



(12)发明专利申请

(10)申请公布号 CN 110393550 A

(43)申请公布日 2019.11.01

(21)申请号 201910524554.4

(22)申请日 2019.06.17

(66)本国优先权数据

201811403974.9 2018.11.23 CN

(71)申请人 首都医科大学附属北京同仁医院

地址 100730 北京市东城区东交民巷1号

(72)发明人 刘含若 王宁利 庞睿奇

(74)专利代理机构 北京永创新实专利事务所

11121

代理人 姜荣丽

(51)Int.Cl.

A61B 8/08(2006.01)

A61B 8/00(2006.01)

权利要求书1页 说明书4页

(54)发明名称

一种用于无创颅内压测量的动态超声后处理方法

(57)摘要

本发明公开了一种用于无创颅内压测量的动态超声后处理方法,属于临床医学技术领域。所述方法包括超声动态图像采集,并逐帧转换成超声图像;在初始帧上选取视神经鞘区域;建立运动预测模型,进行相邻两帧的运动预测;最后进行视神经鞘刚度计算。本发明可在早期快速的获取颅压值,获取最及时的处理;可减少有创颅内压检测技术可能引发的一系列并发症;可连续多次监测颅压值,时时检测颅压变化;可对指导颅高压处置治疗有重要意义,特别对甘露醇使用指征和剂量有十分重要的价值。

1. 一种用于无创颅内压测量的动态超声后处理方法,其特征在于:

所述方法包括如下步骤:

第一步,超声动态图像采集,并逐帧转换成超声图像;

第二步,在初始帧上选取视神经鞘区域:在视神经乳头后3~7mm处视神经鞘清晰的超声图像作为第一帧即初始帧;在所述的初始帧上手动选取一点作为基准点,所述基准点位于视神经乳头后3~7mm处,左右两侧的视神经鞘选取同样深度处;以矩形框选取基准点周围图像作为视神经鞘区域;

第三步,建立运动预测模型,进行相邻两帧的运动预测;

第四步,视神经鞘刚度计算,所述的视神经鞘刚度 Δ 如下:

$$\Delta = \frac{|d_{left} - d_{right}|}{d_{left} + d_{right}}$$

其中, d_{left} 表示左视神经鞘的搏动运动幅度, d_{right} 表示右视神经鞘的搏动运动幅度。

2. 根据权利要求1所述的一种用于无创颅内压测量的动态超声后处理方法,其特征在于:第一步中所述的超声动态图像采集使用频率为12.5MHz线性阵列超声探头,设置为眼科模式对双眼分别进行扫描获得;超声动态图像采集,时间分辨率60~80Hz,图像的空间分辨率为0.05~0.12mm,获取标有同步心电改变的10~20s动态超声图像,即超声视频;并逐帧将超声视频转换成超声图像。

3. 根据权利要求1所述的一种用于无创颅内压测量的动态超声后处理方法,其特征在于:第三步中所述的相邻两帧的运动预测,具体步骤如下:

(1)、首先利用块匹配算法,得到相邻帧之间的整数运动向量;

在图像划分为小图块,每个小图块的尺寸为6*6,搜索区域的边长为10,多个小图块之间无重叠;各小图块拥有统一的运动向量,即小图块中的每一个像素都是统一运动;

对于下一帧图像中的小图块,在初始帧的相同位置对应的搜索区域进行搜索运算,计算匹配系数;在初始帧图像中的搜索区域内,选取匹配系数最大的小图块,进而得到相邻两帧图像之间的整数运动向量 $(\Delta x', \Delta y')$;

(2)、将初始帧图像按照所述的整数运动向量进行变换,得到变换图像;

将初始帧图像移动整数运动向量得到变换图像,初始帧图像中的像素 $f(x, y)$ 对应于变换图像中的像素 $f(x + \Delta x', y + \Delta y')$;

(3)、利用光流算法,计算变换图像与下一帧图像之间的运动向量 $(\delta x, \delta y)$,即小数运动向量;

(4)、将整数运动向量与小数运动向量相加,得到最终的运动向量 $(\Delta x, \Delta y)$;

$$\Delta x = \Delta x' + \delta x$$

$$\Delta y = \Delta y' + \delta y。$$

4. 根据权利要求1所述的一种用于无创颅内压测量的动态超声后处理方法,其特征在于:第三步中所述的搜索运算选取三步搜索方法。

一种用于无创颅内压测量的动态超声后处理方法

技术领域

[0001] 本发明属于临床医学技术领域,具体是指一种用于无创颅内压测量的动态超声后处理方法。

[0002] 本发明为临床提供一项更准确的无创颅内压检测评估的新技术,是一种适用于床旁的更便捷、快速的无创颅压检测方法。

背景技术

[0003] 中重型颅脑损伤、脑出血经常引起急性颅内压增高,颅内肿瘤等占位性病变或早或晚都会引起不同程度的颅内压增高。颅内压增高可影响脑血液循环,导致灌注压下降,脑血流量减少,静脉回流受限,颅内血液淤滞,甚至引起脑受压、脑移位,严重者脑疝形成,患者常由于继发脑干损伤而死亡。若能及时发现颅内压的增高,积极采取措施缓解颅内压力,解决引起颅内压增高的病因可使患者转危为安。因此,早期明确诊断及早期处理颅内压增高对预防患者病情恶化及改善预后具有重要意义。

[0004] 现有技术中关于颅内压的测量方法主要分为有创和无创颅内压测量两种,有创颅内压检测是目前临床获取颅压的主要方式,以脑室内检测为颅压金标准。国际上进行颅内压的测量方法包括:腰椎穿刺监测、颅内压检测仪检测、神经内镜检测和有创脑电阻监测等。主要原理是通过穿刺或手术,到达脑室或蛛网膜下腔,进行直接测压或埋置检测仪。有创颅内压测量缺点包括:a、进行有创测量风险大:可能引发出血,神经损伤,感染,严重者可并发脑疝等并发症。b、有创测量操作相对复杂,对操作环境无菌要求严格,颅内压检测仪器昂贵,不能第一时间获取颅压值。c、结果受多因素影响,连续监测可能出现准确性下降。d、眼科门诊患者对于侵入性检查接受度差,应用困难。

[0005] 目前用于无创颅内压力的主要手段有闪光视觉诱发电位法、视网膜静脉压或动脉压检测、鼓膜移位法、前囟测压法和经颅多普勒检查法等。有研究提出利用3.0T磁共振成像检查视神经鞘直径。通过磁共振成像测量眼球后3mm、9mm和15mm三个位置所测量的视神经蛛网膜下隙的宽度来评估颅内压的变化。参见参考文献[1]:颅内压监测的临床应用:争议与前景,张锋,刘波,周庆九中国组织工程研究第18卷第18期。

[0006] 现有的无创颅内压检测也多处于研究阶段。视网膜静脉压或动脉压检测,只能一过性使用不能连续、重复监测,此外该方法有局限性,在视神经乳头水肿明显和眼内压高于静脉压时不可用。经颅多普勒超声监测,因颅内压和脑血流速度的关系易受脑血管活性的影响,在临床上影响脑血管活性的因素很多,所以难以准确计算颅内压值。闪光视觉诱发电位监测,该方法易受年龄、代谢因素(如二氧化碳分压、氧分压、血压、pH等)、眼部疾病(如严重视力障碍、眼底出血等)、颅内病变导致视觉通路破坏的疾病(如颅内肿瘤等)以及全身代谢性紊乱的影响,此外部分患者(如深昏迷、脑死亡等)不出现闪光视觉诱发电位波形。鼓膜移位的监测方法有如下缺陷:①随着年龄的增长,耳蜗管的通畅程度降低,影响了外淋巴液的流动,尤其是在年龄超过40岁的患者;②该方法对于因过度暴露于声音刺激状态而引起暂时性音阈改变的患者测量不准确;③有镫骨肌反射缺陷(如脑干、中耳病变)的患者不能

监测;④不安静、不合作的人不宜监测;⑤不能连续监测。前囟测压仅能在前囟突出于骨缘的新生儿和婴儿中使用。

[0007] 超声静态测量是已有无创颅内压检测的一种思路,已有研究通过获取静态超声图像,对视神经鞘直径进行测量,并以此来代表颅压值。然而,蛛网膜下腔内压力增加引起的视神经鞘复合体膨胀的大小可能取决于多种生物力学因素,包括颅内压增加的程度,增长速度和视神经鞘的弹性特性等,均会影响其扩张和回缩能力,且此变化过程随心动周期呈现脉动曲线变化,静态后处理只能提供颅内压变化趋势的评估,却无法提供颅内压拟合公式并对具体颅内压值进行计算。而且该方法受视神经影响大,无法避免视神经的解剖和病程不同所导致的个体差异,无法避免由视神经萎缩造成的假性视神经鞘空间增宽。目前仅能用于高颅压的筛查。除此之外,介于超声技术特点,静态后处理方法中视神经鞘静态图像采集对操作人员的技术存在较高的经验要求,否则瞬时静态超声图片的结果测量可能存在较大变异。

发明内容

[0008] 为了解决现有技术中存在的问题,本发明提供一种用于无创颅内压测量的动态超声后处理方法,所述方法包括如下步骤:

[0009] 第一步,超声动态图像采集,并逐帧转换成超声图像;

[0010] 第二步,在初始帧上选取视神经鞘区域:在视神经乳头后3~7mm处视神经鞘清晰的超声图像作为第一帧即初始帧;在所述的初始帧上手动选取一点作为基准点,所述基准点位于视神经乳头后3~7mm处,左右两侧的视神经鞘选取同样深度处;以矩形框选取基准点周围图像作为视神经鞘区域;

[0011] 第三步,建立运动预测模型,进行相邻两帧的运动预测;

[0012] 第四步,视神经鞘刚度计算,所述的视神经鞘刚度 Δ 如下:

$$[0013] \quad \Delta = \frac{|d_{left} - d_{right}|}{d_{left} + d_{right}} \quad (1)$$

[0014] 其中, d_{left} 表示左视神经鞘的搏动运动幅度, d_{right} 表示右视神经鞘的搏动运动幅度。

[0015] 本发明的优点在于:

[0016] (1)可减少有创颅内压检测技术可能引发的一系列并发症,如感染、出血、脑脊液漏、阻塞和移位等。

[0017] (2)可在早期快速的获取颅压值,获取最及时的处理。

[0018] (3)可连续多次监测颅压值,时时检测颅压变化。

[0019] (4)可对指导颅高压处置治疗有重要意义,特别对甘露醇使用指征和剂量有十分重要的价值。

具体实施方式

[0020] 本发明提供一种用于无创颅内压测量的动态超声后处理方法,所述后处理方法首先定义了一种动态生物力学新指标---视神经鞘刚度(stiffness)。在视神经鞘运动规律中,通过经眶超声技术记录视神经鞘的搏动运动,获取运动曲线。所述运动曲线的幅度与颅

内压有直接的关系,颅内压越小,造成的搏动运动的波动幅度也会越大。视神经鞘刚度(stiffness)能从原理层面更好地揭示产生不同搏动运动的原因。本发明定义视神经鞘刚度为 Δ ,通过归一化的左右视神经鞘搏动运动幅度对所述的视神经鞘刚度进行量化表示,如公式(1):

$$[0021] \quad \Delta = \frac{|d_{left} - d_{right}|}{d_{left} + d_{right}} \quad (1)$$

[0022] 其中, d_{left} 表示左视神经鞘的搏动运动幅度, d_{right} 表示右视神经鞘的搏动运动幅度。

[0023] 本发明将眼超声影像的后处理技术从静态测量深入到动态追踪研究,并采取联合评估,拟合公式;通过建立运动预测模型,通过超声采集的视神经鞘搏动,经过动态后处理技术,计算的视神经鞘刚度可以更全面的反应脑脊液压力变化引起的生物力学变化。

[0024] 具体的,本发明提供的一种用于无创颅内压测量的动态超声后处理方法,包括如下步骤:

[0025] 第一步,超声动态图像采集:

[0026] 超声数据采集使用频率为12.5MHz线性阵列超声探头(型号为:L15-7io;Philips,Botheii,Washington),设置为眼科模式对双眼分别进行扫描。扫描前嘱被监者闭合受试眼,在眼脸上覆盖透明眼贴,眼贴与探头间填充超声专用耦合剂,非受试眼直视前方。超声机连接心电导联,在心跳稳定且视神经鞘清晰可见时开始进行超声视频采集,时间分辨率60~80Hz,图像的空间分辨率为0.05~0.12mm,获取标有同步心电改变的10~20s动态超声图像,即超声视频。采用Matlab工具逐帧将超声视频转换成超声图像,图像的像素尺寸为600*800。

[0027] 第二步,在初始帧上选取视神经鞘区域。

[0028] 根据获取的各帧超声图像,在视神经乳头后3~7mm处视神经鞘清晰的超声图像作为第一帧即初始帧。在所述的初始帧上手动选取一点作为基准点,所述基准点位于视神经乳头后3~7mm处,左右两侧的视神经鞘选取同样深度处。以矩形框选取基准点周围图像作为视神经鞘区域。矩形框的大小固定,在矩形框内有完整的视神经鞘。

[0029] 第三步,建立运动预测模型,进行相邻两帧的运动预测。

[0030] 常见的运动预测算法有光流算法和块匹配算法。对于光流算法,它是对于连续帧的图像以像素为单位进行计算,这种方法可以很好的捕捉到细小的运动,但由于本发明的超声视频中含有很多的颗粒噪声(这由于超声图像的成像原理造成),而光流算法对这些颗粒噪声同样较为敏感,因此单独使用光流算法很难在超声图像中的到满意的结果;对于块匹配算法,其效果很大程度上决定于算法所选取的匹配图块的单位大小,而且对只能以图块为单位进行匹配,因此对微小运动的预测能力不如光流算法。基于上述分析,本发明建立了将光流算法与块匹配算法相互结合的运动预测模型。

[0031] 所述的相邻两帧的运动预测,具体步骤如下:

[0032] (1)、首先利用块匹配算法,得到相邻帧之间的整数运动向量;

[0033] 在图像划分为小图块,每个小图块的尺寸为6*6,搜索区域的边长为10,多个小图块之间无重叠。各小图块拥有统一的运动向量,即小图块中的每一个像素都是统一运动。

[0034] 对于下一帧图像中的小图块,在初始帧的相同位置对应的搜索区域进行搜索运算,计算匹配系数;在初始帧图像中的搜索区域内,选取匹配系数最大的小图块,进而得到相邻两帧图像之间的整数运动向量 $(\Delta x', \Delta y')$ 。

[0035] 所述的搜索运算选取全面搜索、三步搜索、二分搜索或交叉搜索方式,优选三步搜索。

[0036] (2)、将初始帧图像按照所述的整数运动向量进行变换,得到变换图像;

[0037] 将初始帧图像移动整数运动向量得到变换图像,初始帧图像中的像素 $f(x, y)$ 对应于变换图像中的像素 $f(x + \Delta x', y + \Delta y')$ 。

[0038] (3)、利用光流算法,计算变换图像与下一帧图像之间的运动向量 $(\delta x, \delta y)$,即小数运动向量;

[0039] (4)、将整数运动向量与小数运动向量相加,得到最终的运动向量 $(\Delta x, \Delta y)$ 。

[0040] $\Delta x = \Delta x' + \delta x$

[0041] $\Delta y = \Delta y' + \delta y$

[0042] 第四步,视神经鞘刚度计算。

[0043] 脉搏波动随时间变化的运动曲线的幅度,表示着搏动运动的运动范围。而脉搏运动的运动范围与颅内压有直接的关系,因为如果颅内压越小,造成的搏动运动的波动也会越大,运动范围越大。

[0044] 视神经鞘刚度影响视神经鞘的变形能力,刚度越大视神经鞘的变形能力越差,两侧视神经鞘随脉搏发生形变的差异就越小,因此所述的视神经鞘刚度比运动曲线的幅度更能体现颅压值高低。所述的视神经鞘刚度 Δ 如下:

$$[0045] \quad \Delta = \frac{|d_{left} - d_{right}|}{d_{left} + d_{right}} \quad (1)$$

[0046] 其中, d_{left} 表示左视神经鞘的搏动运动幅度, d_{right} 表示右视神经鞘的搏动运动幅度。

[0047] 本发明提出的经超声动态后处理的无创颅压检查,是更可行,研究更完善,更有临床应用可能性的无创颅内压检测方法。本发明首次从生物力学角度提出用视神经鞘刚度,这一衡量指标来用于无创动态颅内压评估;视神经鞘刚度是比脉搏运动的幅度更重要的指标,其能从原理层面更好地揭示产生不同运动的原因。本发明首次将运动预测模型应用于视神经鞘的超声影像后处理的运动预测,提升了数据采集的准确度,解决超声图像测量过程中的变异问题。

专利名称(译)	一种用于无创颅内压测量的动态超声后处理方法		
公开(公告)号	CN110393550A	公开(公告)日	2019-11-01
申请号	CN201910524554.4	申请日	2019-06-17
[标]申请(专利权)人(译)	首都医科大学附属北京同仁医院		
申请(专利权)人(译)	首都医科大学附属北京同仁医院		
当前申请(专利权)人(译)	首都医科大学附属北京同仁医院		
[标]发明人	王宁利		
发明人	刘含若 王宁利 庞睿奇		
IPC分类号	A61B8/08 A61B8/00		
CPC分类号	A61B8/0808 A61B8/5207 A61B8/5223 A61B8/5269		
优先权	201811403974.9 2018-11-23 CN		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

本发明公开了一种用于无创颅内压测量的动态超声后处理方法，属于临床医学技术领域。所述方法包括超声动态图像采集，并逐帧转换成超声图像；在初始帧上选取视神经鞘区域；建立运动预测模型，进行相邻两帧的运动预测；最后进行视神经鞘刚度计算。本发明可在早期快速的获取颅压值，获取最及时的处理；可减少有创颅内压检测技术可能引发的一系列并发症；可连续多次监测颅压值，时时检测颅压变化；可对指导颅高压处置治疗有重要意义，特别对甘露醇使用指征和剂量有十分重要的价值。

$$\Delta = \frac{|d_{left} - d_{right}|}{d_{left} + d_{right}}$$