

定量组织速度成像对左室心肌收缩功能的研究

杨颖¹,王金锐²,杨海萍¹,刘志跃

(1. 内蒙古医学院病理生理教研室, 内蒙古 呼和浩特 010059; 2. 内蒙古超声影像研究所)

[摘要] **目的** 应用定量组织速度成像(QTVI)分析正常人及心肌梗死患者左室心肌收缩运动特征,探求评价心肌收缩功能的合理量化指标。**方法** 应用QTVI离线分析10例前壁心肌梗病人及20例正常对照者左室各节段长轴方向的心肌多普勒速度曲线,计算平均峰值收缩速度(V_s)、收缩加速度(a)、长轴收缩速度增加率(R_{vi})等反映收缩功能的参数。**结果** 正常人左室长轴 a 由基底段到心尖逐渐减低,心肌梗死时这一规律丧失,梗死区 a 显著减小;包含梗死区的室壁 R_{vi} 与非梗死区及正常人相应室壁 R_{vi} 对比显著增大或减小。**结论** ①QTVI可全定量同步对比分析多室壁节段的运动。② a 可直观反映心肌收缩性。③ R_{vi} 可作为反映左室长轴收缩功能的量化指标。

[关键词] 定量组织速度成像; 心肌梗死; 收缩功能,左心室

[中图分类号] R445.1; R542.22 **[文献标识码]** A **[文章编号]** 1003-3289(2001)01-0047-03

Regional Systolic Function Estimation by Quantitative Tissue Velocity Imaging

YANG Ying, WANG Jin-rui, YANG Hai-ping, et al

(Department of Pathophysiology, Inner Mongolia Medical College, Huhhot 010059, China)

[Abstract] **Objective** This study was designed to analyze and compare the left ventricular regional systolic function of normal subjects and patients with myocardial infarction, and explore the reasonable parameters to estimate regional systolic function. **Methods** The left ventricular regional long axis systolic velocity profiles of 18 patients and 20 normal subjects were analyzed with quantitative tissue velocity imaging(QTVI), and the regional mean systolic peak velocity (V_s), systolic acceleration(a) and the rate of long axis systolic peak velocity increase(R_{vi}) were calculated. **Results** The left ventricular long axis acceleration has the highest value at the basal segment, and the smallest value at the apical segment, whereas this pattern is lost in MI patients. The systolic acceleration of infarcted segments is decreased dramatically. The R_{vi} of the infarcted wall is obviously larger or less than that of non-infarcted wall and the same wall of normal subjects. **Conclusion** ①QTVI can be used to analyze multi-segments motion quantitatively and synchronously. ②Systolic acceleration can reflect myocardial contractility directly. ③ R_{vi} can be used as a quantitative parameter to assess the left ventricular long axis contractility.

[Key words] Quantitative tissue velocity imaging; Myocardial infarction; Systolic function, left ventricle

定量组织速度成像(quantitative tissue velocity imaging; QTVI)是晚近发展起来的多普勒组织成像新技术,可对任意节段心肌进行速度取样,获得全心动周期内的速度曲线。本文应用该技术,分别对一组心肌梗病人及一组正常人进行了左室心肌收缩功能的定量研究,以了解正常及缺血状态下的心肌收缩运动特征,探求评价心肌收缩功能的合理量化指标。

1 资料与方法

1.1 研究对象 心梗组:10例经病史、临床表现、心肌酶谱及心电图诊断证实的前壁心肌梗死患者,男7例,女3例,年龄45~70岁,平均年龄57.7岁,梗死时间29天~9年。所有患者均为窦性心律;正常对照组:20例健康成人,男16例,女4例,年龄38~71岁,平均年龄55岁,无冠心病易患因素,经体

检、心电图及超声心动图检查证实无心脏疾患。

1.2 仪器 GE公司生产的System Five彩色超声诊断仪,探头频率2.0~3.5MHz;EchoPAC 6.2外接数字超声工作站,装有包括QTVI在内的图像分析与后处理软件,可自动定量分析8个心肌节段同步组织多普勒曲线的时相、速度、加速度等参数。

1.3 方法 受检者取左侧卧位,平静呼吸,连接心动图。在彩色TVI条件下分别采集心尖二腔、心尖四腔、心尖左室长轴三个切面的1个完整心动周期动态图,帧频>60帧/s,传入EchoPAC 6.2工作站磁盘中,进行脱机分析。

使用EchoPAC 6.2 TVI分析软件的Quantitative Analysis功能,对每一图像分别将速度取样点置于二尖瓣环处(MV)、左室基底部二尖瓣口水平(Bis)、中部乳头肌水平(Mid)、近心尖部乳头肌下缘与心尖中点处(Ap)内膜下心肌层,同步获取8个取样点的心肌组织多普勒速度曲线(见图封三)。记录每一速度曲线上收缩起始、收缩峰值的时间(T)与

[作者简介] 杨颖(1974—),女,内蒙古伊克昭盟人,在读硕士。研究方向:心血管病理生理。

[收稿日期] 2000-10-07

速度(V)值,于心尖二腔切面测定前壁(AW)与下壁(IW)的相应数值、心尖四腔切面测定后间隔(PS)与侧壁(LW)的数值、心尖左室长轴切面测定前间隔(AS)与后壁(PW)的数值,计算平均峰值收缩速度(Vs)、收缩加速度(a)、峰值收缩速度增加率(Rvi)。

确定局部收缩运动异常(即 Vs、a 或 Rvi 中任一参数值低于正常人最低值或高于正常人最高值)的节段数。

1.4 数据统计与分析 各项计量数据以均数±标准差表示,组间比较采用两组均数 t 检验。两组计数资料比较采用 χ² 检验。P<0.05 差异具有显著意义,P<0.01 差异具有极显著意义。

2 结果

2.1 正常人与心梗病人心肌不同节段收缩期长轴运动的测值见表 1 正常人收缩速度(Vs)和加速度(a)从心尖到心底逐渐增加,以心底最快。心底、中部和心尖部三个不同水平的节段比较均有显著统计学差异。同一水平的不同节段收缩运动 V 和 a 也有差别,即后壁、侧壁、下壁大于前间隔和后间隔(P<0.05)。

MI 病人各节段 V 和 a 低于正常人(P<0.01),但变化较大。

2.2 从心尖到心底的 Rvi 测值见表 2。正常人心肌长轴收缩运动从中部到心尖部的 Rvi 大于心底到中部的 Rvi。MI 病人梗死和缺血区内及存活心肌内 Rvi 变小,而存活心肌与梗死和缺血心肌间 Rvi 增大。

2.3 MI 病人局部室壁运动异常(RWMA)的节段数见表 3。Vs 和 a 异常减低者,主要出现于梗死和缺血节段;异常增高者主要出现于梗死和缺血区的对侧壁节段。Rvi 异常减低者

出现于梗死和缺血区内及存活心肌内;异常增高者出现于存活心肌与梗死和缺血心肌之间。在 MI 病人中 a 异常的节段数最多,Rvi 次之,Vs 最少。

3 讨论

3.1 根据心肌纤维的解剖排列,心肌在长轴方向的舒缩运动在正常心脏功能的维持中起重要作用^[1-3]。但是,由于技术和方法的限制,对心肌长轴运动的生理和病理生理学研究一直未能深入进行。直至 80 年代,我国学者利用二维断面下定位 M 型取样线的方法对心肌长轴运动进行了研究,证实其运动曲线不仅与心功能密切相关,而且也反映了心动周期内心脏收缩和舒张的病理生理改变^[4]。

已经证明,RWMA 是心肌缺血最早出现的而且是最敏感的指标。RWMA 必然也要表现在心肌长轴方向的运动上。但是,传统超声心动图是通过视觉观察的感觉整合来判断 RWMA,或通过测量心肌壁的增厚率评价心肌缺血和梗死的部位、范围与程度^[5、6]。前者显然具有一定主观性;而后者所反应的是心肌本身的特征,不是其局部相对于心脏整体的运动,且获得是半定量资料。晚近,离线 QTVI 可从帧频>60 帧/s 的原始数字化图像资料中,同步获取多达 8 个心肌取样点的组织多普勒速度曲线(图见封三),使对局域心肌在长轴方向运动的评价更为精确可靠。

3.2 使用 QTVI 技术测得的正常人各室壁节段长轴的平均峰值收缩速度(Vs)与国内外作者的报导相近^[8、9]。心肌的收缩速度在基底部最高,沿心尖方向逐渐减低,这种运动方式可能与心肌纤维的走行分布有关。心肌任何部分的正常收缩对维持心脏整体协调运动都是不可缺少的。心尖部虽然运动速度最慢,但并不代表其对左室射血所作的贡献最小。

3.3 根据物理学原理,速度的变化(即加速度 a)是力作用的结果。其表达式为:a=F/m V=aT(式中 F=作用力;m=受力体的质量;T=作用时间)可见,心肌收缩力的变化必然导致其 a 的变化。因为 F 和 a 都是矢量,所以这种变化不仅包括大小,而且包括方向。所以理论上,在心肌质量 m 变化很小的情况下,a 应是反映心肌收缩力改变的独立指标。

当局部心肌缺血或坏死时,病变心肌本身的收缩力显著降低甚至消失。其结果不仅直接导致病变节段室壁 a 减低,达到收缩峰速度所需时间(TTP)延长,而且由于不同节段正常整体协同收缩的合力改变,以及这些力通过心腔内血液的传递而使存活心肌受力状态失衡(减小、增大或方向改变),所以必然也导致病变比邻和远隔(如对侧)节段出现 RWMA。检出并分析 RWMA 中的 a 特征,即可了解局部心

表 1 心梗病人与正常人收缩峰值速度(Vs)、加速度(a)

		Vs(cm/s)		a(cm/s ²)	
		Nor	MI	Nor	MI
MV	PS	6.28±1.21	3.88±1.84 * * *	169.9±79.2	108.7±44.8 *
	AS	6.80±1.60	4.21±1.21 * * *	184.5±85.6	99.2±37.9 * *
	AW	6.85±1.33	4.28±1.54 * * *	172.3±81.4	91.9±42.1 * *
	LW	7.94±1.66	5.09±1.98 * * *	193.1±90.7	101.9±51.9 * * *
	PW	7.52±1.85	5.09±1.53 * * *	159.4±80.5	99.5±43.3 *
	IW	6.72±1.49	4.69±1.71 * * *	173.2±63.6	107.0±46.1 * *
	Bas	PS	6.43±1.27	4.13±1.81 * * *	152.1±82.1
AS		5.47±1.31	3.34±0.80 * * *	126.9±43.9	75.6±37.8 * *
AW		6.21±2.09	2.39±1.34 * * *	149.2±71.7	64.8±31.6 * *
LW		6.79±1.34	5.82±2.18 ^Δ	169.2±66.2	100.2±53.0 * *
PW		6.93±1.93	4.20±1.65 * * *	154.7±72.9	104.5±43.0 ^Δ
IW		6.96±1.26	4.58±1.86 * * *	162.6±79.7	106.3±46.4 *
Mid		PS	4.21±1.13	2.90±1.01 * * *	100.1±60.9
	AS	3.97±0.96	2.20±0.91 * * *	90.7±34.0	53.0±38.2 *
	AW	4.28±1.75	1.46±0.98 * * *	99.4±63.2	40.8±21.0 * *
	LW	4.78±1.65	2.57±1.30 * * *	148.4±86.1	78.6±51.4 *
	PW	5.07±1.67	3.11±1.33 * * *	148.0±96.1	64.6±43.7 *
	IW	4.78±1.23	3.33±1.66 *	126.6±84.8	75.8±38.5 ^Δ
	Ap	PS	2.13±0.97	1.98±0.58 ^Δ	55.5±30.2
AS		2.26±0.78	0.85±0.71 * * *	56.4±18.4	35.1±32.7 *
AW		2.18±1.30	0.39±1.46 * * *	61.3±40.1	26.7±10.8 *
LW		2.85±1.27	1.31±1.03 * * *	84.7±43.8	29.6±14.3 * * *
PW		2.88±1.45	1.67±1.53 *	78.5±38.6	52.5±21.7 ^Δ
IW		2.51±1.67	0.59±0.42 * * *	65.4±55.9	39.8±27.4 ^Δ

* * * 与正常组对比 P<0.001; * * 与正常组对比 P<0.01

* 与正常组对比 P<0.05; Δ 与正常组对比 P>0.05

肌收缩力的改变。

到目前为止,应用多普勒组织成像技术对左室心肌收缩功能所作的研究大都将注意力集中于节段心肌的收缩速度与时间(如峰值收缩速度前时间 TTP)。局部心肌缺血时,Vs 减低,TTP 延长。但是根据公式 $V=aT$,当 a 减小,T 延长时,Vs 可以无变化。而 T 延长恰好是心肌收缩功能下降时的代偿机制。本研究结果显示,在 MI 病人,不论局部还是整体心肌,a 的异常在程度和范围上都远较 Vs 的异常明显,两者间统计学差异显著。a 是判断心肌缺血更敏感的指标。

3.4 Rvi 是心肌局部受力的反映 在一段心室壁内,各部位的受力不尽相同。所以,心肌收缩时,不同节段的收缩速度增加率(Rvi),即速度梯度应有一定差别。因左室的长轴收缩速度大于相应节段的径向收缩速度,且局域心肌缺血时长轴功能早于径向功能而先受到影响^[2],因而从理论上讲反映左室的长轴收缩速度变化的 Rvi,要比反映径向收缩的心肌速度梯度(MVG)更能敏感地显示缺血等导致的局域心肌收缩性的改变。在心梗病人,包含梗死区的室壁 Rvi 显著低于或高于正常人相应室壁的 Rvi,并同样与非梗死区差异显著(表 2)。其原因在于,当梗死面积较大,两个速度取样点都置于梗死区内时,两点的收缩速度差别小,Rvi 小;当两个速度取样点分别置于梗死区内与梗死区边缘或正常心肌处时,梗死区收缩速度小,非梗死区收缩速度大,Rvi 大。基于以上的初步研究结论,我们首次提出以 Rvi 作为评价左室心肌长轴收缩功能的指标。并且有望用于界定缺血范围。

表 2 心梗病人与正常人 Rvi

		Rvi(%)	
		Nor	MI
Ap-Mid	PS	50.0±19.6	33.8±16.3 ↑ *
	AS	42.6±16.5	52.2±36.8 ↑ ** *
	AW	44.6±30.8	76.1±36.7 ↑ *
	LW	40.1±18.7	45.9±25.7 ↑ ** *
	IW	49.4±31.9	60.3±24.8 ↑ *
	PW	44.1±18.9	49.6±23.4 Δ
Mid-Bas	PS	34.7±11.7	51.3±22.4 ↓ *
	AS	27.0±9.8	54.9±35.1 Δ
	AW	32.4±13.0	45.8±24.4 ↑ *
	LW	30.3±16.8	56.2±12.3 Δ
	IW	31.5±10.9	44.7±22.4 Δ
	PW	27.2±13.2	33.5±24.3 Δ

* ** P<0.001; ** P<0.01; * P<0.05; Δ P>0.05

3.5 局限性 心肌的收缩运动是复杂的三维立体模式,而目前的任何影像学方法均不能同时真实记录到三个方向上的分速度。QTVI 技术也存在同样问题。因而以往研究的结论认为

为心肌径向平均峰值收缩速度(Vs)后壁最高,前间隔、间隔与下壁较低^[8],很可能并非心肌本身的收缩速度如此。QTVI 技术为进一步深入研究心肌的复杂运动提供了新手段。

表 3 心梗病人局部收缩运动异常节段数

指标	总节段数	低于正常最小值	高于正常最大值
		节段数	节段数

Vs	216	89(41.20%)	2(0.93%)
a	216	110(50.93%) *	4(1.85%) ** *
RVI	109	15(13.76%)	29(26.61%) ** *

* ** 与前一指标对比 P<0.001; ** P<0.01; * P<0.05

[参考文献]

[1] Jones CJH, Raposo L, Gibson DG. Functional importance of the long axis dynamics of the human left ventricle[J]. British Heart Journal, 1990, 63: 215.

[2] Garcia-Fernández MA, Zamorano J, Azevedo J. Doppler Tissue Imaging Echocardiography[M]. McGRAW-HILL, 1998. 34-36.

[3] Onose Y, Oki T, Mishiro Y, et al. Influence of aging on systolic left ventricular wall motion velocities along the long and short axes in clinically normal patients determined by pulsed tissue Doppler imaging[J]. J Am Soc Echocardiogr, 1999, 12: 921-926.

[4] 王金锐,刘志跃,杨敬英,等. 心脏纤维环运动的二维和 M 型超声心动图观察[J]. 内蒙古医学杂志,1987,7(1):12.

[5] Falsetti HL, Marcus ML, Kerber RE, et al. Quantification of myocardial ischemia and infarction by left ventricular imaging [J]. Circulation, 1981, 63: 747-751.

[6] Kloner RA, Parisi AF. Acute myocardial infarction: diagnostic and prognostic applications of two-dimensional echocardiography[J]. Circulation, 1987, 75: 521-524.

[7] Setherland GR, Stewart MJ, Groundstroem KWE, et al. Color Doppler myocardial imaging: a new technique for the assessment of myocardial function[J]. J Am Soc Echocardiogr, 1994, 7: 441-458.

[8] Wilkenshoff UM, Sovany A, et al. Regional mean systolic myocardial velocity estimation by real-time color Doppler myocardial imaging: a new technique for quantifying regional systolic function[J]. J Am Soc Echocardiogr, 1998, 11: 683-692.

[9] 郑哲岚,徐启彬,姚磊,等. 多普勒组织声像图与二维超声心动图对冠心病诊断的对比研究[J]. 中国超声医学杂志,1998,14(6):17-20.

通用电气(GE)推出新型螺旋 CT /e

2000 年 12 月 27 日通用电气(GE)在上海召开了新产品发布会。来自全国各地的 200 多位放射学专家及新闻记者出席了发布会。

GE CT 产品部杨鹏渝主任介绍了 CT/e 开发研制过程及其性能特点,北京积水潭医院放射科主任屈辉介绍了首家临床应用 CT/e 的情况。CT/e 成功地使用稀土陶瓷探测器(Hilight),因而可实现高分辨率图像,低剂量扫描;CT/e 设计独特,有方便病人的可升降床,可前后倾斜的机架,及先进的网络化图像工作站与操作台,设计体积小,安装操作方便。CT/e 受到了与会专家的好评。

编辑部 2000 年 12 月 31 日