

一种全新的基于EOS影像的骨放射评价标准

胡安宁¹, 朱景雨², 施健¹

1. 南京大学医学院附属鼓楼医院放射科, 江苏 南京 210000; 2. 上海博效医疗科技有限公司, 上海 200031

【摘要】1992年法国物理学家乔治·夏帕克发明了一款新型X线探测器,并促进了EOS 2D/3D影像采集系统的发展。这是一款超低剂量的X线影像设备,扫描原理是在患者负重位下同时进行人体正侧位全身线性扫描,同时获得正侧位两张2D影像,根据2D图像骨骼标志的识别进行3D建模,超过100个临床骨骼数据自动生成(包括脊柱,骨盆和下肢),精准度高,避免人为测量误差,极大地满足了脊柱外科与骨科临床需求,在精准医疗的发展过程中,或将成为骨放射领域新的评价标准。

【关键词】EOS成像系统;粒子探测器;低剂量;骨放射;3D建模

【中图分类号】R81

【文献标志码】A

【文章编号】1005-202X(2017)04-0371-06

A novel evaluation standard for osteoarticular radiology based on EOS imaging

HU Anning¹, ZHU Jingyu², SHI Jian¹

1. Department of Radiology, Nanjing Drum Tower Hospital Affiliated Hospital of Nanjing University Medical School, Nanjing 210000, China; 2. Shanghai BOXIAO Medical Technology Co.,Ltd, Shanghai 200031, China.

Abstract: A French physicist, Georges Charpak, invented a novel X-ray detector in 1992, facilitating the development of EOS 2D/3D imaging system. The X-ray detector is an ultra low-dose X-ray device. The principle of scanning is performing simultaneously anteroposterior and lateral whole body linear scan for patients in weight-bearing position, obtaining two 2D images of anteroposterior and lateral positions. Bone landmarks in 2D images are recognized for 3D reconstruction. Over 100 clinically relevant osteoarticular measurements are automatically calculated from 3D models (including the data of spine, pelvic, and low-limb). With the development of precision medicine, the evaluation based on EOS imaging, which shows a high accuracy, avoiding artificial errors and satisfying the clinical needs of spinal surgery and orthopedic department, may become a novel evaluation standard in osteoarticular radiology filed.

Keywords: EOS imaging system; particle detector; low-dose; osteoarticular radiology; 3D reconstruction

前言

法国著名高能物理学家乔治·夏帕克的发明——气态粒子探测器多丝正比室,在1992年获得诺贝尔物理学奖^[1],并与现代脊柱奠基人(CD矫正技术的发明者)法国科学院院士杜博赛教授领衔的国际顶尖骨科团队以及欧洲放射创新技术团队倾力合作推出了EOS X线影像采集系统。EOS是以这款超高灵敏度的多丝正比室为粒子探测器核心的影像采集系统,可以大大降低患者的辐射剂量。其创新的双球管,双探测器同步正

侧位线性扫描是在负重位下进行的,球管发出的射线被控制为厚度0.5 mm的薄扇形束,比起传统X线的锥形光束,完成了真正意义上的1:1无失真扫描^[2-3]。平均10~25 s完成全身扫描。正侧位的2D影像可以通过sterEOS工作站进行全脊柱和双下肢全长的3D建模,3D模型完成后,系统工作站自动测量超过100个骨科相关临床数据(包括脊柱,骨盆和下肢),避免人为误差测量的可能性,直观详细的结构化矢量图和报告可以轻松满足脊柱外科和骨科的临床需求包括精准的术前指导和术后评估。

早在1994年,包括脊柱研究学会(Scoliosis Research Society, SRS)在内的骨关节专家就希望能发明一种新的三维诊断和数据分析方案,能够满足常规检查后,在平面2D影像上同时获得脊柱正侧位和脊柱侧弯信息,矢状平衡形态分析以及椎体轴面旋转角度^[4],然而直到

【收稿日期】2017-02-23

【作者简介】胡安宁,副主任技师,江苏省医学会影像技术分会委员兼秘书,研究方向:影像技术,E-mail:huanning820@sina.com

EOS问世前,这个研究仍停留在理论阶段。

目前EOS已经在美国、澳大利亚、法国、加拿大、日本、韩国、越南等50个国家进行安装使用,其中美国十大骨科医院包括纽约特种外科医院、麻省总院、梅奥中心等,十大儿骨科医院包括费城儿童医院、波士顿儿童医院等都已经相继使用,并得到骨科和放射科专家的高度认可,中国将是EOS第51个准入和使用的国家。

1 EOS 3D建模

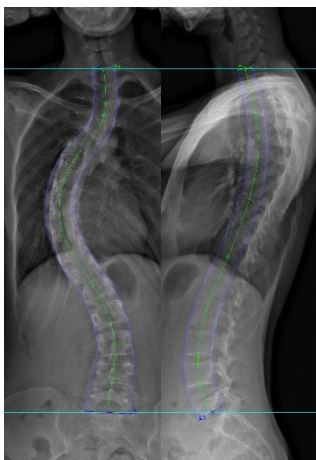


图1 椎体曲面轮廓

Fig.1 Vertebra curve contour

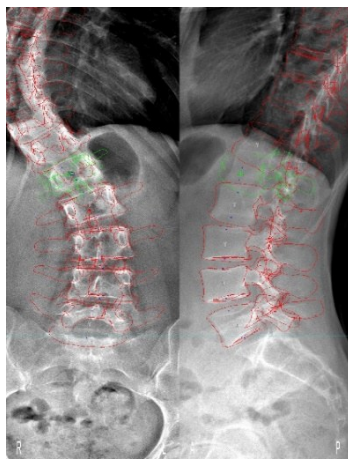


图2 椎体轮廓调整

Fig.2 Vertebra contour adjustment



图3 椎体3D模型

Fig.3 Vertebra three-dimensional (3D) model

3D模型生成后,系统会自动计算大量的临床数据(图4~5),包括骨科常用的脊柱Cobb角、骨盆角度参数、胸腰椎前凸后凸角(图6~8)。此外,系统还会生成有关椎体定性和定量的直观的矢量箭头图和条形图(图9~10)。图9中椎体形态矢量图是从俯视位看(从顶部向下看)每个椎体(用颜色区分)的侧弯和扭曲状态,箭头的起点表征椎体侧弯的相对幅度,箭头所指表示椎体的扭曲程度和方向。图10椎体轴面旋转条形图表征了每个椎体轴面旋转的角度和方向(左、右),以及侧弯的顶椎(黄色)和端椎(蓝色),包括主弯和次弯。

所有3D建模后的2D/3D图像、数据、图表都可以加入最后生成的结构化报告中,传到PACS系统上,供临床科室医生调阅。

2 辐射剂量与图像质量

由于EOS影像系统的探测器是多斯正比粒子探测器,相比于传统X线探测器,主要有3大优势:(1)在球管出射线口与探测器入口处均安置准直器,加上独特的线性薄扇形束扫描模式,可以抑制超过99%的散射线;(2)气体粒子探测器的电子雪崩效应可以

2D扫描完成正侧位影像导入sterEOS后处理工作站生成被检查者的3D骨骼模型。3D模型生成的步骤如下(以脊柱为例):操作者对脊柱进行曲线轮廓化,即在2D图像上确定椎体的解剖结构位置,系统会根据骨骼标志生成初始的3D模型。初始化的3D模型会投影在原本的2D图像上,操作者只需进行微调3D模型轮廓与2D图像进行匹配(包括平移、旋转、骨性边缘对齐),匹配完成即可生成最终的3D脊柱模型(图1~3)。



图4 临床数据自动生成(正/侧位)

Fig.4 Clinical parameters auto-generated (AP/LAT)

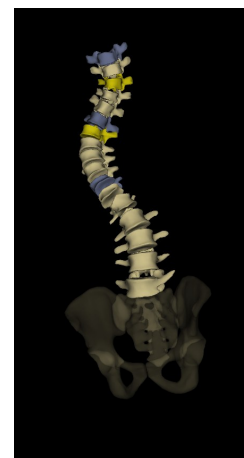


图5 全脊柱3D模型

Fig.5 Whole spine 3D model

将获得的光子信号数倍放大,因此通过低辐射剂量可以获得高质量低噪声图像;(3)探测器内独特的自动可调增益可以根据患者体型轮廓,放射区域进行自动调整以获得高对比度的影像。比如在传统DR (Digital Radiography)的脊柱下颈椎和上胸椎及下腰椎的侧位影像常常由于曝光量不足而导致T₁~T₄椎体

Spine parameters [Ⓢ]		
Scoliosis parameters (1) [Ⓢ]		Value [Ⓢ]
Curve (T6-T7-T11) [Ⓢ]	Cobb (T6-T7-T11) [Ⓢ]	74° [Ⓢ]
	Axial rotation of apical vertebra T7 [Ⓢ]	-26° [Ⓢ]
Curve (T1-T3-T6) [Ⓢ]	Cobb (T1-T3-T6) [Ⓢ]	31° [Ⓢ]
	Axial rotation of apical vertebra T3 [Ⓢ]	6° [Ⓢ]

图6 脊柱参数
Fig.6 Spine parameters


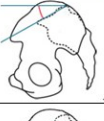

Pelvic parameters [Ⓢ]					
Pelvic parameters [Ⓢ]		Value [Ⓢ]		Pelvic parameters [Ⓢ]	
Pelvic incidence (1) [Ⓢ]		43° [Ⓢ]		Lateral pelvic tilt (1) [Ⓢ]	15 mm [Ⓢ]
Sacral slope (1) [Ⓢ]		32° [Ⓢ]		Pelvis axial rotation (2) [Ⓢ]	-6° [Ⓢ]
Sagittal pelvic tilt (1) [Ⓢ]		11° [Ⓢ]			

图7 骨盆参数
Fig.8 Pelvic parameters





Sagittal balance (1) [Ⓢ]		Value [Ⓢ]	
T1/T12 kyphosis [Ⓢ]		20° [Ⓢ]	
T4/T12 kyphosis [Ⓢ]		15° [Ⓢ]	
L1/L5 lordosis [Ⓢ]		64° [Ⓢ]	
L1/S1 lordosis [Ⓢ]		65° [Ⓢ]	

图8 矢状平衡参数
Fig.7 Sagittal balance parameters

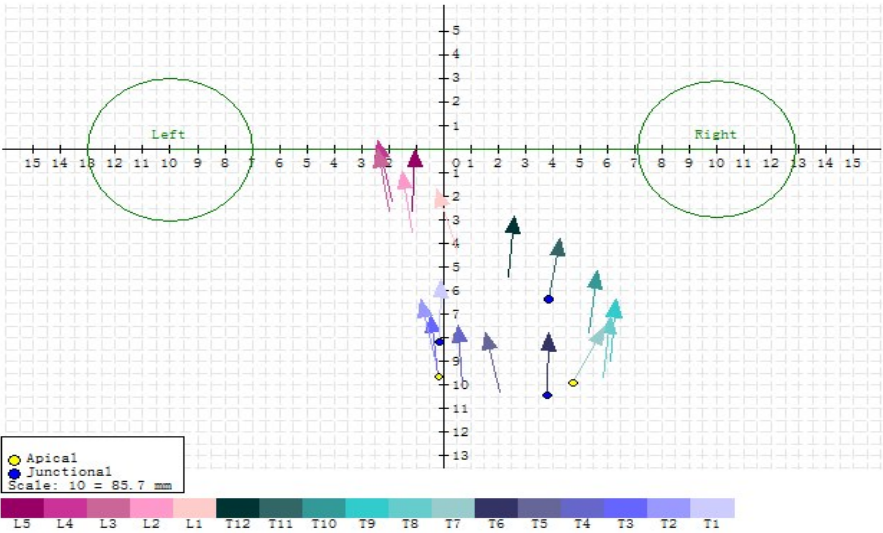


图9 椎体矢量俯视图
Fig.9 View from above of vertebral vectors

显示不清,而EOS则解决了这样的问题(图11)。

在辐射剂量和图像质量方面,国外也有很多学者做了统计和研究。加拿大蒙特利尔的圣贾斯丁大学妇幼医院的Deschenes等^[5]对50名脊柱检查病人进行了EOS与传统CR(Computed Radiography)系统的辐射剂量的比较,研究结果表明,在图像质量方面97.2%的EOS图像在整体图像质量上优于CR,94.3%的EOS图像在各个解剖位置的图像质量优于CR系统。而辐射剂量方面,CR的放射剂量最高可达到EOS的9.2倍,也有学者报道,使用EOS系统2D成像3D建模与CT三维重建相比,辐射剂量下降80%~90%,CT辐射量要达到EOS的800~1 000倍^[6]。此外EOS的微剂量功能为儿童和青少年的全身脊柱和下肢体格筛查提供了一种途径,EOS的儿童全脊柱正

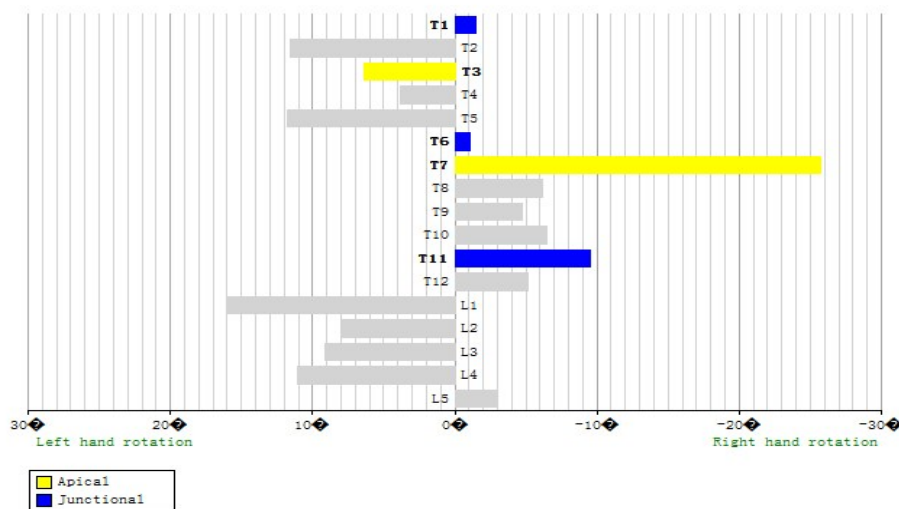


图10 椎体轴向旋转图

Fig.10 Vertebrae axial rotations



图11 EOS(右)与传统DR(左)图像质量对比

Fig.11 Comparing the image quality of EOS (right) and conventional digital radiography (DR) (left)

侧位微剂量扫描的辐射剂量仅为 $58 \mu\text{Sv}$, 相当于1周所受的大自然本底辐射量($56 \mu\text{Sv}$)^[7]。

3 临床应用现状

3.1 脊柱应用

继发性的脊柱侧弯在青少年中非常常见, Cobb角度的测量是定性侧弯严重程度的金标准, 也是手术方案选择的重要依据。严福华等^[8-9]认为椎体轴面角度的改变也是脊柱侧弯发展的重要指标。在过去的10~20年间, 对于椎体轴面旋转评价以Nash-Moe和Perdriolle法最为常用, 但是准确性和可靠性不高^[10]。

因此传统正侧位X线片很难做到对脊柱进行三维定量评价, 尤其是轴面旋转^[11]。EOS后处理工作站能够自动精准测量Cobb角和椎体旋转角度, 给放射和临床工作带来极大便利。Tamas等^[12]利用EOS后处理椎体矢量图对脊柱侧弯病患的术前和术后相关椎体参数测量结果与传统二维图像测量结果进行比较, 得出结论: EOS矢量图可以更直观地显示和量化椎体的平移和轴向旋转, 术后评估更准确客观。Amzallag-Bellenger等^[13]使用EOS在对儿童和青少年的特发性脊柱侧弯进行评估, 认为EOS可以在站立位下进行正侧位同时扫描, 在一个低辐射剂量的情况下, 提供3D模型评估脊柱病变, 适合术后的随访跟踪。EOS 3D后处理给骨科临床提供了一种量化的评价标准, 为精准诊断、治疗、术后随访带来客观的依据。

3.2 下肢与髋关节应用

据统计法国在2008年有120 000例髋关节置换手术和66 000例的膝关节置换手术; 美国在2005年就有235 000例髋关节置换手术和534 000例膝关节置换手术^[14], 预计到2030年髋关节和膝关节置换术会分别突破572 000和3 400 000例; 中国据不完全统计, 每年的髋关节和膝关节置换术也超过200 000例。

传统的X线摄影由于是2D平面影像, 测量误差风险很大(图12)。CT虽然可以进行三维重建, 但是它有两大缺点: (1)高辐射剂量, 不适合术后经常需要X线摄片的随访患者; (2)CT是卧位的扫描方式, 与负重位下的影像数据测量会有误差。EOS则提供了一种新的途径去弥补传统影像的缺点。

荷兰的Meijer教授^[15]用EOS对全膝关节术后的病人膝关节假体进行评估, 对膝内翻/外翻角度进行2D和3D建模测量, 结果发现EOS提供了精确的2D/3D

测量结果,但是3D数据更精准。美国的骨外科主任 Nam^[16]利用EOS低剂量负重位扫描和精准的3D建

模数据对先前的正常成人膝关节线朝向数据进行修正,获得了更精确的大样本数据。

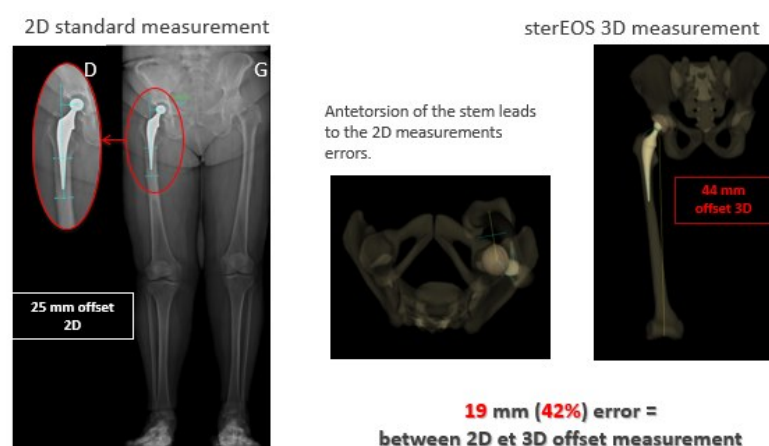


图12 2D影像与EOS 3D测量误差比较

Fig.12 Error measurements on 2D image compared with EOS 3D

圣安东尼医院的 Journé 教授^[17]在干尸的髋关节上植入假体,并通过摆放不同的位置,用EOS进行影像采集并测量骨盆入射角、倾斜角等参数来验证EOS 3D建模数据的可靠性,并论证EOS影像采集系统在骨盆倾斜角和前倾角的测量精确性上高于传统X线。美国新英格兰骨肌肉学研究所的 Polkowski 教授^[18]对于站立位数据测量是否能为髋关节置换术后提供更精确的评估做了研究,发现相对于传统卧位CT测量的数据,EOS站立位扫描能提供更符合人体功能学、更实际的数据,且比较有显著性差异。

此外,EOS的下肢全长扫描影像对于评价下肢扭曲,下肢力线(Hip-Knee-Ankle, HKA)精确性也有多篇研究报道,相比于传统X线影像,避免了由于患者站姿偏差引起的测量误差。

3.3 全身姿态评估

EOS全身一次性扫描有别于传统的全脊柱或双下肢拼接只能提供半身局部信息的特点,能提供一种全身的姿和矢状面平衡评估,使全脊柱术后评价更客观、真实。法国影像科主任 Morvan^[19]用EOS进行全身姿态评估,可以通过各种临床参数包括骨盆、脊柱参数评价骨盆、脊柱平衡^[19],避免由于髋膝屈曲造成的代偿性脊柱失衡的发生(图13)。EOS提供了多种矢状面平衡评估的方法,可以定量地评估手术效果(图14)。

4 脊柱/双下肢成像现状

目前,对于全脊柱/双下肢成像主要采用DR拼接法,拼接法分自动拼接和手动拼接,由于采用传统的X线投照方法,存在放大失真效应,即在影像采集阶段已存在误差,图像质量及图像拼接的配准不是很

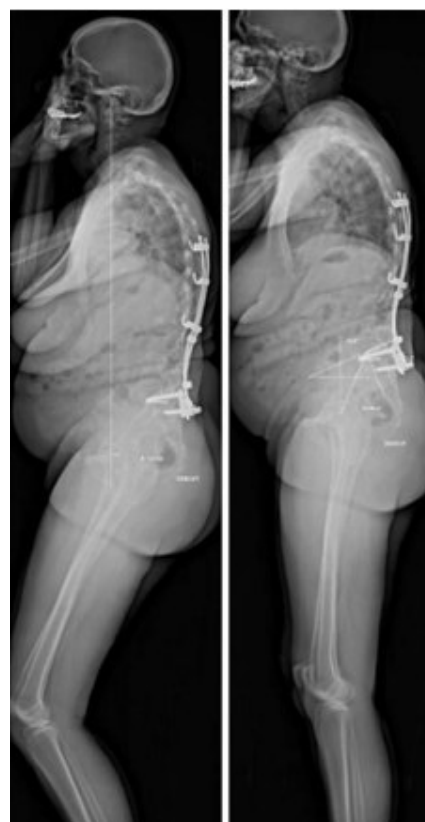


图13 带有髋关节和膝关节补偿的脊柱失衡(左)及纠正后的姿势(右)

Fig.13 Spinal imbalance with compensation flexion of hips and knees (left), and the position after correction (right)

理想,图像组织间密度差异大,且需要分几次投照,存在病患位置改变等风险。窄缝SLOT扫描的应用,保证了全脊柱和双下肢的无拼接一次成像,但是图像分辨力差,骨小梁显示不清。CT是目前骨骼成像的金标准,由于高辐射剂量和卧位的扫描方式,为病患手术随访跟踪带来不便,特别是非负重位下的扫

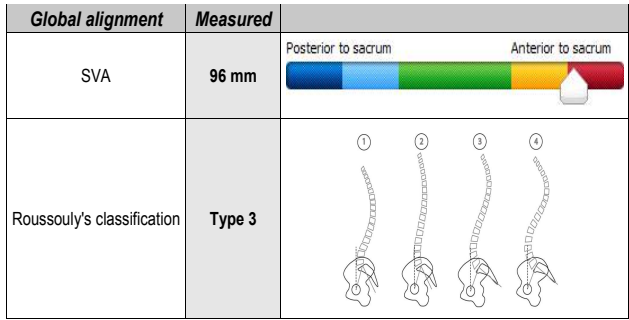


图 14 全姿态分析
Fig.14 Global alignment

描,骨骼临床参数的测量较负重位下测量存在较大误差^[20]。MR(Magnetic Resonance)现在也开发了负重位全脊柱成像,但是由于MR的成像优势主要还是体现在软组织方面,相对禁忌证多,扫描时间长,一般不作为脊柱检查的首选方案。EOS的问世,无疑是对现今影像手段的最好补充和优化。

5 未来展望

EOS在超低辐射剂量的情况下,保证高信噪比和高对比度的影像质量。EOS 3D建模提供了精准的自动临床数据测量,避免了人工测量误差,真正实现了骨放射领域的精准治疗、数字化建设与国际同步。结构化的报告无需放射科医生手工书写;术前计划更加精准,术后评估从定性向定量转变,更加客观真实;超低辐射剂量适合儿童和青少年的脊柱;下肢体格筛查和随访,为大样本的基础研究提供了一种新的科研手段。

在学科建设方面,为多学科联合精准治疗门诊提供一种诊断的工具和交流的平台。加拿大多伦多儿童医院的骨外科教授Narayanan在2013年北美儿骨科年会上提出:EOS或许可以成为下肢长度影像学评估的新黄金标准。Frost & Sullivan公司的主分析师Nadim认为EOS是对现今传统成像X线,CT和MR设备很好的一种补充。

EOS工作站的量化直观分析技术有望成为骨放射领域术前术后评估的金标准和新的评价体系。

【参考文献】

[1] CHARPAK G. La detection des particules [J]. Recherche, 1981, 128: 1384-1396.
[2] DUBOUSSET J, CHARPAK G, DORION I, et al. A new 2D and 3D imaging approach to musculoskeletal physiology and pathology with low-dose radiation and the standing position: the EOS system[J]. Bull Acad Natl Med, 2005, 189(2): 287-297.
[3] CHAIBI Y, GRESSON T, AUBERT B, et al. Fast 3D reconstruction of the lower limb using a parametric model and statistical inferences and clinical measurements calculation from biplanar X-rays [J].

Comput Methods Biomech Biomed Eng, 2005, 15(5): 457-466.
[4] STOKES I A. Three-dimensional terminology of spinal deformity. A report presented to the Scoliosis Research Society by the Scoliosis Research Society Working Group on 3-D Terminology of Spinal Deformity[J]. Spine, 1994, 19(2): 236-248.
[5] DESCHENES S, CHARRON G, BEAUDOIN G, et al. Diagnostic imaging of spinal deformities: reducing patients radiation dose with a new slot-scanning X-ray imager[J]. Spine, 2010, 35(9): 989-994.
[6] KALIFA G, CHARPAK G, MACCIA C, et al. Evaluation of a new low-dose digital X-ray device: first dosimetric and clinical results in children[J]. Pediatr Radiol, 1998, 28(7): 557-561.
[7] Canadian Nuclear Safety Commission. Fact sheet-natural background radiation[B/OL]. (2014-11-19)[2017-02-17]. http://nuclearsafety.gc.ca/eng/pdfs/Fact_Sheets/Fact-Sheet-Background-Radiation-eng.pdf.
[8] 秦乐, 杜联军, 严福华. EOS 三维影像评价成人脊柱侧凸的可靠性和准确性研究[J]. 中国骨与关节杂志, 2016, 5(8): 568-571.
QIN L, DU L J, YAN F H. Accuracy and reliability study of EOS in the evaluation of adult scoliosis[J]. Chinese Journal of Bone and Joint, 2016, 5(8): 568-571.
[9] 秦乐, 严福华, 杜联军, 等. 基于EOS的青少年特发性脊柱侧凸椎体轴面旋转分析[J]. 中国骨与关节杂志, 2016, 5(8): 572-576.
QIN L, YAN F H, DU L J, et al. An analysis of vertebral axial rotation in adolescent idiopathic scoliosis based on EOS [J]. Chinese Journal of Bone and Joint, 2016, 5(8): 572-576.
[10] RIGO M. Patient evaluation in idiopathic scoliosis: radiographic assessment, trunk deformity and back asymmetry [J]. Physiother Theory Pract, 2011, 27(1): 7-25.
[11] ILLES T, TUNYOGI-CSAPO M, SOMOSKEOY S. Breakthrough in three-dimensional scoliosis diagnosis: significance of horizontal plane view and vertebra vectors[J]. Eur Spine J, 2011, 20(1): 135-143.
[12] TAMAS L, SZABOLCS S. Comparison of scoliosis measurements based on three dimensional vertebra vectors and conventional two-dimensional measurements: advantages in evaluation of prognosis and surgical results[J]. Eur Spine J, 2013, 22(6): 1255-1263.
[13] AMZALLAG-BELLENGER E, UYTENHOVE F, NECTOUX É, et al. Idiopathic scoliosis in children and adolescents: assessment with a biplanar X-ray device[J]. Insights Imaging, 2014, 5(5): 571-583.
[14] KURTZ S, ONG K, LAU E, et al. Projections of primary and revision hip and knee arthroplasty in the United States from 2005-2030[J]. J Bone Joint Surg Am, 2007, 89(4): 780-785.
[15] MEIJER M F, BOERBOOM A L, STEVENS M, et al. Assessment of prosthesis alignment after revision total knee arthroplasty using EOS 2D and 3D imaging: a reliability study [J]. PloS One, 2014 9(9): e104613.
[16] NAM D, SHAH R R, NUNLEY R M, et al. Evaluation of the 3-dimensinal, weight-bearing orientation of the normal adult knee[J]. J Arthroplasty, 2014, 29(5): 906-911.
[17] JOURNÉ A, SADAKA J, BÉLICOURT C, et al. New method for measuring acetabular component positioning with EOS imaging: feasibility study on dry bone[J]. Int Orthop, 2012, 36(11): 2202-2209.
[18] POLKOWSKI G G, NUNLEY R M, RUH E L, et al. Does standing affect acetabular component inclination and version after THA? [J]. Clin Orthop Relat Res, 2012, 470(11): 2988-2994.
[19] MORVAN G, MATHIEU P, VUILLEMIN V, et al. Standardized way for imaging of the sagittal spinal balance[J]. Eur Spine J, 2011, 5(5): 602-608.
[20] IZATT M T, ADAM C J, VERZIN E J, et al. CT and radiographic analysis of sagittal profile changes following thoracoscopic anterior scoliosis surgery[J]. Scoliosis Spinal Disord, 2012, 7(1): 1-14.

(编辑:薛泽玲)