



(12)发明专利

(10)授权公告号 CN 107106870 B

(45)授权公告日 2020.06.05

(21)申请号 201580073025.7

(22)申请日 2015.11.23

(65)同一申请的已公布的文献号
申请公布号 CN 107106870 A

(43)申请公布日 2017.08.29

(30)优先权数据
62/090,719 2014.12.11 US

(85)PCT国际申请进入国家阶段日
2017.07.11

(86)PCT国际申请的申请数据
PCT/IB2015/059026 2015.11.23

(87)PCT国际申请的公布数据
W02016/092396 EN 2016.06.16

(73)专利权人 皇家飞利浦有限公司
地址 荷兰艾恩德霍芬

(72)发明人 R·塞普 S·索萨 J·E·鲍尔斯
W·T·史 T·J·斯威尼
S·R·巴克斯特

(74)专利代理机构 永新专利商标代理有限公司
72002
代理人 孟杰雄 王英

(51)Int.Cl.
A61B 8/00(2006.01)

(56)对比文件
US 2010331686 A1,2010.12.30,
CN 102576527 A,2012.07.11,
CN 103458969 A,2013.12.18,
US 2013131495 A1,2013.05.23,
WO 2012042494 A1,2012.04.05,
US 2012083718 A1,2012.04.05,

审查员 付庆庆

权利要求书2页 说明书7页 附图2页

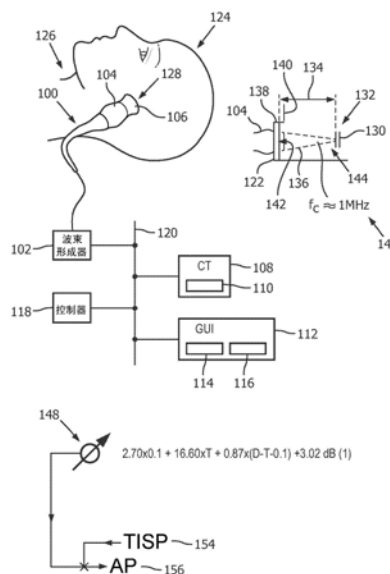
(54)发明名称

超声溶栓超声输出功率的设置

(57)摘要

一种用于对超声输出压力进行患者特异性调节的装置包括控制器(118),所述控制器被配置用于基于对医学处置接受者的头部中的颞骨(140)的厚度的估计结果来调节压力设置。所述调节也可以基于处置深度(134)。以经调节的压力设置来施加超声。用户接口可以被提供用于用户输入所述估计结果,所述用户接口还被配置用于对所述处置深度进行用户指示。在计算超声衰减(148)中可以使用所输入的估计结果和所指示的处置深度两者。凭借在显示器上指定处置靶标的位置,所述用户指示能够是交互性的。所计算的衰减可以是以分贝为单位的值,所述值在从 $0.9 \times (2.70 \times 0.1 + 16.60 \times T + 0.87 \times (D - T - 0.1) + 3.02)$ 至 $1.1 \times (2.70 \times 0.1 + 16.60 \times T + 0.87 \times (D - T - 0.1) + 3.02)$ 的范围内,其中,T是以厘米为单位的所述估计结果,D是以厘米为单位的所述处置深度。

CN 107106870 B



1. 一种用于对超声输出压力进行患者特异性调节的装置,所述装置包括:
用户接口(112),其被配置用于对处置深度进行用户指示;
控制器(118),其被配置用于基于所指示的处置深度和对医学处置接受者的头部中的颞骨的厚度的估计结果来计算超声衰减,并被配置用于基于所计算的超声衰减来调节压力设置;以及
超声发出设备,其用于以经调节的压力设置来施加超声。
2. 根据权利要求1所述的装置,其中,所述用户接口还被配置用于用户输入所述估计结果。
3. 根据权利要求1所述的装置,还包括显示器(114),凭借在所述显示器上指定处置靶标的位置,所述用户指示是交互性的。
4. 根据权利要求1所述的装置,其中,所计算的衰减(148)是以分贝为单位的值,所述值在从 $0.9 \times (2.70 \times 0.1 + 16.60 \times T + 0.87 \times (D - T - 0.1) + 3.02)$ 至 $1.1 \times (2.70 \times 0.1 + 16.60 \times T + 0.87 \times (D - T - 0.1) + 3.02)$ 的范围内,其中,T是以厘米为单位的所述估计结果,D是以厘米为单位的所述处置深度。
5. 根据权利要求1所述的装置,其中,所述调节使得需要从通过将处置深度和颞骨厚度进行分级而形成的种类中进行选择(S252)。
6. 根据权利要求5所述的装置,对所述处置深度和所述颞骨厚度中的每个的所述分级形成三个所述种类。
7. 根据权利要求1所述的装置,除了针对厚度估计结果和导出的处置深度之外,所述调节关于所述接受者(126)是接受者生理学独立的且接受者解剖学独立的。
8. 根据权利要求1所述的装置,其中,利用在从0.8至1.2兆赫的范围内的中央频率执行向所述医学处置接受者的所述头部(124)的所述施加。
9. 根据权利要求8所述的装置,其中,利用从0.9至1.1兆赫的范围内的中央频率执行向所述医学处置接受者的所述头部(124)的所述施加。
10. 根据权利要求1所述的装置,其中,所述用户接口(112)还被配置用于用户输入所述估计结果,所述用户输入包括针对所述估计结果输入定性颞骨窗口因子,所述定性颞骨窗口因子基于从经由所述设备经受处置的医学处置接受者的脑的超声图像识别所述脑(144)的特征的容易程度。
11. 根据权利要求10所述的装置,包括超声成像设备(102、118),所述超声成像设备被配置用于采集所述图像。
12. 根据权利要求2或10所述的装置,所述控制器被配置用于使得所述用户接口发布针对所述用户输入的用户提示。
13. 根据权利要求1所述的装置,包括控制器,所述控制器被配置用于利用在所述头部的图像上的自动医学图像分割(110)来导出所述估计结果,而无需用户交互。
14. 根据权利要求13所述的装置,其中,用于所述导出的所述控制器(118)是用于所述调节的所述控制器。
15. 一种收录用于对超声输出压力进行患者特异性调节的程序的计算机可读介质,所述程序具有能由处理器运行以用于执行多个动作的指令,在所述多个动作中存在以下动作:

基于对处置深度的用户指示并基于对医学处置接受者的头部中的颞骨的厚度的估计结果来计算超声衰减；

基于所计算的超声衰减来调节超声发出设备(102-106)的压力设置；以及以经调节的压力设置来施加超声。

超声溶栓超声输出功率的设置

技术领域

[0001] 本发明涉及对用于发出在颅内通过颞骨的超声的输出功率进行设置,更具体地,本发明涉及基于先验信息来执行设置。

背景技术

[0002] 用于急中风的超声溶栓 (STL) 处置依赖于被递送通过颞骨的超声能量 (靶向于凝块) 和系统性注入的微泡以实现凝块溶解和血管再通。

[0003] 大量研究者和临床医生针对超声溶栓处置在处置急中风中可能的作用而调查超声溶栓处置。在STL处置中,超声脉冲被递送通过颅骨颞骨,靶向于引起堵塞的凝块。微泡 (一种超声造影剂) 被引入到血流中,这是因为它们由于施加的超声能量而引起的在凝块部位处的机械振荡显示出随着时间溶解凝块并实现血管再通以用于急中风处置。STL处置的一个优点在于其能够在不使用药物 (例如, t-PA, 或者组织纤溶酶原激活物——一种常用的“凝块破坏”药物) 的情况下被执行,这使得对它们的使用受到严重约束,并且整体降低了处置成功性。

[0004] 与STL处置相关联的一个挑战在于将超声能量通过颅骨递送到患者脑内部的凝块位置。在颅骨中存在若干声窗,其可用于允许超声能量被发射到脑中。对于STL,最佳的声窗是位于颅骨侧边处的颞骨,这是因为大部分中风是由于位于颞骨后方的大脑中动脉的堵塞发生的,并且能够利用诊断超声和彩色多普勒进行可视化。即使如此,颞骨显著衰减超声,降低了对脑进行成像的能力,并且还使得难以递送所要求的超声能量以用于成功的STL处置。

[0005] 与STL处置相关联的另一挑战在于颞骨的厚度以及随之发生的衰减随患者而变化,可能导致较高或较低的超声能量被递送到凝块位置,可能引起不期望的生物效应 (在脑中较薄的颞骨产生较高的超声能量和压力幅度的情况下), 或者根本不能溶解凝块 (在脑中较厚的颞骨产生较低的超声能量和压力幅度的情况下)。

[0006] 许多剂量确定方法难以控制微泡以集中于堵塞部位处,难以准确测量谐波含量以及原位压力 (ISP), 需要专业的装备和额外的设施等。

[0007] 对于STL处置,超声脉冲从换能器/阵列 (其被安装在患者的颞骨上并通过头戴式设备保持抵靠在患者的颞骨处) 行进通过多层 (包括皮肤、颅骨、脑组织等)。超声能量不仅在多层中的每层内进行衰减,而且还从邻近层之间的交界面进行反射。这里考虑的经颅衰减是从皮肤表面到中风堵塞部位的总衰减。该衰减影响堵塞部位处的有效超声压力幅度,并且是在超声溶栓治疗的安全性和功效中的重要参数。

[0008] TUCSON试验调查者近期利用适合用于测量的计算机断层摄影 (CT) 扫描来估计针对TUCSON试验的每个受试者的动脉堵塞部位处的体内声压幅度。参见Barlinn K、Tsvigoulis G、Molina CA、Alexandrov DA、Schafer ME、Alleman J、Alexandrov AV (TUCSON调查者) 的“Exploratory analysis of estimated acoustic peak rarefaction pressure, recanalization, and outcome in the transcranial ultrasound in

clinical sonothrombolysis trial.”(J Clin Ultrasound,2013年,第41卷,第6期,第354-60页)。TUCSON试验(NCT00504842)是系统性tPA治疗的阶段II随机化临床试验相对具有2小时的2兆赫(MHz)的经颅多普勒(TCD)暴露和逐步上升的八氟丙烷脂质微球体的剂量的系统性tPA治疗,在从症状发作起3小时内开始。CT测量可用于总共20个中风患者,从皮肤表面的平均堵塞深度是 5.08 ± 0.766 cm(分别是平均值和标准偏差)。所有的患者在颞骨上具有充足的声窗以用于2MHz的超声发射。

[0009] US 2010/210940 A1公开了一种用于使用低强度超声来执行对血凝块的机械消融的系统。所述系统包括计算机断层摄影(CT)扫描器,以采集对包含至少一个血管内血凝块的靶标对象的轴向扫描并基于所采集的轴向扫描来生成所述靶标对象的体积CT数据。数据处理设备与所述CT扫描器通信,以处理所生成的体积CT数据并基于经处理的体积CT数据来识别超声波束的至少一个参数,以消融所述至少一个血管内血凝块。而且,超声消融设备与所述数据处理设备通信,以基于所识别的至少一个参数来生成所述超声波束并利用所识别的至少一个参数来施加所生成的超声波束,以消融所述至少一个血管内血凝块。

[0010] US 2012/083717 A1公开了一种自动运行的、电池供电、用于对经颅超声进行无创递送的装置。通过电子电路和存储器中的可编程指令指导声处理,并对所述声处理进行调制以实现声处理的立体时间调制(stereotemporal modulation),以便消除对辅助冷却的需要。所述装置被提供具有配准构件,以便于对换能器阵列的立体定向放置,并且不要求在设置和操作期间进行诊断成像引导。通过电子电路和存储器中的可编程指令指导声处理,并对所述声处理进行调制以实现声处理的立体时间调制,以便消除对辅助冷却的需要。

发明内容

[0011] 已经使用1.6-2.0MHz的TCD或经颅超声成像广泛地研究了在中风患者中的颞骨声窗的质量。

[0012] 本发明的发明人发现针对STL使用较低频率(即,1.0MHz相对1.6MHz或更高频率),效能是等价的或者更好,并且总衰减的变化例如由于层厚度并且尤其是颞骨的厚度而显著下降。更具体地,当具有最薄的颞骨的患者与具有最厚的颞骨的患者相比较时,因在5厘米(cm)的固定处置深度处的脑衰减和颞骨衰减造成的最大的原位压力(ISP)变化能够被限制在2倍以内。

[0013] 这能够与以下观察相结合:针对有效凝块消解需要1MHz的大约200-400千帕(kPa)的原位压力而没有有害的生物效应,而600-800kPa的原位压力有时导致有害的生物效应。

[0014] 尽管这建议对超声剂量至少进行某些功率/压力控制,但是能够尤其是从临床医生和控制台操作者的角度对剂量确定进行精细调谐(或进行更多的控制)。

[0015] 在本文中提出的一个方面中,提出了一种用于对超声输出功率进行患者特异性调节的方法,所述方法包括:

[0016] 基于向医学处置接受者的头部应用医学成像设备的成像结果来估计所述头部中的颞骨的厚度;

[0017] 基于对处置深度的用户指示并基于对所述颞骨的所估计的厚度来计算超声衰减;并且

[0018] 基于所计算的超声衰减来调节超声发出设备的压力设置。

[0019] 在本文中所提出的另外的方面中,提出了一种用于对超声输出压力进行患者特异性调节的装置,所述装置包括:

[0020] 用户接口,其被配置用于对处置深度进行用户指示;

[0021] 控制器,其被配置用于基于所指示的处置深度和对医学处置接受者的头部中的颞骨的厚度的估计结果来计算超声衰减,并且被配置用于基于所计算的超声衰减来调节压力设置;以及

[0022] 超声发出设备,其用于以经调节的压力设置来施加超声。

[0023] 在本文中所提出的又一方面中,提出了一种收录用于对超声输出压力进行患者特异性调节的程序的计算机可读介质,所述程序具有能由处理器运行以用于执行多个动作的指令,在所述多个动作中存在以下动作:

[0024] 基于对处置深度的用户指示并基于对医学处置接受者的头部中的颞骨的厚度的估计结果来计算超声衰减;

[0025] 基于所计算的超声衰减来调节超声发出设备的压力设置;以及

[0026] 以经调节的压力设置来施加超声。

[0027] 在以下未按比例绘制的附图的帮助下,下文进一步阐述用于颅内超声溶栓超声剂量预先量化的新颖的技术的细节。

附图说明

[0028] 图1是用于预先调节要在颅内通过颞骨窗口施加的超声输出功率的患者特异性技术的示意性和概念性示意图;并且

[0029] 图2是对根据图1执行的方法的特定变型。

具体实施方式

[0030] 在图1中通过图示性和非限制性范例的方式描绘的装置100用于实现用于预先调节要在颅内通过颞骨窗口施加的超声输出功率的患者特异性技术,所述装置100包括发射和接收波束形成器102以及通信性连接到该波束形成器的超声成像探头104。探头104并入超声换能器106。装置100被配置用于经由换能器106发出用于超声溶栓的超声。悬浮在液体中的微泡可以由注射器进行注入或经由导管经静脉进行泵送,这些仪器在图1中并未示出。换能器106还可以被配置用于超声成像。备选地,第二换能器(未示出)能够为此目的而例如被同心地布置在探头104内。作为另外的备选方案,能够成像的换能器可以驻留在第二探头(未示出)中。

[0031] 任选地,装置100中也可以包括计算机断层摄影(CT)扫描器108,所述CT扫描器108可以具有自动图像分割工具110,所述自动图像分割工具110的一个版本也可用于超声模式。

[0032] 装置100包括图形用户接口(GUI)112,所述GUI 112包括显示器114和用户控件116。

[0033] 装置100还包括控制器118,所述控制器118连同波束形成器102、CT扫描器108和GUI 112通过数据通信和功率总线120相互通信性地连接。控制器118指导各种功能,例如,

超声压力设置调节以及应用成像工具(例如,自动分割)来导出颞骨厚度的预备步骤。

[0034] 换能器106具有超声接口表面或“面”122,所述超声接口表面或“面”122可应用于人类或动物患者126的头部124。更具体地,所述超声接口表面或“面”122针对治疗而被应用于身体同侧的太阳穴区128,这是最接近凝块130的太阳穴的区。凝块130被示为在血管132内阻碍循环。在从面122到凝块引发的堵塞区域130的中心的处置深度134内,治疗超声波束136首先经过皮肤层138,然后经过作为颅骨的一部分且具有相应厚度142的颞骨140,然后经过脑组织144直到到达凝块。

[0035] 确定哪个太阳穴是身体同侧的太阳穴涉及首先诊断中风并在脑中对其进行定位。装置100的超声成像和/或CT能够用于此,尽管该信息也可以在使用在本文中提出的装置之前获得。

[0036] 而且,由于解剖的变化性,一些(可能大约20%)患者具有不足以进行超声溶栓的颞骨声窗。可以经由装置100的超声成像或者在使用在本文中提出的装置之前经由超声或另一成像模态来完成从紧急处置中筛选出这种患者。

[0037] 治疗超声波束136具有大约1MHz的中央频率146,并且治疗超声波束136的范围是从0.8至1.2MHz,或者在一些情况下是从0.9至1.1MHz。

[0038] 用于治疗或成像的超声波束行进通过3层声学损失媒介:皮肤层138(0.1cm厚)、颞骨140、以及脑组织144。假设在这3层138、140、144中的每层内的衰减与层的厚度成比例。

[0039] 总衰减($A_{总}$)包括皮肤衰减($A_{皮肤}$)、颞骨衰减($A_{骨}$)、脑组织衰减($A_{脑}$)、以及由于皮肤到颅骨和颅骨到脑而反射的发射损失(TL),即, $A_{总}=A_{皮肤}+A_{骨}+A_{脑}+TL$ 。针对皮肤、颞骨和脑组织在1MHz处的衰减系数分别是2.70dB/cm、16.60dB/cm和0.87dB/cm。发射损失(TL)是3.02dB。使用这些参数,根据在图1中示出的用于0.1cm皮肤厚度的典型情况的以下公式(衰减以dB为单位并且距离以cm为单位)计算在1MHz处的颅内衰减148:

$$[0040] \quad A_{总}(D) = 2.70 \times 0.1 + 16.60 \times T + 0.87 \times (D - T - 0.1) + 3.02 \quad (1)$$

[0041] 其中,T是颞骨窗口的厚度(cm)142,D是处置靶点130的深度(cm)134。在公式(1)中各个组织层的衰减值是根据文献获得的这些结构的平均值,并且这些结构的平均值在下表中突出显示。

[0042] 平均颞骨厚度142是0.30cm,标准的偏差是0.08cm;但是,本发明人发现,报告的最小颞骨厚度是0.07cm。如从公式(1)看出的,该厚度142的范围表示衰减148的总变化的显著部分;但是,本发明人发现在1MHz处,不像在较高频率中一样,颞骨140的厚度142不是总的颅内超声衰减路径中的主要因素。这可以从具有平均颞骨厚度和最小颞骨厚度142的中风患者的典型颅内衰减的下表看出:

针对 5.08cm 的平均深度的颅内衰减		每层内的衰减			发射损失	总衰减
		皮肤	骨	脑		
[0043] 平均值	衰减系数(dB/cm)	2.70	16.60	0.87	3.02	12.3
	层厚度(cm)	0.10	0.30	4.68		
	衰减(dB)	0.27	4.98	4.07		
最小值	衰减系数(dB/cm)	2.70	16.60	0.87	3.02	8.7
	层厚度(cm)	0.10	0.07	4.91		
	衰减(dB)	0.27	1.16	4.27		

[0044] 尤其地,颞骨的衰减(排除发射损失)平均只占在1MHz处的4.98dB,即,在5.08cm处

的12.3dB的总衰减的40%。

[0045] 平均颅内衰减与最小颅内衰减之差如上表所示在5.08cm的处置深度134处为12.3-8.7=3.6dB,这是适用于任何处置深度的估计结果。对于换能器面122处的给定压力,在处置部位130处的原位压力(ISP)的随之发生的变化是 $10^{3.6/20} = 1.51$ 。因此,跨最薄的颞骨140递送的ISP是51%,高于针对平均厚度的颞骨递送的ISP。从实质上最厚到实质上最薄的整个范围的增加使得需要在100%内的增加。

[0046] 这对应于仅仅2倍的原位超声压力变化,并且仅仅4倍的结果引起的超声强度/功率/能量变化。

[0047] 图2提供了用于执行在本文中提出的方法的流程的范例。

[0048] 如果要使用或确定和使用医学处置接受者126的颞骨厚度142(步骤S202),则做出关于是否要执行对颞骨的自动分割的询问(步骤S204)。自动分割由CT扫描器108的分割工具110或者装置100的超声扫描器的分割工具来执行。如果执行自动分割(步骤S204),则自动确定厚度142(步骤S206)。记录所述厚度(步骤S208),并且做出关于是否要有对处置部位的用户指示的询问(步骤S210)。

[0049] 返回到步骤S204,另一方面,如果不要执行自动分割(步骤S204),则做出关于操作者是否将测量厚度142或获得厚度142的测量结果的询问(步骤S212)。如果操作者将测量厚度142或获得厚度142的测量结果(步骤S212),则向操作者发布屏幕上提示以这样做(步骤S214)。然后,操作者输入厚度值(步骤S216)。另一方面,如果操作者将不测量厚度142或不获得厚度142的测量结果(步骤S212),则向操作者发布屏幕上提示以输入定性颞骨窗口因子(步骤S218)。然后,操作者将根据从颞骨声窗所获取的超声图像来评估识别脑的特征有多容易,并因此输入定性颞骨窗口因子(步骤S220)。然后,控制器118将使用该因子来估计颞骨厚度142。处理然后分支到值输入步骤S216。

[0050] 如果将有对处置部位130的用户指示(步骤S210),则在屏幕上提示用户以指定处置部位130的位置(步骤S222)。记录所指定的位置(步骤S224)。根据所指定的位置,计算处置深度134(步骤S226)。否则,如果将没有对处置部位的用户指示(步骤S210),则在屏幕上向用户提示处置深度134(步骤S228)。可以使用CT扫描器108提取处置深度134。能够通过CT血管造影术,经由临床医生手动或使用图像处理根据X射线图像自动完成所述提取。因此,CT扫描器108能够是颞骨厚度142读数和处置深度134读数两者的源。

[0051] 在任一种情况下(步骤S210),做出关于处置深度134和颞骨厚度142是否是准确已知的询问(步骤S246)。如果它们是准确已知的(步骤S246),则利用公式(1)来计算衰减148(步骤S248)。通过靶向原位压力(TISP)154乘以衰减148来产生经调节的压力156(步骤S250)。在处置患者126时施加经调节的压力153(步骤S251)。否则,如果处置深度134和颞骨厚度142只是大概已知的(步骤S246),则从多个可能的选项(例如,三个或更多,如低压力、中压力和高压力)中选择处置压力。例如,如果使用定性颞骨窗口因子,则颞骨宽度估计结果是近似的,但是可以指示厚的颞骨。因此,选择高压力,该压力被预先定义。如果简单地存在单个压力,即,没有关于压力的选项,则当不管患者的颞骨有多厚而该单个压力都提供足够的消解时,无论颞骨有多薄,该单个压力(不管多低或多高)都将不足以立刻提供安全性。然而,如本发明人所发现的且如在上文中所讨论的,在1MHz处,消解是有效的,并且从最薄的颞骨到最厚的颞骨施加的压力的变化受限于2倍。因此,通过从低压力、中压力和高压力

进行选择所提供的额外信息量引起对正被处置的患者在1MHz处的安全且有效的超声溶栓。另一方面,即使在估计结果为近似时,对颞骨厚度的最佳估计结果也能够被简单地使用在公式(1)中。然而,在操作者输入颞骨厚度或在屏幕上预先验证颞骨厚度的情况下,三个种类的方法减轻了操作者对近似值不是很鲁棒和充分的感觉。因此,例如,在步骤S220中输入的定性颞骨窗口因子可以被表达为关于脑特征的一个值中的一个:难以识别、中等识别和容易识别。这些选项分别对应于高超声压力、中超声压力和低超声压力。而且,代替受限于三个压力选项,能够使用根据处置深度134和颞骨厚度142的增量量化经调节的压力的表格(步骤S252)。能够基于低/中/高方法或者以例如由患者126的颞骨厚度142的CT读数提供的更细的等级水平(例如,针对颞骨厚度142的每个额外0.5mm或1.0mm的不同功率水平)来调制输出压力/功率。例如,在给定的处置深度134处,三个不同的经调节的压力156能够是用户可选的。例如,三个经调节的压力可以是针对在0.07cm至0.15cm的范围内的骨厚度为1MPa;针对高至0.3cm的下一范围的骨厚度为1.5MPa;针对更大的骨厚度为2MPa。在更大的处置深度134处,压力相应地向上移动。相反地,在较小的处置深度134处,压力相应地向下移动。用户接口可以要求输入处置深度(如“深”、“平均”或“浅”)并且输入颞骨厚度(如“薄”、“平均”或“厚”)。基于这些选项,控制器118选择压力设置。尤其地,已经将值预先分配给每个可能的用户选项。对于“深”、“平均”或“浅”,值可以是3.55、5.08和6.61cm。对于“薄”、“平均”或“厚”的值可以是0.07、0.30和0.46cm。将所选择的值带入到公式(1)中。因此,这些选项得到九个可能的衰减值中的一个。基于期望的或靶标原位局部压力并且基于所选择的衰减值,选择九个对应的压力设置中的一个。因此,通过控制器118进行调节使得需要从通过对处置深度134和颞骨厚度142进行分级形成的种类进行选择。可以将处置深度134和颞骨厚度142的每个分级为三个种类。在确定了经调节的压力之后,处理分支前进到经调节的压力施加步骤S251。

[0052] 能够在急诊室环境(即,中风室)中或者在用于处置急性缺血性中风的救护车/护理点环境中递送治疗。对在本文中提出的内容的额外使用包括用于心脏组织再灌注、爆裂引发的创伤性脑损伤(bTBI)或轻度创伤性脑损伤(mTBI)的新颖处置。或者能够在利用超声进行到脑的药物递送中使用该处置,在所述药物递送中,系统性注入药剂和脉管声共振器(VAR)或者其它专门设计的纳米粒子,增强使用适当靶向的且定义的超声暴露来跨血脑屏障输送药物。在本文中提出的内容的意图范围延伸到其它处置,所述其他处置将受益于先验已知的颞骨厚度和处置深度。

[0053] 一种用于对超声输出压力进行患者特异性调节的装置包括控制器,所述控制器被配置用于基于对医学处置接受者的头部中的颞骨的厚度的估计结果来调节压力设置。所述调节也可以基于处置深度。以经调节的压力设置来施加超声。用户接口可以被提供用于用户输入所述估计结果,所述用户接口还被配置用于对所述处置深度进行用户指示。在计算超声衰减中可以使用所输入的估计结果和所指示的处置深度两者。凭借在显示器上指定处置靶标的位置,所述用户指示能够是交互性的。在1MHz处的所计算的衰减可以是以分贝为单位的值,所述值将通过以下来估计: $(2.70 \times 0.1 + 16.60 \times T + 0.87 \times (D - T - 0.1) + 3.02)$,其中,T是以厘米为单位的所述估计结果,D是以厘米为单位的所述处置深度。

[0054] 尽管已经在附图和前面的描述中详细图示和描述了本发明,但是这样的图示和描述应当被认为是图示性或示范性的,而非限制性的;本发明不限于所公开的实施例。

[0055] 例如,每几分钟(例如,每10分钟)或以期望的间隔,STL处置可以被临时暂停,并且重新运行图2中的算法,以例如补偿头戴式设备的运动或换能器的移位。

[0056] 本领域技术人员通过研究附图、公开内容以及权利要求,在实践请求保护的发明时能够理解并实现对所公开的实施例的其他变型。在权利要求中,“包括”一词不排除其他元件或步骤,并且词语“一”或“一个”不排除多个。在本文中使用的词语“示范性”意指“充当范例、实例或说明”。被描述为“示范性”的任何实施例不是必须被解释为优选或优于其它实施例和/或排除并入来自其它实施例的特征。权利要求中的任何附图标记都不应被解释为对范围的限制。

[0057] 计算机程序能够短暂地、瞬态地或在较长时间段内被存储在合适的计算机可读介质上,例如,光学存储介质或固态介质。这种介质仅在不是瞬态的传播信号的非瞬态的,但是包括其它形式的计算机可读媒介,例如,寄存器存储器、处理器高速缓存和RAM。

[0058] 单个处理器或其他单元可以实现在权利要求中记载的若干项的功能。尽管某些措施被记载在互不相同的从属权利要求中,但是这并不指示不能有利地使用这些措施的组合。

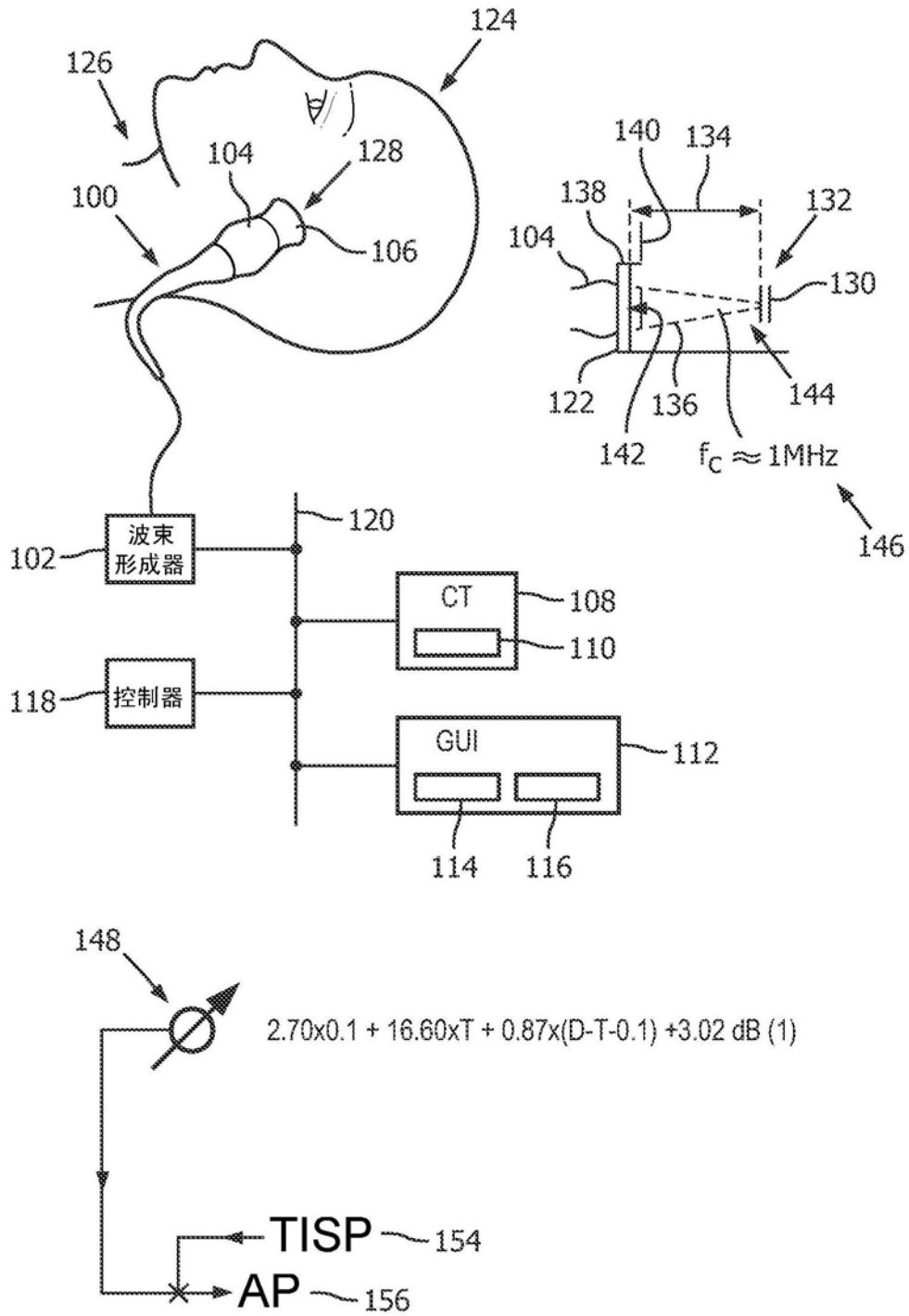


图1

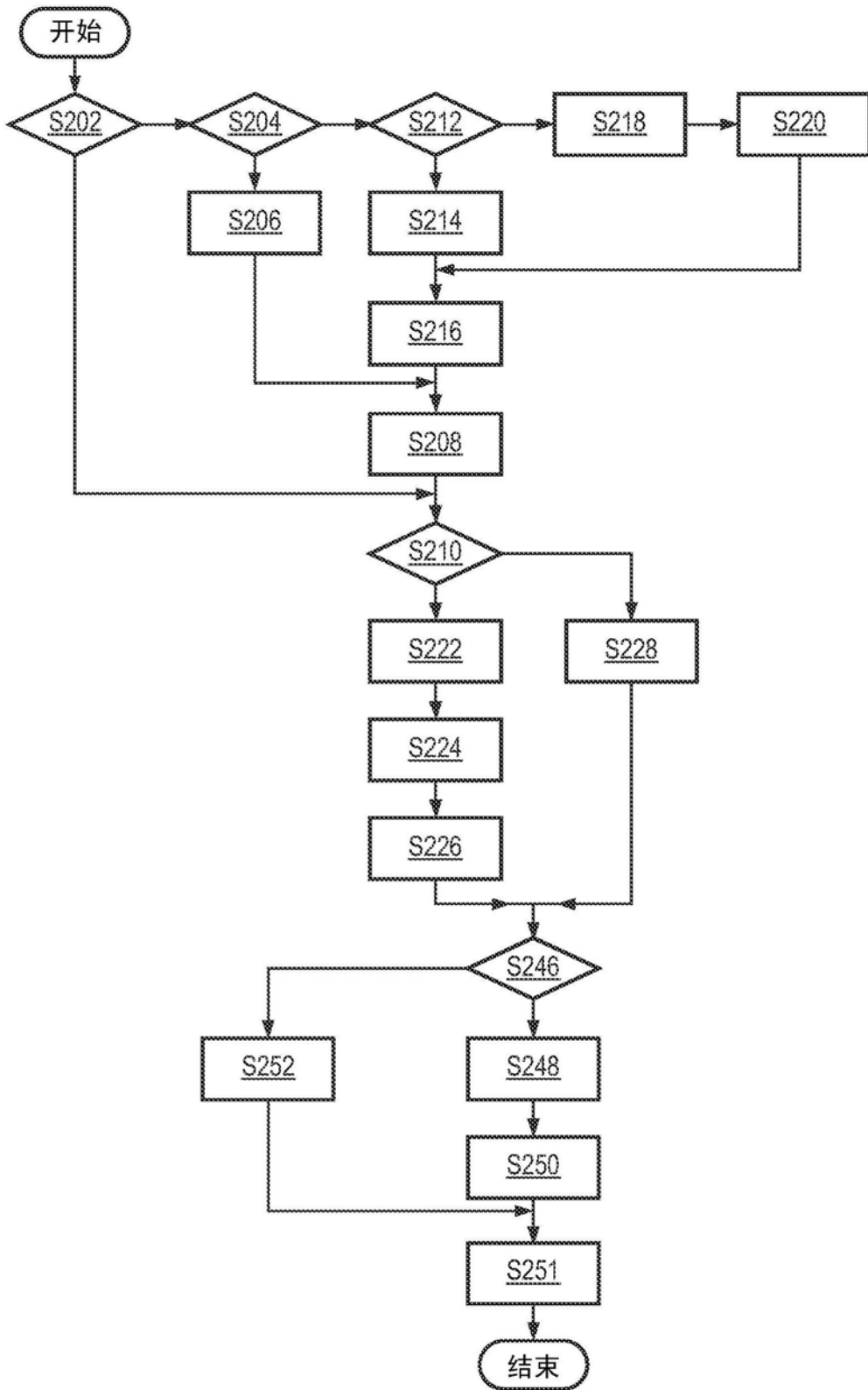


图2

专利名称(译)	超声溶栓超声输出功率的设置		
公开(公告)号	CN107106870B	公开(公告)日	2020-06-05
申请号	CN201580073025.7	申请日	2015-11-23
[标]申请(专利权)人(译)	皇家飞利浦电子股份有限公司		
申请(专利权)人(译)	皇家飞利浦有限公司		
当前申请(专利权)人(译)	皇家飞利浦有限公司		
[标]发明人	R塞普 S索萨 JE鲍尔斯 WT史 TJ斯威尼 S R 巴克斯特		
发明人	R·塞普 S·索萨 J·E·鲍尔斯 W·T·史 T·J·斯威尼 S·R·巴克斯特		
IPC分类号	A61B8/00		
CPC分类号	A61N7/00 A61N2007/0039 A61B8/0875 A61B17/22004 A61N2007/0052 A61B8/0808 A61B8/0858 A61B8/5223 A61B17/2256 A61B34/25 A61B2017/00106 A61B2090/378 A61N2007/0004		
代理人(译)	王英		
优先权	62/090719 2014-12-11 US		
其他公开文献	CN107106870A		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

一种用于对超声输出压力进行患者特异性调节的装置包括控制器(118)，所述控制器被配置用于基于对医学处置接受者的头部中的颞骨(140)的厚度的估计结果来调节压力设置。所述调节也可以基于处置深度(134)。以经调节的压力设置来施加超声。用户接口可以被提供用于用户输入所述估计结果，所述用户接口还被配置用于对所述处置深度进行用户指示。在计算超声衰减(148)中可以使用所输入的估计结果和所指示的处置深度两者。凭借在显示器上指定处置靶标的位置，所述用户指示能够是交互性的。所计算的衰减可以是以分贝为单位的值，所述值在从 $0.9 \times (2.70 \times 0.1 + 16.60 \times T + 0.87 \times (D - T - 0.1) + 3.02)$ 至 $1.1 \times (2.70 \times 0.1 + 16.60 \times T + 0.87 \times (D - T - 0.1) + 3.02)$ 的范围内，其中，T是以厘米为单位的所述估计结果，D是以厘米为单位的所述处置深度。

