

人体关节活动度测量系统

胡超, 葛云, 陈颖

南京大学电子科学与工程学院, 江苏 南京 210023

【摘要】关节活动度是康复学中鉴定肢体伤残等级和评定关节康复程度的一项重要指标。目前常用的测量方法有通用量角器、照相机和X光,但这些方法在精度、稳定性和实时性方面都无法满足临床需要。本文提出了将光学定位设备NDI Polaris Spectra应用于人体关节活动度的测量,从而提高精确度、可重复性和实时性。本方法首先将反光小球固定在人体的骨性标志点上,然后利用NDI Polaris Spectra追踪反光小球的位置。NDI Polaris Spectra会将反光小球的三维坐标数据反馈给计算机,根据这些反光小球的三维坐标数据使用最小二乘法拟合出肢体运动的轨迹和轴心,从而计算出关节运动的角度。该方法测量结果的精度可以达到 0.5° ,标准差不超过 0.02° ,精度和稳定性都优于现有方法,足以满足临床需要。

【关键词】关节活动度;最小二乘法;NDI Polaris Spectra

【中图分类号】R496

【文献标识码】A

【文章编号】1005-202X(2016)01-0034-05

Measurement system for human joint range of motion

HU Chao, GE Yun, CHEN Ying

School of Electronic Science and Engineering, Nanjing University, Nanjing 210023, China

Abstract: Joint range of motion (ROM) is an important indicator of rehabilitation to determine the physical disability grade and assess the joint rehabilitation. The most common measurement methods are universal protractor, photography and X-ray. However, the accuracy, stability and real-time of these methods are unable to meet the clinical needs. In this paper, an optical positioning equipment named NDI Polaris Spectra was proposed to measure the human ROM, improving the accuracy, repeatability and real-time. Passive balls were firstly fixed on the bone marker points of human body. And NDI Polaris Spectra was applied to track the positions of passive balls. The three-dimensional coordinates of passive balls were inputted into computer by NDI Polaris Spectra. Based on the three-dimensional coordinates, the physical movement and axis were simulated by least-square method to calculate the joint ROM. The measurement accuracy of proposed method reached 0.5° ; the standard deviation was no more than 0.02° . The accuracy and stability of the proposed method are better than those of existing methods, meeting the clinical needs.

Key words: joint range of motion; least-square method; NDI Polaris Spectra

前言

人体关节活动度又称关节活动范围,是关节运动时所通过的运动弧^[1]。康复学把人体关节活动度作为评定患者关节受伤及康复程度的一项重要指标。在司法鉴定中关节活动度也是鉴定肢体伤残等

级的重要依据。能否精确测量关节活动度将关系到赔偿及量刑的尺度,对事件双方有着重大意义。临床常用的测量工具是通用量角器,它由一个移动臂、一个固定臂和一个带有指针的刻度盘组成,如图1所示^[2]。使用通用量角器时,必须始终保证量角器轴心紧贴关节活动轴心,并且两臂与关节两端肢体长轴平行^[3]。该方法虽然操作简单,但误差大,误差通常会估算到 5° ,不利于重复操作,且应用范围受限^[4]。后来提出了照相机法,即在被测关节的固定臂和活动臂上分别贴两个圆形标志点,用数码相机拍摄标志点在关节旋转前后的两个定义位置,通过数学方法

【收稿日期】2015-09-04

【基金项目】国家自然科学基金(81371638);中央高校基本科研业务费项目(1106021034);江苏省自然科学基金(BE2012158, BK2011393, BY2012186)

【作者简介】胡超(1990-),男,硕士,主要从事诊断医疗软件的研发。
Tel: 18205186509; E-mail: 603485033@qq.com。

计算标志点连线之间的角度在旋转前后的变化,得出该关节的活动度,如图2所示^[5]。这种方法虽然比通用量角器更精确、有效,但皮肤在旋转平面内相对骨骼会发生少量平移,使旋转后的标志点连线不再是旋转前的标志点连线而产生误差^[6]。同时标志点中心的提取和照相机镜头光轴与关节旋转平面不能精确地保持垂直也会导致误差,这使得照相法的测量结果也不是非常可信^[7]。为了减小误差,本文提出了利用NDI Polaris Spectra追踪肢体骨性标志点上固定的反光小球的运动,通过反光小球的坐标数据拟合出关节转动的轨迹,从而计算出关节活动度。

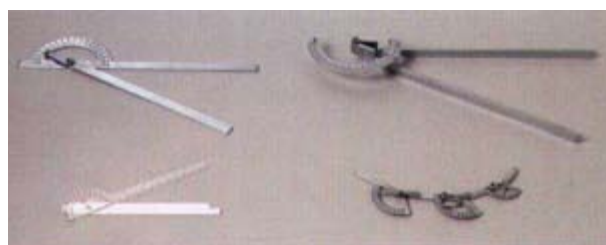
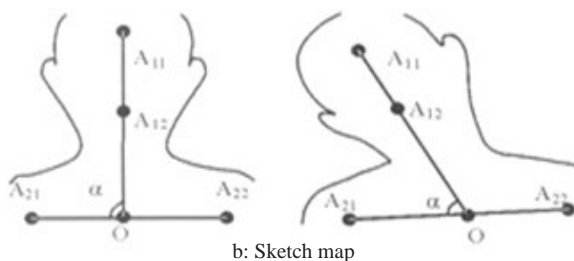


图1 通用量角器

Fig.1 Universal protractor



a: Real photo



b: Sketch map

图2 照相法

Fig.2 Photography

1 方法

本文提出一种新的测量人体关节活动度的方案。该方案的具体流程如下:(1)将反光小球固定在待测关节移动臂的骨性标志点上。由于难以把小球直接贴在标志点上,我们为反光小球定制了塑料底座。底座的一端是箭头,可以插入小球内部(小球内部是空心的),另一端有双面胶,可以将底座粘贴在骨性

标志点上,如图3所示^[8]。这样小球就连同底座一起固定在骨性标志点上了。关节转动时,小球与肢体间就可以保持相对静止的状态。



图3 固定在手臂上的反光小球

Fig.3 Passive balls fixed on the arm

(2)将穿戴器件绑在待测关节的固定臂上。这种穿戴器件由两根弹性魔术贴绑带、一根刚性板和一个支架组成^[9]。其中刚性板连接两根魔术贴绑带,支架上安置3个反光小球后固定在刚性板上,如图4所示。测量时将魔术贴绑带绑在待测关节的固定臂上,使反光小球朝向NDI Polaris Spectra。这样既可以保证反光小球和肢体的相对位置关系在运动中保持不变,也可以确保肢体在运动过程中NDI Polaris Spectra始终可以监控到反光小球^[10]。



图4 穿戴器件

Fig.4 Wearable device

(3)获取骨性标志点和穿戴器件上反光小球的初始坐标。在初始时刻,保持肢体静止,使反光小球处在NDI Polaris Spectra的监控范围内。在软件中调用NDI Polaris Spectra的API函数getTrackPosition以获得骨性标志点上的反光小球的初始坐标 $p_0(x_0, y_0, z_0)$ 和穿戴器件上3个反光小球的初始坐标 $p_1(x_1, y_1, z_1)$ 、 $p_2(x_2, y_2, z_2)$ 和 $p_3(x_3, y_3, z_3)$ 。穿戴器件上3个反光

小球的初始坐标值构成矩阵 P_0 , 如下所示:

$$P_0 = \begin{bmatrix} x_1 & y_1 & z_1 \\ x_2 & y_2 & z_2 \\ x_3 & y_3 & z_3 \end{bmatrix}$$

(4) 关节从初始位置缓慢转动时, 保存前 3 s NDI Polaris Spectra 采样得到的 4 个反光小球的坐标值。由于关节在旋转过程中还带有少量的平移运动, 如果消除了平移运动, 则可以将骨性标志点看作是绕一个定点转动, 这个定点便是关节的轴心点^[11]。

(5) 令初始位置的下一采样时刻为 t , 在软件中调用 API 函数 getTrackPosition 分别获得骨性标志点上的反光小球的坐标值 $p(t)(x(t), y(t), z(t))$ 和穿戴器件上的 3 个反光小球的坐标值 $p_1(t)(x_1(t), y_1(t), z_1(t))$ 、 $p_2(t)(x_2(t), y_2(t), z_2(t))$ 和 $p_3(t)(x_3(t), y_3(t), z_3(t))$ 。此时穿戴器件上 3 个反光小球的坐标值构成矩阵 $P(t)$, 如下所示:

$$P(t) = \begin{bmatrix} x_1(t) & y_1(t) & z_1(t) \\ x_2(t) & y_2(t) & z_2(t) \\ x_3(t) & y_3(t) & z_3(t) \end{bmatrix}$$

由矩阵 P_0 和 $P(t)$ 可根据公式(1)计算出从初始位置到 t 时刻关节的平移矩阵 $M^{[12]}$:

$$P_0 * M = P(t) \quad (1)$$

平移矩阵 M 的计算公式为:

$$M = P_0^{-1} * P(t) \quad (2)$$

因反光小球与关节固定臂之间保持相对静止的关系, 所以骨性标志点的平移矩阵也是 $M^{[13]}$ 。

令没有平移运动, t 时刻骨性标志点的坐标为 $p'(x', y', z')$, p' 与 $p(t)$ 的关系为:

$$p' * M = p(t) \quad (3)$$

因此可以利用公式(3)消除骨性标志点的平移运动, 消除平移运动后的骨性标志点在 t 时刻的坐标计算公式为:

$$p' = p(t) * M^{-1} \quad (4)$$

(6) 对保存的每一个采样时刻的骨性标志点的坐标值都进行以上的消除平移计算, 从而将骨性标志点看作是绕关节轴心做圆周运动^[14]。

(7) 设消除平移运动后的骨性标志点的 n 个采样坐标为 $M_i(x_i, y_i, z_i)(i=1, 2, \dots, n)$, 根据这些坐标值拟合出骨性标志点的运动轨迹所在的平面, 令空间平面方程为:

$$Ax_i + By_i + Cz_i - D = 0 \quad (5)$$

由于空间平面不通过坐标原点, 为简洁起见可使 $D=1$, 将 $M_i(x_i, y_i, z_i)(i=1, 2, \dots, n)$ 代入上式可以得到:

$$\begin{bmatrix} x_1 & y_1 & z_1 \\ \vdots & \vdots & \vdots \\ x_n & y_n & z_n \end{bmatrix} \begin{bmatrix} A \\ B \\ C \end{bmatrix} - \begin{bmatrix} 1 \\ 1 \\ 1 \end{bmatrix} = 0 \quad (6)$$

此时权矩阵为单位矩阵, 令

$$W = \begin{bmatrix} A & B & C \\ \Delta x_{12} & \Delta y_{12} & \Delta z_{12} \\ \Delta x_{23} & \Delta y_{23} & \Delta z_{23} \\ \vdots & \vdots & \vdots \\ \Delta x_{(n-1)n} & \Delta y_{(n-1)n} & \Delta z_{(n-1)n} \end{bmatrix}, \quad X = \begin{bmatrix} x_0 \\ y_0 \\ z_0 \end{bmatrix}, \quad L = \begin{bmatrix} 1 \\ l_1 \\ l_2 \\ \vdots \\ l_{n-1} \end{bmatrix}$$

由最小二乘法则 $V^T P V = \min$ 可知, 空间平面向量的方向系数为 $X = (N^T N)^{-1} N^T L$ 。

(8) 设关节轴心点为 $M_0(x_0, y_0, z_0)$, 向量 $M_1 M_2$ 为 $(x_2 - x_1, y_2 - y_1, z_2 - z_1)$, 由于过 M_1 和 M_2 的中间点 M_{12} 的向量 $M_0 M_{12}$ 和向量 $M_1 M_2$ 垂直, 则有

$$\Delta x_{12} x_0 + \Delta y_{12} y_0 + \Delta z_{12} z_0 - l_1 = 0 \quad (7)$$

其中, $\Delta x_{12} = x_2 - x_1$, $\Delta y_{12} = y_2 - y_1$, $\Delta z_{12} = z_2 - z_1$, $l_1 = ((x_2^2 + y_2^2 + z_2^2) - (x_1^2 + y_1^2 + z_1^2)) / 2$ 。由 n 个点可以列出 $n-1$ 个线性无关的中垂面方程, 将其与(5)式联立, 令

$$W = \begin{bmatrix} A & B & C \\ \Delta x_{12} & \Delta y_{12} & \Delta z_{12} \\ \Delta x_{23} & \Delta y_{23} & \Delta z_{23} \\ \vdots & \vdots & \vdots \\ \Delta x_{(n-1)n} & \Delta y_{(n-1)n} & \Delta z_{(n-1)n} \end{bmatrix}, \quad X = \begin{bmatrix} x_0 \\ y_0 \\ z_0 \end{bmatrix}, \quad L = \begin{bmatrix} 1 \\ l_1 \\ l_2 \\ \vdots \\ l_{n-1} \end{bmatrix}$$

则有 $W X - L = 0$, 此时选取权矩阵 P 时若令每一个中垂面方程的权为 1, 那么拟合的空间平面的权为 C_n^3 , 这是因为不在一条直线上的 3 个点构成一个面, 该平面是由 C_n^3 个平面拟合而成的最优平面, 可得关节轴心点的最小二乘解为 $X = (W^T P W)^{-1} W^T P L$ 。

(9) 设解出的关节轴心点的坐标为 $O(x, y, z)$, 骨性标志点的初始坐标为 $p_0(x_0, y_0, z_0)$, 则可以计算出关节移动臂的初始位置向量 $R_0(x - x_0, y - y_0, z - z_0)$ 。关节转动到任意时刻 t , 对采样的骨性标志点的坐标值进行消除平移操作, 得到消除平移后的坐标值 $p'(x', y', z')$, 结合轴心点便可以计算出任意时刻 t , 关节移动臂的即时位置向量 $R(t)(x - x', y - y', z - z')$ 。计算向量 R_0 和 $R(t)$ 之间的夹角 θ , 此夹角 θ 即为任意 t 时刻关节的转动角度。

2 系统设计

测量系统由软件和硬件组成。软件包含数据传输、角度计算和三维显示。数据传输模块通过 NDI Polaris Spectra 获取反光小球的三维坐标数据并传递到角度计算模块; 角度计算模块计算出关节实时的转动角度并将角度值通过传输模块传递到三维显示模块; 三维显示模块根据传递的角度值控制着人体三维模型的运动方向和大小, 呈现一个直观效果。硬件包括 NDI Polaris Spectra 光学定位系统、反光小

球和穿戴器件。系统启动时,软件负责对NDI Polaris Spectra 光学定位系统初始化。在使用过程中,NDI

Polaris Spectra 光学定位系统会将反光小球的坐标数据实时传递给软件处理。整个系统的构架如图5所示。

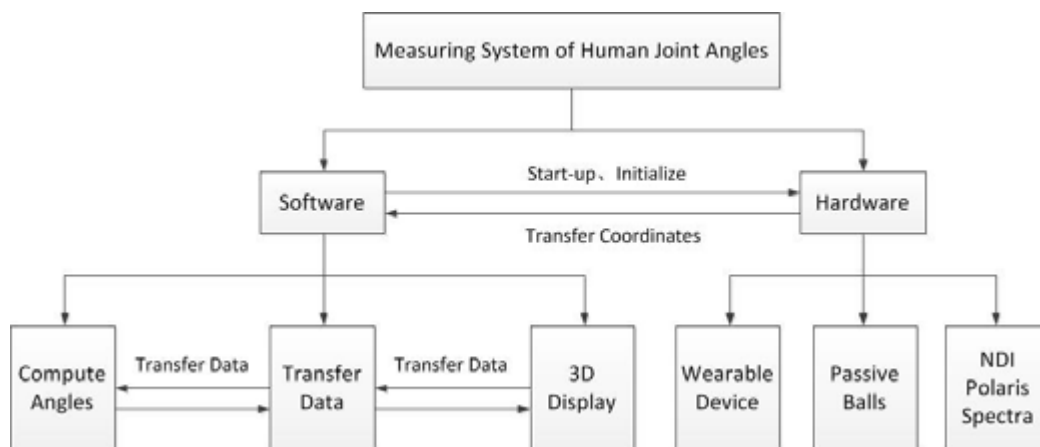


图5 系统框架图

Fig.5 System diagram

3 实验

笔者采用TIMM牌数显万能角度尺检验本方案的正确性,这种角度尺可以实时显示角度值,精度达

0.08°。根据上述方法和步骤,将反光小球固定在角度尺的移动臂上,移动臂转动若干个角度,记录下角度尺示数和计算结果,得到的实验结果如表1所示。

表1 数据对比

Tab.1 Data comparison

Method	Angle (°)									
	30	40	50	60	70	80	90	100	110	120
Protractor	30.02	40.04	50.05	60.03	70.04	80.00	90.01	100.02	110.05	120.10
This method	30.40	40.48	50.54	60.20	70.30	80.36	90.20	100.36	110.40	120.25

根据上述表格,计算出数显万能角度尺的示数和本方案测量结果的差值,差值如图6所示。

从图6的差值图可以算出本方案的计算结果与数显万能角度尺的测量结果的最大差值不超过0.5°,平均误差为0.313°,标准差为0.012°,说明本文的测量方法在精度和稳定性方面都优于普通的测量方法。更重要的是,通用量角器和照相法都无法准确测量颈部、腰部的左右旋转运动以及肩、髋关节的内、外旋运动,但本文所述方案对各个关节的各种运动方式都适用,有着比现有的任何一种方法都广的适用范围,因此本文设计的方案对临床康复医学测量关节活动度有重要的意义。

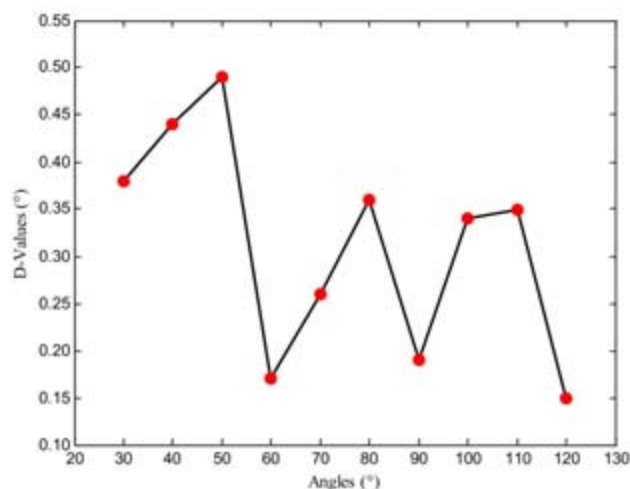


图6 差值图

Fig.6 Difference map

4 结 论

经过实验证明,本文所述的关节活动度测量方法精度高,易于操作,可重复性强,能适应关节的各种方向运动,还能实时显示测量结果,方便医生观察,给临床康复医学带来极大的便利。

【参考文献】

- [1] 励建安. 康复医学[M]. 北京: 科学出版社, 2008: 38.
LI J A. Rehabilitation Medicine [M]. Beijing: Science Press, 2008: 38.
- [2] 王茂斌. 康复医学[M]. 北京: 人民卫生出版社, 2009: 90.
WANG M B. Rehabilitation Medicine [M]. Beijing: People's Medical Publishing House, 2009: 90.
- [3] 缪鸿石. 康复医学理论与实践[M]. 上海: 上海科学出版社, 2000: 281.
MIU H S. Theory and Practice of Rehabilitation Medicine [M]. Shanghai: Shanghai Science Press, 2000: 281.
- [4] 康宇华. 关节活动范围研究现状[J]. 中国康复医学杂志, 2001, 16(1): 57-59.
KANG Y H. Range of motion research status [J]. Chinese Journal of Rehabilitation Medicine, 2001, 16(1): 57-59.
- [5] 胡海滔, 李志忠, 严京滨, 等. 关节活动度的照相测量方法[J]. 人类工效学, 2006, 12(2): 13-15.
HU H T, LI Z Z, YAN J B, et al. A photographic method for joint range of motion measurement [J]. Ergonomics, 2006, 12(2): 13-15.
- [6] 王雪影, 岩君芳, 叶树亮, 等. 关节臂式坐标测量系统关键技术研究[J]. 中国计量学院学报, 2010, 1(1): 12-15.
WANG X Y, YAN J F, YE S L, et al. Research on the key technology of articulated arm flexible CMMs [J]. Journal of China University of Metrology, 2010, 1(1): 12-15.
- [7] 张国雄. 坐标测量技术发展方向[J]. 红外与激光工程, 2008, 37(增刊): 1-5.
ZHANG G X. Development orientations of coordinate measuring techniques [J]. Infrared and Laser Engineering, 2008, 37(Suppl): 1-5.
- [8] 黄波士, 陈福民, 张金剑. 一种改进算法的光学运动捕捉系统[J]. 同济大学学报, 2005, 33(10): 1372-1376.
HUANG B S, CHEN F M, ZHANG J J. Optical motion capture system with improved algorithms [J]. Journal of Tongji University, 2005, 33(10): 1372-1376.
- [9] 王科俊, 陈玮. 一种可穿戴式人体运动捕捉系统的设计与实现[J]. 黑龙江大学工程学报, 2013, 4(2): 97-102.
WANG K J, CHEN W. Design and implementation of a wearable human motion capture system [J]. Journal of Engineering of Heilongjiang University, 2013, 4(2): 97-102.
- [10] 陈为昊. 基于光学的人体运动捕捉系统[J]. 福建电脑, 2013, 7(13): 120-122.
CHEN W H. Human motion capture system based on optical [J]. Fujian Computer, 2013, 7(13): 120-122.
- [11] YAKUNINA G Y. The three-dimensional motion of optimal pyramidal bodies [J]. J Appl Math Mech (Engl Transl), 2005, 69(2): 234-243.
- [12] LI H S, LI D. Recent developments in human motion analysis [J]. Pattern Recogn Aritif Intellig, 2009, 22(1): 70-78.
- [13] ZHOU H Y, HU H S. Human motion tracking for rehabilitation [J]. Biol Signals Proc Con, 2008, 3(1): 1-18.
- [14] ALEXANDER E J, ANDRIACCHI T P. Correcting for deformation in skin-based marker systems [J]. J Biomechan, 2001, 34(3): 355-361.
- [15] ANDEL C J, WOLTERBEEK N, DOORENBOSCH C A, et al. Complete 3D kinematics of upper extremity functional tasks [J]. Gait Posture, 2008, 27(1): 120-127.