



(12)发明专利申请

(10)申请公布号 CN 110610204 A

(43)申请公布日 2019.12.24

(21)申请号 201910826983.7

(22)申请日 2019.09.03

(71)申请人 南京邮电大学

地址 210023 江苏省南京市亚东新城区文苑路9号

(72)发明人 成谢锋 余辰俊 王凯 赵鹏军

(74)专利代理机构 南京苏高专利商标事务所
(普通合伙) 32204

代理人 柏尚春

(51) Int. Cl.

G06K 9/62(2006.01)

G10L 25/03(2013.01)

G10L 25/51(2013.01)

A61B 5/0402(2006.01)

A61B 5/00(2006.01)

权利要求书2页 说明书4页 附图1页

(54)发明名称

一种基于频率相关性的心音连通网络特征提取方法

(57)摘要

本发明公开了一种基于频率相关性的心音连通网络特征提取方法,该方法将多通道心音拾音部位点作为网络节点,计算各节点间的频率相关性,根据听诊区域划分在大尺度水平上构建模块化心音连通网络,从而实现对该连通网络的特征提取。本发明能够同时采集听诊区模块内不同位置的心音信号,得到较单通道数据更有生理意义和物理意义的多通道心音数据;通过频率相关性分析和相关矩阵的建立,有效地将孤立、分散的数据信息有机地整合在一起,从而实现心音特征的提取和表征,将心音连通网络特征矩阵输入支持向量机可以起到心音分类识别的效果,为后续心音特征的利用和应用奠定了基础。



1. 一种基于频率相关性的心音连通网络特征提取方法,其特征在于,包括步骤:

(1) 通过心音传感器阵列采集器获取覆盖心脏5个听诊区的多路心音信号,所述心音传感器阵列包括多个心音传感器,所述5个听诊区包括二尖瓣区、肺动脉瓣区、主动脉瓣区、主动脉瓣第二听诊区和三尖瓣区;

(2) 记录心音各拾音部位点作为网络节点;

(3) 计算各网络节点间的频率相关性;

(4) 根据步骤(3)计算的结果,建立心音连接网络特征矩阵,构建心音连通网络;

(5) 将5个听诊区划分为5个模块区域,并定义各模块内的主节点,对模块化心音功能连通网络特征进行表征;

(6) 将心音连通网络特征矩阵作为支持向量机的输入,进行分类识别。

2. 根据权利要求1所述的基于频率相关性的心音连通网络特征提取方法,其特征在于,步骤(2)包括:参考N个心音传感器在传感器阵列中的实际几何位置,每个传感器对应一个网络节点,N个传感器形成N个心音信号拾取通道,同时采集心音数据,并将该数据作为节点数据。

3. 根据权利要求1所述的基于频率相关性的心音连通网络特征提取方法,其特征在于,步骤(3)包括:

(31) 任意两节点间建立连接关系,节点间的边表示节点间的频率相关性;

(32) 根据如下公式计算边的权值 $r_{xy}(X,Y)$,并将其作为频率相关性的值:

$$r_{xy}(X,Y) = \frac{\sum_{i=1}^n (X_i - \bar{X})(Y_i - \bar{Y})}{\sqrt{\sum_{i=1}^n (X_i - \bar{X})^2 \sum_{i=1}^n (Y_i - \bar{Y})^2}}$$

其中, X,Y 为节点信号,以列向量的形式存储; n 代表节点信号长度, X_i, \bar{X} 分别为 X 的观测值与均值, Y_i, \bar{Y} 分别为 Y 的观测值与均值, x,y 为节点标号, i 为信号中数据点的序号;

(33) 当 $r_{xy}(X,Y) > 0$ 表明两个节点信号为正向相关, $r_{xy}(X,Y) < 0$ 表明两个节点信号为反向相关, $r_{xy}(X,Y) = 0$ 节点信号之间不存在频率相关性; $|r_{xy}(X,Y)|$ 越大,表明两个节点信号的频率相关性越强。

4. 根据权利要求1所述的基于频率相关性的心音连通网络特征提取方法,其特征在于,步骤(4)包括:

(41) 设定阈值 E , E 取值范围为 $0 \sim 0.15$;

(42) 若节点之间的频率相关性的绝对值 $|r_{ij}|$ 小于 E ,则令 $r_{ij} = 0$ 表示两个节点无连接,其中, i,j 为两个节点的标号;

(43) 计算心音连接网络特征矩阵 $A = \{a_{ij}\}_{N \times N}$,其中,

$$a_{ij} = \begin{cases} r_{ij}, & r_{ij} \neq 0 \\ 0, & r_{ij} = 0 \\ 0, & i = j \end{cases}。$$

5. 根据权利要求1所述的基于频率相关性的心音连通网络特征提取方法,其特征在于,所述步骤(5)包括:

(51) 以每个听诊区中心为听诊区模块中心,所述听诊区模块互不重叠,各听诊区模块

大小根据实际胸腔大小,按照医用听诊头直径以上的尺度划分;听诊区模块范围内包含的节点为主节点,其余节点为非主节点;

(52) 根据心音连接网络特征矩阵,计算各听诊区主节点组成的特征矩阵,包括;主动脉瓣听诊区主节点组成的特征矩阵AA、三尖瓣听诊区主节点组成的特征矩阵AT、二尖瓣听诊区主节点组成的特征矩阵AM、主动脉瓣第二听诊区主节点组成的特征矩阵AE、肺动脉瓣听诊区主节点组成的特征矩阵AP,以及非主节点组成的特征矩阵AO、所有节点组成的特征矩阵A;

(53) 建立模块化心音功能连通网络特征矩阵:

$$B=[AA,AT,AM,AE,AP,AO,A]$$

6. 根据权利要求5所述的基于频率相关性的心音连通网络特征提取方法,其特征在于,步骤(51)中,所述听诊区模块为半径为2-4cm的圆,或者为短轴长1-3厘米、长轴长2-4厘米的椭圆。

7. 根据权利要求1所述的基于频率相关性的心音连通网络特征提取方法,其特征在于,所述步骤(6)包括,将步骤(53)中建立的模块化心音功能连通网络特征矩阵作为分类器的输入,送入支持向量机中,可以起到心音分类识别的效果。

一种基于频率相关性的心音连通网络特征提取方法

技术领域

[0001] 本发明涉及一种心音特征分析方法,尤其涉及一种基于频率相关性的心音连通网络特征提取方法。

背景技术

[0002] 现有技术一次只能对一个位置进行听诊,不能同时提取、分析不同位置心音的相关性。目前存在单通道电子听诊器和4通道电子听诊器,但是单通道电子听诊器无法解决以上问题。四通道听诊器由于通道数目少,且由于个体差异,听诊区距离有一定区别,较少的通道不能很好的对应上相应的听诊区进行信号采集和相关性分析。所以有必要对多通道的心音信号进行细致的特征分析,再通过支持向量机进行分类识别,可以达到心音分类识别的效果。

发明内容

[0003] 发明目的:本发明提出一种可以细致区分和表征心音功能连通网络特征的方法。

[0004] 技术方案:为实现本发明的目的,本发明所述的一种基于频率相关性的心音连通网络特征提取方法,该方法包括步骤。

[0005] (1) 通过心音传感器阵列采集器获取覆盖心脏5个听诊区的多路心音信号,所述心音传感器阵列包括多个心音传感器,所述5个听诊区包括二尖瓣区、肺动脉瓣区、主动脉瓣区、主动脉瓣第二听诊区和三尖瓣区;

[0006] (2) 记录心音各拾音部位点作为网络节点;

[0007] (3) 计算各网络节点间的频率相关性;

[0008] (4) 根据步骤(3)计算的结果,建立心音连接网络特征矩阵,构建心音连通网络;

[0009] (5) 将5个听诊区划分为5个模块区域,并定义各模块内的主节点,对模块化心音功能连通网络特征进行表征。

[0010] 进一步地,所述步骤(2)包括:参考N个心音传感器在传感器阵列中的实际几何位置,每个传感器对应一个网络节点,N个传感器形成N个心音信号拾取通道,同时采集心音数据,并将该数据作为节点数据。

[0011] 进一步地,所述步骤(3)包括:

[0012] (31) 任意两节点间建立连接关系,节点间的边表示节点间的频率相关性;

[0013] (32) 根据如下公式计算边的权值 $r_{xy}(X, Y)$,并将其作为频率相关性的值:

$$[0014] \quad r_{xy}(X, Y) = \frac{\sum_{i=1}^n (X_i - \bar{X})(Y_i - \bar{Y})}{\sqrt{\sum_{i=1}^n (X_i - \bar{X})^2 \sum_{i=1}^n (Y_i - \bar{Y})^2}}$$

[0015] 其中,X、Y为节点信号,以列向量的形式存储;n代表节点信号长度, X_i 、 \bar{X} 为X的观测值与均值, Y_i 、 \bar{Y} 为Y的观测值与均值,x、y为节点标号,i为信号中数据点的序号;

[0016] (33) 当 $r_{xy}(X, Y) > 0$ 表明两个节点信号为正向相关, $r_{xy}(X, Y) < 0$ 表明两个节点信

号为反向相关, $r_{xy}(X, Y) = 0$ 节点信号之间不存在频率相关性; $|r_{xy}(X, Y)|$ 越大, 表明两个节点信号的频率相关性越强。

[0017] (41) 设定阈值E, E取值范围为0~0.15;

[0018] (42) 若节点之间的频率相关性的绝对值 $|r_{ij}|$ 小于E, 则令 $r_{ij} = 0$ 表示两个节点无连接, 其中, i、j为两个节点的标号;

[0019] (43) 计算心音连接网络特征矩阵 $A = \{a_{ij}\}_{N \times N}$, 其中,

$$[0020] \quad a_{ij} = \begin{cases} r_{ij}, & r_{ij} \neq 0 \\ 0, & r_{ij} = 0 \\ 0, & i = j \end{cases} .$$

[0021] 进一步地, 所述步骤(5)包括:

[0022] (51) 以每个听诊区中心为听诊区模块中心, 所述听诊区模块互不重叠, 各听诊区模块大小根据实际胸腔大小, 按照医用听诊头直径以上的尺度划分; 听诊区模块范围内包含的节点为主节点, 其余节点为非主节点;

[0023] (52) 根据心音连接网络特征矩阵, 计算各听诊区主节点组成的特征矩阵, 包括; 主动脉瓣听诊区主节点组成的特征矩阵AA、三尖瓣听诊区主节点组成的特征矩阵AT、二尖瓣听诊区主节点组成的特征矩阵AM、主动脉瓣第二听诊区主节点组成的特征矩阵AE、肺动脉瓣听诊区主节点组成的特征矩阵AP, 以及非主节点组成的特征矩阵AO、所有节点组成的特征矩阵A;

[0024] (53) 建立模块化心音功能连通网络特征矩阵:

[0025] $B = [AA, AT, AM, AE, AP, AO, A]$

[0026] 进一步地, 步骤(51)中, 所述听诊区模块为半径为2-4cm的圆, 或者短轴长为1-3厘米、长轴长为2-4厘米的椭圆。

[0027] 有益效果: 本发明所采用的模块化心音功能网络相当于同时对5个听诊区模块进行心音信号采集, 且能够采集听诊区模块内不同位置, 其同步采集到的多通道心音数据比单通道数据更有生理意义和物理意义; 通过频率相关性分析和相关矩阵的建立, 能够有效地对同时不同位置的心音的特征进行表征, 通过支持向量机的分类识别, 可以在表征心音特征的基础上达到心音分类识别的效果。

附图说明

[0028] 图1是本发明方法流程图;

[0029] 图2是心音传感器阵列采集器示意图;

[0030] 图3是模块化心音功能连通网络示意图。

具体实施方式

[0031] 下面结合附图和实施例对本发明的技术方案作进一步的说明。

[0032] 心脏膜瓣听诊区通常有5个: 二尖瓣区、肺动脉瓣区、主动脉瓣区、主动脉瓣第二听诊区和三尖瓣区。心音传感器阵列采集器的尺寸远大于心脏的大小, 当心音传感器阵列采集器放在心脏位置上时, 能完全覆盖心脏5个听诊区, 从而获取多路同步采集的心音信号。

[0033] 针对多路同步采集的心音信号,以记录心音的通道为网络节点,以相关性度量网络节点之间的关系,构建心音连通网络。在此基础上,以听诊区域为模块,将处于5个听诊区域内的节点定义为主节点,听诊区域主节点之间耦合的程度被称为功能连通性,用功能连通性的强度和空间分布的变化在大尺度上描述多通道心音的生理和物理特性的变化,建立起模块化大尺度心音功能连通网络。

[0034] 如图1所示,本发明所述的一种基于频率相关性的心音连通网络特征提取方法,包括步骤:

[0035] (1) 通过心音传感器阵列采集器获取覆盖心脏5个听诊区的多路心音信号,所述心音传感器阵列包括多个心音传感器,所述5个听诊区包括二尖瓣区、肺动脉瓣区、主动脉瓣区、主动脉瓣第二听诊区和三尖瓣区;

[0036] (2) 参考图2中15个心音传感器在传感器阵列中的实际几何位置,将15个心音传感器分别编号1-15,每个传感器编号对应一个网络节点,15个传感器形成15个心音信号拾取通道,同时采集心音数据,并将该数据作为节点数据

[0037] (3) 计算各网络节点间的频率相关性:

[0038] (31) 任意两节点间建立连接关系,节点间的边表示节点间的频率相关性;

[0039] (32) 根据如下公式计算边的权值 $r_{xy}(X, Y)$,并将其作为频率相关性的值:

$$[0040] \quad r_{xy}(X, Y) = \frac{\sum_{i=1}^n (X_i - \bar{X})(Y_i - \bar{Y})}{\sqrt{\sum_{i=1}^n (X_i - \bar{X})^2 \sum_{i=1}^n (Y_i - \bar{Y})^2}}$$

[0041] 其中, X, Y 为节点信号,以列向量的形式存储; n 代表节点信号长度, X_i, \bar{X} 为 X 的观测值与均值, Y_i, \bar{Y} 为 Y 的观测值与均值, x, y 为节点标号, i 为信号中数据点的序号;

[0042] (33) 当 $r_{xy}(X, Y) > 0$ 表明两个节点信号为正向相关, $r_{xy}(X, Y) < 0$ 表明两个节点信号为反向相关, $r_{xy}(X, Y) = 0$ 节点信号之间不存在频率相关性; $|r_{xy}(X, Y)|$ 越大,表明两个节点信号的频率相关性越强。

[0043] (4) 根据步骤(3)计算的结果,建立心音连接网络特征矩阵,构建心音连通网络:

[0044] (41) 设定阈值 E, E 取值范围为 $0 \sim 0.15$;

[0045] (42) 若节点之间的频率相关性的绝对值 $|r_{ij}|$ 小于 E ,则令 $r_{ij} = 0$ 表示两个节点无连接,其中, i, j 为两个节点的标号;

[0046] (43) 计算心音连接网络特征矩阵 $A = \{a_{ij}\}_{N \times N}$,其中,

$$[0047] \quad a_{ij} = \begin{cases} r_{ij}, & r_{ij} \neq 0 \\ 0, & r_{ij} = 0 \\ 0, & i = j \end{cases}。$$

[0048] (5) 将5个听诊区划分为5个模块区域,并定义各模块内的主节点,对模块化心音功能连通网络特征进行表征:

[0049] (51) 以每个听诊区中心为听诊区模块中心,如图3所示,阴影块A为主动脉瓣听诊区、T为三尖瓣听诊区、M为二尖瓣听诊区、E为主动脉瓣第二听诊区、P为肺动脉瓣听诊区。所述听诊区模块T区域为半径为2-4cm的圆,其他区域为短轴长为1-3厘米、长轴长为2-4厘米的椭圆,且互不重叠,各听诊区模块大小根据实际胸腔大小,按照医用听诊头直径以上的尺

度划分;听诊区模块范围内包含的节点为主节点,其余节点为非主节点;两个节点间若有连接关系则用连线表示;否则 $r_{ij}=0$,没有连线。

[0050] (52) 根据心音连接网络特征矩阵,计算各听诊区主节点组成的特征矩阵,包括;主动脉瓣听诊区主节点组成的特征矩阵AA、三尖瓣听诊区主节点组成的特征矩阵AT、二尖瓣听诊区主节点组成的特征矩阵AM、主动脉瓣第二听诊区主节点组成的特征矩阵AE、肺动脉瓣听诊区主节点组成的特征矩阵AP,以及非主节点组成的特征矩阵AO、所有节点组成的特征矩阵A;

[0051] (53) 建立模块化心音功能连通网络特征矩阵:

[0052] $B=[AA,AT,AM,AE,AP,AO,A]$

[0053] 该特征矩阵里面的值可以看作图片中的像素点,如采用图像分类识别的方法可以对不同人的心音进行分类识别,同现有的指纹和人脸识别,心音识别也可用于身份识别。

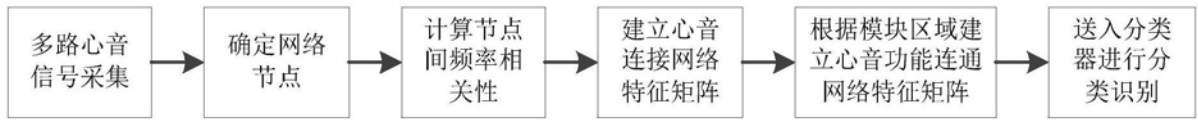


图1

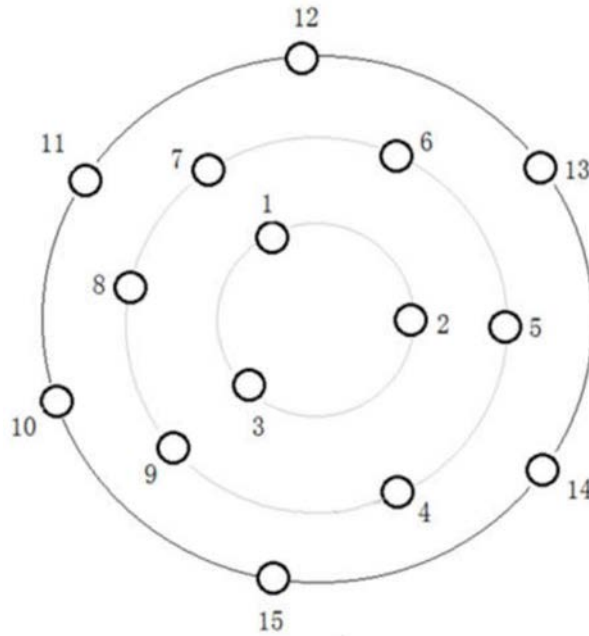


图2

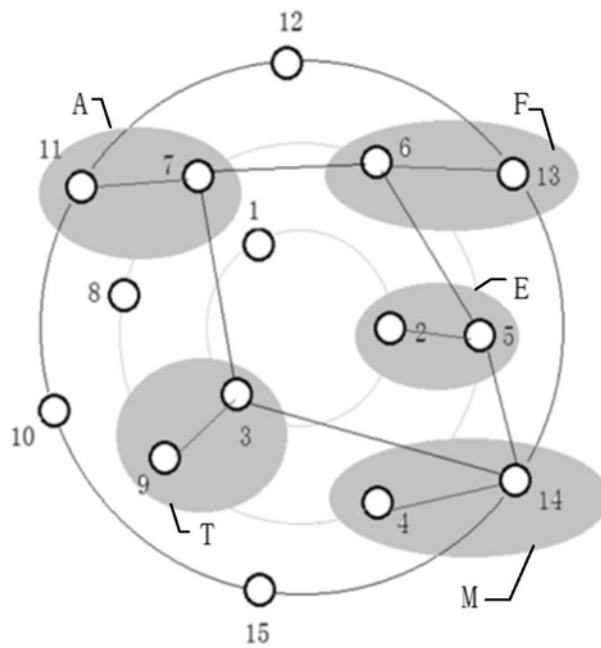


图3

专利名称(译)	一种基于频率相关性的心音连通网络特征提取方法		
公开(公告)号	CN110610204A	公开(公告)日	2019-12-24
申请号	CN201910826983.7	申请日	2019-09-03
[标]申请(专利权)人(译)	南京邮电大学		
申请(专利权)人(译)	南京邮电大学		
当前申请(专利权)人(译)	南京邮电大学		
[标]发明人	成谢锋 余辰俊 王凯 赵鹏军		
发明人	成谢锋 余辰俊 王凯 赵鹏军		
IPC分类号	G06K9/62 G10L25/03 G10L25/51 A61B5/0402 A61B5/00		
CPC分类号	A61B5/00 A61B5/0402 G06K9/6267 G06K9/6269 G10L25/03 G10L25/51		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

本发明公开了一种基于频率相关性的心音连通网络特征提取方法，该方法将多通道心音拾音部位点作为网络节点，计算各节点间的频率相关性，根据听诊区域划分在大尺度水平上构建模块化心音连通网络，从而实现对该连通网络的特征提取。本发明能够同时采集听诊区模块内不同位置的心音信号，得到较单通道数据更有生理意义和物理意义的多通道心音数据；通过频率相关性分析和相关矩阵的建立，有效地将孤立、分散的数据信息有机地整合在一起，从而实现心音特征的提取和表征，将心音连通网络特征矩阵输入支持向量机可以起到心音分类识别的效果，为后续心音特征的利用和应用奠定了基础。

