

機器紹介

ボディコンポジションアナライザー —RJL スペクトラムの紹介—

江郷 洋一*

1. はじめに

開心術後や心不全の患者管理において水分管理は重要なポイントである。しかし、現状では水分管理の基準や目安を正確に答えてくれる成書は少ない。多くの施設は、適切な水分管理を行なうために、経験的にその答えをだしているに違いない。しかし、体内水分量や細胞内液量、細胞外液量がベッドサイドで簡便に測定でき、しかも連続的にモニターできれば、水分管理のみならず、病態の診断や治療について水分代謝面からの正確な判断が下されるであろうと期待できる。

今回紹介するボディコンポジションアナライザー (USA, RJLS システム社製, 輸入元物産メディカル) は、生体電気インピーダンス法により、身体の抵抗値 (レジスタンス) と容量性抵抗 (リアクタンス) を測定して、体内水分量、脂肪量を測定する機器である。しかも、最大5時間まで連続計測ができるため、水分量変化の経時的モニターとして利用できる。すでに透析患者の水分管理に用い、いくつかの施設からの使用経験が報告されている。今回、我々は開心術後患者に使用する経験をもったので、この機器の有用性について紹介する。

2. RJL システムの特徴

システムはラップトップコンピュータとケーブル、電極からなっている。手背部、足背部にそれぞれ2枚の電極を貼り、身体のインピーダンス (交流抵抗) を測定する (図1)。

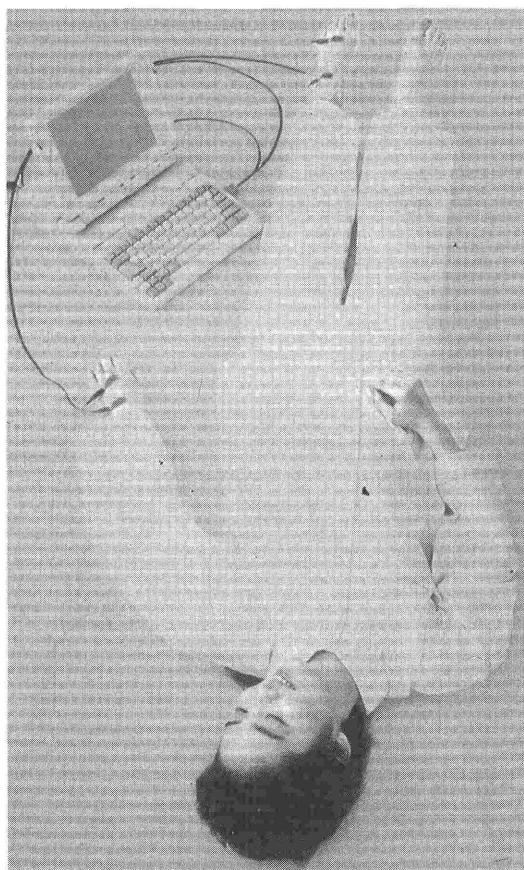


図1

3. 測定原理

生体インピーダンス測定値は抵抗 (レジスタンス) と容量性抵抗 (リアクタンス) からなる。

抵抗はオームの法則によって示される。生体での低抵抗性電気回路は除脂肪組織 (脳, 神経, 臓

*帝京大学第2外科

器で、水分73-75%、細胞固形物約20%であるとされる)で、脂肪と骨は高抵抗性電気回路である。

一方、リアクタンスは細胞膜電気容量の量の尺度であるとされる。

そこで人間の体は直列と並列の両回路を有する電気抵抗と電気容量から成り立っているとし、10 kHz 以下の低周波電流の大部分は細胞外液を通過し、100 kHz 以上の高周波電流は細胞内液と細胞外液の両方によって運ばれると仮定する。生体は細胞膜によって分離された細胞内液、細胞外液からなっているが、細胞内液と細胞外液は導電体として働き、細胞膜は電気的コンデンサーとして機能する。解説書では簡単な電気回路モデルを用いて、周波数の変化と共に組織の電気抵抗に起こる変化を説明している。図2は生理食塩水中の細胞懸濁液の電気的特性のモデルである。周波数がゼロに向かって減少するとインピーダンスは10 kHz 以下の低周波数で認められる制御回路インピーダンスに近づき、細胞外液に等しい電気抵抗となる。一方、周波数が増加するにつれ電極インピーダンスは100 kHz 以上の高い周波数における制御回路インピーダンスに近づき細胞内液と細胞外液中の電気回路に対する抵抗に等しくなる。そこでインピーダンス (Z) は

$$Z = \sqrt{R^2 + X^2}$$

(ここでRは抵抗、Xはリアクタンス)の式で示される。以上の原理から、体内総水分量、脂肪量、除脂肪量が測定でき、従来のRI法や水中体重法から求まる結果が非常に高い相関(0.96-0.98)を有しているとされる。さらにソフトを選べば基礎代謝量が測定できる。このように本機器は、臨床应用のみならず、栄養管理や運動メニューの効果などの健康管理にも使用できる。

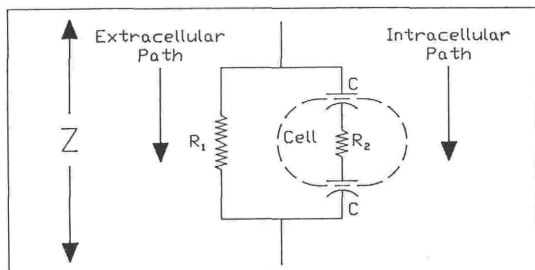


図2 RJL システムの原理
(Z:インピーダンス)

ただし、問題点として高齢者、栄養状態の悪い患者の場合は脂肪量がマイナス表示されることがある。その原因は細胞膜が周波数の低い電流でも通過させてしまう為であると考えられており、注意が必要である。

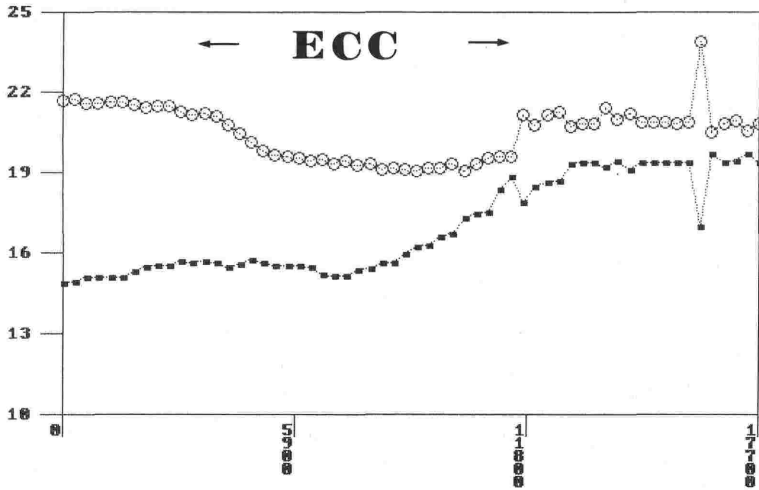
4. 臨床応用

すでに透析の領域では本装置を用いて、体液量の測定やその経時的変化などの検討がなされている。血液濾過法による Urea Space と本システムで得られた体内水分量は高い相関性 ($r=0.89$) を示したと報告¹⁾されている。また、細胞内液量と細胞外液量が測定できることから、それらの血液透析中の動的変化を追うことができる。血液透析後は細胞外液量が減少するがさらに細胞内腔に水分がシフトするとの報告²⁾がある。

熱傷患者においても水分管理は重要な問題であるが、本法による水分喪失と水分貯留のモニターは簡単かつ正確な方法である。

一方、従来より、体外循環を用いる開心術では、血管の透過性が増加して循環血液量と間質組織液のバランスが破綻し、血管外組織間質に水分が貯留し全身の浮腫、肺水腫の原因となると指摘されてきた。しかし、体内水分量の測定はRI法などによっており、特に放射性同位元素の管理が厳重な日本においてはICUや病棟での測定はほとんど不可能であった。簡単におもえる体重測定も術後においては困難が伴っていた。

そこで、我々はRJLシステムを用いて、冠動脈バイパス患者の人工心肺(ECC)下における体内水分量の経時的変化を検討してみた(図3)。本法では、測定した時点(本例ではサンプルナンバー60ポイント目、図3で一番右側の測定点)での体内水分量、細胞外液量、細胞内液量も表示できる。この経過を見れば、興味深いことは、人工心肺開始直後より細胞外液量が増加し、体外循環終了後も増加した状態であるのに比べ、細胞内液は体外循環中はやや減少し、体外循環終了によって速やかに元のレベルに復したことである。ただ症例数が少ないため、これから結論を求めることはできないが、細胞外液の増加はサードスペースへの水分のシフトと密接に関係していると考えられる。また、細胞内液の減少がどのような意味をもつかは今後の検討課題である。



Sample Number : 60
 Resistance : 416
 Reactance : 38
 Basal Metabolism : 1624
 Body Water : 39.9 Kgs.
 o = Intracellular : 20.7 Kgs. ■ = Extracellular : 19.2 Kgs.

図3 体外循環臨床例

一般に、開心術後の水分管理には

- (1) 心機能の推測
- (2) 血管内水分量の推測
- (3) 血管外水分量の推測

の3つの因子から考えるのがよい。

心機能を評価する方法は Swan-Ganz カテーテルや心エコー法などがある。しかし、体内水分量の測定は全身の視診による浮腫の有無を検索したり、胸部X線写真で肺浮腫を診断するなど間接的な方法に限られてきた。いわば、no man's land

であった領域に RJL システムは踏み込む可能性が大であり、今後の正確で客観的な水分管理に貢献できるものと考えている。

参考文献

- 1) 佐藤正徳, 星野敏久, 江良和雄ほか: 体内水分量測定装置 (RJL) の臨床応用. *Clinical Engineering* 3: 428-429, 1992.
- 2) Nyboer, J. and Sedensky, J. A.: Bioelectrical impedance during renal disease. *Proc. Clin Dial. Transplant Forum* 4:214-219, 1974.