

血流、心力学、超音波について思うこと

菅原基晃

姫路獨協大学医療保健学部臨床工学科



[略歴]

菅原 基晃 [スガワラ モトアキ] 1941年3月11日生

姫路獨協大学医療保健学部臨床工学科:教授 【連絡先】〒670-8524 姫路市上大野7-2-1 姫路獨協大学

TEL:079-223-6715/FAX:079-223-6715/E-mail: msugawar@himeji-du.ac.jp

1963年 東京大学工学部航空宇宙学科卒業
1968年 東京大学大学院工学系研究科航空宇宙学専攻博士課程修了 工学博士
1968年 東京大学工学部助手
1973-74年 英国ケンブリッジ大学留学
1975年 東京女子医科大学附属日本心臓血圧研究所助教授
1993年 東京女子医科大学附属日本心臓血圧研究所基礎循環器科教授
2006年 姫路獨協大学臨床工学科教授
2006年 東京女子医科大学名誉教授,早稲田大学客員教授
2007-08年 姫路獨協大学副学長
2005年 日本超音波医学会第78回学術集会会長
2006年 日本超音波医学会名誉会員

わたしは1975年に東京女子医科大学附属日本心臓血圧研究所に赴任し、血流の研究を始めた。イヌを用いた動物実験が主で、計測装置は日本光電のカフ型電磁血流計と、ようやく出回り始めたMillar社のカテーテル先端型圧力計(カテ先圧力計)であった。カテ先圧力計の出現により、これまで見慣れていた対外式圧力計による波形は、計測システム内で起こる共振を含んだ正しくない波形ということが明らかになった。

1980年代は、電磁血流計とカテ先圧力計による血流測定が主であったが、カフ型電磁血流計では各点ごとの血流速度がわからないので、ホットフィルム流速計が用いられた。これにより、イヌを用いた実験で、大動脈起始部の速度プロフィールは平坦であること、大動脈血流は減速期には乱流に遷移すること、などが明らかにされた[1、2]。

カテ先圧力計は、イヌの左心室にバルーンを入れて左心室容積を正確に制御するサーボコントロールシステムと組み合わせて使われ、左心室圧-容積関係に基づく心力学の発展をもたらした。心力学は、Emaxの発明をもって1990年前後にはほぼ完成された[3]。これと並行して、局所心力学も構築された[4]。これは、マッチ棒の頭くらいの大サイズの超音波クリスタルを心室壁心筋内に埋め込み、2点間の距離の変化を測定して心筋のひずみ(strain)を求め、心室内圧から計算した心筋内の応力と組み合わせて応力-ひずみ関係を求めるものであった。

心力学を臨床に応用する試みもなされていたが、容積の測定が容易でない、Emaxを求めるには圧負荷が容量負荷をかけなければならない、といった難しさがあり、広く普及するにはいたらなかった。局所心力学も、超音波Mモード法で心室壁のひずみを求めると同時に、心室圧も測定して、応力-ひずみ関係を求めるという方法が臨床応用されたが[5]、手間のわずらわしさから普及しなかった。さらに、心力学はひたすら前負荷後負荷に依存しない心収縮性の指標を追い求めてきたが、病的心臓の収縮性を高めることは必ずしも症状の改善につながらない、という治療上の問題が明らかとなり、心力学の全盛期は過ぎていった。

これらの発展と並行して、超音波エコー法も徐々に発展していたが、アロカ社のカラードブラの発明[6]を契機に、1980年代後半から、一気に臨床医学に超音波法が広まった。

超音波法では非侵襲的という特性から、わずらわしい動物実験の準備をしなくても、いきなりhuman dataを得ることができる。しかし、圧データを得ることができないという欠点がある。したがって、圧-容積関係あるいは応力-ひずみ関係に基づいて構築された心力学と対応させようとしても、対応が難しい。どうせ対応が難しいのなら気楽にやろうぜ、という訳でもないだろうが、心力学からみると、ごく気楽にいろんな指標を提案する傾向が超音波医学にはある。何でもやってみて、臨床診断に役立つ方法ならそれでいいじゃないかというhappy-go-lucky の考え方もいいと思うが、従来の心力学ほど堅固(robust)に構築するのは難しい。

心筋の拡張期特性は、拡張末期の心室圧と心室容積で決まる静的な弾性と、等容弛緩の際の左室圧低下(等尺性弛緩時の張力低下)の速さと、充満期に容積が拡大する(等張力性伸展時の伸展の)速さという二つの動的指標がある。これらは互いに関連はあるが、別の概念である。この中で、心力学ではどうしても臨床医学に持ち込めなかった概念が、心筋の伸展の速さである。切り出し心筋標本を使った実験では、軽い前負荷による心筋の伸展速度は調べられている[7]。丸ごとの心臓の動物実験では、僧帽弁輪に電磁流量計を縫着して充満の容積を測定できる。しかし、どちらも臨床に応用できるような方法ではない。したがって、臨床で用いられた拡張期特性の動的な指標は、カテ先圧力計で測定できる等容弛緩期の左室圧低下の時定数だけである。一方、超音波では非侵襲的に僧帽弁血流速度が測定できるので、E/Aのような心筋の伸展速度に関わる動的指標が得られる。この点は、超音波の勝ちである。

超音波に、気楽に新しい指標を提案できる雰囲気があるのはいいが、ときどき古典的な誤りを犯すことがある。スウェーデンの有名なグループが、オイラー座標(固定された観測点)からみたひずみ速度(strain rate)を時間積分してひずみ(strain)を求めるという論文を出し、Circulationが採用し、米国のメジャーな超音波診断装置メーカーが実用化システムを作ったことがあった。ひずみ速度を時間積分してひずみになるのは、ラグランジュ座標(粒子とともに動く観測点)からみたひずみ速度の場合だけであり、しかもそのときのひずみは、自然対数で $\ln(L/L_0)$ と定義した自然ひずみ(natural strain)であることは、19世紀から知られている。現在では、各社ともスペckルを追跡するラグランジュ法に切り替えている。

心臓内の流れは複雑で、渦、旋回流、らせん流、剥離、といった構造が見られる。この流れの複雑さに対応して、心機能も複雑に制御されているかどうかは疑問である。圧—容積関係に基づいて構築された心力学では、心機能の解析に必要なデータは、局所的には、心室壁心筋内の応力—ひずみ関係だけである。心筋内の応力分布は、心内膜に垂直に働く圧力のみを境界条件として計算され、流れによって生ずる心内膜に平行に働くせん断力応力は小さいとして無視される。したがって、心力学の立場からすれば、心機能に関係するのは心室内圧だけで、心内の流れの構造は関係ない。はたして、この近似が正しいのか、あるいは心内膜にかかるせん断応力が、心臓の動作状態あるいは病態に重要な役割をはたすのかは、今のところわからない(動脈壁の場合は、壁にかかるせん断応力はNO産生の強力な刺激因子である)。

ドブラ法による流速分布や速度ベクトルの表示で注意しなければならないことは、あくまでも超音波ビームのスライス面内の速度成分だけを見ているということである。実際の血流は3次元の構造をもっている。3次元構造を持つ血流のスライス面内の成分を、2次元流(平面流)、すなわち速度がいたるところでスライス面に平行な成分しか持たない流れと混同してはいけない。平面流の場合は、流れ関数という関数を導入し、流れを2変数のみで解くスマートな数学的手法があるが、実在の流れはすべて3次元であるから、この手法が具体的な問題に解答を与えたという例はない。

超音波は直接に圧を測定できないという欠点があるが、エコトラッキング法により、拍動による血管径の変化波形を測定できる。この波形をうまく利用すれば、超音波法による心血管機能の解析はさらに発展すると考えられる。

参考文献

1. 山口隆美,菅原基晃.大動脈内の乱流.沖野 遥,菅原基晃,松尾裕英編,心臓血管系の力学と基礎計測,pp 199-216,講談社サイエンティフィック,東京,1980.
2. Yamaguchi, T. Turbulence in the Aorta. In: Sugawara M, Kajiya F, Kitabatake A, Matsuo H (eds). Blood Flow in the Heart and Large Vessels, pp 37-49, Springer, Tokyo, 1989.
3. LeWinter MM, Suga H, Watkins MW (eds). Cardiac Energetics: From Emax to Pressure-Volume Area. Kluwer Academic Publishers, Boston, 1995.
4. Nakano K, Sugawara M et al. Myocardial stiffness derived from end-systolic wall stress and logarithm of reciprocal of wall thickness: contractility index independent of ventricular size. Circulation 1990; 82: 1352-1361.
5. Nakano K, Sugawara M et al. Regional work of the human left ventricle calculated by wall stress and the natural logarithm of reciprocal of wall thickness. J Am Coll Cardiol 1988;12: 1442-1448.
6. Omoto R. Real-time two-dimensional Doppler echocardiography (2-D Doppler). Heart Vessels 1985; 1: 56-57.
7. Tamiya K, Sugawara M et al. Maximum lengthening velocity during isotonic relaxation at preload in canine papillary muscle. Am J Physiol: Heart Circ Physiol 1979; 6: H83-H89.