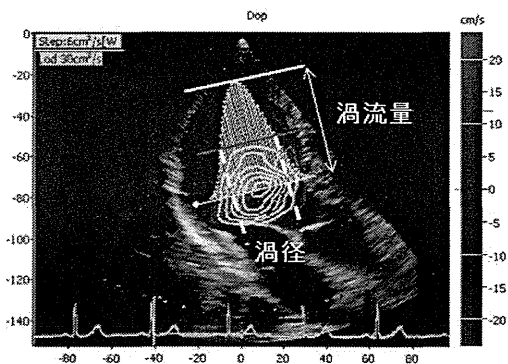


図 1 3 渦流最大表示と渦径

図 1 3 のように関心点を中心に 4 方向でベクトルの絶対値の大きさを隣接する点と比較し、いずれかの方向で、隣接する値いずれよりも大きい値の場合、極大点として大きさを考慮して緑点をプロット表示した。プロット点の中央を通る線を主流軸とした。

研究結果

エコーダイナモグラフィのベクトル表示と渦流表示を用いて、正常例、DCM 例における各時相における左室内の血流パターンを分析した。健常ボランティア 10 例と中等度以上の大動脈弁閉鎖不全症および僧帽弁閉鎖不全が存在しない非虚血性 DCM13 例について 50 枚乃至 51 枚のカラードプラ画像を得てエコーダイナモグラフィで解析した。収縮期における検討の結果について提示する。

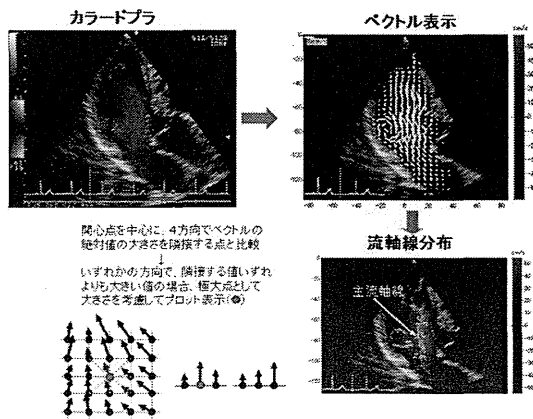


図 1 4 主流軸上速度分布

正常例の収縮期各時相のベクトル分布を解析し、代表時相を解析した。

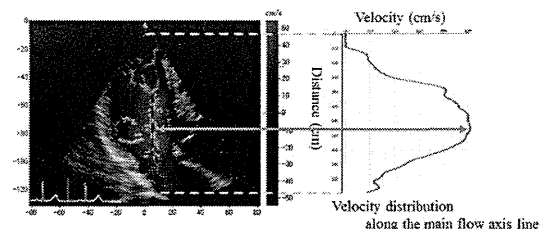


図 1 5 関心線速度分布

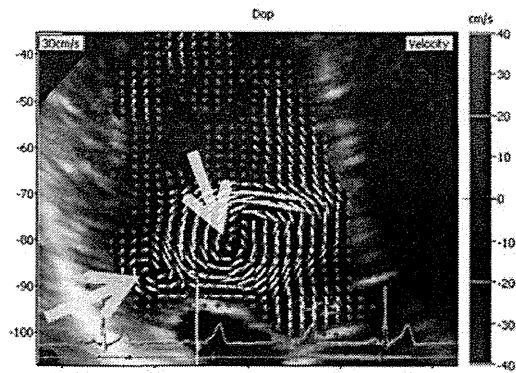


図 1 6 等容収縮期渦流

(等容収縮期)

図 1 6 は R 波と一致する時相であり、僧帽弁と大動脈弁は閉鎖しているので等容収縮期である。僧帽弁前尖より約 10mm 心尖部より (白矢印) を中心とする時計回りの渦流が認められる。渦流の最大流速は、 $36\text{cm}^2/\text{s}$ であり、僧帽弁前尖に沿って $30\text{cm}/\text{s}$ の血流が認められる。渦径は 19mm であった。後壁側に黄色を中心とする半時計回転の渦流が認められる。中隔に沿って駆出方向に向かう血流が認められる。

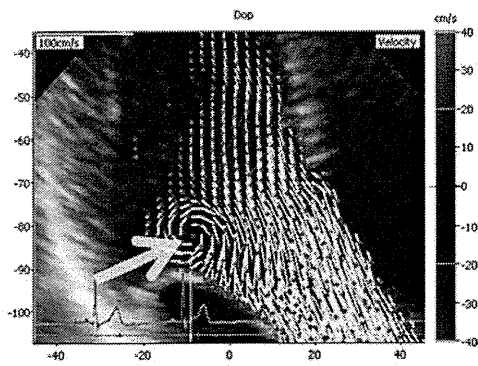


図 17 収縮初期渦流

(収縮初期)

図 17 は、1 フレーム後、R 波より 100ms 後の時相である。心基部の僧帽弁前尖より約 8mm の位置 (白矢印) を中心とする時計回転の渦流が認められる。渦流の最大速度は 25cm/s であり、僧帽弁に沿って 20cm/s

の血流が認められる。渦径は 13mm である。中隔壁に沿い駆出流が認められる。

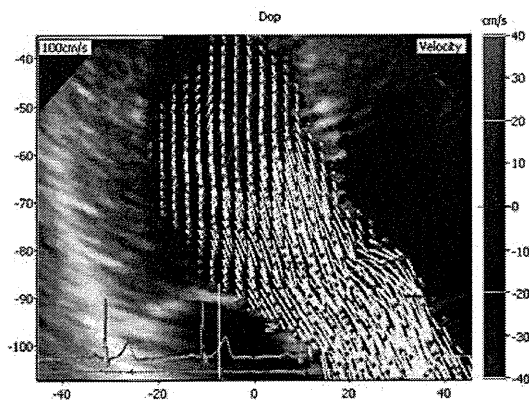


図 18 収縮中期渦流

(収縮中期)

図 18 は図 17 より 1 フレーム後、R 波より 200ms 後の時相である。等容収縮期、収縮初期にみられた心基部の渦流は認められず、左室内全体に駆出流ベクトルが認められる。

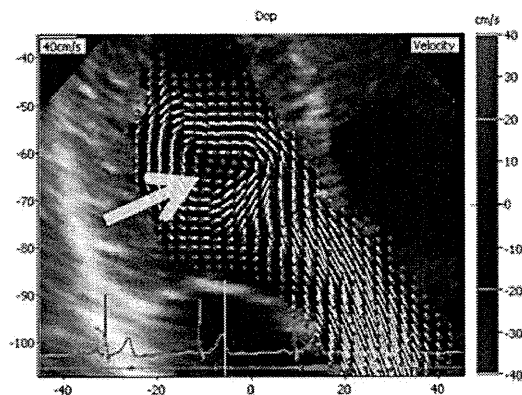


図 19 収縮後期渦流

(収縮後期)

図 19 は図 18 より 1 フレーム後、R 波より 300ms 後の時相である。左室中央僧帽弁前尖より約 25mm の位置 (白矢印) に中心を持つ右回転の渦流が認められる。渦流の最大速度は 19cm/s であり、半値幅は 21mm であった。心尖部と心基部僧帽弁前尖近傍には速い血流は認められない。後壁側を心尖部に向かう血流が認められる。

ここから、渦径と円周長より回転速度を計算すると、等容収縮期の渦回転速度は 4.4 回/s であり、収縮前期には 3.7 回/s と遅くなり収縮中期には渦は一度消失し、収縮末期には 2.3 回/s の渦がみられた。これらに対して、拡張型心筋症 (DCM) 例の収縮期各時相のベクトル分布を解析し、代表時相を提示する。

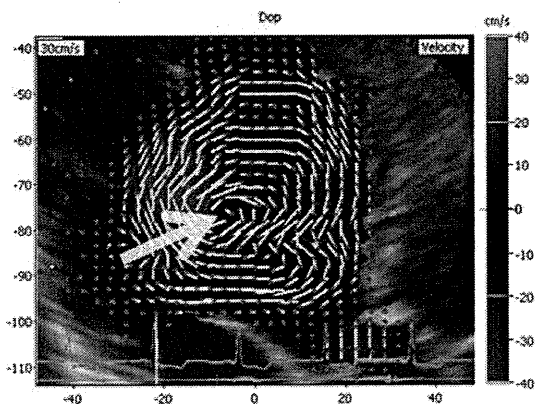


図 20 DCM 等容収縮期渦流

(等容収縮期)

図 2 0 は R 波より 30ms の時相であり、僧帽弁と大動脈弁は閉鎖しているため等容収縮期である。僧帽弁前尖から約 24mm の左室中央 (白矢印) を中心とする時計回りの左室全体を占める大きな渦流が認められる。渦流の最大流速は、40cm/s であり、僧帽弁前尖に沿って 20cm/s の血流が認められる。渦径は 28mm であった。中隔に沿って駆出方向に向かう血流が認められる。

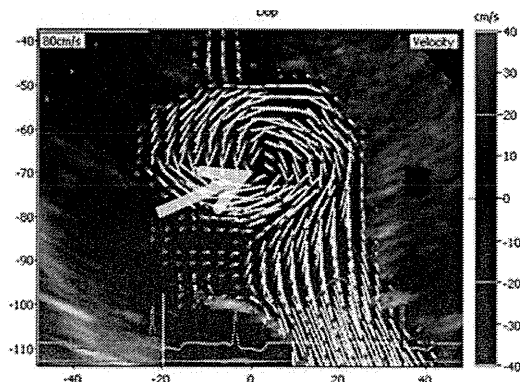


図 2 1 DCM 収縮初期渦流

(収縮初期)

図 2 1 は、R 波より 130ms 後の時相である。僧帽弁前尖から約 32mm の左室中央よりやや心尖部側 (白矢印) を中心とする時計回転の渦流が認められる。渦流の最大速度は 44cm/s である。渦径は 25.5mm である。僧帽弁前尖近傍には速い血流は認められない。中隔壁に沿い駆出流が認められた。

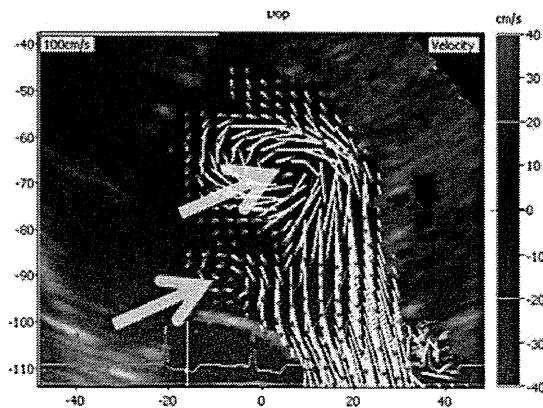


図 2 2 DCM収縮中期渦流

(収縮中期)

図 2 2 は、R 波より 230ms 後の時相である。僧帽弁前尖から約 35mm の左室心尖部側 (白矢印) を中心とする時計回転の渦流が認められた。渦流の最大速度は 39cm/s である。渦径は 20.5mm である。心基部に中心 (黄矢印部) をもつ時計回転の小さな渦流も認められた。

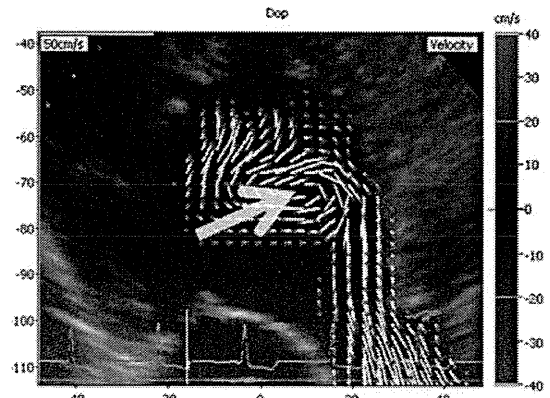


図 2 3 DCM収縮後期渦流

(収縮後期) 図 2 3、R 波より 330ms 後の時相である。左室中央僧帽弁前尖より約 30mm の位置 (白矢印) に中心を持つ時計回転の横長長円状渦流が認められる。渦流の最大速度は 15cm/s であり、渦径は 21mm であった。心尖部と心基部僧帽弁前尖近傍には速い血流は認められない。後壁側を心尖部に向かう血流が認められた。

渦径と円周長より回転速度を計算すると、等容収縮期の渦回転速度は 3 回/s であり、収縮前期には 3.7 回/s と速くなり収縮中期には 3.6 回/s とやや遅くなり収縮後期には 1.5 回/s と遅くなった。

このように、正常と DCM の収縮初期、中期、末期の流軸上速度分布を重ねて解析すると、正常では心尖部から直線状に速度勾配がみられるのに対し、DCM では大動脈弁直下で速度勾配が増加するという特徴があった。

normal case10 例と DCM case13 例からみる DCM の血流の特徴は急速流入血が心尖部まで到達しない、等容収縮期の渦流が大きいことが観測できる

しかしながら等容期の渦が小さな例も認められ、流入血による影響も考えられる

正常例では主流軸線は、僧帽弁輪中央を通り、心尖部まで直線状に示される。DCM 症例では主流軸線は、方向が後壁側へ変位し、心基部域から中央部域までに限局して示される。

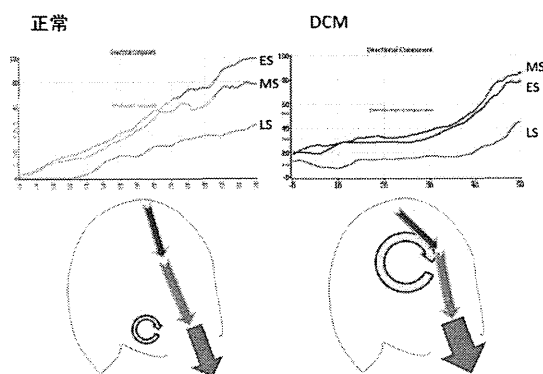


図 2 4 流軸線上速度分布比較

急速流入期の流軸線上の速度分布は健常例と DCM 例とで異なった分布を示し、拡張障害の指標となる可能性がある。正常例の流軸上速度分布をみると急速流入早期に血流が心尖部にまで達している。最大速度点をみると急速流入早期よりも急速流入後期の方が、心基部に近い位置となっている。緩徐流入期に最大速度点が心尖部方向に移動していた。流軸線上の最大速度点と時間との関係をもってみても急速流入期には最高速度点の位置が心基部寄りに移動し、緩徐流入期に心尖部に移動することが判明した。

流軸線上の最大流速と時間との関係をもってみると直線状の負の相関が認められ最大速度点は時間と共に小さくなるが、複雑な移動をしていた。

DCM 症例の流軸線上の最大速度点と時間との関係をもみると、直線状の正の相関が

みられ、心房収縮波に伴う最大速度点移動もみられた。流軸線上の最大流速と時間との関係をもみると、直線状の負の相関が認められた。最大流速点は時間と共に小さくなりながら心基部から心尖部に移動していた。

T 波終了後から P 波開始までの stream function の最大値を mid-diastole vortex flow、僧帽弁閉鎖から大動脈弁開放までの stream function の最大値を IC vortex flow と定義した比較検討した。IC 期の渦のその後の変遷を検討したところ R 時間と渦流量のプロットグラフをみるとほぼ直線上に減少しているため、IC 渦の計測時期の 100ms 後の渦流量を Early Systole 渦、200ms 後の渦流量を Mid Systolic 渦と定義し、A 波流速との相関をグラフ化し、また、左室径や左室収縮能の影響があるか相関をグラフにプロットし検討した。

その結果、IC の渦流量より ES の渦流量は小さくなり、MS の渦流量はさらに小さくなる。収縮の進行とともに渦流量は減少している。

A 波流速と渦流量の関係を解析したところ、収縮各時期とも A 波が大きいほど渦流量が大きかった。相関係数をみると IC 期では渦流量と A 波流速は相関係数 $R^2=0.61$ であるのに対し、ES では $R^2=0.45$ 、MS では $R^2=0.22$ と渦流量に対する A 波流速の影響は小さくなった。LVd と渦流量の関係をみると、収縮各時期とも LVd が大きいほど渦流量が大きかった。相関係数をみると IC では $R^2=0.28$ であったのに対し、ES では $R^2=0.53$ 、MS では $R^2=0.43$ と増加しており、収縮初期で渦径の影響が最も強くなった。

EF と渦流量の関係をみると収縮各時期とも EF が大きいほど渦流量が小さかった。相関係数をみると IC では $R^2=0.29$ であったのに対し、ES では $R^2=0.58$ と相関係数が増加し MS では $R^2=0.43$ とやや減少しており、収縮初期で EF の影響を最も強く受けていた。

考察

血流ベクトル、渦流量および渦径により、左室心尖部長軸断面で収縮期の正常心、DCM 心と比較すると、収縮期を通して DCM 心では大きな渦流が認められたが、DCM では拡大した左室と収縮力の低下、拡張能の低下が影響として考えられる。

駆出血流軸上速度分布をみると正常では直線状の速度プロファイルがみられるのに対し、DCM では下に凹んだ速度プロファイルがみられた。この差異は DCM では球形に拡大しているため大動脈弁直下で急に流出路が狭くなり、高い移流加速度が発生しているためと考えられた。また、等容収縮期の渦流速は駆出血流速をステップアップさせる役割があると考えられた。

拡張期の流入血は、正常例では急速に直線状に心尖部まで達するが DCM では流入血の一部が早期から渦となり、心尖部への血流到達が遅れると考えられた。Steen らは左室内剥離渦の移動が FPV の成因であると述べている²⁶⁾。今回の研究結果をみると Steen らの実験結果と一致した。実臨床での FPV を考えてみると心尖部と僧帽弁輪中央を通る直線ビーム上のカラー M モード計測を行っている。今回の研究結果を踏まえて考えると正常では直線状に血液が流入するので正しく渦の移動が計測出来るが、球形拡大した DCM では流入血が後壁寄りに変位するため流入血のピークを捉えられないばかりか、ビームと反対方向の速度を持つ渦流を含めて計測してしまう可能性が高くなり、誤差や測定困難例が発生するものと考えられた。エコーダイナモグラフィによる渦の定量評価法は、uejima らにより validation がされてきており²⁷⁾、流入血最大速度点の移動や渦流の移動を二次元上ではなく二次元面上で計測すれば拡張能がより正確に得られると考えられる。FPV は現在臨床で使われている超音波装置で比較的簡便に行えるという利点を有している。現

時点でエコーダイナモグラフィは研究用プログラムでオフライン解析をしているため、上記のような方法は多症例には適用出来ていないが、元々のカラードブラ画像データ取得は容易であり多くの時間を要しないので、解析ソフトの処理能力が上がれば臨床上極めて強力な拡張能診断ツールとなると考えられた。

左室内渦流の定量化および時間的推移の検討により、等容収縮期の左室内渦流は A 波流速、LVd、EF の影響を受けることが示された。しかし、収縮初期、収縮中期と心時相が進むにつれて、A 波の影響は少なくなった。したがって、左室内渦流は左室壁収縮、左室内腔形状の影響を受けるほかに、特に流入血による慣性エネルギーが渦の形成に大きな影響を与えていると考えられた。本研究では、左室の収縮性を EF で代表させたが、EF は前負荷および後負荷の影響を大きく受けるので真の収縮能を評価することはできない。収縮能が良いと駆出期の渦流が早期に減衰するという現象より、渦情報によって収縮能の評価ができる可能性が示唆された。

これまでに、正常例と心不全の検討により等容期渦流の大きさを検討した際に、心不全心では渦が大きくなることが示されている。心房細動では A 波による渦流はないが、ある程度心拍数が大きければ、E 波による渦流が IC 期まで残存している。また、心拍数が増加した状態では E 波と A 波が融合し流入血の血流量は増大するので、より大きい等容期渦となると考えられる。今回の結果から等容期の渦流を議論するに当たっては、流入血の大きさも重要なパラメータとなることが示された。

収縮期のエネルギーが弾性エネルギーとして蓄えられ、Elastic recoil によって急速流入がおきるという従来の収縮 - 拡張の連関に加え、本研究では、収縮 - 拡張連関