



(12)发明专利申请

(10)申请公布号 CN 110755043 A

(43)申请公布日 2020.02.07

(21)申请号 201911007910.1

(22)申请日 2019.10.22

(71)申请人 北京航空航天大学

地址 100191 北京市海淀区学院路37号

(72)发明人 张弛 李德玉 郭一菲

(74)专利代理机构 北京永创新实专利事务所

11121

代理人 冀学军

(51)Int.Cl.

A61B 5/00(2006.01)

A61B 5/1455(2006.01)

G09B 23/28(2006.01)

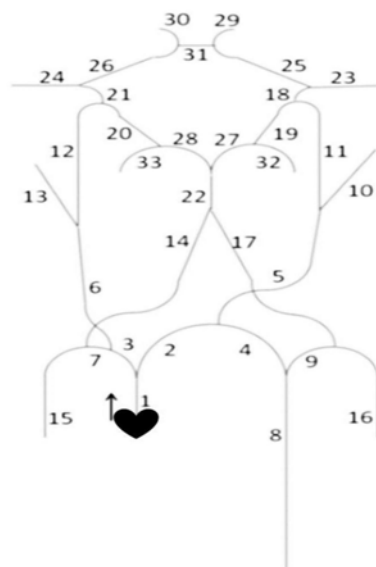
权利要求书2页 说明书7页 附图3页

(54)发明名称

模拟失重条件下脑血管血流的仿真模型

(57)摘要

本发明公开了模拟失重条件下脑血管血流的仿真模型,属于生理信号仿真技术领域。该模型包括主动脉管、头臂动脉管、颈动脉管、锁骨下动脉管、椎动脉管、颈内动脉管、颈外动脉管、基底动脉管、大脑中动脉管、大脑前动脉管、大脑后动脉管、前交通动脉管和后交通动脉管。主动脉管、头臂动脉管和锁骨下动脉管构成体循环动脉网络,血流从该体循环动脉网络流入颈动脉管和椎动脉管,随后流入由颈内动脉管、颈外动脉管、基底动脉管、大脑中动脉管、大脑前动脉管、大脑后动脉管、前交通动脉管和后交通动脉管构成的脑循环动脉网络;脑循环动脉网络末端为大脑中动脉下游、大脑前动脉下游和大脑后动脉下游。本发明更深入分析体循环与脑循环动脉血流的相互作用。



1. 模拟失重条件下脑血管血流的仿真模型,其特征在于,包括主动脉管、头臂动脉管、颈动脉管、锁骨下动脉管、椎动脉管、颈内动脉管、颈外动脉管、基底动脉管、大脑中动脉管、大脑前动脉管、大脑后动脉管、前交通动脉管和后交通动脉管;

主动脉管、头臂动脉管和锁骨下动脉管构成体循环动脉网络,体循环动脉网络的末端,包含降主动脉下游、锁骨下动脉下游和颈外动脉下游;血流从该体循环动脉网络流入颈动脉管和椎动脉管,随后流入由颈内动脉管、颈外动脉管、基底动脉管、大脑中动脉管、大脑前动脉管、大脑后动脉管、前交通动脉管和后交通动脉管构成的脑循环动脉网络;脑循环动脉网络的末端,包含大脑中动脉下游、大脑前动脉下游和大脑后动脉下游;

所述动脉模型中,每个动脉管都由若干单元组成,每一个单元均采用薄壁直血管;血管中的血流均为轴对称层流;每一个单元均采用集中参数的电路等效模型来模拟,电路等效模型包含串联的一个电阻、一个电感及一个电容,来模拟血流阻力、血流惯性和液容;

每一单元的电路结构相似,但参数不同,参数由血管半径、血管长度、管壁厚度、管壁弹性、血液密度和血液粘度计算所得;

在主动脉管、头臂动脉管、颈动脉管、锁骨下动脉管、椎动脉管、颈内动脉管、颈外动脉管和基底动脉管中,当血流在上述动脉管中流动时,由重力作用产生血压的下降或上升;血压下降或上升,取决于血流在上述动脉管中的流动方向是向下或向上;

血压上升或下降的幅度分别与动脉管长度,以及动脉管走形与重力方向夹角的余弦值成正比;即血压变化量 P_G 表达式如下:

$$P_G = \rho g l \cos \theta$$

ρ 表示血液密度, g 表示重力加速度, l 表示动脉管长度, θ 表示动脉管走形与重力方向的夹角;

针对站立体位,脑部位于心脏的上方,血流克服重力被输送至脑部时,血压发生下降,表现为站立体位时的脑灌注压低于平卧位时的脑灌注压,脑血流量因而减小,当脑血流量小于标准值时,脑循环动脉网络的末端外周血管扩张,增大液容,减小脑血流的液阻;

失重条件下,因重力导致的血压下降会完全消失,即表现为失重时的脑灌注压高于正常重力作用时的脑灌注压,脑血流量因而增加;当脑血流量大于标准值时,脑循环动脉网络的末端外周血管通过收缩减小液容,增大脑血流的液阻,从而维持脑血流的稳定。

2. 如权利要求1所述的模拟失重条件下脑血管血流的仿真模型,其特征在于,所述主动脉管分为升主动脉单元、主动脉弓近心端单元、主动脉弓远心端单元和降主动脉单元。

3. 如权利要求1所述的模拟失重条件下脑血管血流的仿真模型,其特征在于,所述锁骨下动脉管分为左锁骨下动脉管和右锁骨下动脉管;左锁骨下动脉管包括近心端单元和远心端单元,右锁骨下动脉管包括近心端单元、中段单元和远心端单元。

4. 如权利要求1所述的模拟失重条件下脑血管血流的仿真模型,其特征在于,所述颈内动脉管分为左侧颈内动脉管和右侧颈内动脉管;左右侧颈内动脉管均包括近心端单元和远心端单元。

5. 如权利要求1所述的模拟失重条件下脑血管血流的仿真模型,其特征在于,所述大脑前动脉管分为左侧大脑前动脉管和右侧大脑前动脉管;左右侧大脑前动脉管均包括近心端单元和远心端单元。

6. 如权利要求1所述的模拟失重条件下脑血管血流的仿真模型,其特征在于,所述大脑

后动脉管分为左侧大脑后动脉管和右侧大脑后动脉管；左右侧大脑后动脉管均包括近心端单元和远心端单元。

7. 如权利要求1所述的模拟失重条件下脑血管血流的仿真模型，其特征在于，所述的模拟失重条件下脑血管血流的仿真模型中血液具体流入过程如下：

血液输入为左心室输出的生理脉动的血流量；血流从主动脉管出发，经过升主动脉单元、主动脉弓及降主动脉单元；在主动脉弓处血流分叉分别进入头臂动脉管、左颈动脉管和左锁骨下动脉管；进入头臂动脉管的血液又分叉进入右锁骨下动脉管、右颈动脉管和右椎动脉管；进入左锁骨下动脉管的血液又分叉进入左椎动脉管及左锁骨下动脉管下游；左右颈动脉分别分叉为左右颈外动脉管和左右颈内动脉管；左右颈内动脉管又分叉为后交通动脉管、大脑前动脉管及大脑中动脉管；

左右椎动脉管合并成基底动脉管，随后又分叉为左右大脑后动脉管；

左右大脑前动脉管之间有前交通动脉管相连，与左右颈内动脉管、左右后交通动脉管和左右大脑后动脉管构成环状；

进入左右颈动脉管和左右椎动脉管的血流，流经上述动脉网络，最终流入两侧大脑前动脉管、大脑中动脉管和大脑后动脉管，并根据流入上述脑动脉的流量值，调节上述脑动脉外周血管的液容及液阻，从而影响脑血流量；当重力变化时，血液流经血管段的血压发生变化，引起流入脑动脉的血流量发生变化，并因脑血流的自调节功能进一步调整脑血流量。

模拟失重条件下脑血管血流的仿真模型

技术领域

[0001] 本发明属于生理信号仿真技术领域,特别涉及一种模拟失重条件下脑血管血流的仿真模型。

背景技术

[0002] 生理信号仿真技术,是指基于生理信号产生及传播机理的简化和假设,建立可描述生理信号产生及传播的数学表达,并获得正定的,具有生理意义的解。该技术可为研究分析生理信号提供技术平台,并在此平台上开展各种仿真实验,用于研究真实系统的特性。

[0003] 目前这种方法已应用于众多领域,表现出其它实验方法无法比拟的优越性,如不受时空限制,对系统反应进行预测;参数选择及控制非常灵活,可实现极端条件下的仿真实验;可为系统预研提供基础,大大节省研究经费以及缩短实验周期等。

[0004] 人体循环系统是一个相当复杂的非线性连续动态系统,对它进行定量研究具有较大难度。另一方面,大量的生理信号测量实验不能在人体上直接进行,因此对其进行仿真研究是更为可行,且被普遍接受的研究方法。血液在人体循环系统中的流动规律遵循流体力学的一般规律,这为建立循环系统的仿真模型提供了基础。基于对人体体循环生理及病理的认识,目前已建立起体循环血液流动的多种数学模型,如心泵弹性腔模型等,可用于多种生理及病理条件下的循环系统研究。

[0005] 人体循环系统模型主要包括两大类:集中参数模型和分布式模型。集中参数模型将循环系统简化为一系列血管单元,忽略每一单元内的血流分布,对每一单位血管对血流的流阻、惯性及液容进行抽象,可以较好的模拟每一单元之间血流流量及血压的相互关系。分布式模型相对复杂,可以描述人体解剖结构引起的血流分布特性,缺点是计算复杂度较高。

[0006] 目前,心血管系统仿真研究主要包括:Balar等提出的人体手臂中血流的计算机仿真.生物力学期刊J Biomech 1989;22:691-697,通过有限元方法分析了人体上臂动脉内的压力-流量关系,结果表明桡动脉的压力-流量波形可用于分析大血管病变.Karamanoglu等提出的人体动脉系统的多分枝模型中反射压力波的功能性起源.美国生理学期刊Am J Physiol 1994;267:H1681-H1688]建立了体循环的多分支动脉模型,阐明了体循环中压力脉搏波的传播规律.Ursino提出的颈动脉压力调节和脉动心脏的相互作用:一种数学模型.美国生理学期刊-心脏及循环生理1998;275:H1733-H1747建立了一个具有动脉压力感受反馈机制的心血管系统模型,并模拟了急性失血时的血管调节机制的作用.Olufen等提出了:从坐姿到站立的姿态变化中脑血流的控制建模.心血管工程Cardiovasc Eng 2004;4:47-58]建立了脑动脉模型,并模拟了在姿势变化中的脑血流的调节机制.Liang等提出了:瓦氏操作法的血流动力学响应仿真:心血管系统和自主神经系统的整合计算模型.生理科学期刊J Physiol Sci 2006;56:45-65;建立了包括动静脉系统的闭环集中参数模型,并模拟了心血管系统的自主神经调控.Korakianitis等提出了包含心瓣动力学和房室交互的人体心血管系统的集中参数模型.医学工程和生理学Med Eng Phys 2006;28(7):613-628.在

Ursino工作的基础上建立了包含心脏瓣膜、心房和心室等多个单元的心血管系统集中参数模型,模拟了心脏瓣膜及心房与心室交互作用对心血管系统的影响。

[0007] 上述模型有的采用非线性血管单元,有的考虑了自主神经调节,在心血管系统的模型结构和单元数量上都各有不同。大部分模型都仅关注了体循环系统,而未将体循环与脑动脉系统耦合起来,这可能是因为脑动脉系统具有较为特殊的自调节机制。

[0008] 另外,目前模型中也未考虑到重力对心血管系统,特别是对脑血流的影响。

发明内容

[0009] 本发明的目的是提供一个包含脑血流自调节功能的可模拟失重条件下脑血管内血流的仿真模型,利用该模型可以仿真失重条件下,体循环动脉及脑动脉中各血管中血流量及血压等参数的变化,以及脑血流在重力变化中的应激响应。

[0010] 所述的模拟失重条件下脑血管血流的仿真模型,包括主动脉管、头臂动脉管、颈动脉管、锁骨下动脉管、椎动脉管、颈内动脉管、颈外动脉管、基底动脉管、大脑中动脉管、大脑前动脉管、大脑后动脉管、前交通动脉管和后交通动脉管。

[0011] 主动脉管、头臂动脉管和锁骨下动脉管构成体循环动脉网络,体循环动脉网络的末端,包含降主动脉下游、锁骨下动脉下游和颈外动脉下游。血流从该体循环动脉网络流入颈动脉管和椎动脉管,随后流入由颈内动脉管、颈外动脉管、基底动脉管、大脑中动脉管、大脑前动脉管、大脑后动脉管、前交通动脉管和后交通动脉管构成的脑循环动脉网络;脑循环动脉网络的末端,包含大脑中动脉下游、大脑前动脉下游和大脑后动脉下游。

[0012] 所述动脉模型中,每个动脉管都由若干单元组成,每一个单元均采用薄壁直血管;血管中的血流均为轴对称层流;每一个单元均采用集中参数的电路等效模型来模拟,电路等效模型包含串联的一个电阻、一个电感及一个电容,来模拟血流阻力、血流惯性和液容。

[0013] 每一单元的电路结构相似,但参数不同,参数由血管半径、血管长度、管壁厚度、管壁弹性、血液密度和血液粘度计算所得。

[0014] 在主动脉管、头臂动脉管、颈动脉管、锁骨下动脉管、椎动脉管、颈内动脉管、颈外动脉管和基底动脉管中,当血流在上述动脉管中流动时,由重力作用产生血压的下降或上升。血压下降或上升,取决于血流在上述动脉管中的流动方向是向下或向上;

[0015] 血压上升或下降的幅度分别与动脉管长度,以及动脉管走形与重力方向夹角的余弦值成正比;即血压变化量 P_G 表达式如下:

$$[0016] \quad P_G = \rho g l \cos \theta$$

[0017] ρ 表示血液密度, g 表示重力加速度, l 表示动脉管长度, θ 表示动脉管走形与重力方向的夹角。

[0018] 针对站立体位,脑部位位于心脏的上方,血流克服重力被输送至脑部时,血压发生下降,表现为站立体位时的脑灌注压低于平卧位时的脑灌注压,脑血流量因而减小,当脑血流量小于标准值时,脑循环动脉网络的末端外周血管扩张,增大液容,减小脑血流的液阻;

[0019] 失重条件下,因重力导致的血压下降会完全消失,即表现为失重时的脑灌注压高于正常重力作用时的脑灌注压,脑血流量因而增加;当脑血流量大于标准值时,脑循环动脉网络的末端外周血管通过收缩减小液容,增大脑血流的液阻,从而维持脑血流的稳定。

[0020] 进一步,所述主动脉管分为升主动脉单元、主动脉弓近心端单元、主动脉弓远心端

单元和降主动脉单元；

[0021] 进一步，锁骨下动脉管分为左锁骨下动脉管和右锁骨下动脉管；左锁骨下动脉管包括近心端单元和远心端单元，右锁骨下动脉管包括近心端单元、中段单元和远心端单元；

[0022] 进一步，颈内动脉管分为左侧颈内动脉管和右侧颈内动脉管；左右侧颈内动脉管均包括近心端单元和远心端单元；

[0023] 进一步，大脑前动脉管分为左侧大脑前动脉管和右侧大脑前动脉管；左右侧大脑前动脉管均包括近心端单元和远心端单元；

[0024] 进一步，大脑后动脉管分为左侧大脑后动脉管和右侧大脑后动脉管；左右侧大脑后动脉管均包括近心端单元和远心端单元。

[0025] 进一步，所述的模拟失重条件下脑血管血流的仿真模型中血液具体流入过程如下：

[0026] 血液输入为左心室输出的生理脉动的血流量；血流从主动脉管出发，经过升主动脉单元、主动脉弓及降主动脉单元；在主动脉弓处血流分叉分别进入头臂动脉管、左颈动脉管和左锁骨下动脉管；进入头臂动脉管的血液又分叉进入右锁骨下动脉管、右颈动脉管和右椎动脉管；进入左锁骨下动脉管的血液又分叉进入左椎动脉管及左锁骨下动脉管下游；左右颈动脉分别分叉为左右颈外动脉管和左右颈内动脉管；左右颈内动脉管又分叉为后交通动脉管、大脑前动脉管及大脑中动脉管；

[0027] 左右椎动脉管合并成基底动脉管，随后又分叉为左右大脑后动脉管；

[0028] 左右大脑前动脉管之间有前交通动脉管相连，与左右颈内动脉管、左右后交通动脉管和左右大脑后动脉管构成环状。

[0029] 进入左右颈动脉管和左右椎动脉管的血流，流经上述动脉网络，最终流入两侧大脑前动脉管、大脑中动脉管和大脑后动脉管，并根据流入上述脑动脉的流量值，调节上述脑动脉外周血管的液容及液阻，从而影响脑血流量。当重力变化时，血液流经血管段的血压发生变化，引起流入脑动脉的血流量发生变化，并因脑血流的自调节功能进一步调整脑血流量。

[0030] 本发明的优点在于：

[0031] 与现有技术相比，本发明一种模拟失重条件下脑血管血流的仿真模型，充分考虑了体循环动脉及脑循环动脉的耦合作用，以及脑血流自调节机制，可更全面的模拟体循环及脑动脉中血流在失重环境下的血流分布，更好的反映重力变化时脑血管血流的应激响应，更深入的分析体循环动脉与脑循环动脉血流的相互作用。

附图说明

[0032] 图1为本发明一种模拟失重条件下脑血管血流的仿真模型示意图。

[0033] 图2为本发明不考虑重力影响时的电路等效模型示意图。

[0034] 图3为本发明考虑重力影响时的电路等效模型示意图。

[0035] 图4为本发明体循环动脉网络末端外周动脉血管的电路等效模型示意图；

[0036] 图5为本发明脑循环动脉网络末端外周动脉血管的电路等效模型示意图；

[0037] 图6为本发明升主动脉输入的血流量波形。

[0038] 图7为本发明正常重力变为微重力环境时，大脑中动脉血流量的变化。

具体实施方式

[0039] 为了便于本领域普通技术人员理解和实施本发明,下面结合附图对本发明作进一步的详细和深入描述。

[0040] 本发明一种模拟失重条件下脑血管血流的仿真模型,通过研究重力引起的血压变化,当重力发生变化时,脑循环动脉网络的末端,考虑了脑血流自调节功能对脑血管血流的调控作用。利用该模型可以仿真失重条件下,体循环动脉及脑循环动脉中各血管中血流量及血压等参数的变化,以及脑血流在重力变化中的应激响应。

[0041] 本发明基于流体力学的基本原理,以及流体力学中流量-压强关系和电路网络中电流-电压关系的相似性,建立了一种模拟失重条件下脑血管血流的仿真模型,所述的模拟失重条件下脑血管血流的仿真模型,如图1所示,包括主动脉管(1、2、4、8)、头臂动脉管(3)、颈动脉管(5、6)、锁骨下动脉管(7、9、15、16)、椎动脉管(14、17)、颈内动脉管(11、12、18、21)、颈外动脉管(10、13)、基底动脉管(22)、大脑中动脉管(23、24)、大脑前动脉管(25、26、29、30)、大脑后动脉管(27、28、32、33)、前交通动脉管(31)和后交通动脉管(19、20)。

[0042] 根据血管的解剖生理,所述主动脉管分为升主动脉单元、主动脉弓近心端单元、主动脉弓远心端单元和降主动脉单元;

[0043] 锁骨下动脉管分为左锁骨下动脉管和右锁骨下动脉管;左锁骨下动脉管包括近心端单元和远心端单元,右锁骨下动脉管包括近心端单元、中段单元和远心端单元;

[0044] 颈内动脉管分为左侧颈内动脉管和右侧颈内动脉管;左右侧颈内动脉管均包括近心端单元和远心端单元;

[0045] 大脑前动脉管分为左侧大脑前动脉管和右侧大脑前动脉管;左右侧大脑前动脉管均包括近心端单元和远心端单元;

[0046] 大脑后动脉管分为左侧大脑后动脉管和右侧大脑后动脉管;左右侧大脑后动脉管均包括近心端单元和远心端单元。

[0047] 主动脉管、头臂动脉管和锁骨下动脉管构成体循环动脉网络,体循环动脉网络的末端,包含降主动脉下游、锁骨下动脉下游和颈外动脉下游。血流从该体循环动脉网络流入颈动脉管和椎动脉管,随后流入由颈内动脉管、颈外动脉管、基底动脉管、大脑中动脉管、大脑前动脉管、大脑后动脉管、前交通动脉管和后交通动脉管构成的脑循环动脉网络;脑循环动脉网络的末端,包含大脑中动脉下游、大脑前动脉下游和大脑后动脉下游。

[0048] 所述动脉模型中假设血液为不可压缩的牛顿流体;每一个动脉单元均采用薄壁直血管;血管中的血流均为轴对称层流;模型只考虑血压及血流量沿血管轴向的变化,且服从质量守恒和Navier-Stokes方程,且考虑了血液在动脉网络中流动所产生的血流流阻、血流惯性及动脉对血流的液容。

[0049] 每一个单元均采用集中参数的电路等效模型,如图2所示,电路等效模型包含串联的一个电阻、一个电感及一个电容,来模拟血流阻力、血流惯性和液容。每一动脉单元入口及出口处的血流量及血压关系可由以下两个微分方程描述:

$$[0050] \quad \frac{dQ_i}{dt} = (P_i - P_o - Q_i R)/L$$

$$[0051] \quad \frac{dP_o}{dt} = (Q_i - Q_o)/C$$

[0052] 其中 Q_i 是动脉流入血流量、 Q_o 是动脉流出血流量、 P_i 是动脉入口血压、 P_o 是动脉出口血压； R 表示血流流阻； L 表示血流惯性； C 表示血管对血液的液容。

[0053] 每一单元的电路结构相似，但参数不同，参数由血管半径、血管长度、管壁厚度、管壁弹性、血液密度和血液粘度计算所得。如下式：

$$[0054] \quad R = \frac{8\mu l}{\pi r^4}$$

$$[0055] \quad L = \frac{9\rho l}{4\pi r^2}$$

$$[0056] \quad C = \frac{3\pi l r^3}{2Eh}$$

[0057] 其中 r 是血管的半径、 l 是血管的长度、 E 是血管壁的弹性模量、 h 是血管壁的厚度、 ρ 是血液的密度、 μ 是血液的粘度。

[0058] 考虑重力对血流的影响：在升主动脉单元、头臂动脉管、颈动脉管、锁骨下动脉管、椎动脉管、颈内动脉管、颈外动脉管和基底动脉管中，引入了重力引起的血压变化，表现为当血流在上述动脉管中流动时，由重力作用产生血压的下降或上升。如图3所示，因此血流经过上述动脉时的血流量-血压关系可由如下的微分方程描述：

$$[0059] \quad \frac{dQ_i}{dt} = (P_i - P_o - P_G - Q_i R)/L$$

[0060] 其中 P_G 表示由重力引起的血压变化，可以表示为：

$$[0061] \quad P_G = \varepsilon \rho g l \cos \theta$$

[0062] 其中 ε 表示血流在血管中的流动方向，如果向上则取值为1，如果向下则取值为-1， g 表示重力加速度，在正常情况下取值为9.8；而在微重力条件下可取值为0~0.01。 θ 表示动脉管走向与重力方向的夹角。

[0063] 血压下降或上升，取决于血流在上述动脉管中的流动方向是向下或向上；血压上升或下降的幅度分别与动脉管长度，以及动脉管走向与重力方向夹角的余弦值成正比；当重力发生变化时，调整上述比例系数；失重条件时，则将此比例系数调整为0。

[0064] 体循环动脉网络末段外周血管对血流产生的液阻及液容，如图4所示，可由如下微分方程计算所得：

$$[0065] \quad \frac{dP_m}{dt} = (Q_m - \frac{P_m}{R_m})/C_m$$

[0066] 其中 Q_m 表示流入外周血管的流量、 P_m 表示流入外周血管的血压； R_m 表示外周血管的流阻、 C_m 表示外周血管的液容。

[0067] 不同于体循环的外周血管，脑循环动脉网络的末段具有脑血流自调节功能，可以通过调整脑动脉的流阻和液容实现对脑血流的调控。脑动脉外周血管液容随脑血流变化的关系服从sigmoid函数关系。这一机制反映在电路等效模型中，即相当于可调电阻和可调电容的作用，如图5所示。其中可调的电容值是当前脑动脉平均血流量和标准脑动脉平均血流量差值的函数，如下式：

$$[0068] \quad \frac{dC}{dt} = \frac{1}{T} (-C + \sigma(G \cdot x))$$

[0069] 其中C表示可调电容值;T为脑血流自调节的时间常数;G为脑血流自调节增益;x为当前平均脑血流量与标准平均脑血流量的相对差值,以百分比表示,其表达式如下:

$$[0070] \quad x = (\bar{q} - q_n)/q_n$$

[0071] 其中 $\bar{q}$ 表示当前脑动脉血流量的均值; q_n 表示标准脑血流量均值。

[0072] σ 表示一sigmoid函数,其表达式如下:

$$[0073] \quad \sigma(G \cdot x) = \frac{(C_{an} + \Delta C/2) + (C_{an} - \Delta C/2) \cdot \exp(G \cdot x/k_\sigma)}{1 + \exp(G \cdot x/k_\sigma)}$$

[0074] 其中 C_{an} 表示在标准血流量时脑动脉所对应的电容值; ΔC 表示脑动脉扩张或收缩达到最大时,脑动脉对应电容值的变化量,在扩张与收缩时需取不同的值; k_σ 是一分段函数,分表表示脑动脉扩张或收缩状态时的脑动脉响应的快慢程度,其表达式如下:

$$[0075] \quad k_\sigma = \Delta C/4$$

[0076] 可调电阻值由可调电容值计算得到,计算公式为:

$$[0077] \quad R = \frac{R^*}{(C/C_{an})^{4/3}}$$

[0078] 其中 R^* 表示标准血流量时脑动脉对应的电阻值。

[0079] 针对站立体位,脑部位于心脏的上方,血流克服重力被输送至脑部时,血压发生下降,表现为站立体位时的脑灌注压低于平卧位时的脑灌注压,脑血流量因而减小,当脑血流量小于标准值时,脑循环动脉网络的末端外周血管扩张,增大液容,减小脑血流的液阻;

[0080] 当重力发生变化时,因重力导致的血压下降幅度随之发生变化,从而引起脑灌注压的变化,进而影响脑血流量。

[0081] 失重条件下,因重力导致的血压下降会完全消失,即表现为失重时的脑灌注压高于正常重力作用时的脑灌注压,脑血流量因而增加;当脑血流量大于标准值时,脑循环动脉网络的末端外周血管通过收缩减小液容,增大脑血流的液阻,从而维持脑血流的稳定。

[0082] 血液具体流入过程如下:

[0083] 血液输入为左心室输出的生理脉动的血流量;血流从主动脉管出发,经过升主动脉单元、主动脉弓及降主动脉单元;在主动脉弓处血流分叉分别进入头臂动脉管、左颈动脉管和左锁骨下动脉管;进入头臂动脉管的血液又分叉进入右锁骨下动脉管、右颈动脉管和右椎动脉管;进入左锁骨下动脉管的血液又分叉进入左椎动脉管及左锁骨下动脉管下游;左右颈动脉分别分叉为左右颈外动脉管和左右颈内动脉管;左右颈内动脉管又分叉为后交通动脉管、大脑前动脉管及大脑中动脉管;

[0084] 左右椎动脉管合并成基底动脉管,随后又分叉为左右大脑后动脉管;

[0085] 左右大脑前动脉管之间有前交通动脉管相连,与左右颈内动脉管、左右后交通动脉管和左右大脑后动脉管构成环状。

[0086] 进入左右颈动脉管和左右椎动脉管的血流,流经上述动脉网络,最终流入两侧大脑前动脉管、大脑中动脉管 and 大脑后动脉管,并根据流入上述脑动脉的流量值,调节上述脑动脉外周血管的液容及液阻,从而影响脑血流量。当重力变化时,血液流经血管段的血压发生变化,引起流入脑动脉的血流量发生变化,并因脑血流的自调节功能进一步调整脑血流量。

[0087] 根据该模型的结构,本发明仿真计算的方法是,虚拟人在静息状态下心率为72每

分钟,心输出的血流量,即模型输入血流量波形如图6所示。计算的时间间隔为0.005秒,在每个时间间隔内,血液从升主动脉出发,流经模体循环动脉网络,进入脑循环动脉网络,脑循环动脉网络外周血管根据流经的血流量与标准脑动脉血流量的差值调控流阻和液容,描述上述过程的微分方程被同步求解,并影响下一时间间隔的计算结果,周而复始。

[0088] 当重力变化时,重力导致的血压变化将影响脑动脉血流,使得脑动脉外周血管调整流阻和液容,从而维持脑动脉血流的稳定。当重力加速度从 9.8m/s^2 变化至0时,大脑中动脉中的血流量先突然增大,随后因脑动脉外周血管的调控作用而逐渐下降,如图7所示。

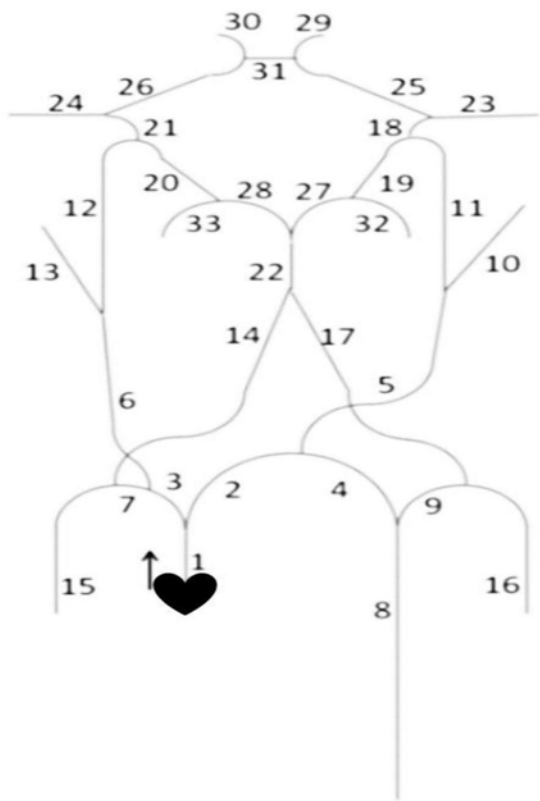


图1

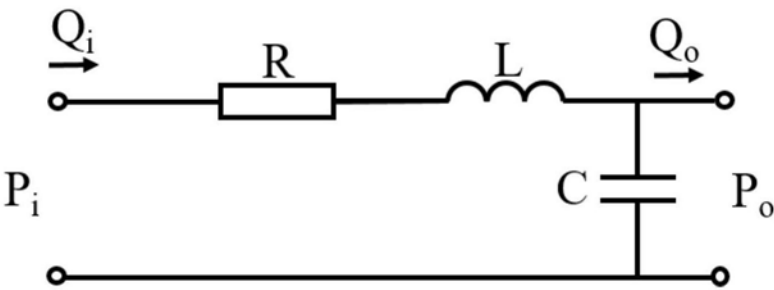


图2

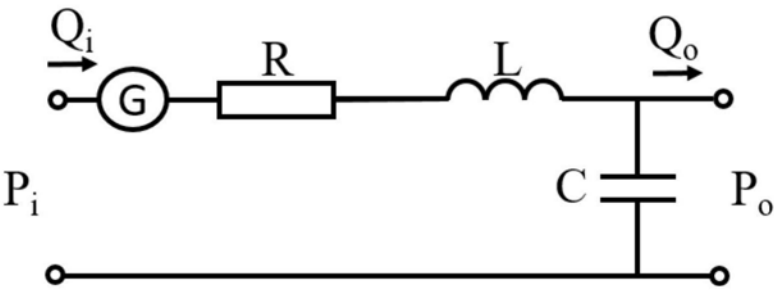


图3

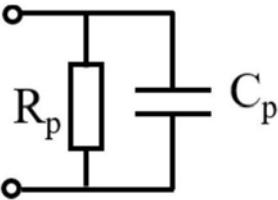


图4

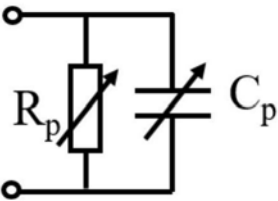


图5

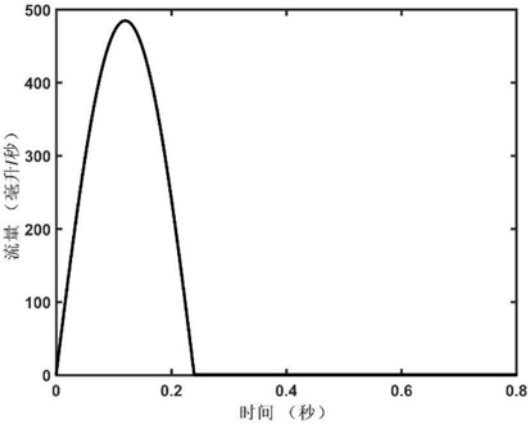


图6

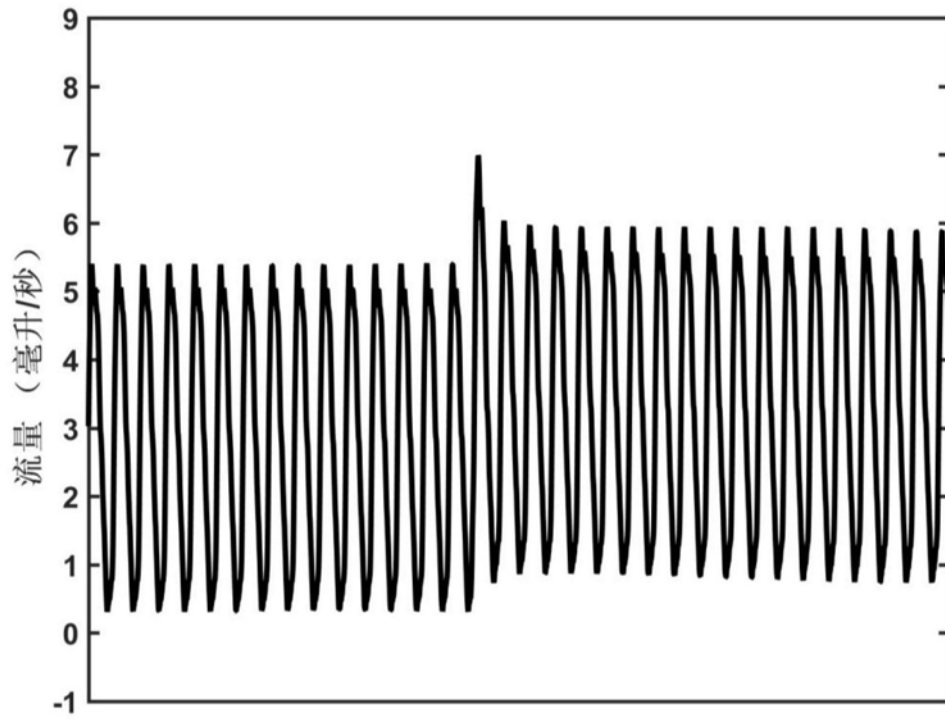


图7

专利名称(译)	模拟失重条件下脑血管血流的仿真模型		
公开(公告)号	CN110755043A	公开(公告)日	2020-02-07
申请号	CN201911007910.1	申请日	2019-10-22
[标]申请(专利权)人(译)	北京航空航天大学		
申请(专利权)人(译)	北京航空航天大学		
当前申请(专利权)人(译)	北京航空航天大学		
[标]发明人	张弛 李德玉 郭一菲		
发明人	张弛 李德玉 郭一菲		
IPC分类号	A61B5/00 A61B5/1455 G09B23/28		
CPC分类号	A61B5/0059 A61B5/14546 A61B5/14553 G09B23/28		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

本发明公开了模拟失重条件下脑血管血流的仿真模型，属于生理信号仿真技术领域。该模型包括主动脉管、头臂动脉管、颈动脉管、锁骨下动脉管、椎动脉管、颈内动脉管、颈外动脉管、基底动脉管、大脑中动脉管、大脑前动脉管、大脑后动脉管、前交通动脉管和后交通动脉管。主动脉管、头臂动脉管和锁骨下动脉管构成体循环动脉网络，血流从该体循环动脉网络流入颈动脉管和椎动脉管，随后流入由颈内动脉管、颈外动脉管、基底动脉管、大脑中动脉管、大脑前动脉管、大脑后动脉管、前交通动脉管和后交通动脉管构成的脑循环动脉网络；脑循环动脉网络末端为大脑中动脉下游、大脑前动脉下游和大脑后动脉下游。本发明更深入分析体循环与脑循环动脉血流的相互作用。

