

新型心臟血流動力學監測儀研製與應用

馬立業 北京航空航天大學 (北京, 100191, 中國)

摘要 目的 論述新型心阻抗法無創心臟血流動力學監測儀的技術特點和臨床使用價值。方法 介紹心阻抗法的工作原理、測量方法、阻抗微分波的產生和臨床意義,以及心阻抗法的臨床用途。結果 新型心阻抗法無創心臟血流動力學監測儀CHM T3002與心臟導管有創法的檢測參數對照研究,相關性和一致性好。結論 CHM T3002提供了一種安全、方便、快速、準確和經濟的無創心臟血流動力學監測方法,具有良好的臨床使用價值。

關鍵詞 心臟血流動力學 心阻抗法

Development and application of the latest model of the cardiac hemodynamics monitoring system

MA Liye. Beijing university of aeronautics and astronautics. (Beijing, 100191, China)

Abstract Objective Discuss the technical features and clinical application value of the latest model of the noninvasive cardiac hemodynamics monitoring system. **Method** Introduce impedance cardiography and describe its theoretical background, measuring methods, generation of impedance signals and its clinical meaning, and application of the impedance cardiography. **Result** The comparison between the latest model of the noninvasive cardiac hemodynamics monitoring system CHM T3002 and cardiac catheterization invasive detecting method shows good correlation and consistency. **Conclusion** The CHM T3002 provides a safe, convenient, rapid, accurate and economic way of monitoring the cardiac hemodynamics functions. Its applications in clinical settings are valuable.

Keywords Cardiac hemodynamics; Impedance cardiography

Internat J Cardiovasc Med, 2009, 10(2):11

心阻抗法過去由于受科學技術水平的限制,一些關鍵技術問題沒有得到解決,參數值的準確性和重複性差,軟件功能少,應用範圍受到一定限制。

新型心阻抗儀的一些關鍵技術問題已經得到解決,與有創法的相關係數達到0.9左右,一致性也好。軟件功能豐富,增加了一些新功能,應用範圍廣泛。

1. 心阻抗法的工作原理、測量方法和工作波形圖

1.1. 心阻抗法的工作原理

左心室收縮,室內壓力增大到主動脈壓時,主動脈瓣開放,左室血液迅速流入主動脈,使主動脈中血液的流量產生大的脈動變化。因為血液是導體,當流量增加時,胸腔阻抗減小,胸腔的阻抗就產生相應的脈動變化。實驗證明主動脈中的血液流量脈動變化,是胸腔阻抗變化的主要來源(約80%),僅少量來自胸腔內腔靜脈血液流量的變化,所以,根據胸腔阻抗的變化,就可測知心臟血流動力學狀態。

1.2. 心阻抗法的測量方法

點電極對1和點電極對2圍在頸部,點電極對3和點電極對4圍在劍突下腹部,見圖1。在電極對1和4之間加入恒幅高頻檢測電流*i*,此電流流過胸腔,就把胸腔阻抗變化*Z*轉換成幅度變化的高頻電壓u。u就反映和代表*Z*。用電極對2和電極對3取出u,再還原成阻抗變化*Z*,根據*Z*就可知道胸腔內血流隨時間的變化情況,即血流動力學狀態。

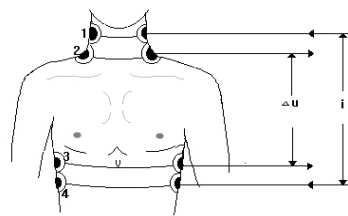


圖1 電極放置示意圖

Fig.1 Diagram of electrodes Placement

1.3. 心阻抗法的工作波形圖

阻抗圖：即阻抗變化信號Z。為直觀表示血管容積的增減，縱座標向上代表阻抗減小即血管容積增大。

阻抗微分圖：Z對時間進行微分的 dZ/dt ，反映阻抗變化速率。 dZ/dt 波形上有4個主要的波，波的峰點、谷點和B15點是5個重要的點，稱之為 dZ/dt 波形的5個特徵點。波的形狀和5個特徵點的位置(時間和幅度)，反映左心室射血隨時間的變化規律，即血流動力學狀態。

心電圖ECG：本儀器將Q起點作為一個心動周期的始點。

心音圖PCG：可配合其它波形圖分析血流動力學狀態。必要時可用于自動找特徵點或人工調點。也可單獨用于對心音圖的分析。

四種波形圖及其時間關係如圖2所示。

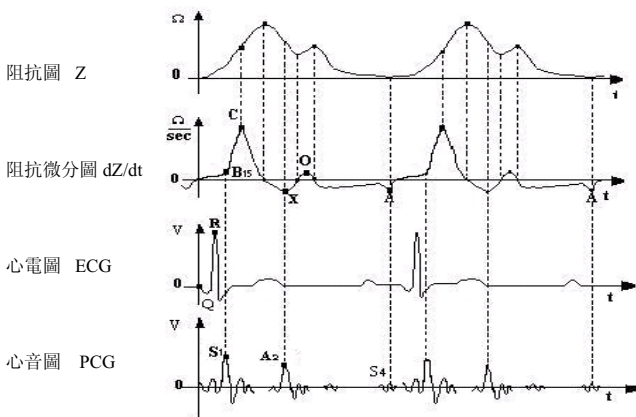


圖2 波形圖

Fig.2 Waveforms

2. 阻抗微分波各個波的產生過程和臨床意義

2.1. C波(室縮波)、射血始點B15和射血最大增長速率C點

C波是在左心室快速射血期產生的一個大的正向波。

左室收縮，約至B15時，室內壓力大于主動脈壓，主動脈瓣開放(產生第一心音)，射血到主動脈中，B15即射血始點。由Q波起點到B15的時間間隔Q~B15，叫射血前期PEP。B15是 $(dZ/dt)_{max}$ 的15%處。以後射血速率逐漸增加， dZ/dt 波迅速升高，產生C波的上升支。到C點，達到射血最大增長速率，即胸腔阻抗變化速率最大值，其幅度取決于左心室收縮功能，心肌收縮力越強，則 $(dZ/dt)_{max}$ 越大。

C點以後，進入左室緩慢射血期，血液增大速率減小，即 dZ/dt 越來越小，產生C波的下降支，到 dZ/dt 降至0時，射血增大速率為零。

2.2. X波(主動脈回縮波)和射血終點X

dZ/dt 降至0綫以下，主動脈中的血液開始減小， dZ/dt 越來越負，形成X波的下降支。到X點，主動脈瓣關閉，左心室停止射血，X點即射血終點，與第二心音的主動脈關閉成分A2基本相對應。B15到X的時間間隔即左心室射血時間LVET。

2.3. O波(室舒波)及O點

O波是在心室舒張早期產生的一個正向波。

X點以後，心室開始舒張，房室瓣尚未開放。心房和腔靜脈中的回流血量不斷增加，使胸腔阻抗逐漸降低，產生O波上升支。當心室內壓低于心房内壓，到達O點時，房室瓣開放。X~O叫等容舒張期。房室瓣開放後，左心房和上、下腔靜脈中的血液迅速流入心室，胸腔阻抗迅速增大，產生O波下降支， dZ/dt 降到0綫(基綫)以下。

隨著心室內血液的充盈，房室和腔靜脈之間的壓力減小，腔靜脈血液經心房回流到心室的速度減慢(左室緩慢充盈期)，腔靜脈中的血液逐漸增多，使胸腔阻抗逐漸減小， dZ/dt 由負值逐漸上升。此後，進入心房收縮期。左心室舒張性越差，其舒張末壓越高，或心房收縮力越差時，則等容舒張期(X~O)越長，二尖瓣開放越晚，腔靜脈中增加的回流量越多，則O波幅度越大。故O波幅度反映左室順應性和心房收縮功能。

2.4. A波(房縮波)及A點

A波是在心房收縮期和舒張期產生的一個負向波。

ECG的P點後，左心房開始收縮，使腔靜脈中回流血量減小，因而胸腔阻抗增大，產生A波下降支。到最低點A時，心房開始舒張，使腔靜脈回流增加，產生A波上升支。此後，進入下一心動周期的心室收縮期。

左心室順應性越差，其舒張末壓越高，則左房代償性加強收縮越強時，引起腔靜脈回流減小越多，則A波幅度越大。故A波幅度反映左心室順應性和心房收縮功能。

3. 心阻抗法所測血流動力學參數和正常值參考範圍

3.1. 泵功能參數(正常值參考範圍)

每搏輸出量(Stroke Volume, SV)	60~120mL/B
每分鐘輸出量(Cardiac Output, CO)	4~9L/min
心搏指數(Stroke Volume Index, SVI)	>36mL·B ⁻¹ /M ²
心臟指數或心排指數(Cardiac Index, CI)	2.00~4.50L·min ⁻¹ /M ²
射血分數(Ejection Fraction, EF)	≥50%
最大射血速率 (AMP C)	0.80~2.50 Ω/s

3.2. 收縮功能參數 (正常值參考範圍)

射血前期(Pre-Ejection Period, PEP)	0.05~0.12s
射血期(Left Ventricular Ejection Time, LVET)	0.24~0.40s
收縮時間比(Systolic Time Ratio, STR=PEP/LVET)	0.16~0.42
左室功能指數(Function index of left ventricle, Q-Z)	<0.19s

電、機械收縮時間(Electro and mechanocontraction period, Q-A2)	<0.53s
心臟收縮功能指數(Heather Index, HI)	>10 Ω/s ²
收縮指數(Index of Contractility, IC)	0.033~0.065 1/s

3.3. 舒張功能參數 (正常值參考範圍)

等容舒張期(Isovolumetric diastolic period, A ₂ -O)	0.12~0.18s
O波幅度(The amplitude of O wave, AMP O)	<C/4 Ω/s
A波幅度(The amplitude of A wave, AMP A)	<0.30 Ω/s
O/C	<0.25
A/C	<1/3

3.4. 前負荷參數 (正常值參考範圍)

肺毛細血管楔壓(Pulmonary Capillary Wedge Pressure, PCWP)	<12mmHg
左室舒張末壓(Left Ventricular End Diastolic Pressure, LVEDP)	<13mmHg

3.5. 後負荷參數 (正常值參考範圍)

主動脈順應性或柔性(Aortic Compliance, AC)	>1mL·B ⁻¹ /mmHg
總外周阻力(Total Peripheral Resistance, TPR)	

平均動脈壓(Mean Arterial Pressure, MAP)	<114mmHg
------------------------------------	----------

3.6. 作功參數 (正常值參考範圍)

心臟每搏作功量, 心搏作功(Stroke Work, SW)	>0.05Kg·M/B
心臟每分作功量(Cardiac Work, CW)	>4.00 Kg·M/min
心臟每搏作功指數, 搏功指數(Stroke Work Index, SWI)	>0.04 Kg·M ⁻¹ /B
心臟每分鐘作功指數, 心功指數(Cardiac Work Index, CWI)	>2.50 Kg·M ⁻¹ /min

3.7. 基礎參數 (正常值參考範圍)

胸腔基礎阻抗(ZO)	20~40 Ω
心率(HR)	60~100 beat/min

4. 心阻抗法的臨床應用

心阻抗法是一種安全、方便、快速、準確、價廉的監測心臟血流動力學參數的無創法^[1~4]。

心臟血流動力學參數的監測, 可以提供很多極有價值的生理信息, 對醫療和科學研究都具有極其重要的價值^[5~8]。

心阻抗法廣泛應用於健康體檢、門診、急診、麻醉手術、透析、內科、外科、危重病監護、婦兒科及其他多個醫學領域^[9~13]。概括其主要臨床應用:

健康體檢: 對老年人和正常人進行體檢, 早期發現病情。篩選特種人才, 如選拔運動員和飛行員等。

檢測患者血流動力學狀態和變化趨勢: 進行輔助診斷、確定治療方案、觀察療效或效果評定和及時改進治療方案。

起搏器頻率調定: 檢測血流動力學狀態, 確定最佳頻率HR、SV、CO。

科研和教學: 臨床研究、藥物療效研究和教學研究等。

對不能進行有創檢測的進行此無創檢測。有創檢測後的繼續無創檢測。

5. 無創心臟血流動力學監測儀CHM T3002的技術特點

我們調研了國外多個同類產品的性能, 在原有基礎上, 採用了國際上最新科技成果和自行設計的方法, 解決了過去心阻抗法監測儀的多項關鍵技術, 使儀器的可

靠性和抗干擾性好，檢測參數的準確性和重複性好，在國際和國內達到了先進水平。概括其主要技術特點：

- ①軟件功能多，易學易用，使用直觀方便。
- ②信號噪聲極小，失真極小，波形清晰穩定，不受呼吸影響。
- ③自動找準特徵點，并用紅色點標出位置，使參數值有據可查。
- ④獨有的‘調點’功能，是自動找點的重要補充。
- ⑤參數值不受基綫影響。自動篩選掉無效波形和異常特徵點。

⑥可選擇檢測任一個或若干個心動周期的血流動力學參數。

- ⑦具有檢測和監護兩大功能。
- ⑧有心音圖，可配合其它波形圖分析心臟功能。
- ⑨檢測參數全面，用戶可根據臨床、科研和教學需要，選擇所需參數。
- ⑩具有人工智能診斷系統。

6. 與國外同類產品性能及監測參數比較如表1、表2所示

表1 與國外同類產品性能比較

Table 1 Performance comparison with foreign similar product

	波形失真 Waveform distortion	噪聲 Noise	基綫影響 Baseline influence	檢測方式 Detection method	監護方式 Monitoring method	肺毛壓 PCWP	心音 PCG	調點 Adjustment point	波形圖 Waveforms
國內	極小	極小	無	每搏	每搏	有	有	有	4個
CHM T3002	Minimal	Minimal	None	Every beat	Every beat	Yes	Yes	Yes	Four
國外	有	有	有	分段	分段	無	無	無	2個
Foreign	Some	Some	Some	Sectional	Sectional	No	No	No	Two

表2 與國外同類產品監測參數比較

Table 2 Monitoring parameters comparison with the foreign similar product

	國外監測儀 Foreign monitoring system	國內監測儀 CHM T3002
泵功能 Pump function	SV SVI CO CI	SV SVI CO CI EF AMP C
收縮功能 Systolic function	PEP LVET VI PEP/LVET	PEP LVET PEP/LVET Q~Z Q~A ₂ IC HI
舒張功能 Diastolic function	無 None	A ₂ ~O AMP A AMP O O/C A/C
前負荷 Preload	無 None	PCWP LVEDT EDV
後負荷 Postload	SVR SVRI	TPR~SVR AC MAP
作功 Work	LCW=CW LCWI=CWI	CW CWI SW SWI
基礎參數 Base paramiter	HR TFC=1/ZO	HR ZO

參考文獻

[1] 安向光, 趙洋, 高杰, 劉岩, 顧松, 辛悅, 蘇丕雄.無創心功能檢測在冠狀動脈搭橋術後監護中的應用.中國心血管病研究雜誌, 2002, 2

[2] Bayram M, Yancy C. Transthoracic impedance cardiography: A noninvasive method of hemodynamic assessment. HFC, 2009, 4: 161-168

[3] Villacorta H, Azevedo C, Hadlich M, Amador F, Bezerra S, Spotti M. Determination of cardiac output by Impedance cardiography: A comparison with cardiovascular magnetic resonance as a gold standard. JCF, 2008, 14: 18S

[4] Velazquez-Cecena JL, Sharma S, Nagajothi N. Left ventricular end diastolic pressure and serum brain natriuretic peptide levels in patients with abnormal impedance cardiography parameters. Arch Med Res, 2008, 39: 408-411

[5] Freimark D, Arad M, Sokolover R. Monitoring lung fluid content in CHF patients under intravenous diuretics treatment using bioimpedance measurements. Physiol Meas, 2007, 28: 269S-277

[6] Tang WH, Tong W. Measuring impedance in congestive heart failure: Current options and clinical applications. AHJ, 2009, 157: 402-411

[7] Packer M, Abraham WT, Mehra MR. Utility of impedance cardiography for the identification of short-term risk of clinical decompensation in stable patients with chronic heart failure. JACC, 2006, 47: 2245-2252

[8] Turcott RG, Witteles RM, Wang PG, Vagelos RH, Fowler MB, Ashley EA. Impedance cardiography is superior to echocardiographic methods for pacing interval optimization. JCF, 2008, 14: 65S

[9] Siebert J, Trzeciak R, Zielinska D, Bakula S. Measurement of haemodynamic response during exercise test by impedance cardiography method. IFMBE Proceedings, 2007, 17: 576-578

[10] Zubarev MA, Schekotov VV, Parandey OR, Dumler AA. Beat-to-beat variability of stroke volume output velocity measured by an impedance cardiographic method. IFMBE Proceedings, 2007, 17: 579-581

[11] Peczalski K, Wojciechowski D, Dunajski Z, Palko T. Impedance cardiography in Cardiac pacing. IFMBE Proceedings, 2007, 17: 582-585

[12] Trefny ZM, Svacinka J, Trefny M, Trojan S, Slavccek J, Kittnar O, and Smrcka P. Clinical point of view of thoracic electrical bioimpedance (TEB) in comparison with other non-invasive methods in cardiology. IFMBE Proceedings, 2007, 17: 593-595

[13] McCullagh WA, Ward LC, Shireand W, Chetham S. Bioelectrical impedance analysis measures the ejection fraction of the calf muscle pump. IFMBE Proceedings, 2007, 17: 616-619.

(收稿: 2009. 3. 30; 修回: 2009. 4. 27; 接受: 2009. 5. 16)

【作者簡介】 馬立業 男，漢族，1930年6月生，山東淄博人。1957年畢業于北京理工大學無線電系。原北京航空航天工大學計算機學院教授、中國針灸學會針灸器材研究會副主任委員。從事計算機應用和生物醫學工程。1984年主持無創心臟血流動力學監測儀項目，獲中國航空航天工業部科學技術進步二等獎和首屆北京國際博覽會金獎。主譯《醫學儀器應用和設計》(Medical Instrumentation—Application and Design)。發表論文10餘篇，主要有《THE AUTOMATIC NONINVASIVE DETECTIVE INSTRUMENT FOR CARDIAC FUNCTION》。“心臟功能自動無創檢測儀”取得國家專利發明獎，專利號88 1 00018.3。擅長解決計算機應用和醫療儀器研製。



妊娠高血壓與心血管事件關係及 II 型糖尿病的影響

Hypertensive Pregnancy Disorders and Subsequent Cardiovascular Morbidity and Type 2 Diabetes Mellitus in the Mother

Minimal data exist concerning the relationship between hypertensive pregnancy disorders and various subsequent cardiovascular events and the effect of type 2 diabetes mellitus on these. In a registry-based cohort study, we identified women delivering in Denmark from 1978 to 2007 with a first singleton (n=782 287) and 2 first consecutive singleton deliveries (n=536 419). The exposures were gestational hypertension and mild and severe preeclampsia. We adjusted for preterm delivery, small for gestational age, placental abruption, and stillbirth and, in a second model, we also adjusted for the development of type 2 diabetes mellitus. The end points were subsequent hypertension, ischemic heart disease, congestive heart failure, thromboembolic event, stroke, and type 2 diabetes mellitus. The risk of subsequent hypertension was increased 5.31-fold (range: 4.90 to 5.75) after gestational hypertension, 3.61-fold (range: 3.43 to 3.80) after mild preeclampsia, and 6.07-fold (range: 5.45 to 6.77) after severe preeclampsia. The risk of subsequent type 2 diabetes mellitus was increased 3.12-fold (range: 2.63 to 3.70) after gestational hypertension and 3.68-fold (range: 3.04 to 4.46) after severe preeclampsia. Women having 2 pregnancies both complicated by preeclampsia had a 6.00-fold (range: 5.40 to 6.67) increased risk of subsequent hypertension compared with 2.70-fold (range: 2.51 to 2.90) for women having preeclampsia in their first pregnancy only and 4.34-fold (range: 3.98 to 4.74) for women having preeclampsia in their second pregnancy only. The risk of subsequent thromboembolism was 1.03-fold (range: 0.73 to 1.45), 1.53-fold (range: 1.32 to 1.77), and 1.91-fold (range: 1.35 to 2.70) increased after gestational hypertension and mild and severe preeclampsia, respectively. Thus, hypertensive pregnancy disorders are strongly associated with subsequent type 2 diabetes mellitus and hypertension, the latter independent of subsequent type 2 diabetes mellitus. The severity, parity, and recurrence of these hypertensive pregnancy disorders increase the risk of subsequent cardiovascular events.