

文章编号: 1001-4888(2015)02-0142-09

基于约束关系的下颈椎运动测量新方法^{*}

郑伟龙¹, 李林安¹, 王世斌¹, 王志勇¹, 史念珂², 雪原³

(1. 天津大学 机械工程学院力学系, 天津 300072; 2. 天津医科大学 基础医学院, 天津 300070;
3. 天津医科大学 总医院骨科, 天津 300052)

摘要: 下颈椎各个关节准确稳定的运动参数是医生对颈椎病进行诊断的重要依据。本文提出了一种满足颈椎耦合约束关系, 基于双目视觉原理的下颈椎运动参数测量方法。首先, 根据下颈椎围绕瞬时旋转中心运动的特点和下颈椎耦合运动的规律, 建立了满足耦合约束关系的下颈椎运动学模型; 其次, 在下颈椎解剖学特征位置(棘突和横突)上布置标志点, 借助多台摄像机, 基于双目视觉原理和三维数字图像相关(3D-DIC)技术, 直接测量不考虑耦合约束关系的下颈椎前屈、后伸、左旋、右旋及侧屈等运动时的角度; 最后, 利用考虑耦合约束关系的运动学模型对下颈椎运动角度变化曲线进行了校正。波动范围的分析结果表明测量的稳定性得到了提高。利用本方法实现了对下颈椎关节运动角度的实时测量, 提供了一种对下颈椎关节运动进行稳定测量的有效手段。

关键词: 下颈椎运动学; 双目视觉; 耦合运动

中图分类号: G804.6 **文献标识码:** A **DOI:** 10.7520/1001-4888-14-210

0 引言

近年来, 随着医学的发展, 医生对颈椎病手术适应症的诊断、手术的原则以及术后并发症处理等问题的认识逐渐深入。在很多情况下, 并非所有的颈椎病患者都需要手术治疗或者适合手术治疗, 因此准确地测量出颈椎运动时各个椎骨之间的相对运动参数对临床治疗有着重要意义。尽管 X 射线经常被用来做颈椎检测, 但是这种方法不能给出运动信息, 并且会产生少量的辐射, 危害人体健康。因此医疗影像学、计算机图形学等技术被广泛地应用于颈椎、脊椎运动的测量, 从而弥补了这些缺陷。

R. E. Nicholas^[1]等通过测量被测试者头部、颈部和胸部标记点的运动, 得到了患者颈椎相对头部和胸部的旋转、侧屈、前屈和后伸角度, 评价不同种类颈椎运动限制器的功能和适用情况。Y. H. Lee^[2]和 N. R. Crawford^[3]等通过测量颈椎解剖学特征部位上标记点的位置, 得到了各节颈椎椎骨的运动角度。K. Hyunho^[4]等利用惯性测量单元测量出颈椎的运动状态、运动幅度, 研究了颈椎耦合运动规律。在这些研究的基础上, J. A. William^[5]等研究了运动过程中, 头部的方位对颈椎椎骨间运动角度的影响。K. W. Shyi^[6]等通过计算机图像学的方法研究了上颈椎和下颈椎在运动方式和姿态上的区别。在人体其他部位测量方面, Y. L. Raymond^[7]和 G. S. Anthony^[8]等分别使用三维惯性跟踪系统和通过测量腰椎上标记点的位置实时地测量出腰椎的运动状态。J. F. Pascual^[9]等通过跟踪标记点的方法对人体的运动进行跟踪记录分析, 并详细说明了标记点的特征提取和匹配方法。

近年来, 利用标记点进行运动测量的图像处理技术也被广泛用于下颈椎运动的测量^[1,6]。利用标

^{*} 收稿日期: 2014-10-20; 最终修回日期: 2014-12-29

基金项目: 国家自然科学基金(11472186)资助

通讯作者: 李林安(1966-), 男, 博士, 教授。主要研究领域: 生物力学。Email: lali@tju.edu.cn

记点方法对下颈椎运动进行测量时,通常每个下颈椎椎骨上贴三个标记点,分别在下颈椎棘突和横突对应的位置上。通过跟踪这些标记点的位置便可以得到下颈椎关节的运动情况^[6]。虽然该方法操作简便,但是下颈椎表皮以及肌肉的变形可能会使标记点的位置变得不准确,进而降低下颈椎运动参数估计的准确性。因此如何消除干扰因素的影响,使测量的下颈椎运动参数更精确变得至关重要。实验发现,由于下颈椎表皮以及肌肉变形等干扰因素的影响,颈椎椎骨的运动特征会被干扰。本文通过研究下颈椎椎骨的运动学特征,建立基于耦合约束关系的下颈椎运动学模型,通过模型的误差函数来强化颈椎椎骨的运动学特征,以此来减少干扰因素的影响。

人体的颈椎包括七节椎骨,从上到下依次记为 C1~C7,其中 C3~C7 被称为下颈椎。本文重点研究的是下颈椎中最容易出现运动异常的 C3~C6 的四节椎骨。在下颈椎运动方式的研究方面,前人使用最小二乘法^[10]和几何方法^[11]估计出了下颈椎运动的旋转中心,对下颈椎的运动学规律进行了详实的总结^[12],并借助数值模拟的方法得到了下颈椎耦合运动关系^[13]。在侧屈运动过程中,对下颈椎模型进行节间旋转角度和侧屈角度的测定,结果表明下颈椎运动具有明显的耦合特征,即侧屈时伴有明显的轴向旋转运动。从下颈椎第三节椎骨(C3)到第六节椎骨(C6),相邻椎骨间伴随侧屈的耦合轴向旋转运动逐渐减少,这与下颈椎小关节面在矢状面上的倾角从上至下逐渐减少相符合。本文在上述成果的基础上,提出一种新的下颈椎运动测量方法。该方法通过测量标记点的位置得到运动过程中下颈椎各关节的角度,根据下颈椎的运动学特征建立了基于耦合约束关系的下颈椎运动学模型。根据该模型对下颈椎的运动角度进行校正,从而减小颈椎表皮等干扰因素带来的误差。

1 基于约束关系的下颈椎运动学模型

1.1 一般情况下的下颈椎运动学模型

下颈椎特有的结构特点导致下颈椎运动有两个明显的特征:第一个特征是在特定瞬时,椎骨的某一节段相对于邻近节段的运动是一个旋转运动。这个旋转的中心通常被称为瞬时旋转中心。第二个特征是不同的椎骨运动之间存在一定的耦合关系。具体来讲,在下颈椎的运动过程中,下颈椎的侧屈和旋转不能单独发生,侧屈总要引起旋转,而旋转必导致侧屈,并且侧屈和旋转两个角度的比例相对固定^[12]。

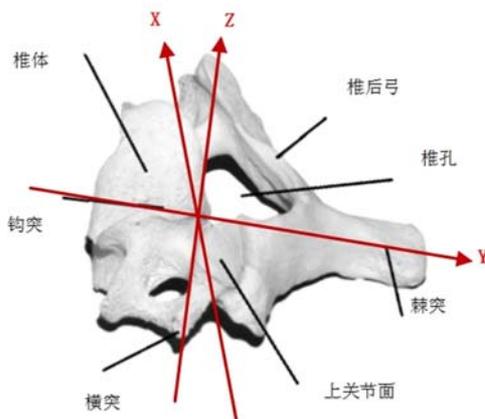


图 1 椎骨结构示意图

Fig. 1 Diagram of the structure of vertebra

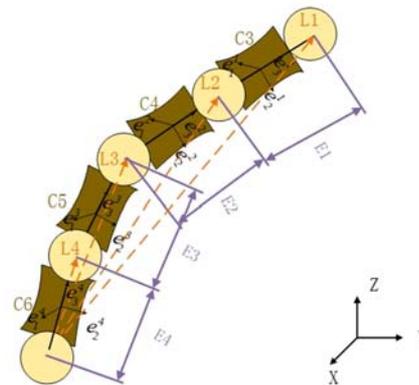


图 2 C3~C6 颈椎运动学模型

Fig. 2 Kinematic model of the C3~C6 cervical spine

图 1 中的椎骨示意图选取自文献^[14]。为分析方便,如图 1 所示,在每个下颈椎椎骨上建立局部坐标系。在每节椎骨上,Z 轴通过椎骨两侧的横突,垂直于 Z 轴并且通过棘突的直线为 Y 轴,X 轴则通过计算 Y 轴和 Z 轴的矢量积获得。下颈椎绕 Z 轴旋转形成前屈、后伸运动;绕 X 轴旋转形成左旋、右旋运动;绕 Y 轴旋转形成左侧屈、右侧屈运动。通常,旋转幅度最大为 $8^{\circ}\sim 12^{\circ}$,侧屈运动小于 11° ,而屈伸运动小于 15° 。对每个下颈椎椎骨进行以上操作,便在每个下颈椎椎骨上建立了相应的局部坐标系。图 2 为建立的包括 C3、C4、C5、C6 四节椎骨的下颈椎运动学简化结构模型,其中 C3~C6 分别定义为第

1~4 节椎骨,为公式推导方便,第 n 节下颈椎椎骨局部坐标系的 X 、 Y 、 Z 轴记为 e_1^n 、 e_2^n 、 e_3^n 。

根据下颈椎运动学特点,椎骨之间相对运动存在一个瞬时旋转中心,第 n 节椎骨绕第 $n+1$ 节椎骨旋转的角度为基矢量 e_1^n 、 e_2^n 、 e_3^n 依次绕基矢量 e_1^{n+1} 、 e_2^{n+1} 、 e_3^{n+1} 转过的卡尔丹角坐标 θ_1^n 、 θ_2^n 、 θ_3^n 。对应着下颈椎的运动形式,角度 θ_1^n 、 θ_2^n 、 θ_3^n 分别为下颈椎椎骨的旋转、侧屈、前屈或后伸角度。参照下颈椎椎骨上的局部坐标系,绕坐标轴逆时针旋转角度为负,绕坐标轴顺时针旋转角度为正。即左旋为负,右旋为正;左侧屈为正,右侧屈为负;前屈为负,后伸为正。则第 n 节椎骨绕第 $n+1$ 节椎骨旋转的矩阵如下:

$$A_n^{n+1} = \begin{pmatrix} C_2^n C_3^n & -C_2^n C_3^n & S_2^n \\ S_1^n S_2^n C_3^n + C_1^n S_3^n & -S_1^n S_2^n S_3^n + C_1^n S_3^n & S_1^n C_2^n \\ -C_1^n S_2^n C_3^n + S_1^n S_3^n & C_1^n S_2^n S_3^n + S_1^n C_3^n & S_1^n C_2^n \end{pmatrix} \quad (1)$$

式中, S_i^n 代表 $\sin(\theta_i^n)$, C_i^n 代表 $\cos(\theta_i^n)$ 。

如图 2 所示,为了能够描述下颈椎的运动姿态,将颈椎的 C2~C3、C3~C4、C4~C5、C5~C6 椎骨间的旋转中心作为下颈椎运动姿态曲线的控制点,控制点的位置向量分别记为 L_1 、 L_2 、 L_3 、 L_4 。

$$L_1 = A_1 \cdot \rho_1 + A_1 \cdot A_3^1 \cdot \rho_3 + A_1 \cdot A_3^1 \cdot A_2^3 \cdot \rho_2 + A_1 \cdot A_3^1 \cdot A_2^3 \cdot A_1^2 \cdot \rho_1 \quad (2)$$

$$L_2 = A_1 \cdot \rho_1 + A_1 \cdot A_3^1 \cdot \rho_3 + A_1 \cdot A_3^1 \cdot A_2^3 \cdot \rho_2 \quad (3)$$

$$L_3 = A_1 \cdot \rho_1 + A_1 \cdot A_3^1 \cdot \rho_3 \quad (4)$$

$$L_4 = A_1 \cdot \rho_1 \quad (5)$$

式中, $\rho_n = [0, 0, E_n]$, E_n 为第 n 节椎骨两端旋转中心的距离; A_n 为第 n 节椎骨局部坐标系相对于世界坐标系的旋转矩阵; A_q^p 为第 q 节椎骨局部坐标系相对于第 p 节椎骨局部坐标系的旋转矩阵;将式(1)代入到式(2)~(5)中可得 L_n ,其值为试验直接测量的第 $n-1$ 节椎骨与第 n 节椎骨之间的旋转中心的位置向量。

1.2 满足耦合约束关系的下颈椎运动学模型

由于耦合约束关系^[5],下颈椎的侧屈和旋转角度的耦合约束关系系数设为 k ,则有 $\theta_2 = k \times \theta_1$ 。将上述耦合约束关系系数代入式(1)得到:

$$A_n^{n+1} = \begin{pmatrix} C_{k \times 1}^n C_3^n & -C_{k \times 1}^n C_3^n & S_{k \times 1}^n \\ S_1^n S_{k \times 1}^n C_3^n + C_1^n S_3^n & -S_1^n S_{k \times 1}^n S_3^n + C_1^n S_3^n & S_1^n C_{k \times 1}^n \\ -C_1^n S_{k \times 1}^n C_3^n + S_1^n S_3^n & C_1^n S_{k \times 1}^n S_3^n + S_1^n C_3^n & S_1^n C_{k \times 1}^n \end{pmatrix} \quad (6)$$

式中, $S_{k \times 1}^n$ 代表 $\sin(k \times \theta_1^n)$, $C_{k \times 1}^n$ 代表 $\cos(k \times \theta_1^n)$ 。

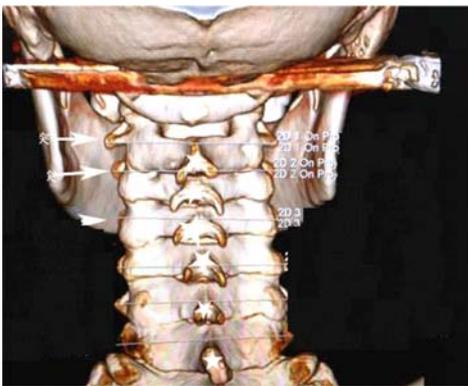


图 3 颈椎背面视图

Fig. 3 Dorsal view of the cervical spine

方法^[11]可以确定旋转中心的位置,进而得到相邻椎骨旋转中心的间距,这个间距即为前面公式推导中用到的 E_n 。

我们使用西门子公司 definition AS 型号 CT 机对被测试者的颈椎进行扫描,图 3 为某位测试者颈椎 CT 图像的背面视图,使用上述方法得到的颈椎旋转中心的距离如表 1 所示。

将式(6)代入式(2)~(5)中得到 L_n ,为了和前面的 L_n 相区分,将其定义为 L'_n ,其值为符合耦合约束关系的情况下第 $n-1$ 节椎骨与第 n 节椎骨之间的旋转中心的位置向量。因此,只要得到相邻椎骨的耦合约束关系系数和相邻椎骨旋转中心的间距就能够建立符合耦合约束关系的颈椎运动学模型。耦合约束关系系数可以通过计算同一时刻相邻椎骨侧屈角度和旋转角度的比值来得到。

1.3 颈椎旋转中心距离的测量

由于正常人在小幅度颈椎运动的过程中,旋转中心的位置较为稳定。因此在椎骨上画出辅助点,利用运动前后旋转中心和辅助点距离相等的性质,用几何

表 1 旋转中心距离
Tab. 1 Distance of the center of rotation

旋转中心距离	E ₁	E ₂	E ₃	E ₄
	16.8mm	11.4mm	15.0mm	21.3mm

1.4 数据校正

椎骨运动状态测试是我们最为关心的问题,但是颈椎运动时皮肤和肌肉的变形会影响标记点的准确位置,即颈椎表皮上标记点的运动不能准确地反映出椎骨的运动。本文中,我们认为满足旋转侧屈耦合约束关系,同时又与试验测量结果最接近的控制点曲线是最接近实际的测量结果。为此我们定义了如下误差函数:

$$C = \sum_{k=1}^N (L'_k - L_k)^2 \tag{7}$$

式中, L_k 用试验测量得到的第 $k-1$ 节椎骨与第 k 节椎骨之间的运动参数(包括前屈、后伸、左侧屈、右侧屈、左旋、右旋)经过式(1)~(5)计算得到,它代表试验直接测量的第 $k-1$ 节椎骨与第 k 节椎骨之间旋转中心的位置向量。 L'_k 是用任意一组满足耦合约束关系的运动参数计算得到的位置向量,它是下颈椎 C3~C6 各个椎骨间旋转角度 $\theta_1, \theta'_1, \theta''_1$ 和前屈角度 $\theta_3, \theta'_3, \theta''_3$ 的函数。对从每一帧图像中获得的实测数据,利用 Newton-Raphson 搜索使误差函数 C 取最小,从而确定最优的运动参数作为最终的测量结果。

2 下颈椎运动参数测量

2.1 试验的测试方法原理与过程

本文基于双目立体视觉原理对颈椎上贴附的标记点进行定位。考虑一般情况,对两个摄像机的摆放位置不做特别要求。如图 4 所示,设左摄像机 $O-xyz$ 位于世界坐标系的原点处且无旋转,图像坐标系为 $O_l-X_lY_l$,有效焦距为 f_l ;右摄像机坐标系为 $O_r-x_r y_r z_r$,图像坐标系为 $O_r-X_r Y_r$,有效焦距为 f_r 。如果确定了颈椎对应标记点的匹配关系,根据双目立体视觉的几何约束关系就可以得到空间点在世界坐标系中的三维坐标。

$$\begin{cases} x = zX_l/f_l \\ y = zY_l/f_l \\ z = \frac{f_l(f_r t_x - X_r t_z)}{X_r(r_7 X_l + r_8 Y_l + f_l r_9) - f_r(r_1 X_l + r_2 Y_l + f_l r_3)} \\ = \frac{f_l(f_r t_y - Y_r t_z)}{Y_r(r_7 X_l + r_8 Y_l + f_l r_9) - f_r(r_4 X_l + r_5 Y_l + f_l r_6)} \end{cases} \tag{8}$$

因此,已知焦距 f_l, f_r 和空间点在左右摄像机中的图像坐标,只要求出旋转矩阵 R 和平移矩阵 T 就可以得到被测物体点的三维空间坐标^[15]。试验中采用的是张正友标定法^[16],使用棋盘格标定模板标定 CCD 相机的内部参数和外部参数。相机标定时,相机通过同步脉冲信号触发,保证图像采集的同时性。

根据被测试者颈椎 CT 图像确定被测试者棘突和横突在颈椎表皮上的位置。在被测试者椎骨 C3~C6 的棘突和两侧横突上贴上标记点,一共有 12 个标记点。图 5 为摄像机的布置方式,1、2 号相机测量颈椎左侧横突和棘突的空间位置,3、4 号相机测量颈椎右侧横突和棘突的空间位置。标记点按照图 5 所示的方式进行编号。

利用 3D-DIC 方法对标志点进行匹配运算时,以标志点周围的一个小区域为子区。虽然这样的子区图像与普通的散斑图相差较大,但由于白色斑点与周围较暗区域之间存在较大的灰度梯度,这为相关匹配提供了丰富的可用信息。在试验中用这样的子区进行匹配时,相关系数在 0.85~0.92 之间,可以保证 DIC 搜索迭代顺利收敛。另外每个标志点相似性很高,很容易出现匹配错误。为了防止这种情况发生,在搜索过程中我们考虑了极线约束^[15]。图 6 为极线约束的示意图,其中 O_L, O_R 为左右两摄像机的光心, I_L, I_R 为相机的图像平面, X 为空间中的任意一点。 X, O_L, O_R 所决定的平面称为极平面。 $X_L,$

X_R 为空间点 X 在两个相机图像平面上的投影点。极平面与图像平面的交线为极线。如果已知 X_L 在图像 I_L 内的位置,则在图像 I_R 内 X_L 所对应的点必然位于它在图像 I_R 内的极线 P_R 上。通过在 3D-DIC 中考虑极线约束,可以有效约束搜索范围,防止错误匹配。

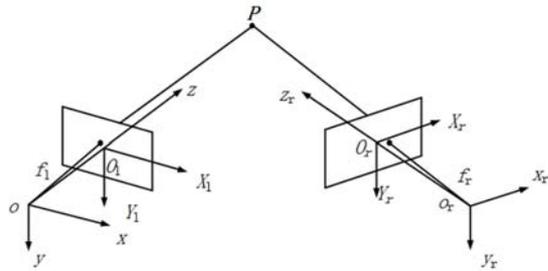


图 4 双目立体视觉系统

Fig. 4 Binocular stereo vision system

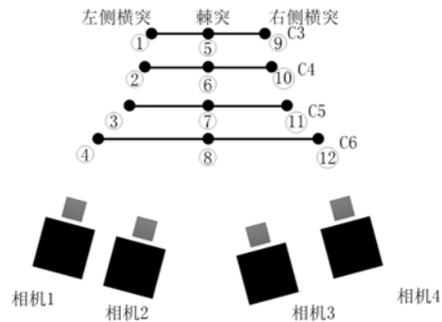


图 5 相机布置图

Fig. 5 Image of the arrangement of cameras

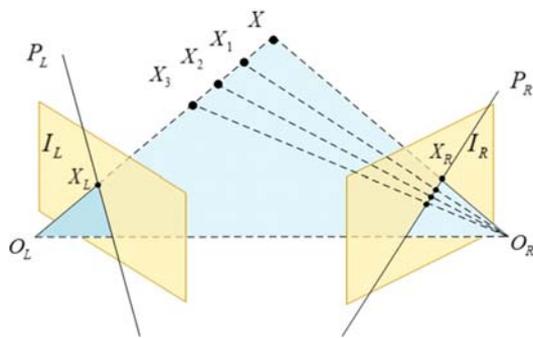


图 6 极线约束示意图

Fig. 6 Diagram of the epipolar constraint

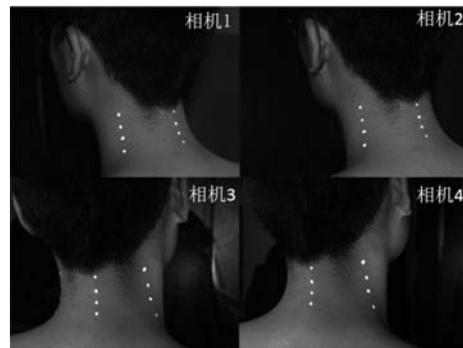


图 7 试验拍摄图

Fig. 7 Experimental image

为了验证所建立光学系统的测量精度,在一块平面度误差为 0.02mm 的黑色平板试件上贴上试验中使用的标记点制作散斑图像,然后用 3D-DIC 测量这些标记点的三维坐标。试验中物距范围为 300~600mm,子区大小为 31×31 像素,DIC 程序使用一阶形函数和三次插值函数。在上述条件下,被测点距离试件平面的最大偏移量均小于 0.2mm。

图 7 为某个时刻测量系统拍摄的图片,表 2 为 12 个标记点在相机 1 坐标系中的空间位置。通过标记点的位置数据和颈椎的椎骨坐标系就可以确定出椎骨间的运动角度。

表 2 标记点在相机坐标系中的坐标

Tab.2 Coordinates of the markers in the camera coordinate system

点序号 坐标(mm)	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10	11	12
x	29.93	42.79	59.81	69.12	41.07	53.07	64.74	75.18	22.58	36.76	53.62	68.47
y	-2.68	-2.82	-7.77	-13.31	52.28	50.91	52.49	51.79	101.30	100.67	104.25	115.12
z	35.53	34.72	38.00	40.73	59.00	55.88	56.69	57.51	21.55	15.27	11.56	22.58

2.2 耦合约束关系系数的测定

同一时刻侧屈角度和旋转角度的比值即为耦合约束关系系数,对不同时时刻的耦合约束关系系数做统计分析可得其均值和方差。类似地可得各个相邻椎骨之间的耦合约束关系系数统计结果。

图 8 是在一次试验中被测试者进行侧屈运动时,椎骨 C4 相对于 C3 旋转和侧屈角度随时间的变化

图。椎骨 C3~C6 的耦合约束关系系数的测量结果见表 3。从表 3 中的结果可以看出下颈椎耦合运动特性非常明显,且比较稳定。从耦合约束关系系数的均值可以看出,从 C3 到 C6 耦合约束关系系数均值的绝对值不断增长,表明相同侧屈运动所伴随的轴向旋转运动逐渐减少,这与下颈椎小关节面在矢状面上的倾角从上至下逐渐减少相符合。

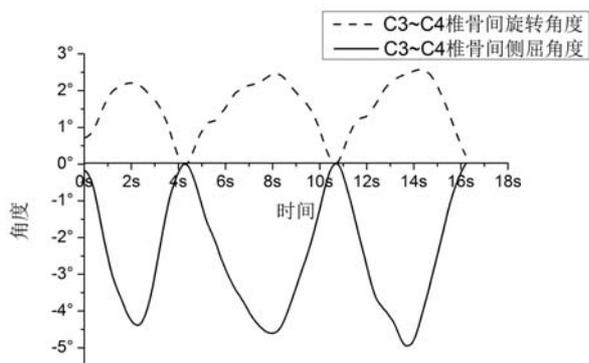


图 8 C3~C4 颈椎旋转和侧屈数据图

Fig. 8 Rotation and Lateral flexion data graph of C3~C4 cervical spine

表 3 旋转和侧屈耦合约束关系系数

Tab. 3 Rotation and Lateral flexion coupling constrained coefficient

颈椎关节	均值	方差
C3~C4	-1.50219	0.1064
C4~C5	-1.67602	0.1181
C5~C6	-4.41965	0.1529

2.3 颈椎运动参数的测量和数据校正

在测试的过程中,被测试者正视前方,然后颈椎进行侧屈运动。受试者在所有运动过程中闭上眼睛来除去视觉刺激或自动定向,所有的运动重复五次。根据所测数据和处理后的数据绘制曲线图。通过固定颈椎运动开始和结束的位置,使多次测试的运动过程一致,并归一化所测曲线的时间参数。以所测得的旋转角度值为例进行分析,如图 9 所示,实线为用 3D-DIC 方法直接测得的五次运动的平均旋转角度曲线,其上的短实线为不同位置处所测旋转角度的波动范围。如图 10 所示,实线为经过模型校正后的旋转角度曲线,短实线为经模型校正后不同位置处的旋转角度的波动范围。对比较校正前后的数据可以看出,在运动的中间时段被测试者运动幅度较大,所测数据的波动较小,下颈椎的旋转角度曲线很稳定。这部分数据校正前后差别并不大。而在一次运动的开始后和结束前的时间段内,被测试者的运动幅度较小,直接测量数据的波动却很大。这部分数据经过校正后可以大幅降低其波动范围,有效提高数据稳定性。

将颈椎旋转角度的波动范围和颈椎最大旋转角度的比值作为颈椎旋转角度波动值,如表 4 所示,经过数据校正,下颈椎旋转参数曲线的波动值有所降低,均减少了 10% 左右。在运动角度比较小的情况下,本方法明显减小了皮肤肌肉等非刚性体在下颈椎运动测量过程中带来的误差,提高了下颈椎在小角度范围内参数测量的稳定性。经过数据校正后,试验数据在所有角度范围内达到了稳定的效果。

表 4 颈椎旋转角度波动值

Tab. 4 Fluctuating value of the rotation angles of cervical spine

颈椎关节	试验波动值	修正后波动值
C3~C4	23.4%	13.2%
C4~C5	31.9%	12.1%
C5~C6	17.7%	14.6%

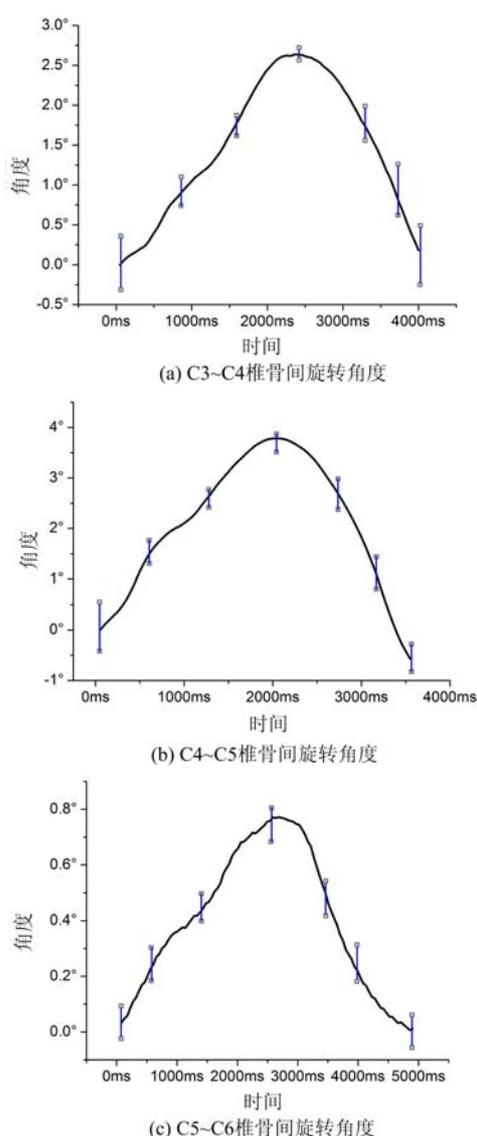


图9 试验测得的椎骨间旋转角度

Fig. 9 The rotation angles of the adjacent cervical vertebrae from experiment

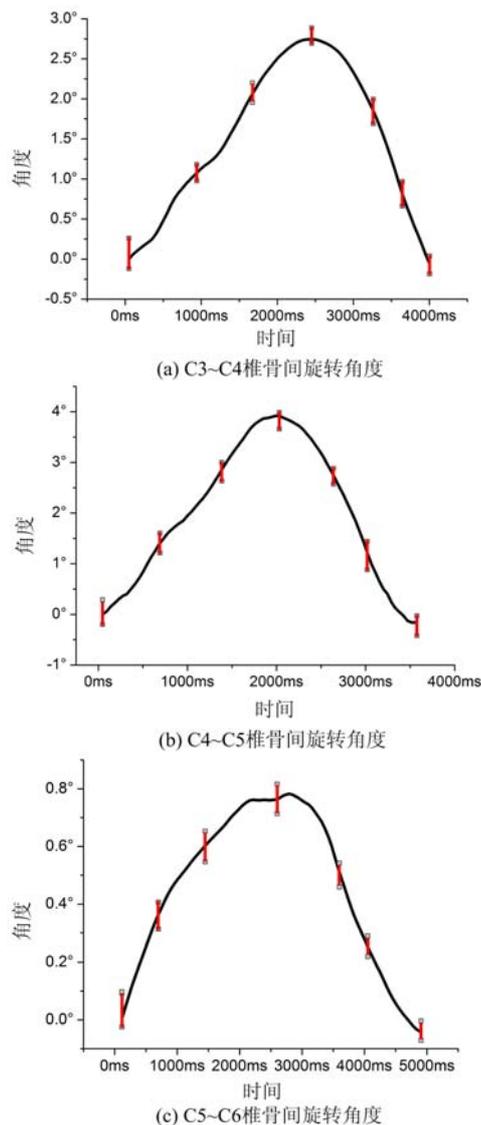


图10 修正后的椎骨间旋转角度

Fig. 10 The rotation angles of the adjacent cervical vertebrae after correction

3 结论

本文提出了一种满足颈椎耦合约束关系、基于图像处理技术的下颈椎运动参数测量方法。

(1) 根据下颈椎围绕瞬时旋转中心运动的特点和下颈椎耦合运动的规律,建立了基于耦合约束关系的下颈椎运动学模型,引入了下颈椎侧屈-旋转运动的耦合约束关系。

(2) 在下颈椎解剖学特征位置(棘突和横突)上布置标志点,借助多台摄像机,基于双目视觉原理和三维数字图像相关(3D-DIC)技术直接实时地测得不考虑耦合约束关系的下颈椎前屈、后伸、左旋、右旋及侧屈等运动时的角度。

(3) 在运动角度比较小的情况下,由于皮肤、肌肉等因素的影响,通过图像直接测得的数据表现出比较差的稳定性。本文提出了一种新型的下颈椎运动参数测量方法,利用考虑耦合约束关系的运动学模型对下颈椎运动角度变化曲线进行了校正,波动范围的分析结果表明测量的稳定性得到提高,该方法有效地减小了皮肤和肌肉等因素对实验结果的干扰。

参考文献:

- [1] Nicholas R E, Georgina H, Rachel E, et al. A 3D motion analysis study comparing the effectiveness of cervical spine orthoses at restricting spinal motion through physiological ranges[J]. *Eur Spine J*, 2013, 22 (Suppl 1):S10—S15.
- [2] Lee Y H, Chiou W K, Chen W J, et al. Predictive model of intersegmental mobility of lumbar spine in the sagittal plane from skin markers[J]. *Clinical Biomechanics*, 1995, 10(4):13—20.
- [3] Crawford N R, Yamaguchi G T, Dickman C A. Methods for determining spinal flexion/extension, lateral bending, and axial rotation from marker coordinate data: analysis and refinement[J]. *Human Movement Science*, 1996, 15:55—78.
- [4] Hyunho K, Sang H S, Jeong K K, et al. Cervical coupling motion characteristics in healthy people using a wireless inertial measurement unit[J]. *Evidence-Based Complementary and Alternative Medicine Volume*, 2013:1—8.
- [5] William J A, William F D, Joon Y L, et al. Cervical spine intervertebral kinematics with respect to the head are different during flexion and extension motions[J]. *Journal of Biomechanics*, 2013, 46:1472—1475.
- [6] Shyi K W, Howard H C, Li C K, et al. The feasibility of a video-based motion analysis system in measuring the segmental movements between upper and lower cervical spine[J]. *Gait & Posture*, 2007, 26:161—166.
- [7] Raymond Y L, Judi L, Eric H F. A real-time gyroscopic system for three-dimensional measurement of lumbar spine motion[J]. *Medical Engineering & Physics*, 2003, 25:817—824.
- [8] Anthony G S, Peter B, David R, et al. Three-dimensional angular kinematics of the lumbar spine and pelvis during running[J]. *Human Movement Science*, 2002, 21:273—293.
- [9] Pascual J F, Neucimar J L, Ricardo M B, et al. A flexible software for tracking of markers used in human motion analysis[J]. *Computer Methods and Programs in Biomedicine*, 2003, 72:155—165.
- [10] Gamage S, Lasenby J. New least squares solutions for estimating the average centre of rotation and the axis of rotation[J]. *Journal of Biomechanics*, 2002, 35:87—93.
- [11] 李旭明. 数字化技术测定瞬时旋转中心对椎板开窗髓核摘除术后腰椎稳定性的研究[D]. 河北医科大学, 2002 (Li Xuming. Digitized analysis of instantaneous centers of rotation about lumbar spine stability after fenestration and discectomy[D]. Hebei Medical University, 2002 (in Chinese))
- [12] 张正丰. 颈椎运动学的研究进展[J]. *中国矫形外科杂志*, 1998, 5(6):554—555 (Zhang Zhengfeng. Research progress of cervical kinematics[J]. *The Orthopedic Journal of China*, 1998, 5(6):554—555 (in Chinese))
- [13] 段扬, 靳安民, 闵少雄等. 有限元法分析下颈椎侧屈—轴向旋转的运动耦合关系[J]. *中国矫形外科杂志*, 2010, 18(21):1799—1803 (Duan Yang, Jin Anmin, Min Shaoxiong, et al. Finite element analysis of lateral bending-rotation relationships for the lower cervical spine[J]. *Orthopedic Journal of China*, 2010, 18(21):1799—1803 (in Chinese))
- [14] 莫波. 颈椎建模方法及模型应用研究[D]. 湖南大学, 2008(Dian Bo. Research on modeling method of cervix and application of model [D]. Hunan University, 2008 (in Chinese))
- [15] 张广军. 机器视觉[M]. 北京:科学出版社, 2005:108—112 (Zhang Guangjun. Vision measurement[M]. Beijing: Science Press, 2005:108—112 (in Chinese))
- [16] Zhang Z Y. Flexible camera calibration by viewing a plane from unknown orientations[J]. *IEEE International Conference on Computer Vision*, 1999:666—673.

On a New Measurement Technique of Lower Cervical Spine Movement Based on Constraint Relation

ZHENG Wei-long¹, LI Lin-an¹, WANG Shi-bin¹, WANG Zhi-yong¹, SHI Nian-ke², XUE Yuan³

(1. Department of Mechanical Engineering Mechanics, Tianjin University, Tianjin 300072, China; 2. Basic Medical College, Tianjin Medical University, Tianjin 300070, China; 3. Tianjin Medical University General Hospital Orthopedics, Tianjin 300052, China)

Abstract: Accurate and stable movement parameters of each lower cervical spine joint is an important basis of diagnosis of cervical spondylosis. Based on binocular vision principle, a movement parameter measurement method of lower cervical spine joint is proposed in this paper to meet the requirement of cervical spine coupled constraint relation. Firstly, a kinematic model of lower cervical spine satisfying the coupled constraint relation was established, according to the characteristics of lower cervical spine moving around instantaneous rotation center and of the pattern of coupled motion. Secondly, markers were arranged on anatomical landmarks of lower cervical spine (such as spinous process and transverse process). Based on binocular vision principle (recorded by several cameras) and 3D-DIC technique, the movement angles of each lower cervical spine joint, including flexion, extension, left-handed turn, right-handed turn and lateral flexion etc, were directly measured without taking into account the coupled constraint relation. Finally, according to the kinematic model of lower cervical spine satisfying the coupled constraint relation, the motion angle curves of lower cervical spine were revised. Analytic results of fluctuation range show that the measurement stability increases. Using above-mentioned method, real-time measurement of lower cervical spine joint motion angle is realized, which provides an effective means to stably measure lower cervical spine joint movement.

Keywords: kinematics of lower cervical spine; binocular vision; coupled motion