

❖ 医学物理与工程学

Noninvasive intracranial pressure measurement based on PC-MRI

ZHANG Xin¹, XIE Song-yun^{1*}, ZHANG Peng², ZHAO Hai-tao³, ZHOU Xin-gang⁴

(1. School of Electronic and Information, 4. School of Science, Northwestern Polytechnical University, Xi'an 710129, China; 2. Department of Biomedical Engineering, the Fourth Military Medical University, Xi'an 710032, China; 3. Department of Radiology, the First Accessorial Hospital, Fourth Military Medical University, Xian 710032, China)

[Abstract] **Objective** To study a noninvasive intracranial pressure (ICP) measurement method basing on principles of human neural physiology, fluid dynamics and cine phase-contrast magnetic resonance imaging (PC-MRI). **Methods** From the first-order exponential relationship of ICP and intracranial volume (ICV), the linear relationship between pressure changes in the unit volume (elastance) and ICP could be derived. Using velocity encoded blood and cerebrospinal fluid (CSF) MR images and relationship between pressure gradient and pressure, elasticity was calculated. The value of ICP was estimated through elasticity and this linear relationship. ICP values of 2 patients with cranial disorders and 3 healthy volunteers were measured. **Results** ICP value of all the subjects were successfully estimated. **Conclusion** The above mentioned method is safe, noninvasive and efficient to both cranial disorder patients and healthy people in the measurement of ICP.

[Key words] Intracranial pressure; Magnetic resonance imaging; Elasticity; Cerebrospinal fluid

基于 PC-MRI 的无创测量颅内压方法

张欣¹, 谢松云^{1*}, 张朋², 赵海涛³, 周新刚⁴

(1. 西北工业大学电子信息学院, 4. 理学院, 陕西 西安 710129; 2. 第四军医大学生物医学工程系, 陕西 西安 710032; 3. 第四军医大学第一附属医院放射科, 陕西 西安 710032)

[摘要] **目的** 结合人体神经生理学、流体力学原理和电影相位对比磁共振成像(PC-MRI)特点, 研究一种非侵入式无创性颅内压(ICP)测量方法。**方法** 从颅内压强与颅内容积的一阶指数关系出发, 推出单位容积内的颅内压强变化(弹性)与 ICP 之间成线性比例关系; 利用速度编码的血液和脑脊液(CSF)的 PC-MRI 数据、压强变化与压强梯度变化间的关系, 计算出弹性的值, 最后根据弹性、弹性与 ICP 的线性关系式计算出 ICP, 并对 2 例颅脑疾病患者和 3 名健康人进行了试验测量。**结果** 对 2 例颅脑疾病患者和 3 名健康人的测量均有效地估算出了 ICP。**结论** 基于 PC-MRI 的测量颅内压方法安全无创, 对颅脑疾病患者和健康人 ICP 的测量均较为有效。

[关键词] 颅内压; 磁共振成像; 弹性; 脑脊液

[中图分类号] R445.2 **[文献标识码]** A **[文章编号]** 1003-3289(2010)07-1350-04

正常的颅内压(intracranial pressure, ICP)是保证中枢神经系统内环境稳定和完成各种生理功能的必要条件。ICP 增高与一些颅脑疾病有直接关系, 故 ICP 成为临床检测神经系统疾病的重要指标。ICP 的测量技术多样^[1-2], 大体分为两类: 有创性测量和无创性测量。目前较成熟且临床应用较多

的为有创性测量, 采用这些方法需要对受检者进行脊髓穿刺、脑室穿刺等侵入式操作, 不仅存在潜在的致残危险, 还可能引发一些并发症。近年来, 一些学者^[3-4]致力于研究无创 ICP 测量技术, 提出了各种无创测量方法, 如闪光视觉诱发电位、经颅多普勒超声法、生物电阻抗法等, 但由于存在测量精确度差、方法繁琐等缺点, 未被广泛应用。随着现代医学和计算机技术的发展, MRI 技术凭借其高精度、快速、安全等特点在临床诊断中被广泛应用。本研究基于 MRI 技术, 结合脑神经生理学及流体力学原理, 研究一种安全有效的无创性 ICP 测量技术。

1 基本原理

1.1 颅内压强与颅内容积的关系 在封闭的系统内, 压强和容积之间实际上是相互关联的。现代研究已证实, 在生理范

[基金项目] 国家自然科学基金(30470459)、西北工业大学基础研究基金(W018102)。

[作者简介] 张欣(1983—), 女, 河北赵县人, 硕士。研究方向: 生物医学信息与图像处理、模式识别。E-mail: zhangxin201019@163.com。

[通讯作者] 谢松云, 西北工业大学电子信息学院, 710129。

E-mail: syxie@nwpu.edu.cn

[收稿日期] 2009-12-10 **[修回日期]** 2010-01-18

围内,颅内压强和颅内容积之间存在一阶指数关系。当颅内容积增加时,颅内压强也会呈指数性增高。两者之间的关系如式(1)所示:

$$P = P_1 \cdot e^{E_1 \cdot V} \quad (1)$$

其中, E_1 是弹性系数常数, P_1 是与该指数曲线相关的压强系数, V 是颅内容积, P 是颅内压强。

1.2 弹性与 ICP 的关系 从式(1)可以推导出式(2):

$$\frac{dP}{dV} = P_1 \cdot E_1 \cdot e^{E_1 \cdot V} = E_1 \cdot P \quad (2)$$

将弹性定义为单位容积变化时产生的压强变化 $\frac{dP}{dV}$, dP 、 dV 分别为心动周期内颅内压强和颅内容积的变化,则弹性是 ICP 的线性函数,如果计算出弹性并得到弹性与 ICP 的线性关系式,便可以估算出一个平均的 ICP 值。

1.3 计算弹性

1.3.1 颅内容积的变化 颅内内容物主要有血液、脑脊液 (cerebrospinal fluid, CSF)、脑组织等,在每一个心动周期内,颅内容积受血液和 CSF 等流量的变化发生着细小的变化。假设颅内内容物是不可压缩的,那么心动周期内每一时刻颅内容积变化都可以通过血液、CSF 等的流入流出差值计算出来^[5]。使用式(3)计算心动周期内颅内容积的变化:

$$ICVC(t) = [Q_A(t) - Q_V(t) - Q_{CSF}(t)] \cdot t \quad (3)$$

式中, ICVC 表示颅内容积变化, $Q_A(t)$ 表示所有动脉血液流量速率, $Q_V(t)$ 表示所有静脉血液流量速率, $Q_{CSF}(t)$ 表示 CSF 的流量速率, t 是扫描两个时间点间隔。

Monro-Kellie 原理指出,颅内容积保持恒定。该原理适用于颅内平均容积,即颅内容积在每个心动周期的平均变化为 0。故使用该原理作为约束条件,来减少由于相位位移引起流量测量中产生的基线位移或未观察到的静脉通路造成的误差。约束公式如式(4):

$$\sum ICVC(t) = \sum [Q_A(t) - Q_V(t) - Q_{CSF}(t)] = 0 \quad (4)$$

1.3.2 颅内压强的变化 直接计算颅内压强的变化是非常复杂的。Alperin 等^[6]通过对与人类动力学参数类似的狒狒进行实验以及用有限元软件模拟 CSF 在椎管内的振荡流动,得出压强和 CSF 压强梯度之间存在线性关系。实际计算 ICP 时,用压强梯度变化替代了压强变化。

CSF 压强梯度变化波形是使用心动周期内 CSF 的流速数据,通过流体力学中的 Navier-Stokes(纳威-斯托克斯)方程(简称 N-S 方程)^[7]计算得到的,其表达式如下:

$$\nabla P = -\rho \left(\frac{\partial V}{\partial t} + V \cdot \nabla V \right) + \mu \cdot \nabla^2 V \quad (5)$$

ρ 是流体的密度(对于 CSF 为 1.0007 g/cm^3), μ 是流体的黏度(对于 CSF 为 1.1 cP), V 和 P 分别表示 CSF 的流速和压强。等号左边为压强梯度,等号右边有两项,第一项为惯性分量,第二项为黏稠分量。

1.3.3 计算弹性 根据 1.3.2,在计算弹性时,实际上使用的是单位容积内压强梯度变化 $\frac{d\nabla P}{dV}$,这样计算出来的结果与 $\frac{dP}{dV}$ 是成线性比例的,只要获得 $\frac{d\nabla P}{dV}$ 与 ICP 之间的线性关系

式,便可以计算出 ICP 值。

通过 1.3.1 和 1.3.2 计算出心动周期内颅内容积和颅内压强梯度的变化波形后,颅内压强梯度峰值与颅内容积变化峰值的比值便为弹性的值。

1.4 基于 MRI 的 ICP 测量方案 通过对患者同时进行 MRI 测量和有创性 ICP 监控测量试验,可以同时获得弹性和 ICP 的值,再通过线性拟合,便可以得到弹性与 ICP 之间的近似关系表达式。使用该关系式和基于 MRI 计算得到的弹性值来求解并验证 ICP。本研究采用的基于 MRI 的 ICP 测量方案如图 1 所示。

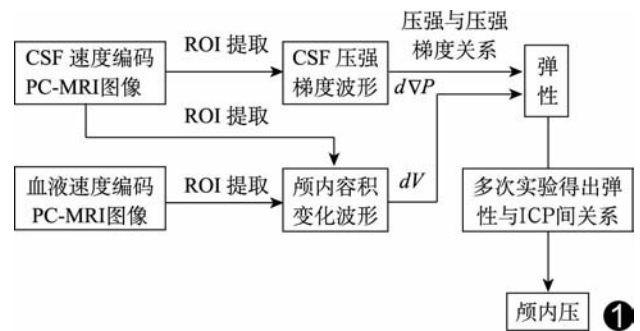


图 1 基于 PC-MRI 的 ICP 测量方案

2 基于 MRI 的 ICP 测量试验

本研究采用速度编码的电影相位对比磁共振成像(phase contrast MRI, PC-MRI)技术。该技术属于流动敏感技术,在 CSF、血液流动测定方面应用广泛^[8]。在二维相位对比图像上,信号强度与流速和方向成正比,正向流动呈白色高信号,反向流动呈黑色低信号。

试验数据来源于第四军医大学第一附属医院。采用 Siemens Magnetom Trio Tim 3.0T 磁共振扫描仪,分别对 CSF 和血液流速进行测定。扫描位置取紧邻枕骨大孔以下区域,扫描层厚 5 mm, FOV 为 14 cm, 矩阵 156×128 , TR 15~20 ms, TE 5~9 ms, 翻转角 $20^\circ \sim 25^\circ$ 。在同一扫描层上获得心动周期内 30 幅图像,CSF 和血液图像速度编码值分别取 6~7 cm/s 和 70~80 cm/s。在扫描图像上分别勾勒出椎管和血管区域,见图 2、3。

本研究对 2 例颅脑疾病患者和 3 名健康人进行了试验测量,并将测量结果与医院提供的 2 例患者的穿刺 ICP 测量数据进行比较。

3 结果

在血液和 CSF 的 PC-MRI 上,分别勾勒出血管、椎管等区域的边缘,利用 MRI 工作站处理得到区域内血液、CSF 的平均流速与各区域面积,每一时刻的血液、CSF 等的流量速率各自等于其平均流速与面积的乘积。利用 1.3.1 中式(3)、(4),编程计算得到心动周期内颅内容积变化波形(图 4)。

从 30 幅 CSF 图像得到不同时刻的 CSF 流速后,对 N-S 方程等号右边的惯性分量,采用一阶中心差分方法来计算,黏稠分量忽略不计,最后得到心动周期内压强梯度变化波形(图 5)。

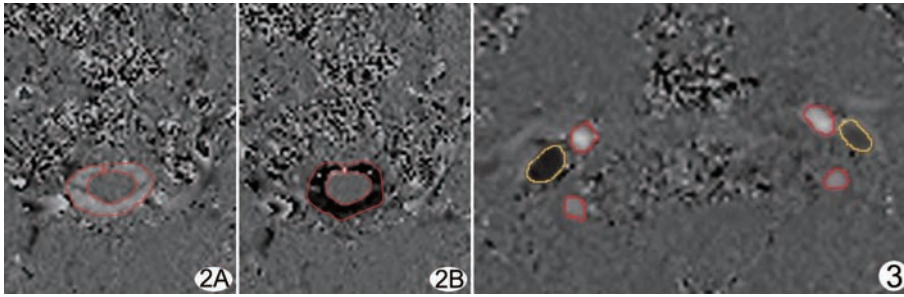


图 2 颅腔 CSF A. 舒张期流入颅腔 CSF; B. 收缩期流出颅腔 CSF 图 3 流经颅腔的 6 支血管(两侧的颈内动脉、两侧的椎动脉和两侧的颈静脉) 白色区域为流入颅腔的 4 只动脉血管, 黑色区域为流出颅腔的 2 支静脉血管

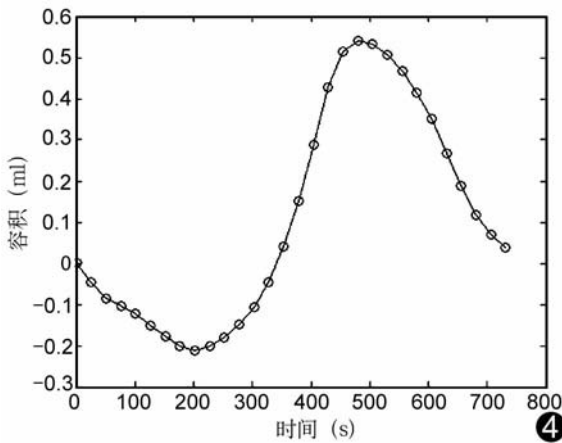


图 4 健康人心动周期内颅内容积变化波形 颅内容积变化峰值为 0.75 ml

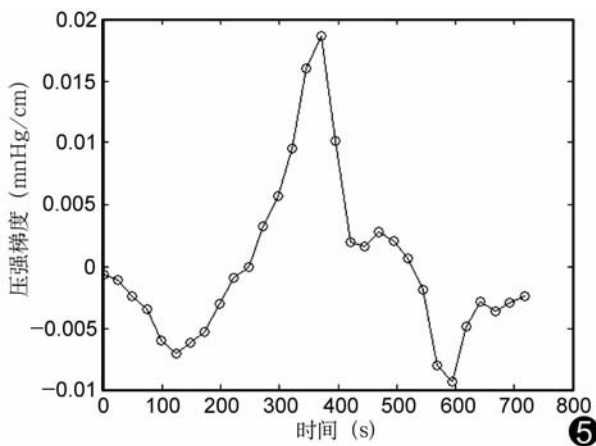


图 5 与图 4 同一健康人心动周期内压强梯度变化波形 压强梯度变化峰值为 0.03 mmHg/cm

计算心动周期内颅内容积峰值与压强梯度变化峰值的比值,即为弹性。假设弹性与 ICP 之间线性关系式为: $P = aE + b$ 。其中, E 表示弹性, P 为 ICP, a 和 b 是常系数。根据 Alperin 实验得到弹性与 ICP 之间的线性关系图^[6],可以得到: $a \approx 66, b \approx 4$ 。利用该关系式及弹性值,估算出 ICP。试验结果见表 1。

4 讨论

穿刺测量得到的初压值能较好的代表 ICP 的值。①对于颅脑疾病患者 A,基于 PC-MRI 试验测量的结果为 13.24 mmHg,与医院提供的穿刺初压值相吻合。②颅脑疾病患者 B 的测量结果显示,基于 MRI 的测量结果为 6.64 mmHg,与初压值 11.02 mmHg 相差较大,更接近终压,然而由于本试验条件的限制,穿刺测量和 MRI 检查并非在同一时间进行的,且该患者经过治疗后 ICP 有一定程度的下降,计算得到的 ICP 值比穿刺初压值低是合理的。③正常 ICP 值一般在 3~15 mmHg 之间。本试验 3 名健康者虽然没有自身穿刺数据作参考,测得的 ICP 结果均在正常范围内。

表 1 5 名研究对象 ICP 测量结果(mmHg)

研究对象	穿刺 ICP(mmHg)	基于 PC-MRI 的 ICP
患者 A	初压 13.24(180), 终压 6.25(85)	13.24
患者 B	初压 11.02(150), 终压 6.62(90)	6.64
健康 C	—	7.17
健康 D	—	7.50
健康 E	—	5.98

本试验的缺陷在于样本量较少,后续需增加样本数据进一步分析验证其通用性;另外,感兴趣区域是手动勾勒的,其效率和准确性受操作者经验丰富程度等影响,因此对试验数据进行预处理以及进行血管和椎管自动分割算法的研究等^[9-10]十分必要。

本试验结果证明,基于 PC-MRI 的测量颅内压方法是一种安全、快速、有效、可行的无创 ICP 测量方法,对于颅脑疾病患者和健康人均适用,对颅脑疾病患者的临床诊断和治疗具有一定意义。

[参考文献]

- [1] 陈功,江澄川,张雪明.不同方法测量的颅内压值之差异.中华急诊医学杂志,2003,12(9):616-618.
- [2] 刘常春,曹佃国,杨吉宏.颅内压检测技术的研究.生物医学工程研究,2004,23(1):56-58.
- [3] 唐荣锐,贺民.无创性颅内压监测.华西医学,2008,23(4):907-908.
- [4] 秦文军.颅内压增高与监测.中国医学文摘:内科学,2006,27(4):341-342.
- [5] Alperin N, Kulkarni K, Roitbreg B, et al. Analysis of magnetic resonance imaging-based blood and cerebrospinal fluid flow measurements in patients with Chiari I malformation: a system approach. Neurosurg Focus, 2001,11(1):E6.
- [6] Alperin NJ, Lee SH, Loth F, et al. MR-intracranial pressure (ICP): a method to measure intracranial elastance and pressure no-

invasively by means of MR imaging: baboon and human study. *Radiology*, 2000, 217(3):877-885.

[7] Herment A, Besson G, Pellot-Barakat C, et al. Estimation of pressure gradient images from velocity encoded MR acquisitions. *Computers in Cardiology*, 2008, 35:933-936.

[8] 朱晓黎, 沈天真, 陈星荣. MR 相位对比电影法在正常颈部及颅内大血管血流测量中的应用. *中国医学影像技术*, 2005, 21(3):365-368.

[9] Alperin N, Lee SH. PUBS: pulsatility-based segmentation of lumens conducting non-steady flow. *Magn Reson Med*, 2003, 49(5):934-944.

[10] Balédent O, Henry-Feugeas MC, Idy-Peretti I. Cerebrospinal fluid dynamics and relation with blood flow: a magnetic resonance study with semiautomated cerebrospinal fluid segmentation. *Investigative Radiology*, 2001, 36(7):368-377.

Ultrasonic diagnosis of mediastinal metastasis from ovarian cancer: Case report 超声诊断卵巢癌纵隔转移 1 例

孙厚坦, 赵威武, 尹满军

(兰州军区兰州总医院安宁分院影像特诊科, 甘肃 兰州 730070)

[Key words] Ovarian neoplasms; Neoplasm metastasis; Ultrasonography [关键词] 卵巢肿瘤; 肿瘤转移; 超声检查
[中图分类号] R737.31; R445.1 [文献标识码] B [文章编号] 1003-3289(2010)07-1353-01

患者女, 84 岁。主因“右下腹肿块进行性增大 6 月余”就诊, 并出现间歇性钝痛, 进食后腹胀, 体质量减轻约 10 kg。入院查体: 全腹无红肿, 未见明显压痛及反跳痛, 右下腹可触及肿块约 16.0 cm×10.0 cm, 质较硬, 表面不光滑, 与周围组织分界不清楚, 无压痛, 未见明显波动感, 耻骨上及膀胱区无压痛。超声于右下腹腔可探及约 13.3 cm×11.3 cm 的不均质囊实混合性回声包块(图 1), 形态不规则, 边界尚清, 边缘厚薄不均约 2~4 cm, 中央为范围 7.3 cm×3.6 cm 的无回声区, 包块周边可见肠管回声, 蠕动弱。仰卧位全腹部可探及大量的无回声区, 其中右下腹前后径 7.3 cm。于横膈上心脏前方可探及一大小约 5.5 cm×4.0 cm 的不均质较强回声区(图 2), 边界尚清, 外形尚规则, 其前见一宽约 2.3 cm 的无回声区; 左胸腔见前后径 4.2 cm 的无回声。超声提示右侧腹腔占位性病变, 考虑卵巢癌; 前纵隔转移癌; 左侧胸腔积液。腹腔肿瘤及纵隔穿刺活检, 病理提示为卵巢黏液性囊腺癌, 纵隔转移癌。



图 1 巨大卵巢癌声像图



图 2 卵巢癌纵隔转移声像图 (M: 肿瘤; LL: 左肝; HEART: 心脏)

讨论 黏液性囊腺癌占卵巢恶性肿瘤的 10%, 单侧多见, 多由黏液性囊腺瘤恶变而来。肿瘤常很大, 瘤内以多房多分隔结构为主, 房腔内含胶冻样黏液。声像图表现为囊壁不规则增厚, 囊内分隔厚薄不均, 常见乳头状或不规则中等回声的突起, 增厚的囊壁可向周围浸润, 形成轮廓不规则的实性部分, 常伴有腹水。囊腺癌早期即向腹腔、大网膜、腹膜后淋巴结、横膈等部位直接蔓延及腹腔种植或淋巴转移, 血行转移少, 而纵隔转移更为少见。本例属于巨大卵巢癌合并纵隔转移, 因具备黏液性囊腺癌的声像特征不难诊断。因有较多腹水, 超声检查时注意与子宫内膜异位症、盆腔结缔组织炎、结核性腹膜炎、腹膜后肿瘤、结(直)肠癌、转移性卵巢肿瘤等相鉴别, 尤其肠道肿瘤, 肿瘤较大时, 消化道症状(如肠梗阻、血便)为其特征性表现。超声引导下穿刺活检为腹盆腔肿瘤最佳的确诊或分型方法。

[作者简介] 孙厚坦(1966—), 男, 山东微山人, 学士, 副主任医师。

E-mail: cstzk2009@sina.com

[收稿日期] 2010-04-26 [修回日期] 2010-05-18