

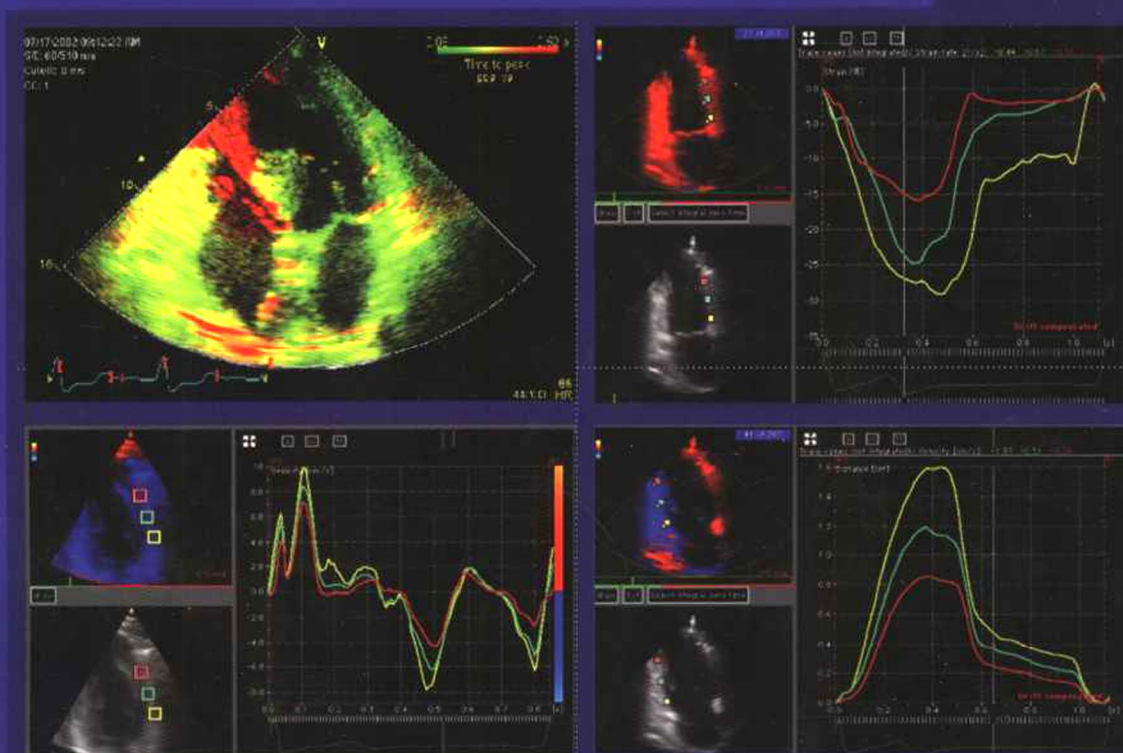
主编 孙静平

Jingping Sun

詹姆斯·托马斯

James D. Thomas

组织多普勒 超声心动图



人民卫生出版社

People's Medical Publishing House

组织多普勒超声心动图

主编 孙静平 (Jingping Sun)

詹姆斯·托马斯 (James D. Thomas)

编者名单 (按编写章节先后排序)

孙静平 (Jingping Sun)	The Cleveland Clinic Foundation, USA
詹姆斯·托马斯 (James D. Thomas)	The Cleveland Clinic Foundation, USA
Heimdal, Andreas	通用电气有限公司 (GE)
张 丽	解放军总医院老年心脏内科
尹立雪	四川省医学科学院 四川省人民医院
Hirotsugu Yamada	The Cleveland Clinic Foundation, USA
智 光	解放军总医院心脏内科
张 彦	北京协和医院
余卓文 (Cheuk Man Yu)	香港中文大学威尔斯亲王医院内科及药物治疗学系
王 梅	香港中文大学
John E. Sanderson	香港中文大学威尔斯亲王医院内科及药物治疗学系
朱天刚	北京大学人民医院心脏内科
Barbara Hesse	The Cleveland Clinic Foundation, USA
Craig R. Asher	The Cleveland Clinic Foundation, USA
沈学东	复旦大学附属中山医院 上海市心血管病研究所
陈 丽	复旦大学附属中山医院 上海市心血管病研究所
Deborah A. Agler	The Cleveland Clinic Foundation, USA
Annitta Morehead	The Cleveland Clinic Foundation, USA
张 庆	华西医院心脏内科
主编助理 冷文修	解放军总医院心脏内科

人民卫生出版社

图书在版编目(CIP)数据

组织多普勒超声心动图/孙静平等主编. —北京:
人民卫生出版社, 2005. 11

ISBN 7-117-07142-7

I. 组… II. 孙… III. 超声心动图 IV. R540.4

中国版本图书馆 CIP 数据核字(2005)第 122830 号

组织多普勒超声心动图

主 编: 孙静平 詹姆斯·托马斯

出版发行: 人民卫生出版社(中继线 67616688)

地 址: (100078)北京市丰台区方庄芳群园 3 区 3 号楼

网 址: <http://www.pmph.com>

E-mail: pmph@pmph.com

邮购电话: 010-67605754

印 刷: 北京人卫印刷厂

经 销: 新华书店

开 本: 787×1092 1/16 印张: 11.25

字 数: 273 千字

版 次: 2005 年 11 月第 1 版 2005 年 11 月第 1 版第 1 次印刷

标准书号: ISBN 7-117-07142-7/R·7143

定 价: 78.00 元

著作权所有, 请勿擅自用本书制作各类出版物, 违者必究

(凡属印装质量问题请与本社销售部联系退换)



前言

现已证实超声心动图是医学发展史中最重要的部分之一。自瑞士人Inge Edler和Helmut Hertz发明超声心动图以来，仅仅50年，超声心动图就发展成为诊断心血管系统疾病的最重要和常用的影像工具。

超声心动图的关键特征是持续不断的创新和技术更新。从20世纪50年代的简单A型影像，20世纪60年代的M型影像，发展到70年代的二维影像、脉冲和连续多普勒，80年代的彩色多普勒、食管超声心动图和负荷超声心动图，90年代又涌现了对比超声心动图和三维超声心动图。20世纪90年代中，另一最重要的发展就是组织多普勒超声显像，也就是这本书的主题。我第一次注意到组织多普勒显像是在十年前，当时早期组织脉冲多普勒系统还处于原始的模式，我们首次用来评估心脏的舒张功能。与标准血流如跨二尖瓣血流相比，组织多普勒具有较少受前负荷影响的特性。此后，组织多普勒不断发展，已作为标准的超声心动图显像，广泛应用于超声心动图所能涉及各个方面，包括收缩功能和舒张功能的评估、心肌缺血和存活心肌的判定，以及对先天性心脏病的评价。

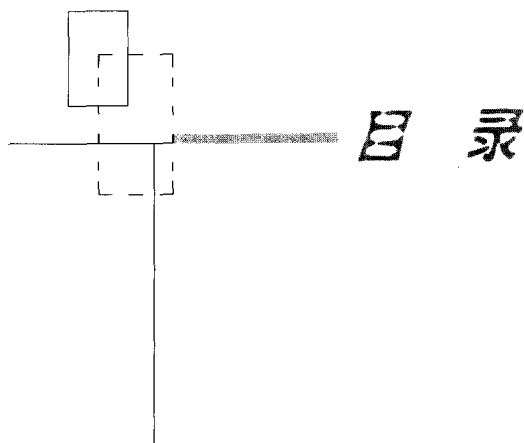
在这本出色的书中，孙静平教授召集世界各地的专家，从技术和知识水平上表述了组织多普勒超声心动图。从中您可以发现具有历史意义的研究，有关检测仪器的各方面指标，心脏各腔室的正常生理，以及在心肌病、限制性心包炎、冠状动脉疾病、右心功能异常、心力衰竭各方面的应用。尤其是关于组织多普勒如何评估心脏非同步化和双心室起搏的描述非常精彩，关于组织多普勒检测的操作技术要点和应当注意的事项都做了详尽的描述。

同时，这本书也展望了未来，因为超声心动图的发展还在持续，临床应用甚至更加广泛，这也是我们对超声心动图惟一祈求。我热忱地向您推荐这本书，并衷心地祝贺孙教授和所有的作者。

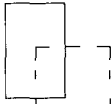
詹姆斯·托马斯

James D. Thomas, MD, FACC, FAHA
Cleveland Clinic Foundation

2005年10月



第1章	历史和展望	孙静平 James D. Thomas (1)
第2章	组织速度和应变成像方法的技术	
	原理	Heimdal, Andreas 张 丽 译 (4)
第3章	组织多普勒成像的正常模式	尹立雪 (20)
第4章	组织多普勒超声测定心脏生理功能	Hirotsugu Yamada 智 光 译 (33)
第5章	组织多普勒超声心动图评定左心室局部心肌	
	功能	孙静平 (50)
第6章	限制型心肌病和缩窄性心包炎	张 彦 余卓文 (74)
第7章	组织多普勒成像技术对心血管疾病预	
	后的评估	王 梅 John E Sanderson 余卓文 (79)
第8章	组织多普勒成像在缺血性心脏病的应用	智 光 (90)
第9章	定量负荷超声心动图	朱天刚 (103)
第10章	组织多普勒成像测定右室	
	功能	Barbara Hesse Craig R. Asher 智 光 译 孙静平 校 (112)
第11章	组织多普勒成像在肥厚性心肌病的应用	智 光 (121)
第12章	组织多普勒评价心室预激和再同步治疗	沈学东 陈 丽 (124)
第13章	如何正确取得组织多普勒	
	影像	Deborah A. Agler Annitta Morehead 孙静平 (144)
第14章	组织多普勒成像技术的新进展	沈学东 (154)
第15章	组织多普勒成像技术的应用前景	张 庆 余卓文 (166)

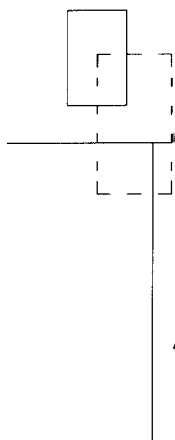


List of Contents

Chapter 1	Historical Perspective	Jingping Sun James D. Thomas (1)
Chapter 2	Technical Principle Of Tissue Doppler Echocardiography	Heimdal, Andreas Li Zhang (4)
Chapter 3	Normal patterns with Tissue Doppler Imaging	Lixue Yin (20)
Chapter 4	Cardiac Physiology Assessed by Tissue Doppler Imaging	Hirotsugu Yamada Guang Zhi (33)
Chapter 5	Tissue Doppler Echocardiographic Evaluation of Left and Right Ventricular Function	Jingping Sun (50)
Chapter 6	Tissue Doppler Echocardiography in Restrictive Cardiomyopathy and Constrictive pericarditis	Yan zhang Cheuk Man Yu (74)
Chapter 7	Prognostic Significance of tissue Doppler Imaging	Mei Wang John E Sanderson Cheuk Man Yu (79)
Chapter 8	Tissue Doppler Echocardiography in Coronary Artery Disease	Guang Zhi (90)
Chapter 9	Tissue Doppler Echocardiography for Stress Echocardiography	Tiangang Zhu (103)
Chapter 10	Tissue Doppler Assessment of Right Ventricular Function in Right ventricular volume or pressure Overload Syndromes	Barbara Hesse Craig R. Asher Guang Zhi Jingping Sun (112)
Chapter 11	Tissue Doppler Echocardiography in Assessment of LV Hypertrophy and Hypertrophic Cardiomyopathy	Guang Zhi (121)
Chapter 12	Tissue Doppler Imaging for the Evaluation of Abnormal	



	Ventricular Depolarization and Re-Synchronization Therapy	Xuedong Shen Li Chen (124)
Chapter 13	How to performance the study of Tissue Doppler Echocardiography	Deborah A. Agler Annitta Morehead Jingping Sun (144)
Chapter 14	New Advance in Tissue Doppler Echocardiography	Xuedong Shen (154)
Chapter 15	Future Perspectives of Tissue Doppler Echocardiography	Qing Zhang Cheuk Man Yu (166)



第 1 章

历史和展望

奥地利的数学和物理学家 Christian Johann Doppler 于 1842 年首次描述多普勒原理，并应用于物理和天文学的研究^[1]。在这个新原理被发现后的几十年，不断有深入的研究。但是，直到 1956 年，才首次由日本学者 Satomura^[2]应用多普勒技术测量周围血管的血流速度。1961 年，Franklin 等^[3]首次应用连续多普勒设计测量多普勒频移，但此技术只能测量血流速度，不能测定血流的方向。McLeod 等^[4]于 1967 年，报告了测定血流方向的方法。1969 年，瑞典学者 K. Lindstrom 和 I. Edler^[5]应用多普勒技术测量心腔内的血流速度，他们用的是连续脉冲多普勒仪器。但要能准确地测定一定部位的血流速度，需要克服在连续脉冲多普勒束中的干扰。Baker^[6]于 1970 年，设计出脉冲多普勒仪器。1971 年，Hokanson 等^[7]证实了脉冲 Doppler 技术在测量管腔血流中的用处。1974 年，Barber 等^[8]设计出二维实时影像与脉冲多普勒同时显像的技术。用此技术可确定被测定血流与产生血流组织结构的关系，从而能测定结构的内径。1979 年，Brandestini 等^[9]描述了在心脏 M 型影像上，彩色编码速度信息的方法，使血流和结构同时显像。Namekawa 等^[10]发展了实时二维彩色血流影像和脉冲多普勒的结合，使此技术能用于临床血流速度的测量。此后，多普勒技术始终是诊断心脏瓣膜狭窄和闭锁不全的重要工具。

显然，血管壁和肌肉组织结构运动时也伴有速度，此速度的范围为 $0.06 \sim 0.24\text{m/s}$ ，约为血流速度的十分之一。尽管组织结构运动的速度很低，但基于多普勒原理，仍然可能获得高分辨力的影像。据此，全世界超声领域的研究者开始关注这个多普勒技术应用的新领域。为了分析室壁运动，研究者考虑到超声仪器的性能，要克服很多技术上的限制。20 世纪 80 年代中期，日本的一个实验室在实验研究中发现，从 M 型彩色多普勒和二维超声心动图可看到一个硬斑块的活动，并且这些结构运动的速度，可以用适当改良的多普勒技术测量。不幸的是，此技术未能得到进一步发展。直至 1989 年，法国学者 Isaaaz^[11]用带有脉冲多普勒的常规超声心动图仪分析左室后壁的运动速度。用此技术，他在胸骨旁长轴切面，记录下正常

心肌室壁运动速度的多普勒曲线图,并结合心动周期进行描述。曲线图包括三个主要波形,收缩期的S波、舒张早期的E波和舒张晚期的A波。Isaaz比较正常人与冠心病患者的心肌室壁运动速度Doppler曲线图发现,二者的收缩期室壁运动速度相似,患者心肌舒张早期运动速度减低,舒张晚期运动速度增高。20世纪90年代初期,另一些研究者重复了Isaaz的研究,但无新进展。1992年,Southerland等设计了第一个展示肌壁运动速度的软件和原型。一些研究者用此方法,能精确地测量心肌收缩和舒张的速度^[12-14]。他们发表的研究结果,为彩色组织多普勒定量分析心肌室壁运动速度的临床应用奠定了科学依据,而此后的一些研究工作进一步证实了这个新技术的实用性^[12-14]。Acuson (Mountain View, CA, USA)是第一个发展带有组织多普勒影像仪器的公司。

Miyatake等^[15,16]在实验和临床研究中证实,彩色组织多普勒超声不仅可以精确地测量心肌运动速度,它形成的彩色二维图像有助于分析心室功能。Erbel等开始应用新一代具有高帧幅率的组织多普勒成像技术,增加了组织多普勒影像的分辨力。继而,Erbel和Zamorano等^[17,18]用组织多普勒的时间间期与血流动力学的资料对比,取得了用非介入性方法评价心内压力改变的经验。

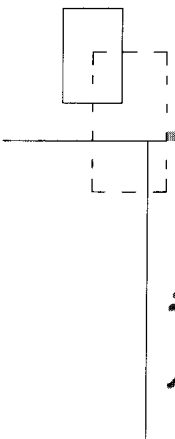
近年来,计算机技术的不断发展,为组织多普勒成像技术的资料分析和临床应用开拓了一个新的广阔领域,已有大量的实验和临床研究报告提示组织多普勒成像技术在各种病理生理情况下对评价心脏和心肌功能的用处。我们实验室研究了正常人的组织多普勒参数,并报告了年龄对各种参数的影响,建立了正常人组织多普勒参数的正常值^[19]。同时,我们实验室就组织多普勒对评价心脏功能和心肌病变的价值开展了相关研究^[20-23]。

(孙静平 James D. Thomas)

参 考 文 献

1. Doppler J. Ueber das farbige licht der Dopplesterne und einiger anderer gestirne des himmels. In: Abhandlungen der Konigl 5th ser. Bohmischen Gesellschaft der Wissenschaften, 1842. 465
2. Satomura. A study on examing the heart with ultrasonics. I. Principle; II. Instrument. Jpn Circ J, 1956, 20: 227
3. Franklin DL SW, Rushmer RF. Blood flow measured by Doppler frequency shift of backscattered ultrasound. Science, 1961, 134: 564
4. Mcleod. A directional Doppler flowmeter. In: Digest, 7th Int Conf Med Bio Eng; 1967. 271
5. Edler. Ultrasonic Doppler technique used in heart disease. I. An experimental study. In: 1st Word Congress on Ultrasonic Diagnosis in Medicine and SIDUO III. Ultrasono Griphia Media Separatum; Verlagder Wiener Modizinischen Akademik Vienna, 1969: 445-6
6. Baker. Pulsed ultrasonic Doppler flow sensing. IEEE Trans Sonic Ultrason, 1970, 17: 170
7. Hokanson DE, Mozersky DJ, Sumner DS, Strandness DE, Jr. Ultrasonic arteriography: a new approach to arterial visualisation. Biomed Eng, 1971, 6: 420
8. Barber FE, Baker DW, Nation AW, Strandness DE, Jr., Reid JM. Ultrasonic duplex echo-Doppler scanner. IEEE Trans Biomed Eng, 1974, 21: 109-13
9. Brandestini MA. The synthesis of echo and Doppler in M-mode and sectorscan. In: Annu Meet; 1979
10. Namekawa K, Kasai C, Tsukamoto M, Koyano A. Realtime bloodflow imaging system utilizing auto-correlation techniques. Ultrasound Med Biol, 1983, Suppl 2: 203-8
11. Isaaz K, Thompson A, Ethevenot G, et al. Doppler echocardiographic measurement of low velocity motion of

- the left ventricular posterior wall. *Am J Cardiol*, 1989, 64:66-75
12. Fleming AD, McDicken WN, Sutherland GR, Hoskins PR. Assessment of colour Doppler tissue imaging using test-phantoms. *Ultrasound Med Biol*, 1994, 20:937-51
 13. McDicken WN, Sutherland GR, Moran CM, Gordon LN. Colour Doppler velocity imaging of the myocardium. *Ultrasound Med Biol*, 1992, 18:651-4
 14. Sutherland GR, Stewart MJ, Groundstroem KW, et al. Color Doppler myocardial imaging: a new technique for the assessment of myocardial function. *J Am Soc Echocardiogr*, 1994, 7:441-58
 15. Miyatake K, Yamagishi M, Tanaka N, et al. New method for evaluating left ventricular wall motion by color-coded tissue Doppler imaging: in vitro and in vivo studies. *J Am Coll Cardiol*, 1995, 25:717-24
 16. Uematsu M, Miyatake K, Tanaka N, et al. Myocardial velocity gradient as a new indicator of regional left ventricular contraction: detection by a two-dimensional tissue Doppler imaging technique. *J Am Coll Cardiol*, 1995, 26:217-23
 17. Erbel RNH, Dorzdz J. Atlas of tissue Doppler Imaging. Germany, Darmstadt: Steinkopff Darmstadt and Springer Publish, 1995
 18. Zamorano J, Wallbridge DR, Ge J, et al. Non-invasive assessment of cardiac physiology by tissue Doppler echocardiography. A comparison with invasive haemodynamics. *Eur Heart J*, 1997, 18:330-9
 19. Sun JP GN, Asher CA, Garcia MJ, et al. Quantification of Regional Myocardial function by tissue Doppler-velocity, strain, strain rate and tracking in healthy subjects. *J Am Soc Echocardiogr*, 2002, 15:484
 20. Sun JP SW, Thomas JD. Tissue tracking based on tissue Doppler-An improved method to evaluate left ventricular myocardial dysfunction. *J Am Soc Echocardiogr*, 2002, 15:492
 21. Sun JP ZL, Asher CR, Popovic ZB, et al. New Regional Systolic and Diastolic Myocardial Performance Indices from Tissue Doppler Echocardiography *J. Am Coll Cardiol*, 2003, 47:416A
 22. Yang H, Sun JP, Lever HM, et al. Use of strain imaging in detecting segmental dysfunction in patients with hypertrophic cardiomyopathy. *J Am Soc Echocardiogr*, 2003, 16:233-9
 23. Popovic ZB, Grimm RA, Perlic G, et al. Noninvasive assessment of cardiac resynchronization therapy for congestive heart failure using myocardial strain and left ventricular peak power as parameters of myocardial synchrony and function. *J Cardiovasc Electrophysiol*, 2002, 13:1203-8



第 2 章

组织速度和应变成像 方法的技术原理

组织速度成像是一种超声技术，可对组织速度提供定量信息。通常，多普勒技术主要用于测量血流，而来自组织的信号成分被认为是干扰波需要排除。早期研究用脉冲多普勒方法测定心肌运动^[1-2]。然而，直到 20 世纪 80 年代后期这种方法才被广泛地应用^[3]。以色彩标记的组织速度图像概念在 20 世纪 90 年代被引入，允许同时从全视野取样^[4-6]。彩色组织速度多普勒使研究者能够取得组织速度通过空间和瞬间过程中产生的所有参数。组织追踪、应变和应变率就是这些参数的代表^[7-9]。

本章主要描述组织速度图像的技术问题，包括取样技术以及速度是怎样被评估、表示和分析的。本章节也将阐述参数组织追踪、应变、应变率的概念以及解释它们是怎样由组织速度数据演变来的。

1. 组织速度显像

组织速度图显像是一项测量和显示局部心肌朝向和远离探头的运动速度的技术。这种速度可被计算并显示为脉冲多普勒频谱或一彩色译码的图像。这两种方式都是根据发放于相同方向的几个超声脉冲的回声来计算速度。这些脉冲是以一定的脉冲重复频率（PRF）发放的，每一个回声是从一个固定的深度取样的，汇集这些回声形成一新的信号，代表图像中的一定位置，这个信号称为多普勒信号。多普勒信号的频率与采样区组织速度有关，可通过多普勒等式表达：

$$f_d = \frac{2f_0 v}{c} \quad (2-1)$$

在这个等式中， f_0 是传输超声脉冲的中心频率， c 是声速， v 是超声束方向的组织速度。多普勒方程式同样描述了所获得的脉冲相关的传输脉冲的频率转换。由于用于组织速度多普勒的脉冲波常常是短脉冲或同等长的宽脉冲，故不应仅从一个脉冲估测多普勒转换。如果使

用二次谐波多普勒成像, $2f_0$ 应取代多普勒等式中的 f_0 。

使用脉冲成像的缺陷是, 在测量最大速度时受限, 这个界限称为 Nyquist 速度:

$$V_{\text{nyq}} = \frac{C \cdot \text{PRF}}{4f_0} \quad (2-2)$$

如果实际速度高于这个界限, 将出现频率混叠现象, 导致速度的错误显示。调节 PRF 或超声频率 f_0 可克服 Nyquist 速度的局限性。为获得理想多普勒信息的频率、脉冲长度和束宽与要获得高质量灰阶图像的脉冲长度与束宽不同。较低的频率、较长的脉冲和较宽的声束通常被用于获得多普勒信息。因此, 通常根据要获得灰阶影像还是多普勒信息而选取不同的帧幅率和空间分辨率。

1.1 脉冲组织速度多普勒

在脉冲组织速度多普勒中, 多普勒信号取自一个采样区, 此信号被先分隔成多个重叠窗, 每个窗所含的频率用 Fourier 转换计算。更先进的处理方法能处理从多个采样区获得的数据。每个窗内的信号频谱, 代表在一定时间的频率含量, 如图 2-1。

这种频谱振幅被传译成灰阶强度, 纵轴代表多普勒频率, 横轴代表时间, 由于多普勒频率与组织速度呈线性相关, 纵轴也可以表示速度。图 2-2 显示的是健康人室间隔基底段的脉冲组织速度多普勒。

每个频谱的波峰, 代表组织速度, 具有光谱信号中部的特征。波谱带宽代表光谱信号的垂直厚度, 与评估窗的持续时间有关。使用较长的观察窗将得到较小的带宽, 同时缩小瞬间分辨率, 因此, 精确度和瞬间分辨率之间是相互交换的。其他影响带宽的因素是组织加速度和噪声。

1.2 彩色组织速度多普勒

在彩色组织速度多普勒中, 每个多普勒信号都是从一个深度和一个超声束收集的。这通常需要较长的时间, 因此, 每一多普勒信号在单位时间内的取样数比脉冲多普勒少。这样常常限制了对图像中每一部位所有信号频谱的计算能力, 故而用平均多普勒频率估价每一部位的信息。

最常用的评估平均频率的方式是计算多普勒信号中每一取样区内与传输超声脉冲有关的相移, 计算相移的常用方法是采用自动相关技术^[10]。如果组织处于静态, 这种相移在所有取样点都是一样的, 如果组织在运动, 从一个采样点到另一个采样点的相移则根据组织速度

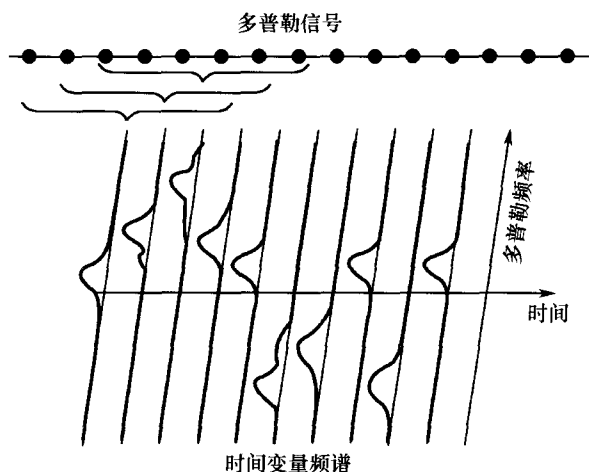


图 2-1 脉冲组织速度多普勒图示

多普勒信号 (Doppler signal) 分成多个重叠窗, 计算每个窗的频谱含量。在图中多普勒信号的每个周期代表一个采样值

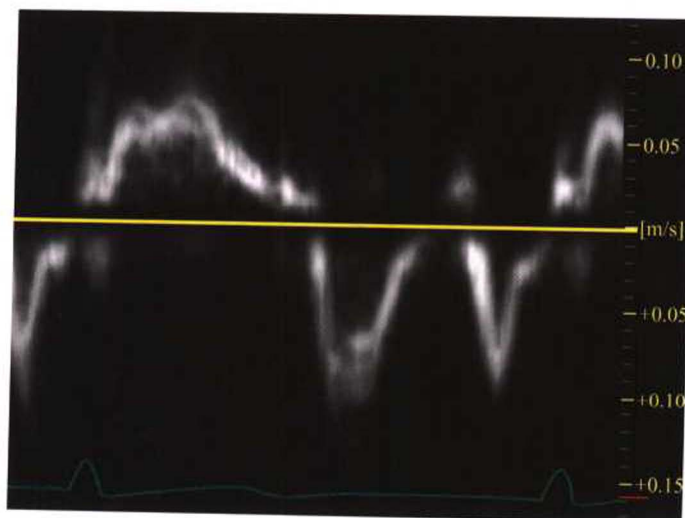


图 2-2 健康人室间隔基底段的脉冲组织速度多普勒图例
显示在一个完整的心动周期速度的变化，波谱下方为心动图标记

的不同而增减，如图 2-3 所示。在多普勒信号中从一个采样点到另一个采样点相移的差异可用于计算组织速度。时相信号与估测的速度信号一致。

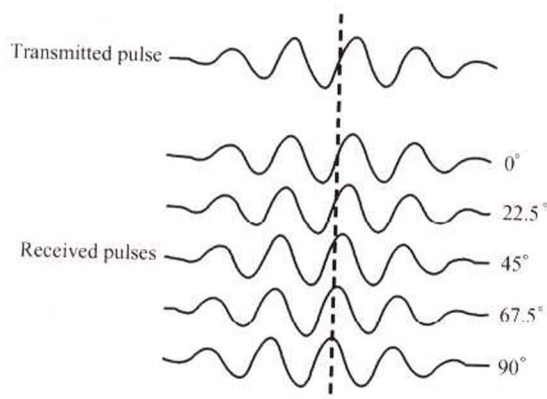


图 2-3 与脉冲转换有关的回声脉冲相移
增加与 $1/2$ Nyquist 速度相应的 90° 相移

当对超声图像所有部位的速度都进行估算后，根据速度将每一帧进行彩色编码，如前所述，获取多普勒图像与获取灰阶图像是分开的，因此，每一灰阶图像至少有一相对应的速度图像。速度图像较灰阶图像分辨率低，通常，以自动调节的形式去适应灰阶图像的分辨率。这意味着在彩色编码图像中，邻近的帧幅可能表现为高度相关的速度值。彩色编码范围朝向探头的通常从暗红色到明黄色，分别代表低速度到高速度，而远离探头则以深蓝色代表低速度，而明青色代表高速度。

1.3 定量分析

组织速度多普勒的主要优点之一是能够对室壁运动进行定量分析，在脉冲组织速度多普勒中，可对频谱图进行精确的时间和速度测量。在彩色组织速度多普勒中，图像中每一帧代表一测量速度，而数量值还可以不同方式表示，详见后述。定量的速度值已在基础实验^[11]和临床实验研究^[12]中被验证。

1.4 时间追踪

在每一帧彩色组织速度多普勒中选取一个取样区 (ROI)，相对应的速度以与时间相对

应的速度曲线表示，如图 2-4。速度曲线代表取样区内的组织速度形式，类似于脉冲组织速度多普勒。两种方法的不同之一在于，脉冲组织速度多普勒仅能记录一个部位单位时间内的信息，可从彩色组织速度多普勒影像环中的不同区域及多个时限记录到。脉冲组织速度多普勒通常具有更高的瞬间分辨率。图 2-2 中的脉冲组织速度多普勒与图 2-4 组织速度多普勒取自同一个心脏的相同部位。

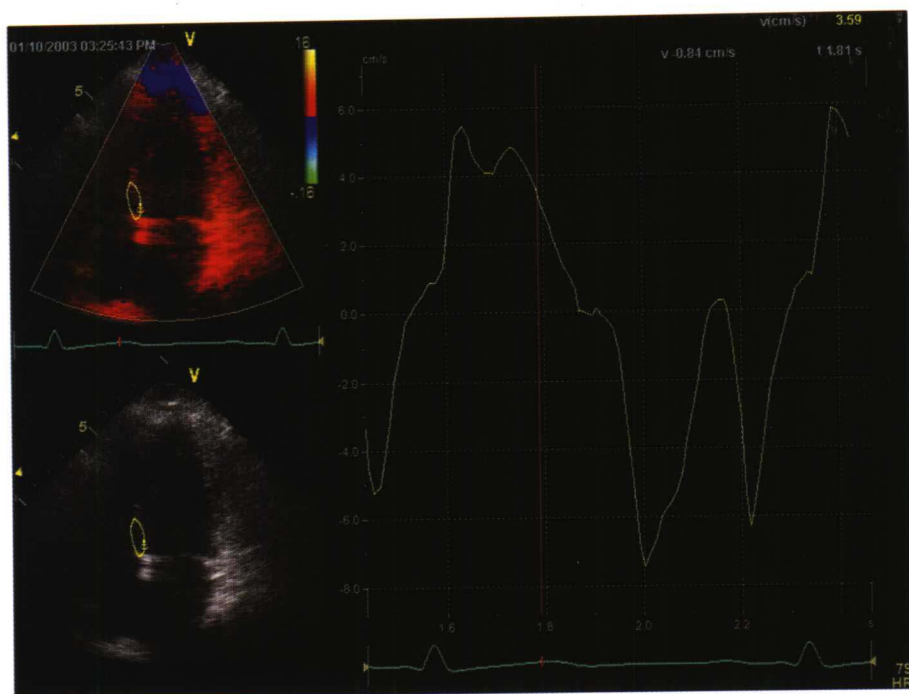


图 2-4 为一健康志愿者室间隔基底段取样区 (ROI) 的速度曲线
左图中黄色椭圆形标记为取样容积，速度曲线下方为心电图

取样容积可以放在所有画面中的同一个部位，或者也可以随着一定的解剖结构的运动而移动。为了避免在每一帧画面都去调整取样区的位置，建议只有在极特殊的部位时才重新摆放取样容积，让软件对所有分析画面各部位间进行线性传译。对一个心动周期而言，取样容积摆放在三个时间段就足够了：收缩期开始、收缩期末及等容充盈期结束。

1.5 解剖曲线 M 型

彩色组织速度多普勒数据的另一图解方式是做一解剖上的 M 型取样曲线 (AMM)。M 型取样线在二维超声中的任何方向都是一直线，通常沿着心肌中层可交替手画出任意形状的曲线，随之而产生的图像称为解剖曲线 M 型图像 (Camm)。图 2-5 显示一健康人左室组织速度多普勒的 AMM。

在心尖超声窗的各个切面，Camm 曲线可以分别画在显示的两个室壁上，或者如图 2-5 所示，曲线可以从一个壁的基底部起，经心尖，然后再到另一侧室壁的基底部。后一种方法产生一静态的 Camm 图像，表示所有二维画面中各个阶段的多个速度。

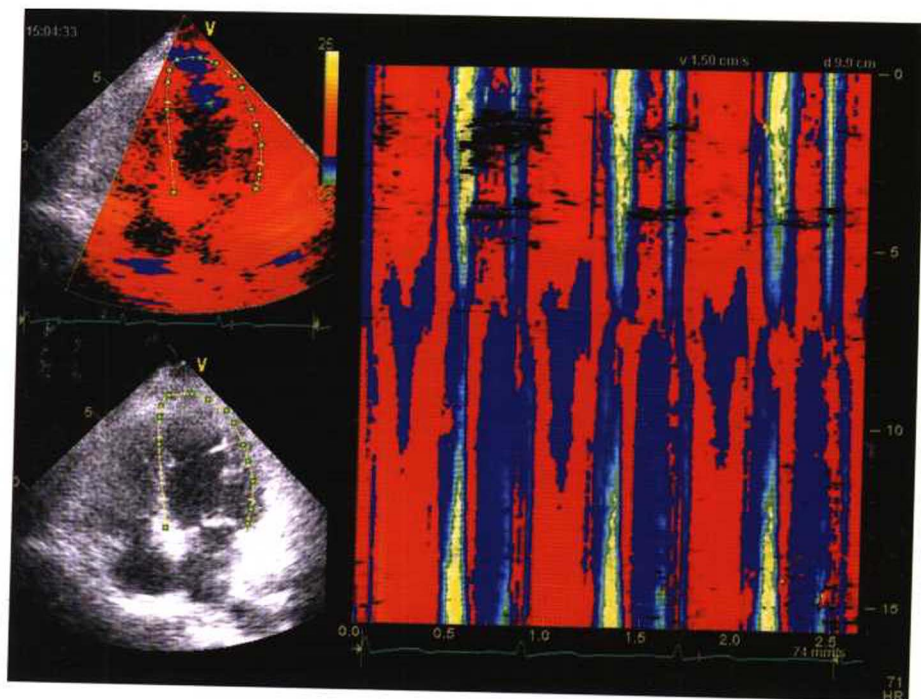


图 2-5 三个心动周期组织速度多普勒的 CAMM 图
 左图上的 CAMM 曲线各点上的速度显示在右图, CAMM 上、中、
 下部位分别对应室间隔、心尖及左室侧壁

2. 组织追踪图像

当知道组织速度时, 就可以推算出几个其他参数, 其中最简单的一个参数就是组织追踪, 它是涵盖时间内速度的积分。

$$d = \int_{T_0}^T v(t) dt \quad (2-3)$$

在这个方程式中, T_0 和 T 分别是整个时间周期的开始和结束。 $v(t)$ 是在指定时间点 t 时的速度。特别是将 T_0 设在收缩期的开始而将 T 设在收缩期末, 以此来计算收缩期组织的移动距离。

从脉冲组织速度多普勒记录中可估测出组织追踪^[13], 但更常有的是根据彩色组织速度多普勒数据来计算^[7,14-15]。这种方法已经通过一模拟球囊在实验中得到验证^[11]。

组织追踪可以用取自取样区的速度曲线, CAMM 曲线或二维彩色标记图像显示。后者也被认为是“组织追踪”图, 如图 2-6 所示。与连续彩色标记相反, 分段的彩色标记可用于组织追踪成像。尤其对组织移动本身, 用这种方法也能够确定应变。狭窄的彩色带区具有高应变, 而宽彩色带区具有低应变。这些将在下一章节做更详尽的描述。

图 2-7 显示一正常人心脏的室间隔基底部的速度时间跟踪曲线和相对应的组织移动时间追踪曲线。如图中所见, 速度是组织追踪的斜率。当速度为正时, 组织追踪增加, 而当速度为负时, 组织追踪减小。当速度与零线交叉时, 组织追踪根据与零线交叉的方向的不同有正或负之分。在报告组织追踪值时, 应确定所测时间的开始和终止点, 例如: “舒张末期到收

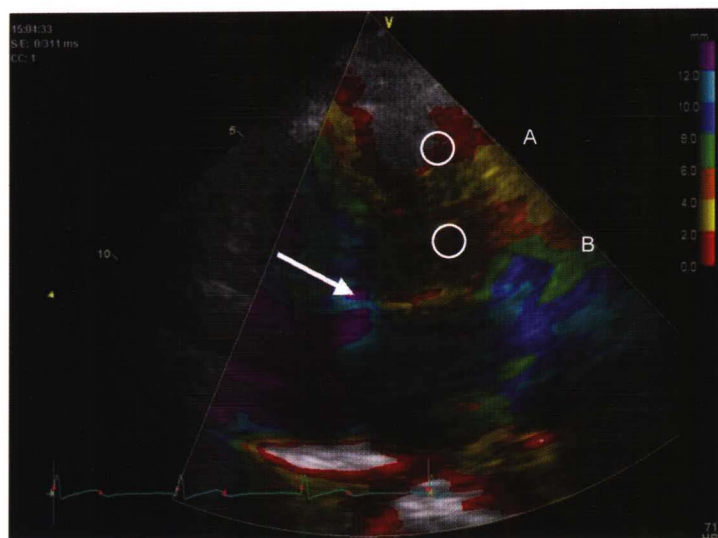


图 2-6 显示一正常心脏的组织追踪图

表示收缩期末的组织移动距离。在心动图上收缩期的开始和结束以红色标记。

在此图例中,室间隔底部(箭头所指)是紫色的,表示移动距离超过 12mm

缩末期的组织追踪是 10mm”。指明所测量的组织追踪的方向也很重要,例如,是纵向的还是放射状的。

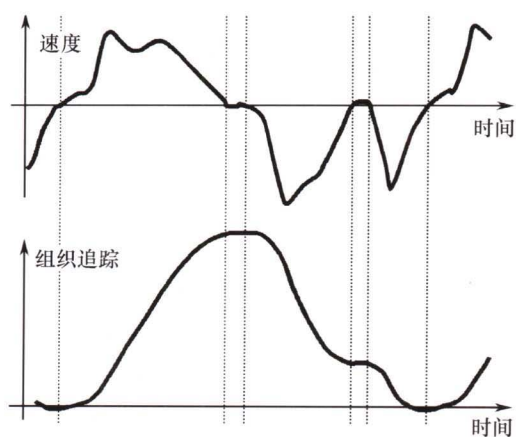


图 2-7 速度 (Velocity, 上图) 与组织追踪 (Displacement, 下图) 的对比

垂直点线显示当速度曲线与零线交叉的时间点,
水平线上表示的速度或组织追踪为零

3. 应变和应变率的概念

应变 (strain) 和应变率 (strain rate) 是对形态改变的测量, 例如变形。1973 年 Mirsky 和 Parmley 首先报道了应用应变和应变率描述心肌的机械运动^[16]。应变和应变率的测量正如下面将要描述的, 可用不同的方法定义和估测。



3.1 应变定义

应变是描述物体变形的机械特征。有几种不同的测量方法。对单一平面的变形，如缩短或伸长，最简单的测量方法是常规应变法^①。它描述了两种状态长度的相对改变。常规应变法则是：一个物体的初始长度为 L_0 ，延伸或缩短成新的长度 L ，则

$$\varepsilon = \frac{L - L_0}{L_0} \quad (2-4)$$

这个希腊第五个字母 (ε) 通常被视为常规应变的标志。应变值是没有单位的，可以小数或百分数表示。例如，应变为小数 0.2，相对应的百分数为 -20%。如果 L 比 L_0 大，则应变为正，意思是物体变长；如果 L 比 L_0 小，则应变为负，意思是物体变短；如果 L 等于 L_0 ，则长度没有改变，那么应变为零。单平面应变的其他测量方法包括自然应变^②，定义为

$$\Gamma = \ln \left[\frac{L}{L_0} \right] \quad (2-5)$$

$\ln$ 这个词反映出用的是自然对数功能。自然应变与常规应变具有同样性能的符号：+ 为变长，- 为缩短，0 为长度无变化。可实际应变值却稍有差异。与常规应变相比，自然应变表示正应变的振幅较小，而表示负应变的振幅较大。例如：常规应变为 20%，相对应的自然应变为 18.2%；而常规应变为 -20%，相对应的自然应变为 -22.3%。常规和自然应变之间有一固定的非线性关系，以下列公式表示：

$$\varepsilon' = \ln(\varepsilon + 1) \quad (2-6)$$

$$\varepsilon = \exp(\varepsilon') - 1 \quad (2-7)$$

上述公式中，应变以分数表示，与其相对应的百分数表示的应变公式应为：

$$\Gamma' \% = 100 \ln (\Gamma \% / 100 + 1) \quad (2-8)$$

$$\Gamma \% = 100 [\exp(\Gamma' \% / 100) - 1] \quad (2-9)$$

3.2 二维或三维应变

对于二维或三维的形态改变，应变的概念更为复杂。在现有的坐标系统中，可以利用前面提到过的相同的定义在任何空间方向测定单平面的应变。这种类型的应变称为正常应变，因为对一个成像平面而言此种变形是正常的。此外，如图 2-8 所示，可能有切换应变，需测量角度的变化。最大和最小应变不可能出现在坐标轴的任何方向，因此，通常要标明最大和最小应变的方向和振幅。这种应变被命名为主应变和主应变方向。如果校正坐标系统使其与总应变方向一致，则无切换应变。

3.3 应变率定义

应变的瞬间演变为应变率：

^①这种变测量法在超声心动图文献中的术语叫“Lagrargian 应变”，但它不作为推荐名称，因为 Lagrargian 仅表明相对状态是固定的，对许多应变测量是对的，众所周知，它也叫“纵向应变”，之所以不推荐用于心脏测量，因为它会与心室的纵向运动相混淆。

^②在文献中，自然应变的另一术语叫“对数”或“真”应变。当报告应变值时应强调用的是常规应变还是自然应变。还应强调最初和最后的相关状态，如“舒张末期到收缩末期常规应变是 -20%”。当对二维或三维物体测量单平面应变时，指明所测的单平面应变的方向也很重要。