

## •综述•

## 基于双平面透视成像技术的在体颈椎生物力学研究进展

罗烨 赵雅琦 郭璐琦 李凤 李霁欣 赵璇 黄小凡 王少白

**摘要** 在体生物力学分析有助于深入了解颈椎不同结构的运动特点,识别异常关节活动和治疗相关疾病。然而,传统的生物力学观测方法一定程度上限制了颈椎的在体生物力学研究。经过近10年的发展,双平面透视成像系统(DFIS)实现了对动态关节运动的非侵入性的精确测量,已广泛应用于影像学评估和临床生物力学评估领域,该方法可以量化各颈椎节段的运动,并分析复杂的骨骼位置和运动模式。该文就基于DFIS技术测量健康人群和手术后患者的颈椎在体运动学研究进行综述。

**关键词** 双平面透视成像系统;在体运动学;颈椎;颈椎融合术;颈椎间盘置换术

**DOI:** 10.3969/j. issn. 1673-7083. 2022. 05. 004

颈椎具有复杂的解剖结构,在活动中对头部起支撑作用。通过颈椎在体运动学定量分析,可以全面了解颈椎各结构的运动规律,有助于改进手术技术<sup>[1]</sup>与康复方案<sup>[2]</sup>。

随着多学科交叉融合的发展,双平面透视成像系统(DFIS)进入科学研究领域。DFIS将动态正交透视技术与磁共振成像(MRI)或CT技术相结合,应用CT/MRI数据构建三维模型,在模拟空间软件中将三维模型与透视机拍摄的二维图像进行2D-3D配准,最终计算其6自由度或软骨接触面积等数据。自Wang等<sup>[3]</sup>使用DFIS对在体脊柱进行运动学研究后,由于该方法突破了传统生物力学测量方法对测量精度的限制,避免了有创研究中的伦理限制,并具有实时追踪关节在体运动时6自由度和韧带长度变化的优势,被广泛应用于生物力学研究及临床医学领域。本文回顾文献,对DFIS技术应用于健康人群及颈椎手术后患者的在体颈椎运动学研究进行综述,以期未来的深入研究提供参考。

## 1 DFIS在颈椎测量中的信度和效度

优秀的信度和效度是DFIS被广泛应用的前提,多项研究将DFIS与动态立体影像测量分析(RSA)技术进行对比。McDonald等<sup>[4]</sup>在绵羊标本的椎骨中植入钽珠,手动旋转和平移颈部标本,获得椎骨的DFIS与RSA图像数据,然后将两者进行对比,测量得到的平移精度误差为 $\pm 0.6$  mm,转动位移误差为 $\pm 0.6^\circ$ 。Anderst等<sup>[5]</sup>招募3名接受颈椎前路椎间盘切除减压植骨融合术(ACDF)的患者,在手术中将直径1 mm的钽珠植入融合椎体及其相邻椎体,于术后6个月采集患者颈部屈伸、侧屈和轴向旋转活动中的DFIS与RSA数据,结果表明颈椎的融合节段与非融合节段平均跟踪精度分别为0.19 mm和0.33 mm,重复同一实验时的变异性在平移活动中为0.02 mm,旋转活动中为 $0.06^\circ$ 。上述验证实验表明,将DFIS应用于脊柱的三维运动学分析可以实现亚毫米级精度。

## 2 DFIS在健康人群颈椎运动学测量中的应用

### 2.1 颈椎椎体研究

采用DFIS技术评定颈椎各节段功能活动中的差异,有助于发现与挥鞭伤、ACDF及人工颈椎椎间盘置换术(ACDR)后等疾病状态相关的运动异常<sup>[6]</sup>。

Anderst等<sup>[7]</sup>招募29名健康受试者,采集其颈部全范围的屈伸、侧屈、轴向旋转动作,对枢椎下关节( $C_2 \sim T_1$ )各节段活动的贡献度进行分析,结果表明颈椎屈伸活动中 $C_4/C_5$ 节段和 $C_5/C_6$ 节段的贡献度最大,分别为 $19.5^\circ \pm 3.4^\circ$ 和 $19.7^\circ \pm 3.7^\circ$ 。

基金项目:科技部重点研发计划(2018YFF0300504)、173基础加强计划重点基础研究项目(2020-JCJQ-ZD-264)、上海市优秀学术/技术带头人计划资助(21XD1434800)

作者单位:200438,上海体育学院运动科学学院(罗烨、赵雅琦、郭璐琦、李凤、李霁欣、赵璇、黄小凡、王少白);200438,上海体育学院运动科学学院“运动健身科技”省部共建教育部重点实验室(王少白)

通信作者:王少白 E-mail: wangsh@innomotion.Biz

Anderst 等<sup>[6]</sup>将上颈段( $C_0 \sim C_2$ )与 $C_2 \sim T_1$ 节段均纳入研究后分析认为,颈椎在侧屈与旋转运动中左右对称,但在屈曲和伸展运动中非对称。上颈段在功能运动的初始阶段为运动的主导,而枢椎下关节( $C_2 \sim T_1$ )在功能运动终末时贡献度最大。在屈曲运动末进行伸展运动时,运动主要由 $C_0/C_1$ 节段产生。Zhou 等<sup>[8]</sup>招募 10 名受试者以分析 $C_0 \sim T_1$ 节段在颈椎最大屈伸、左右侧屈、轴向旋转动作中的贡献度,发现在轴向旋转动作中 $C_1/C_2$ 节段的贡献度为 $73.2\% \pm 17.3\%$ ,而其他节段的贡献度均小于 10%,且在以上 3 项功能活动中, $C_0/C_1$ 节段和 $C_7/T_1$ 节段的贡献度始终小于 10%,明显低于其他节段。该研究结果与基于静态 CT 三维重建所得结果显示的 $C_0/C_1$ 处的屈伸活动度并不相同<sup>[9]</sup>,这也提示颈椎在动态与静态时存在运动学差异<sup>[8]</sup>。

准确测量耦合运动有助于了解相关疾病的病因和诊断,也有助于评估后续治疗。Lin 等<sup>[10]</sup>发现,在颈部的轴向旋转和侧屈动作中,侧屈耦合较旋转耦合的活动度更大。耦合运动比率(椎间旋转/椎间侧屈)在侧屈时为 $0.23 \sim 0.75$ ,旋转时为 $0.34 \sim 0.95$ 。

## 2.2 颈椎附属结构研究

DFIS 可以无创测量椎间盘和椎间孔等无体表标记结构的在体运动,有助于提高对神经根型颈椎病等疾病的认识。既往有关椎间盘的研究中主要基于矢状面 MRI 或侧位 X 线检查进行椎间盘间隙高度测量,也可以采用计算机三维有限元建模方式进行模拟载荷下的研究,但这些方法所获数据与运动中真实的关节运动学存在部分差异<sup>[11-15]</sup>。

采用 DFIS 技术评估椎间盘时,通过计算上下终板间的空间几何形状变化得出负载下的椎间盘形变,该方法能更好地重现椎间盘运动中的真实形变。基于 DFIS 技术,Yu 等<sup>[16]</sup>对 10 名健康受试者的 $C_3 \sim C_7$ 节段椎间盘进行研究,分析其屈伸运动中的形变。他们得到椎间盘牵张变形的最大值为 $C_3/C_4$   $70.3\% \pm 34.1\%$ 、 $C_4/C_5$   $61.9\% \pm 28.8\%$ 、 $C_5/C_6$   $75.9\% \pm 32.2\%$ 、 $C_6/C_7$   $39.1\% \pm 37.4\%$ ,椎间盘压缩变形的最大值为 $C_3/C_4$   $68.3\% \pm 34.1\%$ 、 $C_4/C_5$   $78.5\% \pm 41.3\%$ 、 $C_5/C_6$   $48.3\% \pm 20.9\%$ 、 $C_6/C_7$   $33.1\% \pm 18.2\%$ 。该结果表明,有限元分析中所采用的 10%~30% 的椎间盘变形<sup>[12]</sup>可能低估了体内椎间盘的功能。

采用 DFIS 技术评估椎间孔时,通过重建颈

椎的三维模型叠加构成椎间孔的上下椎弓根,可以精确地确定每个椎间孔区域的横断面,获得每个椎间孔的倾斜重建图像,得出真实的椎间孔数据,据此可以识别不同颈椎节段和颈椎姿势之间的差异<sup>[17]</sup>。基于该方法,Mao 等<sup>[17]</sup>对颈椎屈伸活动中颈椎椎间孔的面积、高度与宽度变化进行研究。他们发现,在屈伸活动中, $C_4/C_5$ 节段椎间孔面积变化最大(31%),然后是 $C_3/C_4$  (27%)、 $C_6/C_7$  (19%)、 $C_5/C_6$  (18%)节段;从伸展到屈曲, $C_4/C_5$ 节段椎间孔的整体高度变化最大(26%),然后是 $C_3/C_4$  (24%)、 $C_6/C_7$  (18%)、 $C_5/C_6$  (16%)节段;在屈伸运动过程中,不同节段水平的整体宽度变化存在显著差异, $C_3/C_4$  (28%)和 $C_4/C_5$  (35%)节段的变化明显大于 $C_5/C_6$  (18%)和 $C_6/C_7$  (19%)节段。该结果与同样使用 DFIS 技术的 Chang 等<sup>[18]</sup>的研究结果一致。Chang 等<sup>[18]</sup>认为, $C_5/C_6$ 节段与 $C_6/C_7$ 节段在运动过程中面积变化小是为了适应更高的负重需求,低节段颈椎疾病高发的原因可能在于颈椎运动过程中较低颈椎节段对椎间孔宽度变化的耐受性较低。这些研究结果也佐证了 $C_3/C_4$ 和 $C_4/C_5$ 节段对颈椎运动的贡献度较大。

## 3 DFIS 在手术后颈椎运动学测量中的应用

将 DFIS 技术应用于接受 ACDF 与 ACDR 的患者,有助于了解椎体相邻节段退行性变(ASD)的发病机制。

ACDF 是治疗脊髓型颈椎病最常用的术式,文献报道 ACDF 术后 10 年内因 ASD 导致的二次手术率超过 15%<sup>[19-20]</sup>。有学者认为,相邻椎体运动增加是促进 ASD 发生的原因之一<sup>[21-23]</sup>,故术后颈椎各节段的运动学变化一直是临床医生关注的问题<sup>[24]</sup>。为探索此问题,Anderst 等<sup>[25]</sup>招募 6 名 $C_3/C_6$ 节段 ACDF 术后(7±1)个月的患者,采集其颈部屈伸动作中 $C_3 \sim T_1$ 节段的运动学数据,结果显示 $C_6/C_7$ 节段活动增加最多(8.9%),其次是 $C_4/C_5$ 节段(5.1%)。这表明, $C_3/C_6$ 节段 ACDF 术后,ASD 更可能发生于 $C_6/C_7$ 节段,该结果与流行病学研究的结果一致<sup>[21,26]</sup>。

为了降低术后 ASD 发生率,ACDR 成为 ACDF 的可能替代方案<sup>[27]</sup>。但有研究表明,ACDR 并不能显著降低术后并发症发生率<sup>[28]</sup>。为研究 ACDR 与 ACDF 术后运动学差异,McDonald 等<sup>[29]</sup>招募 17 名 $C_3/C_6$ 节段颈椎手术后短期患者(ACDF 10 名,ACDR 7 名),采用 DFIS 对患者颈部旋转和后伸动

作进行分析,发现ACDF组非手术节段贡献度变化为 $28.5\% \pm 6.7\%$ ,较ACDR组( $20.5\% \pm 5.5\%$ )更大,并以C<sub>6</sub>/C<sub>7</sub>节段的差异最显著。

然而,生物力学研究的长期随访结果与短期随访结果不同。Azad等<sup>[30]</sup>招募23名颈椎手术后2年的受试者(ACDF 16名,ACDR 7名),对14名获得长期随访(术后6.5年)者(ACDF组8名,ACDR组6名)采集运动学数据。他们发现,术后两组相邻椎体水平节段的运动在长期内均无持续增加;ACDF组融合节段与相邻节段的椎间孔宽度均随时间增加而减小,而ACDR组C<sub>6</sub>/C<sub>7</sub>节段的椎间孔高度随时间增加而增加。

未来应开展更大规模的研究,纳入更多的颈椎病患者,并采集其术前运动学数据,以阐明年龄变化和退行性变化对颈椎的影响,更好地比较ACDF与ACDR术后长期并发症的差异<sup>[17,30-32]</sup>。

#### 4 DFIS应用于在体颈椎运动学测量的局限性

DFIS具有无创、高精度等特点,在颈椎在体生物力学研究中具有独特优势,然而该技术也存在一些局限性。第一,成像需借助于X线技术,对受试者有一定剂量的电离辐射,文献报道辐射量为 $0.24 \text{ mSV}^{[32]} \sim 4 \text{ mSV}^{[2]}$ ,因此对试验中的样本数量<sup>[33]</sup>、采集次数与总时间、试验设计等都提出了更高要求。第二,受其拍摄范围的限制<sup>[10,17,34]</sup>,在某些姿势的颈椎运动中,下颌骨和枕骨阻挡了C<sub>1</sub>、C<sub>2</sub>椎体图像获取,导致目标信息部分缺失。第三,受现有技术的限制,其所成图像的分辨率较体外测量低<sup>[2]</sup>,使得在配准过程中精度下降。此外,由于存在设备较少、学习曲线长、颈椎运动学数据处理耗时等问题,DFIS的普及应用仍存在挑战。

#### 5 展望

DFIS采用动态正交透视技术与MRI或CT检查相结合的方法,其测量精确度为亚毫米级。DFIS的优点在于可直接精准测量人体各关节,特别是对包裹在众多皮肤、肌肉组织下的椎间盘、横突、关节突关节等颈椎结构的在体位置及运动特征进行精准测量。该技术为临床医学和运动医学领域提供了动、静态条件下捕捉颈椎真实运动的新方案。基于DFIS技术,学者们在健康者、ACDF和ACDR患者颈椎各节段及其附属结构的在体生物力学研究中有众多新发现。但是,尚无对颈椎病术前运动学表现的文献报道,也缺乏对不同人工椎间盘植入物或不同手术入路方式治疗效果的

研究报道。

未来研究方向可能包括以下方面。①为颈椎开发精准度较高的自动化2D-3D配准程序,或将膝关节中已使用的自动化2D-3D配准程序<sup>[35]</sup>适配到颈椎研究中,缩短数据处理时间。②提高DFIS普及率,以便更多学者深入探究颈椎在体运动学变化。③设计一些生活中常用的组合动作<sup>[6]</sup>,并将其应用于研究中。④招募不同性别、年龄和症状的受试者,收集其颈椎不同结构在不同实验条件如不同体位(仰卧与坐姿)<sup>[16,36]</sup>、颈椎曲度<sup>[37]</sup>、运动速度<sup>[6]</sup>、运动方向<sup>[32,38]</sup>、手术方式<sup>[33]</sup>下的实验数据,确定这些变量所带来的影响。将数据用于指导临床实践,改进人工椎间盘设计,提高假体匹配性,减少手术与植入物对术后邻近椎体节段运动的影响。

#### 参考文献

- [1] 郭川,刘庆鹏. 颈椎解剖与钛质网笼生物力学研究进展[J]. 医用生物力学, 2021, 36(5): 829-834.
- [2] Wang H, Zhou C, Yu Y, et al. Quantifying the ranges of relative motions of the intervertebral discs and facet joints in the normal cervical spine[J]. J Biomech, 2020, 112: 110023.
- [3] Wang S, Passias P, Li G, et al. Measurement of vertebral kinematics using noninvasive image matching method-validation and application[J]. Spine (Phila Pa 1976), 2008, 33(11): E355-E361.
- [4] McDonald CP, Bachison CC, Chang V, et al. Three-dimensional dynamic in vivo motion of the cervical spine: assessment of measurement accuracy and preliminary findings[J]. Spine J, 2010, 10(6): 497-504.
- [5] Anderst WJ, Baillargeon E, Donaldson W, et al. Validation of a noninvasive technique to precisely measure in vivo three-dimensional cervical spine movement[J]. Spine (Phila Pa 1976), 2011, 36(6): E393-E400.
- [6] Anderst WJ, Donaldson WF, Lee JY, et al. Cervical motion segment contributions to head motion during flexion/extension, lateral bending, and axial rotation[J]. Spine J, 2015, 15(12): 2538-2543.
- [7] Anderst WJ, Donaldson WF, Lee JY, et al. Three-dimensional intervertebral kinematics in the healthy young adult cervical spine during dynamic functional loading[J]. J Biomech, 2015, 48(7): 1286-1293.
- [8] Zhou C, Wang H, Wang C, et al. Intervertebral range of motion characteristics of normal cervical spinal segments (C<sub>0</sub>-T<sub>1</sub>) during in vivo neck motions[J]. J Biomech, 2020, 98: 109418.
- [9] Kang J, Chen G, Zhai X, et al. In vivo three-dimensional kinematics of the cervical spine during maximal active head rotation[J]. PLoS One, 2019, 14(4): e0215357.
- [10] Lin CC, Lu TW, Wang TM, et al. In vivo three-dimensional intervertebral kinematics of the subaxial cervical spine during seated axial rotation and lateral bending via a fluoroscopy-to-CT registration



- approach[J]. *J Biomech*, 2014, 47(13): 3310-3317.
- [11] Kolstad F, Myhr G, Kvistad KA, et al. Degeneration and height of cervical discs classified from MRI compared with precise height measurements from radiographs[J]. *Eur J Radiol*, 2005, 55(3): 415-420.
  - [12] Del PP, Calvo B, Doblaré M. An accurate finite element model of the cervical spine under quasi-static loading[J]. *J Biomech*, 2008, 41(3): 523-531.
  - [13] Kallemeyn N, Gandhi A, Kode S, et al. Validation of a C<sub>2</sub>-C<sub>7</sub> cervical spine finite element model using specimen-specific flexibility data[J]. *Med Eng Phys*, 2010, 32(5): 482-489.
  - [14] Hussain M, Natarajan RN, An HS, et al. Progressive disc degeneration at C<sub>5</sub>-C<sub>6</sub> segment affects the mechanics between disc heights and posterior facets above and below the degenerated segment: a flexion-extension investigation using a poroelastic C<sub>3</sub>-T<sub>1</sub> finite element model[J]. *Med Eng Phys*, 2012, 34(5): 552-558.
  - [15] Aour B, Damba N. Finite element investigation of the intervertebral disc behaviour[J]. *Comput Methods Biomech Biomed Engin*, 2014, 17 (Suppl 1): S58-S59.
  - [16] Yu Y, Mao H, Li JS, et al. Ranges of cervical intervertebral disc deformation during an in vivo dynamic flexion-extension of the neck[J]. *J Biomech Eng*, 2017, 139(6) : 0645011-0645017.
  - [17] Mao H, Driscoll SJ, Li JS, et al. Dimensional changes of the neuroforamina in subaxial cervical spine during in vivo dynamic flexion-extension[J]. *Spine J*, 2016, 16(4): 540-546.
  - [18] Chang V, Basheer A, Baumer T, et al. Dynamic measurements of cervical neural foramina during neck movements in asymptomatic young volunteers[J]. *Surg Radiol Anat*, 2017, 39(10): 1069-1078.
  - [19] Ma HS, Kim HJ, Van Alstyne EM, et al. Does postsurgical cervical deformity affect the risk of cervical adjacent segment pathology? A systematic review[J]. *Spine (Phila Pa 1976)*, 2012, 37(Suppl 22): S75-S84.
  - [20] Kepler CK, Hilibrand AS. Management of adjacent segment disease after cervical spinal fusion[J]. *Orthop Clin North Am*, 2012, 43(1): 53-62.
  - [21] Hilibrand AS, Carlson GD, Palumbo MA, et al. Radiculopathy and myelopathy at segments adjacent to the site of a previous anterior cervical arthrodesis[J]. *J Bone Joint Surg Am*, 1999, 81(4): 519-528.
  - [22] Schwab JS, Diangelo DJ, Foley KT. Motion compensation associated with single-level cervical fusion: where does the lost motion go?[J]. *Spine (Phila Pa 1976)*, 2006, 31(21): 2439-2448.
  - [23] Song KJ, Choi BW, Jeon TS, et al. Adjacent segment degenerative disease: is it due to disease progression or a fusion-associated phenomenon? Comparison between segments adjacent to the fused and non-fused segments[J]. *Eur Spine J*, 2011, 20(11): 1940-1945.
  - [24] 罗灿, 欧军, 卢政好, 等. 新型弧形带终板环颈椎钛网生物力学测试[J]. *医用生物力学*, 2022, 37(1): 85-90.
  - [25] Anderst WJ, Donaldson WF 3rd, Lee JY, et al. Cervical motion segment percent contributions to flexion-extension during continuous functional movement in control subjects and arthrodesis patients[J]. *Spine (Phila Pa 1976)*, 2013, 38(9): E533-E539.
  - [26] Anderst WJ, Lee JY, Donaldson W, et al. Six-degrees-of-freedom cervical spine range of motion during dynamic flexion-extension after single-level anterior arthrodesis: comparison with asymptomatic control subjects[J]. *J Bone Joint Surg Am*, 2013, 95(6): 497-506.
  - [27] Fekete TF, Porchet F. Overview of disc arthroplasty-past, present and future[J]. *Acta Neurochir (Wien)*, 2010, 152(3): 393-404.
  - [28] Verma K, Gandhi SD, Maltenfort M, et al. Rate of adjacent segment disease in cervical disc arthroplasty versus single-level fusion: meta-analysis of prospective studies[J]. *Spine (Phila Pa 1976)*, 2013, 38(26): 2253-2257.
  - [29] McDonald CP, Chang V, McDonald M, et al. Three-dimensional motion analysis of the cervical spine for comparison of anterior cervical decompression and fusion versus artificial disc replacement in 17 patients: clinical article[J]. *J Neurosurg Spine*, 2014, 20(3): 245-255.
  - [30] Azad S, Oravec D, Baumer T, et al. Dynamic foraminal dimensions during neck motion 6.5 years after fusion and artificial disc replacement[J]. *PLoS One*, 2020, 15(8): e0237350.
  - [31] Anderst WJ, Donaldson WF, Lee JY, et al. Cervical spine intervertebral kinematics with respect to the head are different during flexion and extension motions[J]. *J Biomech*, 2013, 46(8): 1471-1475.
  - [32] Anderst W, Baillargeon E, Donaldson W, et al. Motion path of the instant center of rotation in the cervical spine during in vivo dynamic flexion-extension: implications for artificial disc design and evaluation of motion quality after arthrodesis[J]. *Spine (Phila Pa 1976)*, 2013, 38(10): E594-E601.
  - [33] Kim SH, Ham DW, Lee JI, et al. Locating the instant center of rotation in the subaxial cervical spine with biplanar fluoroscopy during in vivo dynamic Flexion-Extension[J]. *Clin Orthop Surg*, 2019, 11(4): 482-489.
  - [34] Anderst W, Ryneerson B, West T, et al. Dynamic in vivo 3D atlantoaxial spine kinematics during upright rotation[J]. *J Biomech*, 2017, 60: 110-115.
  - [35] Tan J, Zou D, Zhang X, et al. Loss of knee flexion and femoral rollback of the Medial-Pivot and Posterior-Stabilized total knee arthroplasty during Early-Stance of walking in Chinese patients[J]. *Front Bioeng Biotechnol*, 2021, 9: 675093.
  - [36] Anderst W, Donaldson W, Lee J, et al. Cervical disc deformation during flexion-extension in asymptomatic controls and single-level arthrodesis patients[J]. *J Orthop Res*, 2013, 31(12): 1881-1889.
  - [37] Miyazaki M, Hong SW, Yoon SH, et al. Kinematic analysis of the relationship between the grade of disc degeneration and motion unit of the cervical spine[J]. *Spine (Phila Pa 1976)*, 2008, 33(2): 187-193.
  - [38] Edmondston SJ, Henne S, Loh W, et al. Influence of cranio-cervical posture on three-dimensional motion of the cervical spine[J]. *Man Ther*, 2005, 10(1): 44-51.

( 收稿日期 : 2022-06-10 )

( 本文编辑 : 杨晓娟 )