



(12)发明专利

(10)授权公告号 CN 109200546 B

(45)授权公告日 2019.07.02

(21)申请号 201710535557.9

A63B 21/00(2006.01)

(22)申请日 2017.07.04

A63B 21/002(2006.01)

(65)同一申请的已公布的文献号

A63B 24/00(2006.01)

申请公布号 CN 109200546 A

A61H 1/02(2006.01)

(43)申请公布日 2019.01.15

(56)对比文件

(73)专利权人 中国科学院沈阳自动化研究所

CN 205796395 U,2016.12.14,

地址 110016 辽宁省沈阳市沈河区南塔街114号

CN 205108257 U,2016.03.30,

(72)发明人 韩建达 赵新刚 孙华宝 赵瑜 赵明

CN 205759455 U,2016.12.07,

CN 103041546 A,2013.04.17,

CA 2883293 A1,2014.03.06,

JP 2014068659 A,2014.04.21,

(74)专利代理机构 沈阳科苑专利商标代理有限公司 21002

审查员 刘健

代理人 李巨智

(51)Int.Cl.

A63B 23/08(2006.01)

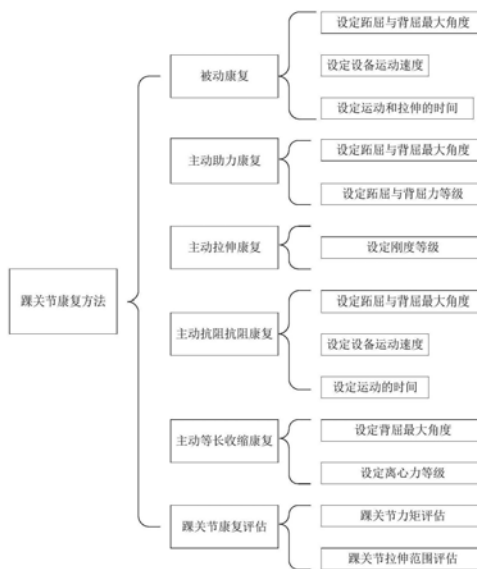
权利要求书2页 说明书6页 附图1页

(54)发明名称

一种医用踝关节康复方法和系统

(57)摘要

本发明涉及一种医用踝关节康复方法和系统,包括主动康复和被动康复,所述主动康复包括主动助力康复、主动拉伸康复、主动抗阻康复、主动等长收缩康复。上位机通过路由器连接控制器,与控制器进行指令信息交互;控制器通过PCI104总线连接EtherCAT板卡,EtherCAT板卡连接驱动器,使控制器配置EtherCAT板卡与驱动器的文件,并与驱动器进行信息的交互;驱动器与踝关节康复设备的电机、力矩传感器、编码器连接。本发明中的搭建的踝关节康复系统操作方便灵活,系统稳定,运动指令传输速度快;踝关节康复过程完全按照有多年康复经验的医生要求实现的,功能全面满足使用要求且康复效果好。



1. 一种医用踝关节康复方法,包括主动康复和被动康复,其特征在于:所述主动康复包括主动助力康复、主动拉伸康复、主动抗阻康复、主动等长收缩康复,其中,

主动助力康复为踝关节康复设备检测患者目标运动方向,并且提供助力辅助患者完成运动;

主动拉伸康复为根据患者对踝关节康复设备的主动拉动力大小调节踝关节康复设备角度的康复过程;

主动抗阻康复为踝关节康复设备根据患者提供的与所述被动康复运动轨迹的运动方向相反的力调节踝关节康复设备抗阻运动速度的康复过程;

主动等长收缩康复为踝关节康复设备在设定的拉伸位置处根据患者施加的作用力调节踝关节康复设备等长收缩角度的康复过程;

所述被动康复为踝关节康复设备带动患者做跖屈和背屈运动,形成被动康复运动轨迹,并在运动最大位置处进行震颤运动和拉伸运动的被动辅助康复。

2. 根据权利要求1所述的医用踝关节康复方法,其特征在于:所述踝关节康复设备抗阻运动速度为:

$$v_1 = \alpha v_{d1} + \beta |\tau| > \varepsilon$$

其中 α, β 是常数, v_{d1} 是设定的抗阻运动速度, ε 是阈值,取值范围为0.1-0.4, τ 是患者施加给踝关节康复设备的力矩。

3. 根据权利要求1所述的医用踝关节康复方法,其特征在于:所述震颤运动的震颤角度为:

$$\Delta \theta_1 = \alpha * (\text{rand}(T, n) \% 2) + \beta$$

其中, α, β 是常数, $\text{rand}(T, n) \% 2$ 随机产出0或1,其中 T 是震颤的频率, n 是震颤的次数。

4. 根据权利要求1所述的医用踝关节康复方法,其特征在于:所述拉伸运动的拉伸角度为:

$$\theta_1 = \text{sleep}(\theta_{1m} + \Delta \theta_1, t)$$

其中, θ_{1m} 是设定的跖屈或背屈的最大角度, $\Delta \theta_1$ 是在跖屈或背屈最大角度处拉伸的角度值, t 是保持在拉伸位置的时间。

5. 根据权利要求1所述的医用踝关节康复方法,其特征在于:所述主动助力康复过程中踝关节康复设备的主动助力角度为:

$$\theta_2 = \begin{cases} \theta_{up} & \tau > \eta_1 \\ \theta_{down} & \tau < \eta_2 \\ \theta_{current} & \eta_2 \leq \tau \leq \eta_1 \end{cases}$$

踝关节康复设备助力运动的速度为:

$$v_2 = \lambda \tau + v_{d2}$$

其中, $\theta_{up}, \theta_{down}, \theta_{current}$ 分别是背屈最大的角度,跖屈最大角度和当前角度, η_1, η_2 分别是设定的背屈助力和跖屈助力等级值, v 是踝关节康复设备助力运动的速度, v_{d2} 是踝关节康复设备助力运动的初始速度, λ 是常数, τ 是患者施加给踝关节康复设备的力矩。

6. 根据权利要求1所述的医用踝关节康复方法,其特征在于:所述主动拉伸康复时设定拉力等级值,主动拉动角度与拉力等级值成反比:

$$K=ak+b$$

$$\theta_3 = \frac{\tau}{K}$$

其中,rank()是等级函数, τ 是患者施加给踝关节康复设备的力矩, θ_3 为主动拉动角度, k 为拉力等级值, K 为刚度参数, a 是正常数, b 是常数。

7.根据权利要求1所述的医用踝关节康复方法,其特征在于:所述根据患者施加的作用力调节踝关节康复设备等长收缩角度为:

如果患者施加的作用力大于设定阈值,则踝关节康复设备根据患者施加的作用力调节踝关节康复设备等长收缩角度;否则踝关节康复设备保持在当前设定的拉伸位置。

8.根据权利要求7所述的医用踝关节康复方法,其特征在于:所述踝关节康复设备等长收缩角度为:

$$\theta_4 = \theta_d + \Delta \theta_2$$

$$\Delta \theta_2 = \frac{\tau}{K} \quad \tau > M$$

其中, θ_d 是设定的拉伸位置, $\Delta \theta_2$ 是角度调节值, τ 是患者施加给踝关节康复设备的力矩, M 是设定阈值。

9.根据权利要求1所述的医用踝关节康复方法,其特征在于:还包括在主动康复和/或被动康复过程之前和/或之后对踝关节力矩和踝关节拉伸角度进行评估;

所述踝关节力矩的评估结果为:

$$\tau_{e1} = \max \{ \tau_1(t) \}$$

$$\tau_{e2} = \max \{ \tau_2(t) \}$$

其中, $\tau_1(t)$ 、 $\tau_2(t)$ 分别是在背屈运动和跖屈运动过程中采集到的患者踝关节力矩; τ_{e1} 、 τ_{e2} 分别是患者背屈运动和跖屈运动的最大踝关节力矩;

所述踝关节拉伸角度的评估结果为:

$$\theta_{e1} = \max \{ \theta_1(t) \}$$

$$\theta_{e2} = \max \{ \theta_2(t) \}$$

其中, $\theta_1(t)$ 、 $\theta_2(t)$ 分别是在背屈运动和跖屈运动过程中采集到的患者踝关节运动的角度值; θ_{e1} 、 θ_{e2} 分别是患者背屈运动和跖屈运动的最大踝关节角度值。

10.一种根据权利要求1~9任一项所述方法的康复系统,其特征在于:上位机通过路由器连接控制器,与控制器进行指令信息交互;

控制器通过PCI104总线连接EtherCAT板卡,EtherCAT板卡连接驱动器,使控制器配置EtherCAT板卡与驱动器的文件,并与驱动器进行信息的交互;

驱动器与踝关节康复设备的电机、力矩传感器、编码器连接。

一种医用踝关节康复方法和系统

技术领域

[0001] 本发明涉及新型服务与医疗康复训练机器人领域,具体地说是一种医用踝关节康复方法和系统。

背景技术

[0002] 康复机器人作为医疗机器人的一个重要分支,它的研究贯穿了康复医学、生物力学、机械学、机械力学、电子学、材料学、计算机科学以及机器人学等诸多领域,已经成为了国际机器人领域的一个研究热点。

[0003] 导致踝关节功能异常的原因主要包括踝关节运动损伤与中风。对于踝关节运动损伤如果治疗不及时或不彻底,容易导致踝关节韧带过度松弛,关节不稳,易引起反复扭伤,造成踝关节功能障碍等后遗症,严重的将影响行走功能。在大多脚踝受伤的病例中,经过医院的治疗后,康复时间一般为6-18个月,在这期间,大多数人不能够正常行走,会明显的感到疼痛,此时特别需要物理治疗来进行辅助康复治疗(如脚部放松和按摩等),必须经过反复的循序渐进的训练使受损的踝关节得以康复。中风患者的踝关节功能异常主要表现为足内翻和足下垂,如果治疗不及时中风患者将落下半身不遂等终生残疾。然而,现在很多踝关节康复治疗还是依靠康复理疗师,但随着人口红利的下降,康复理疗师的数量远远不能满足患者的康复医疗需要,因此踝关节康复医疗机器人获得了研究者的追捧,它的成功应用也必将在患者的康复医疗领域起到革命性的变化。在实际的康复医疗过程中,患者在康复过程中对可穿戴的踝关节设备的安全性、舒适性、抗干扰性都有要求。另外,目前市场上已有的踝关节康复训练设备功能简单,对踝关节运动功能的恢复存在不足,不能实现自动化连续往复缓慢活动,并且使用不当易造成踝关节的再次损伤,一些医院临床用的器械价格昂贵,且需要专业人士指导使用,不利于家庭使用。

发明内容

[0004] 针对现有技术的不足,本发明提供一种医用踝关节康复方法和系统,满足患者对可穿戴的踝关节设备的方便性、安全性、舒适性、抗干扰性、稳定性的要求,完全满足医生和患者对踝关节康复设备功能的需求。

[0005] 本发明为实现上述目的所采用的技术方案是:

[0006] 一种医用踝关节康复方法,包括主动康复和被动康复,所述主动康复包括主动助力康复、主动拉伸康复、主动抗阻康复、主动等长收缩康复,其中,

[0007] 主动助力康复为踝关节康复设备检测患者目标运动方向,并且提供助力辅助患者完成运动;

[0008] 主动拉伸康复为根据患者对踝关节康复设备的主动拉动力大小调节踝关节康复设备角度的康复过程;

[0009] 主动抗阻康复为踝关节康复设备根据患者提供的与所述被动康复运动轨迹的运动方向相反的力调节踝关节康复设备抗阻运动速度的康复过程;

[0010] 主动等长收缩康复为踝关节康复设备在设定的拉伸位置处根据患者施加的作用力调节踝关节康复设备等长收缩角度的康复过程。

[0011] 所述被动康复为踝关节康复设备带动患者做跖屈和背屈运动,形成被动康复运动轨迹,并在运动最大位置处进行震颤运动和拉伸运动的被动辅助康复。

[0012] 所述踝关节康复设备抗阻运动速度为:

$$[0013] \quad v_1 = \alpha v_{d1} + \beta |\tau| > \varepsilon$$

[0014] 其中 α, β 是常数, v_d 是设定的抗阻运动速度, ε 是阈值,有滤波作用,取值范围为0.1-0.4, τ 是患者施加给踝关节康复设备的力矩。

[0015] 所述震颤运动的震颤角度为:

$$[0016] \quad \Delta \theta_1 = \alpha * (\text{rand}(T, n) \% 2) + \beta$$

[0017] 其中, α, β 是常数, $\text{rand}(T, n) \% 2$ 随机产出0或1,其中T是震颤的频率,n是震颤的次数。

[0018] 所述拉伸运动的拉伸角度为:

$$[0019] \quad \theta_1 = \text{sleep}(\theta_{1m} + \Delta \theta_1, t)$$

[0020] 其中, θ_{1m} 是设定的跖屈或背屈的最大角度, $\Delta \theta_1$ 是在跖屈或背屈最大角度处拉伸的角度值,为保证安全,这个值一般比较小,t是保持在拉伸位置的时间。

[0021] 所述主动助力康复过程中踝关节康复设备的主动助力角度为:

$$[0022] \quad \theta_2 = \begin{cases} \theta_{up} & \tau > \eta_1 \\ \theta_{down} & \tau < \eta_2 \\ \theta_{current} & \eta_2 \leq \tau \leq \eta_1 \end{cases}$$

[0023] 踝关节康复设备助力运动的速度为:

$$[0024] \quad v_2 = \lambda \tau + v_{d2}$$

[0025] 其中, $\theta_{up}, \theta_{down}, \theta_{current}$ 分别是背屈最大的角度,跖屈最大角度和当前角度, η_1, η_2 分别是设定的背屈助力和跖屈助力等级值, v 是踝关节康复设备助力运动的速度, v_{d2} 是踝关节康复设备助力运动的初始速度,是常数, λ 是常数, τ 是患者施加给踝关节康复设备的力矩。

[0026] 所述主动拉伸康复时设定拉力等级值,主动拉动角度与拉力等级值成反比:

$$[0027] \quad K = ak + b$$

$$[0028] \quad \theta_3 = \frac{\tau}{K}$$

[0029] 其中, $\text{rank}()$ 是等级函数, τ 是患者施加给踝关节康复设备的力矩, θ_3 为主动拉动角度,k为拉力等级值,K为刚度参数,a是正常数,b是常数。

[0030] 所述根据患者施加的作用力调节踝关节康复设备等长收缩角度为:

[0031] 如果患者施加的作用力大于设定阈值,则踝关节康复设备根据患者施加的作用力调节踝关节康复设备等长收缩角度;否则踝关节康复设备保持在当前设定的拉伸位置。

[0032] 所述踝关节康复设备等长收缩角度为:

$$[0033] \quad \theta_4 = \theta_d + \Delta \theta_2$$

$$[0034] \quad \Delta \theta_2 = \frac{\tau}{K} \quad \tau > M$$

[0035] 其中, θ_d 是设定的拉伸位置, $\Delta \theta_2$ 是角度调节值, τ 是患者施加给踝关节康复设备的

力矩, M 是设定阈值。

[0036] 还包括在主动康复和/或被动康复过程之前和/或之后对踝关节力矩和踝关节拉伸角度进行评估;

[0037] 所述踝关节力矩的评估结果为:

[0038] $\tau_{e1} = \max \{ \tau_1(t) \}$

[0039] $\tau_{e2} = \max \{ \tau_2(t) \}$

[0040] 其中, $\tau_1(t)$, $\tau_2(t)$ 分别是在背屈运动和跖屈运动过程中采集到的患者踝关节力矩; τ_{e1} , τ_{e2} 分别是患者背屈运动和跖屈运动的最大踝关节力矩;

[0041] 所述踝关节拉伸角度的评估结果为:

[0042] $\theta_{e1} = \max \{ \theta_1(t) \}$

[0043] $\theta_{e2} = \max \{ \theta_2(t) \}$

[0044] 其中, $\theta_1(t)$, $\theta_2(t)$ 分别是在背屈运动和跖屈运动过程中采集到的患者踝关节运动的角度值; θ_{e1} , θ_{e2} 分别是患者背屈运动和跖屈运动的最大踝关节角度值。

[0045] 一种医用踝关节康复系统, 上位机通过路由器连接控制器, 与控制器进行指令信息交互;

[0046] 控制器通过 PCI104 总线连接 EtherCAT 板卡, EtherCAT 板卡连接驱动器, 使控制器配置 EtherCAT 板卡与驱动器的文件, 并与驱动器进行信息的交互;

[0047] 驱动器与踝关节康复设备的电机、力矩传感器、编码器连接。

[0048] 本发明具有以下有益效果及优点:

[0049] 1. 本发明中的搭建的踝关节康复系统操作方便灵活, 系统稳定, 运动指令传输速度快;

[0050] 2. 本发明的踝关节康复过程是完全按照有多年康复经验的医生要求实现的, 功能全面满足使用要求且康复效果好;

[0051] 3. 本发明的被动康复过程可以辅助完全没有意识或行动能力的患者做跖屈运动和背屈运动, 并有震颤和拉伸效果, 有效的防止患者肌肉萎缩;

[0052] 4. 本发明的主动助力康复过程可以辅助有一定意识或行动能力的患者完成踝关节的背屈和跖屈运动;

[0053] 5. 本发明的主动抗阻运动可以帮助有一定意识或行动能力的患者在背屈和跖屈运动过程中, 锻炼肌肉力量;

[0054] 6. 本发明的主动拉伸康复过程可以锻炼一定意识或行动能力的患者背屈和跖屈运动能力, 同时帮助患者恢复肌肉力量;

[0055] 7. 本发明的主动等长收缩康复过程可以帮助有一定意识或行动能力的患者拉伸腓肠肌, 缓解痉挛, 同时也帮助患者恢复肌肉力量;

[0056] 8. 本发明可以对康复过程的参数实时可调并且实时监测, 完成满足不同康复状况的患者或同一患者不同康复阶段的需求;

[0057] 9. 本发明可以评估患者在康复和康复后的关节力矩与关节活动范围, 有效的帮助医生和患者把握目前的康复情况。

附图说明

[0058] 图1是本发明的方法示意图；

[0059] 图2是本发明的系统结构图。

具体实施方式

[0060] 下面结合附图及实施例对本发明做进一步的详细说明。

[0061] 如图1所示为本发明的方法示意图。包括主动康复、被动康复和踝关节力矩与拉伸角度评估,主动康复包括主动助力康复、主动拉伸康复、主动抗阻康复、主动等长收缩康复。

[0062] 被动康复过程为踝关节康复设备可以带动患者的脚踝做跖屈与背屈运动,并在在跖屈与背屈运动的最大位置处进行震颤和拉伸运动。医生或者患者可以根据康复的状况,通过人机交互界面设定踝关节设备的跖屈与背屈最大运动范围,运动速度以及整个运动时间。人机交互界面中踝关节最大的背屈角度为 60° ,最大的跖屈角度为 25° ,速度设定5个档位,最长的拉伸时间为10s,最长康复时间为300s。

[0063] 震颤运动的震颤角度为:

$$[0064] \quad \Delta \theta_1 = \alpha * (\text{rand}(T, n) \% 2) + \beta$$

[0065] 其中, α, β 是常数, $\text{rand}(T, n) \% 2$ 随机产出0或1,其中T是震颤的频率,n是震颤的次数。

[0066] 拉伸运动的拉伸角度为:

$$[0067] \quad \theta_1 = \text{sleep}(\theta_{1m} + \Delta \theta_1, t)$$

[0068] 其中, θ_{1m} 是设定的跖屈或背屈的最大角度, $\Delta \theta_1$ 是在跖屈或背屈最大角度处拉伸的角度值,为保证安全,这个值一般比较小,t是保持在拉伸位置的时间。

[0069] 主动助力康复过程为康复设备检测患者想要运动的方向,踝关节设备提供助力辅助患者完成该运动。医生或者患者可以根据康复的状况,通过人机交互界面设定踝关节设备的跖屈与背屈最大角度,踝关节设备跖屈和背屈的助力等级,康复设备接受到运动指令后进行康复运动,踝关节设备提供助力辅助患者完成该运动。人机交互界面中踝关节最大的背屈角度为 60° ,最大的跖屈角度为 25° ,助力等级为9级。

[0070] 主动助力康复过程中踝关节康复设备的主动助力角度为:

$$[0071] \quad \theta_2 = \begin{cases} \theta_{up} & \tau > \eta_1 \\ \theta_{down} & \tau < \eta_2 \\ \theta_{current} & \eta_2 \leq \tau \leq \eta_1 \end{cases}$$

[0072] 踝关节康复设备助力运动的速度为:

$$[0073] \quad v_2 = \lambda \tau + v_{d2}$$

[0074] 其中, $\theta_{up}, \theta_{down}, \theta_{current}$ 分别是背屈最大的角度,跖屈最大角度和当前角度, η_1, η_2 分别是设定的背屈助力和跖屈助力等级值,v是踝关节康复设备助力运动的速度, v_{d2} 是踝关节康复设备助力运动的初始速度,是常数, λ 是常数, τ 是患者施加给踝关节康复设备的力矩。

[0075] 主动拉伸康复过程为患者主动拉动踝关节设备做跖屈与背屈运动,而且随着拉动角度的增大,患者需要施加的拉力就越大。医生或者患者可以通过人机交互界面设定拉力的等级,等级越高,在患者拉到相同角度时所需的力越大。本发明在人机交互界面中设定9个刚度等级。

[0076] 主动拉伸康复时设定拉力等级值,主动拉动角度与拉力等级值成反比:

$$[0077] \quad K=ak+b$$

$$[0078] \quad \theta_3 = \frac{\tau}{K}$$

[0079] 其中, τ 是患者施加给踝关节康复设备的力矩, θ_3 为主动拉动角度, k 为拉力等级值, K 为刚度参数, a 是正常数, b 是常数。

[0080] 主动抗阻康复过程为踝关节设备按照被动辅助的运动轨迹运动,要求患者施加于踝关节设备运动相反的方向的阻力,踝关节设备速度会降低并保持恒速按被动辅助轨迹继续运动。医生或者患者可以通过人机交互界面设定设备运动的范围、运动的时间和运动速度。人机交互界面中踝关节最大的背屈角度为 60° ,最大的跖屈角度为 25° ,速度设定5个档位,最长康复时间为300s。

[0081] 踝关节康复设备抗阻运动速度为:

$$[0082] \quad v_1 = \alpha v_{d1} + \beta |\tau| > \varepsilon$$

[0083] 其中 α, β 是常数, v_1 为踝关节康复设备抗阻运动速度, v_{d1} 是设定的抗阻运动速度, ε 是阈值,有滤波作用,取值范围为0.1-0.4, τ 是患者施加给踝关节康复设备的力矩。

[0084] 主动等长收缩康复过程为踝关节设备带动患者脚踝达到医生或患者设定的背屈极限位置,对患者实现极限位置拉伸效果,并要求患者施加相反的作用力,试图推动踝关节设备。如果患者施加的作用力大于设定阈值,则踝关节康复设备根据患者施加的作用力调节踝关节康复设备等长收缩角度;否则踝关节康复设备保持在当前设定的拉伸位置。医生或者患者可以通过人机交互界面设定设备的背屈角度和推动踝关节设备需要的离心力等级。人机交互界面踝关节运动的背屈角度最大设定角度为 65° ,离心力等级共9级。

[0085] 踝关节康复设备等长收缩角度为:

$$[0086] \quad \theta_4 = \theta_d + \Delta \theta_2$$

$$[0087] \quad \Delta \theta_2 = \frac{\tau}{K} \quad \tau > M$$

[0088] 其中, θ_d 是设定的拉伸位置, $\Delta \theta_2$ 是角度调节值, τ 是患者施加给踝关节康复设备的力矩, M 是设定阈值。

[0089] 踝关节康复评估包括踝关节力矩评估和踝关节拉伸范围评估。踝关节的力矩评估过程要求患者主动用力去踩踝关节设备踏板或者拉踏板,设备会读取到患者施加在踏板上的作用力,为患者后期的康复治疗提供参考。踝关节设备拉伸范围评估过程要求患者主动拉动踝关节设备运动到患者的极限位置,设备会记录显示患者的拉伸范围,为患者后期的康复治疗提供参考。

[0090] 踝关节力矩评估的结果为:

$$[0091] \quad \tau_{e1} = \max \{ \tau_1(t) \}$$

$$[0092] \quad \tau_{e2} = \max \{ \tau_2(t) \}$$

[0093] 其中, $\tau_1(t), \tau_2(t)$ 分别是在做背屈运动和跖屈运动过程中采集到的患者踝关节力矩。 τ_{e1}, τ_{e2} 分别是患者背屈运动和跖屈运动最大的踝关节力矩。

[0094] 踝关节拉伸范围评估的结果为:

$$[0095] \quad \theta_{e1} = \max \{ \theta_1(t) \}$$

[0096] $\theta_{e2} = \max \{ \theta_2(t) \}$

[0097] 其中, $\theta_1(t)$, $\theta_2(t)$ 分别是在做背屈运动和跖屈运动过程中采集到的患者踝关节运动的角度值。 θ_{e1} , θ_{e2} 分别是患者背屈运动和跖屈运动最大的踝关节角度值。

[0098] 如图2所示为本发明的踝关节康复系统的结构图。康复系统的上位机是平板电脑, 通过无线网络通讯技术与控制器进行指令信息交互, 控制器通过Ethercat通讯总线技术与驱动器进行信息的交互, 驱动器与设备的电机、力矩传感器、编码器相连。上位机中装入写好的人机交互界面程序, 通过浏览器启动; 控制器中装入QNX实时操作系统, 并搭建Web服务器, 同时控制器通过网线与路由器相连。控制器通过PCI104总线与Ethercat板卡相连, 同时, 配置板卡与驱动器的文件, 利用Ethercat总线技术与驱动器进行信息的交互, 最后配置驱动器与电机的文件, 方便驱动器发送电机运动指令。

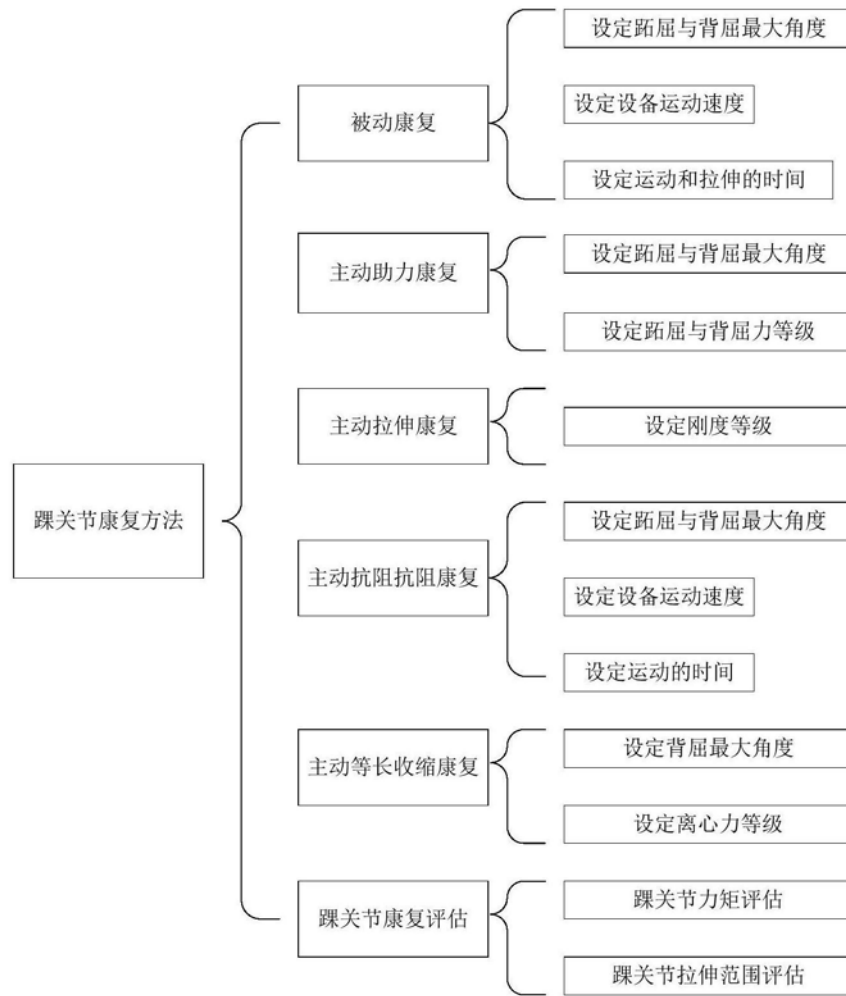


图1

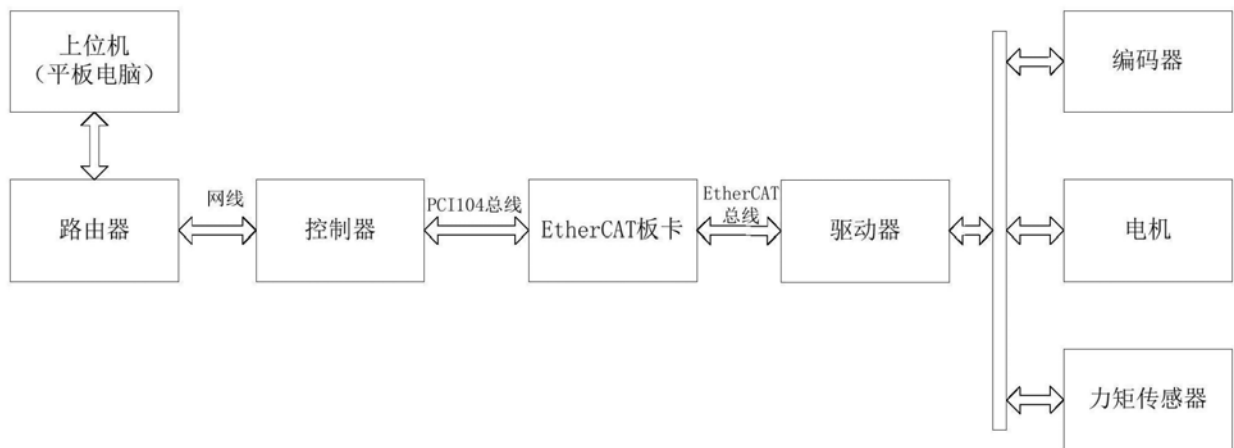


图2