Thomaz Nogueira Burke

Desenvolvimento de um sistema para avaliação dos desvios da coluna vertebral em três dimensões – Spine3D

Tese apresentada à Faculdade de Medicina da Universidade de São Paulo para obtenção do título de Doutor em Ciências

Programa: Fisiopatologia Experimental

Orientadora: Prof ª Dra. Amélia Pasqual Marques

(Versão corrigida. Resolução CoPGr 5890, de 20 de dezembro de 2010.
A versão original está disponível na Biblioteca FMUSP)

São Paulo

2013

Dados Internacionais de Catalogação na Publicação (CIP)

Preparada pela Biblioteca da
Faculdade de Medicina da Universidade de São Paulo

©reprodução autorizada pelo autor

Burke, Thomaz Nogueira
Desenvolvimento de um sistema para avaliação dos desvios da coluna vertebral em três dimensões – Spine3D / Thomaz Nogueira Burke. -- São Paulo, 2013.
Tese(doutorado)--Faculdade de Medicina da Universidade de São Paulo.

Programa de Fisiopatologia Experimental.
Orientadora: Amélia Pasqual Marques.

Descritores: 1.Desenvolvimento tecnológico 2.Sistemas de computação 3.Estudos de avaliação 4.Coluna vertebral 5.Escoliose 6.Imagem tridimensional 7.Estudos de validação

USP/FM/DBD-140/13

DEDICATÓRIA

À minha família pelo esforço, dedicação e suporte constantes em minha formação.

AGRADECIMENTOS

À minha orientadora, Amélia Pasqual Marques, pela coragem em aceitar orientar este trabalho, pelos ensinamentos de vida dentro e fora da academia, e pelo seu exemplo vivo de trabalho, dedicação e acolhimento a seus alunos.

Aos grandes amigos Arnaldo Diniz e Roberta Libório, pela coragem e paciência de trilhar conosco um caminho até então desconhecido, e pelo acolhimento e carinho durante o desenvolvimento de todo o projeto. Muito obrigado!

Aos velhos e novos amigos que fiz durante o doutorado, Fábio França, Luiz Armando, Gabriel Leão, Maurício Magalhães, Ana Paula, Cinthia Miotto, Juliana Sauer, Ana Assumpção, Sarah Meneses e Francis Trombini, pelos momentos de descontração e apoio.

À minha família pelo amor incondicional, Mãe, Pai, Lucas, Mariana, Thiago, Viviane, Luana e cães.

À minha tia, Regina Nogueira, pelo apoio e acolhimento sincero que tive durante mais esta etapa de minha vida.

À minha querida esposa Ana Beatriz pela confiança, paciência, apoio e amor que despejou sobre mim em todas as fases.

À FAPESP pelo valoroso auxílio financeiro fornecido para o desenvolvimento desta pesquisa.

Muito obrigado a todos!

Esta tese esta de acordo com as seguintes normas:

Referências: adaptado de International Committee of Medical Journals Editors (Vancouver). Requisitos uniformes para manuscritos/*International Committee of Medical Journals Editors* Ver. Saúde Pública, 33 (1), 1999.

Universidade de São Paulo. Faculdade de Medicina. Serviço de Biblioteca e Documentação. *Guia de apresentação de dissertações, teses e monografias.* Elaborado por Anneliese Carneiro da Cunha, Maria Julia de A. L. Freddi, Maria F. Crestana, Marinalva de Souza Aragão, Suely Campos Cardoso, Valéria Vilhena. 2ª Ed. São Paulo: Serviço de Biblioteca e Documentação; 2005.

Abreviaturas dos títulos dos Periódicos de acordo com *List of Journals Indexed em Index Medicus.*

SUMÁRIO

INTRODUÇÃO 1

Motivação 5

Objetivos 7

Contribuições da tese 9

Organização da tese 9

CONTEXTUALIZAÇÃO 10

Sistemas livres de radiação utilizados para avaliação das curvaturas vertebrais em indivíduos com escoliose 11

Método de contato direto com o tronco 11

Métodos de topografia do tronco sem contato direto com o paciente 14

Visão computacional, rastreamento 3D e visão monocular 19

Justificativas do estudo 22

METODOLOGIA 23

Proposta de um sistema livre de radiação para avaliação dos desvios vertebrais em três dimensões 24

Características do sistema Spine3D 24

Componentes do sistema 25

Utilização do sistema e telas do software 32

Validação Interna do sistema proposto – Spine3D 37

RESULTADOS 39

Testes de exatidão e precisão 40

Estudo de caso – voluntário com escoliose 44

DISCUSSÃO 47

CONCLUSÃO 56

REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS 58

LISTAS

Lista de Tabelas

Tabela 1: Mudanças de posição do marcador durante o teste 38

Tabela 2: Resultados dos testes de exatidão e precisão do sistema Spine 3D 40

Tabela 3: Exatidão. Valores médios, mínimos e máximos para rotação e translação de acordo com os eixos avaliados 41

Tabela 4: Precisão. Valores médios, mínimos e máximos para rotação e translação de acordo com os eixos avaliados 42

Tabela 5: Exatidão e precisão para as variáveis Ângulo de Cobb Escoliose, Ângulo de Cobb Cifose Torácica e Ângulo de Cobb Lordose Lombar 42

Tabela 6: Comparativo entre os valores de exatidão e precisão de sistemas comerciais e aqueles encontrados para o sistema Spine3D após sua validação interna. 43

Tabela 7: Comparação entre Ângulo de Cobb para escoliose (curva lombar e torácica medidos pela radiografia e pelo sistema Spine 3D 46

Lista de Figuras

Figura 1: Representação da medida do ângulo de Cobb. Fonte: http://www.e-radiography.net/radpath/c/cobbs-angle.htm (acesso 11/12/12) 3

Figura 2: Ecoliômetro 12

Figura 3: Utilização do sistema Ortelius 800™ 14

Figura 4: Projeção de luzes estruturadas pelo sistema ISIS2 16

Figura 5: Diagrama de funcionamento básico do sistema Spine3D 24

Figura 6: Marcador multiplanar desenvolvido, visto de frente e pela lateral 26

Figura 7: Dimensões do marcador multiplanar 26

Figura 8: Wiimote e detalhe do sensor infravermelho e chip integrado de rastreamento multi-objeto 27

Figura 9: Sistema de coordenadas local adotados e sentidos positivos de rotação (horários). Adaptado de Glaser et. al 31

Figura 10: Marcação dos processos espinhosos das vértebras a serem analisadas 32

Figura 11: Tela conexão com os wiimotes 33

Figura 12: Escolha das vértebras 34

Figura 13: Alinhamento do marcador em relação aos processos espinhosos 34

Figura 14: Modelo tridimensional da coluna vertebral após avaliação com o sistema Spine3D 35

Figura 15: Tela de resultados 36

Figura 16: a) Posicionamento do wiimote durante a captura; b) Marcação dos processos espinhosos das vértebras torácicas e lombares 45

Figura 17: a) Imagem raio X; b) Representação pelo Spine3D 46

RESUMO

Burke TN. *Desenvolvimento de um sistema para avaliação dos desvios da coluna vertebral em três dimensões – Spine3D* [tese]. São Paulo: Faculdade de Medicina, Universidade de São Paulo; 2013. 65p.

Introdução: Escoliose é definida como um complexo desalinhamento tridimensional da coluna vertebral na qual há o aparecimento de uma curvatura lateral no plano coronal, normalmente associada com o aplanamento das curvaturas no plano sagital e rotação vertebral em seu eixo longitudinal. O padrão ouro para seu diagnóstico e monitoramento é a medida radiográfica pelo ângulo de Cobb, que possui como principais desvantagens o fato de não avaliar as curvas em três dimensões e expor os pacientes, principalmente os que estão em fase de crescimento, a consideráveis doses de radiação. **Objetivo**: Esta pesquisa teve como objetivo principal o desenvolvimento de um sistema de avaliação e representação da coluna vertebral em três dimensões, capaz de possibilitar ao usuário a análise quantitativa dos desvios da coluna vertebral nos planos coronal, sagital e transverso. São objetivos secundários estimar a precisão e a exatidão do sistema proposto, e avaliar a sua aplicabilidade a partir de um estudo de caso. **Métodos**: O Sistema desenvolvido, denominado de Spine 3D, é baseado no uso do controle de videogame Wiimote para rastrear LEDs infravermelhos que compõe um marcador multiplanar em uma cena, e tem como objetivo reconstruir em um ambiente 3D a pose das vértebras torácicas e lombares e, com isto, obter as variáveis angulares e de translação que descrevem seu alinhamento nos planos coronal, sagital e transverso. O experimento para a avaliação da exatidão e precisão consistiu em posicionar o marcador a 50 centímetros de distância do Wiimote, ambos alinhados em um mesmo plano. O marcador foi transladado em intervalos de 10 mm e rotacionado em 5°, 10°, 20° e 30° nos eixos X, Y e Z, com auxílio de um inclinômetro e um paquímetro digital. Os dados foram coletados a 100 Hz. A exatidão foi calculada comparando os resultados encontrados pelo sistema com os valores obtidos pelo inclinômetro e paquímetro digital. A precisão foi calculada a partir do desvio-padrão dos pontos coletados. **Resultados**: A exatidão média do sistema foi de 0,90° e 0,78mm. A precisão média do sistema foi de 0,62° e 0,42mm. Para o ângulo de Cobb na escoliose, a exatidão e precisão foram de 1,46° e 1,72°, e para a cifose torácica e lordose lombar, a exatidão e precisão foram de 2,82° e 1,60°, respectivamente. Durante o estudo de caso, a diferença entre o Spine3D e a radiografia, para o ângulo de Cobb foi de 1,3° para escoliose curva torácica e 2,24° para escoliose curva lombar. **Conclusão**: O sistema mostrou ter boa exatidão e precisão após os testes de validação interna. O estudo de caso sugere que a técnica possui potencial para aplicação clínica na avaliação dos desvios da coluna vertebral em três dimensões.

Descritores: desenvolvimento tecnológico, sistemas de computação, estudos de avaliação, coluna vertebral, escoliose, imagem tridimensional, estudos de validação

SUMMARY

Burke TN. *Development of a new three-dimensional system for evaluating spine deformities – Spine3D* [thesis]. São Paulo: "Faculdade de Medicina, Universidade de São Paulo"; 2013. 65p.

Introduction: Scoliosis is a complex three-dimensional malalignment of the vertebral column in which there is lateral curvature of the spine in the coronal plane, usually associated with flattening of the contour in the sagittal plane and rotation of the vertebrae around their longitudinal axes. Routine clinical analysis of the scoliotic spine is currently based on the radiographic measurement of Cobb angle. Although considered as the golden standard, it has the disadvantage of look over only the two-dimensional aspects of the curve and, over a period of years, the patient will be exposed to a large dose of radiation, especially in early onset curves. There is evidence that this may increase the risk of developing several types of cancer. **Objective**: This paper describes a new low-cost and radiation-free system to evaluate the three-dimensional aspects of scoliosis, and its concurrent validation in terms of accuracy and precision. Its applicability was tested in a case study. **Methods**: The system, named Spine3D, has the ability to track an infrared beacon equipped with LEDs (IRLED) to reconstruct the pose of each lumbar and thoracic vertebra in 3D space. The system also calculates the spine alignment to the coronal, sagittal and transverse planes. For accuracy and precision evaluation of the system, the beacon was positioned 50 cm away from the IR camera (Wiimote), aligned with in the same plane. The beacon was increasingly translated at 10 mm intervals and rotated at 5°, 10°, 20° and 30° on all three axes. The capture achieved rate was of 100 Hz roughly and accuracy was calculated comparing the results of Spine3D, digital paquimeter and digital inclinometer. Precision was considered as the standard deviation of the collected data. **Results**: The average accuracy obtained for the system is 0.90° and 0.78 mm, with precision of 0.62° and 0.42 mm. For Cobb angle calculations in coronal plane, accuracy and precision were of 1.46° and 1.72°, and for thoracic kyphosis and lumbar lordosis, the values were 2.82° and 1.60°. During the case study, the difference between the Cobb angle measured by Spine3D and radiography was 1.3° for thoracic scoliosis curve and 2.24° for lumbar scoliosis curve. **Conclusion**: The Spine3D system offers a non-invasive and radiation-free alternative for three-dimensional spine assessment and representation. Future studies should indicate if the measures taken by the Spine3D system have correlation with the Cobb angle measured by other methods.

Descriptors: Technological Development, Computer Systems, Evaluation Studies, Spine, Scoliosis, Imaging, Three-Dimensional , Validation Studies

INTRODUÇÃO

A Scoliosis Research Society define escoliose como uma curvatura lateral da coluna vertebral maior que 10 graus medida pelo método de Cobb, com auxílio de uma radiografia em posição em pé [1]. Outros autores a definem como um complexo desalinhamento tridimensional da coluna vertebral na qual há o aparecimento de uma curvatura lateral no plano coronal, normalmente associada com o aplanamento das curvaturas no plano sagital e rotação vertebral em seu eixo longitudinal [2,3], sendo a última alteração apontada como fundamental no mecanismo de aparecimento da deformidade [4].

Dentro das classificações de escoliose, a escoliose idiopática (EI) é considerada como uma curva estrutural sem causa conhecida e é subclassificada de acordo com a idade na qual é identificada. A infantil tem seu início antes dos três anos de idade e é responsável por menos de um por cento de todos os casos, e a juvenil é detectada entre os três e dez anos de idade e ocorre entre 12% e 21% de todos os pacientes com escoliose idiopática [5]. A forma mais prevalente é a Escoliose Idiopática do Adolescente (EIA), detectada entre os dez anos de idade e o final da maturidade óssea [5] e representa cerca de 90% dos de todos os casos [6]. Embora não haja causa estabelecida, diversos fatores etiológicos relacionados com o crescimento [7], morfologia [8] e desequilíbrio neuromuscular são apontados como desencadeantes da EIA [9].

Estudos apontam uma grande variação na prevalência da EIA quando estratificada em função do grau do desvio medido pelo ângulo de Cobb. Leaver et al. [10] encontrou 2% de prevalência de escoliose em ângulos abaixo de 10°; 0,5% acima de 20°; e apenas 0,1% com desvios acima de 40°. Quando estratificado em função da idade, estudos apontam que a prevalência da EIA aumenta com a idade: 0,1% na faixa etária de seis a oito anos; 0,3% entre nove e onze anos; e 1,2% na

faixa dos doze a quatorze anos de idade [11]. A taxa de meninos e meninas acometidos com curvas próximas a 10° é semelhante, porém pode aumentar para 10 meninas para cada menino em curvas maiores que 30° [12].

O padrão ouro para o diagnóstico da escoliose é a avaliação radiográfica na postura em pé com a quantificação pelo ângulo de Cobb, sendo que desvios laterais da coluna vertebral maiores que 10° são considerados desfechos positivos [1]. O método de Cobb é o ângulo formado pela linha perpendicular ao platô proximal da vértebra mais alta da curva escoliótica e pela linha perpendicular ao platô distal da vértebra mais baixa [13] (Figura 1).

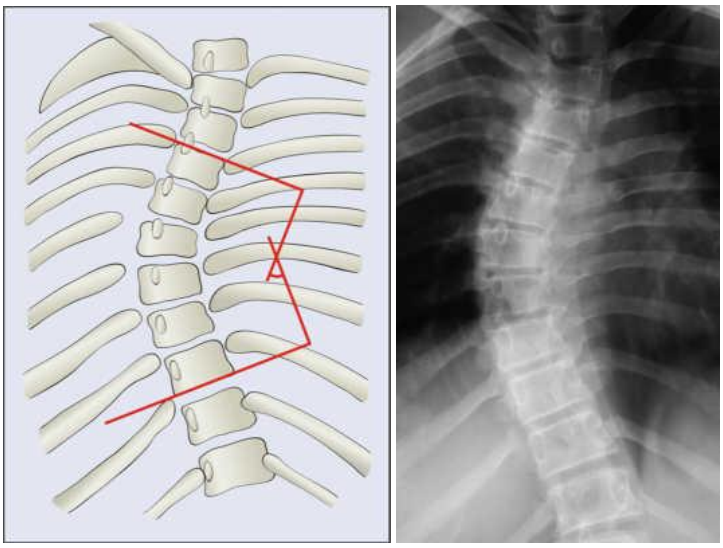

Figura 1: Representação da medida do ângulo de Cobb. Fonte: http://www.e-radiography.net/radpath/c/cobbs-angle.htm (acesso 11/12/12)

Apesar do ângulo de Cobb ser aceito como o padrão para a medida da escoliose em radiografias [14], estudos têm mostrado algumas limitações em sua aplicação [15,16]. A primeira delas refere-se ao fato de que a escoliose é essencialmente uma deformidade tridimensional, porém o ângulo de Cobb a descreve somente em um plano no espaço, uma vez que as curvas são descritas pela sua aparência em filmes planos. Interpretações destes resultados são difíceis

porque as radiografias representam projeções oblíquas da rotação vertebral, e o ângulo de Cobb pode variar dependendo do ângulo no qual os raios-x atingem o paciente [17].

Outros estudos indicam que a medida não é linearmente proporcional à severidade da escoliose, ou seja, uma curva de 40° é mais que duas vezes severa em relação a uma curva de 20°. Além disso, autores como Morrissy et al. [18] e Dang et al. [19] apontam variabilidade intraobservador de 2,8° e 4,9° e interobservador de 6,3° e 7,2° em suas medidas.

Avanços recentes permitiram a medição do ângulo de Cobb a partir de radiografias digitais, reduzindo a variabilidade intra e interobservador para 1,3° [20]. Segundo Gstoettner al. [21], as fontes de erro estão na dificuldade em definir as vértebras limite, no desenho incorreto das linhas através dos platôs das vertebrais ou pedículos, no desenho das perpendiculares ou, ainda, na medida do angulo em si.

Crianças diagnosticadas com deformidades na coluna vertebral frequentemente são submetidas a, em média, 25 radiografias durante o acompanhamento de sua evolução, permanecendo expostas a altas doses de radiação ionizante (média de 10.8 cGy) [22]. Bone e Hsieh [23] estudaram um grupo de crianças cirurgicamente tratadas de Escoliose Idiopática, displasia do quadril e discrepância dos membros inferiores. Neste grupo, o risco de desenvolver leucemia, câncer de mama ou defeitos hereditários foi 0,8%, 2,1% e 3% maior em relação aos dados de base. Levy et al. [24] encontraram em seu estudo que meninas que receberam correção cirúrgica para correção de escoliose antes dos 13 anos de idade tinham maior risco de desenvolver câncer, com 238 casos em cada 100 mil.

Doody et al. [22] encontraram que a exposição a múltiplas radiografias durante a infância e adolescência podem aumentar o risco de câncer de mama em mulheres com escoliose. A taxa de mortalidade encontrada foi duas vezes maior que a estimada para a população em geral. Além disso, o risco de morte por câncer de mama parece crescer significativamente de acordo com o número de radiografias. Outros efeitos da exposição à radiação em pacientes com escoliose foram estudados por Goldberg et al. [25]. Os autores encontraram que a exposição dos ovários das pacientes à radiação poderia afetar negativamente sua capacidade de reprodução futura [25].

É importante ressaltar que a exposição à radiação em pacientes com escoliose Idiopática do Adolescente (EIA) ocorre durante o estirão de crescimento, o que pode amplificar os efeitos biológicos deletérios [26,27]. Apesar das técnicas modernas de radiografias utilizarem doses menores de radiação (10 cGy ou menos), estas não podem ser consideradas insignificantes, e recomenda-se que todos os esforços sejam feitos para que seja reduzida a exposição ao máximo [28,29].

Motivação

Apesar do método de Cobb ainda ser considerado padrão ouro para o diagnostico e monitoramento da evolução da escoliose, apresenta limitações como o fato de medir em apenas duas dimensões uma deformidade que ocorre em três dimensões e a exposição a repetidas doses de radiação. Estas são justificativas suficientes para a busca de métodos não invasivos alternativos, livres de radiação, capazes de fornecer informação acerca da deformidade em três dimensões. Duas categorias principais de equipamentos livres de radiação têm sido desenvolvidos

para a avaliação das deformidades da coluna vertebral: aqueles com contato direto com o tronco, como por exemplo o escoliômetro [30], ortelius 800 [31] e fotogrametria [32]; e os que utilizam métodos para mapear a superfície do tronco, seja com uso de luzes estruturadas projetadas como a topografia de Moiré [33], Quantec System [34-36] e ISIS [37,38], ou lasers [39].

Cada método possui limitações que não podem ser desprezadas. O escoliômetro avalia somente a rotação axial das vértebras, enquanto o ortelius 800™ avalia somente os desvios laterais no plano coronal e, portanto, não avaliam o aspecto tridimensional da deformidade. Por outro lado, métodos que utilizam a projeção de luzes estruturadas sobre o tronco propõem avaliar tanto as rotações quanto os desvios laterais da coluna, porém produzem informações de difícil interpretação e apresentam baixa correlação com o ângulo de Cobb. Por último, o escaneamento do tronco por lasers depende de equipamentos caros, de difícil calibração e, assim como os métodos de projeção de luzes estruturadas, produzem informações de difícil interpretação.

Visto que a escoliose é uma deformidade da coluna vertebral em três dimensões, e que os métodos apresentados possuem limitações em sua avaliação, justifica-se o desenvolvimento de novos sistemas capazes de reunir em um só dispositivo as características de avaliação tridimensional da curva escoliótica, sem uso de radiação, com baixo custo e de fácil uso. A motivação é aumentada pelo fato de que, no Brasil, poucos núcleos de estudo investigam e desenvolvem sistemas desta natureza. Segundo Cooper [40], os clínicos necessitam de um sistema preciso, portátil, não invasivo e com metodologia específica para avaliar periodicamente as mudanças da coluna vertebral de seus pacientes.

OBJETIVOS

Objetivo Principal

- Desenvolver um sistema quantitativo para avaliação e representação da coluna vertebral em três dimensões.

Objetivo Secundário

- Estimar a exatidão e a precisão do sistema desenvolvido (validação interna).
- Avaliar a aplicabilidade do sistema a partir de um estudo de caso.

Contribuições desta tese

Pretendemos com este trabalho iniciar um processo de desenvolvimento contínuo de um sistema que permitirá aos profissionais da saúde avaliar de maneira simples, rápida e acurada os desvios da coluna vertebral, especialmente em indivíduos com escoliose. O sistema proposto poderá servir de ferramenta para a realização de pesquisas científicas ou avaliações clínicas de acompanhamento sem a utilização de radiação ionizante.

Organização da tese

O presente estudo está organizado em cinco tópicos principais. O primeiro deles, a Revisão de Literatura, aborda as principais características de sistemas livres de radiação utilizados para a avaliação das curvaturas vertebrais em indivíduos com escoliose, e o conceito de visão computacional com sua contribuição para os sistemas de rastreamento de objetos. Na sequência, a Metodologia apresenta o desenvolvimento do sistema proposto, suas principais características, e os testes utilizados para sua validação. Por fim, são apresentados os Resultados, incluindo o estudo de caso, a Discussão e as Conclusões do estudo.

CONTEXTUALIZAÇÃO

Sistemas Livres de Radiação utilizados para avaliação das curvaturas vertebrais em indivíduos com escoliose

Por motivos didáticos, os métodos livres de radiação foram divididos em: Métodos de contato direto com o tronco e Métodos sem contato direto com o tronco (com projeção de linhas estruturadas ou com uso de lasers).

1. Métodos de contato direto com o dorso

Escoliômetro

O escoliômetro (National Scoliosis Foundation, Watertown, MA) é um inclinômetro usado para quantificar, em graus, a rotação axial do tronco no ápice da curva escoliótica (Figura 2). Segundo Bunnell [30], o escoliômetro pode documentar a progressão da curva e consequentemente ser uma maneira prática de diminuir a exposição aos raios-x. O indivíduo deve ser posicionado em flexão anterior do tronco, em ortostatismo ou sentado. Essa técnica pode fornecer algumas informações quantitativas sobre a magnitude das distorções aparentes do tronco, decorrentes da rotação das vértebras e, consequentemente, da rotação das costelas adjacentes.

Figura 2: Ecoliômetro [13]

Entretanto, o uso do escoliômetro tem sido criticado em virtude da pouca precisão de suas medidas não possibilitando exatidão diagnóstica [41]. Bunnell [30] aponta que a sensibilidade e especificidade do escoliômetro são de 23% e 48%, respectivamente. Estudo de Amendt [42] apontou a sensibilidade e especificidade de acordo com ângulos de corte, sugerindo que rotações axiais do tronco de 5° ou mais, possuem sensibilidade de 98% e especificidade de 29% em detectar curvas medindo 20° ou mais pelo método de Cobb. Entretanto, a sensibilidade diminui para 51% e a especificidade aumenta para 96% quando o ângulo de corte é de 10° [42]. Estes valores são considerados altos, e não recomendam o uso do escoliômetro para diagnóstico ou acompanhamento da curva escoliótica.

Ortelius 800™

Ortelius 800™ (OrthoScan Technologies, Rosh Pina, Israel) é um dispositivo portátil desenvolvido por Ovadia et al. (2007) [31] para avaliação da deformidade da coluna vertebral em três dimensões (3D). Antes da avaliação com o dispositivo, o examinador deve medir a rotação axial do tronco nos níveis torácico, toracolombar e lombar utilizando um escoliômetro, com o paciente em flexão anterior de tronco. Depois de realizada esta medição, o paciente é posicionado em pé, e deve encostar seu quadril em uma barra com o objetivo de minimizar seu movimento durante o teste. Enquanto utiliza o dispositivo em um dos dedos, o avaliador deve palpar os processos espinhosos das vértebras cervicais, torácicas e lombares utilizando os dedos indicador e médio (Figura 3).

Figura 3: Utilização do sistema Ortelius 800™ [31]

Em cada processo espinhoso o avaliador deve pressionar um pedal para que a posição da vértebra seja registrada. O dispositivo utiliza um campo eletromagnético de baixa intensidade a fim de enviar sua localização espacial ao software. Marcas corporais adicionais incluem a borda superior da prega glútea e a protuberância occipital. O procedimento demora em torno de dois minutos quando realizado por um avaliador treinado.

Ovadia (2007) [31] avaliou 124 pacientes com curvas escolióticas variando de 10° a 48° pelo método de Cobb e pelo método Ortelius 800™. A média da diferença absoluta entre os dois métodos variou de aproximadamente 5° no plano coronal a 6° no plano sagital. A confiabilidade intra observadores medida pelo coeficiente de correlação de Pearson foi de 0,86, e a confiabilidade inter observadores de 0,76.

O sistema apresenta em tempo real graficamente a deformidade, assim como o resultado do cálculo dos ângulos em ambos os planos coronal e sagital [31]. Apesar do dispositivo medir as curvaturas nos planos sagital e coronal, não é possível, avaliar as rotações axiais relativas a cada vértebra estudada.

Fotogrametria

A fotogrametria envolve a medição de pontos da imagem e a correlação entre estes e os pontos 3D do mundo real, o que permite a descoberta de razões e coeficientes para medição entre objetos reais e imagens, o cálculo de distâncias, além de outras correspondências entre imagens e a cena real [43]. Aplicada à área do movimento humano, constitui-se em um método de avaliação não invasivo com uso de marcadores de superfície que pode ser aplicado às deformidades vertebrais [44].

Silva [45] e Dohnert & Tomasi (2008) [32] estudaram a correlação entre os ângulos da escoliose obtidos pelo método de Cobb com os obtidos pela fotogrametria computadorizada. Silva [45] não encontrou correlação estatisticamente significante entre a medida da curva escoliótica (em graus) obtidas pela fotogrametria computadorizada e as obtidas pelo método de Cobb. Dohnert & Tomasi [32] concluíram que a fotogrametria computadorizada não se mostrou sensível e especifica para ser recomendada isoladamente como teste de avaliação da escoliose idiopática do adolescente em escolares [32].

2. Métodos de topografia do tronco sem contato direto com o paciente

Sistemas óticos têm sido desenvolvidos e utilizados como técnica de avaliação topográfica não invasiva. Alguns exemplos destes sistemas são (1) as técnicas de projeção de luzes estruturadas, como a Topografia de Moiré-fringe [33], o Quantec System [34-36] e o Integrated Shape Imaging System (ISIS) [37,38], e scanners em três dimensões (Inspeck, Cyberware, TC2, Minolta Vivid, Vitus 3D) [39]. Abaixo, são apresentados os principais métodos.

Métodos com projeção de luzes estruturadas sobre o tronco

Os métodos de topografia de Moiré-fringe [33], Quantec System [34-36] e Integrated Shape Imaging System (ISIS) [37,38] utilizam o mesmo princípio ao analisar os desvios da coluna vertebral: a projeção de linhas sobre o tronco para inferir a partir da imagem bidimensional resultante, dados tridimensionais.

Nestes métodos, um padrão de linhas paralelas é projetado sobre o tronco do indivíduo, e sofre distorções causadas pelo contorno do corpo (Figura 4). Esta distorção contém informações relacionadas à distância da superfície analisada em relação a uma referência plana. Quando esta imagem é capturada por uma câmera digital, as coordenadas em pixels de cada linha podem ser calculadas, assim como a informação da altura de cada contorno em relação ao plano da imagem [38].

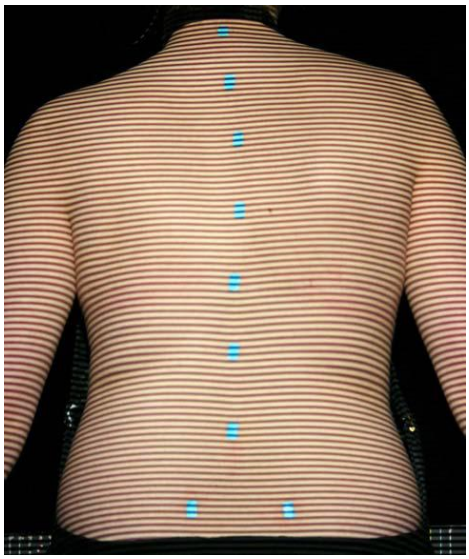

Figura 4: Projeção de luzes estruturadas pelo sistema ISIS2 [38]

Durante a avaliação, os sujeitos devem permanecer na posição em pé com a base de suporte definida pelo equipamento, braços ao longo do corpo e olhar direcionado para o horizonte. O Quantec system e o ISIS diferenciam-se da topografia de Moiré por adicionar marcadores ao tronco estudado, facilitando assim

o trabalho de aquisição de dados. Nestes sistemas, as depressões das espinhas ilíacas póstero superiores (EIPS), os processos espinhosos das vértebras T1 e T12 devem ser obrigatoriamente marcados com adesivos esféricos. A imagem é capturada por uma câmera alinhada e calibrada, e processada posteriormente por software específico. O avaliador deve corrigir e reconstruir cada linha que não tenha sido automaticamente identificada pelo software na imagem e então selecionar as marcas anatômicas de T1, T12 e das EIPS.

Essas técnicas, apesar do baixo custo, de ter característica não invasiva e representar a mudança estética da escoliose, não tem sido amplamente aceita e incorporada como rotina na avaliação clínica desta deformidade. Um dos motivos pode estar no caráter abstrato das imagens e sua difícil interpretação, além de não apresentar uma correlação direta com o angulo de Cobb.

Em um estudo realizado por Sahlstrand [46], com 139 pacientes com escoliose, não foi revelada correlação significativa entre a assimetria de Moiré e o ângulo de Cobb. Também foi encontrada alta sensibilidade e baixa especificidade para a classificação da escoliose. Além disso, autores não indicam o método para indivíduos obesos com dobras de gordura no tronco [31].

Estudos indicam que o método Quantec fracassa ao avaliar curvas com medidas extremas, ou seja, curvas com ângulos de Cobb muito pequenos ou muito grandes [47]. Entretanto, Goldberg et al [34] reforçam a importância do método alegando que o angulo de Cobb, isoladamente, não explica o todo da deformidade, e que a criança e o adolescente são insatisfeitos com as alterações estéticas e não com o valor do angulo de Cobb.

Enquanto os profissionais da saúde estão familiarizados com as radiografias e suas medidas geométricas simples, a técnica de topografia da superfície do tronco produz imagens abstratas e não familiares que dificultam a interpretação. Desta forma, a topografia de superfície não tem sido bem aceita e integrada aos padrões de avaliação e cuidados dos pacientes com deformidades da coluna vertebral [31].

Scanners 3D a laser

O escaneamento do tronco por *lasers* é uma técnica de imagem não invasiva que vem sendo utilizada para estimar e quantificar parâmetros da deformidade espinhal em três dimensões [48]. Os sistemas de escaneamento por lasers óticos consistem de lasers e câmeras que produzem um mapa topográfico do tronco avaliado. Alguns dispositivos utilizam o escaneamento em 360° juntamente com técnicas radiográficas, com o objetivo de otimizar a correlação entre a superfície escaneada e o posicionamento da coluna vertebral [48].

Existem diversos scanners a laser no mercado capazes de escanear o contorno do tronco de um indivíduo na posição em pé [48,49]. Dawson et al. [49] escanearam uma área limitada (27cm) do tronco e a dividiram em 10 secções transversais e encontraram que o desvio do centroide [1] do tronco possui correlação moderada com o ângulo de Cobb (0,5< r<0,63).

Em um estudo com 48 pacientes com escoliose, o índice de assimetria do tronco relacionado ao desvio lateral do centroide, ao eixo principal de rotação, à medida da gibosidade e às diferenças entre as metades direita e esquerda do tronco mostraram-se fortemente correlacionados com o ângulo de Cobb (r>0,80) [50].

---

[1] Centroide pode ser definido como o ponto no interior de uma forma geométrica que define o seu centro

Uma regressão linear utilizando cinco destas medidas revelou que estes índices são capazes de estimar uma variação de 10° no ângulo de Cobb em 88% das curvas avaliadas (r=0,91) [50]. Este nível de acurácia aproxima-se da utilidade clínica, na qual é necessária uma detecção de 5° a 10° de diferença para a avaliação da evolução da curva, e se aproxima do nível de acurácia da medida do ângulo de Cobb [50].

Apesar dos estudos demonstrarem uma boa correlação das medidas do escaneamento por lasers com o ângulo de Cobb, o equipamento necessário para a avaliação é de difícil uso e necessita de calibração por parte do avaliador. A não familiaridade e a dificuldade de interpretação das medidas ainda impedem a disseminação de seu uso por parte dos profissionais da saúde.

Como pudemos constatar, os sistemas descritos não reúnem os requisitos de baixo custo, confiabilidade, facilidade de uso e de interpretação das medidas e avaliação tridimensional da curva escoliótica. Esta lacuna abre caminho para a pesquisa e desenvolvimento de novos sistemas capaz de atender às necessidades dos profissionais da saúde e dos pesquisadores que se utilizam destes sistemas em seu cotidiano. Neste sentido, a utilização da visão computacional aplicada ao rastreamento de objetos em três dimensões pode auxiliar o desenvolvimento de sistemas que cumpram com os requisitos descritos acima. Este tema será abordado no item seguinte. Foi dada ênfase nos sistemas óptico-eletrônicos por terem sido utilizados neste estudo.

Visão Computacional, Rastreamento 3D e Visão Monocular

Segundo Farias [43], visão computacional é uma área de pesquisa ativa, com inúmeras contribuições a técnicas de reconstrução 3D. Seus avanços envolvem a integração com algoritmos que executam cálculos em tempo real, abordagens estatísticas robustas, métodos de reconstrução 3D densa e aceleração baseada em hardware. Para Lepetit & Fua [51], a visão computacional é capaz de fornecer soluções para diversas aplicações que requerem o rastreamento de objetos em três dimensões, com praticidade, baixo custo e de maneira não invasiva.

Rastrear um objeto contido em uma sequência de imagens significa identificar sua localização enquanto o mesmo se move em uma cena. O rastreamento em três dimensões procura recuperar continuamente todos os seis graus de liberdade que definem a pose relativa do objeto, ou seja, seu deslocamento em relação à câmera ou sensor [51].

O processo de rastreamento 3D pode ser decomposto em dois passos principais: o primeiro é a aquisição dos dados de entrada, com o objetivo de extrair informações relacionadas à posição do objeto; o segundo é o processamento dos dados e a estimativa da pose propriamente dita. A aquisição dos dados de entrada é considerada como a fase de maior importância em todo o processo [43].

Diversas tecnologias têm sido utilizadas na tentativa de gerar dados de entrada precisos, porém cada dispositivo possui características particulares que diminuem sua eficácia nesta tarefa. Rastreadores mecânicos possuem boa exatidão, porém introduzem artefato de movimento na medição. Rastreadores magnéticos são vulneráveis às distorções por metais presentes no ambiente de coleta e possui limitações na amplitude de deslocamento do objeto rastreado.

Rastreadores por ultrassom estão sujeitos a problemas de reflexão de som que podem afetar a qualidade dos dados.

Atualmente, a maior parte dos sistemas de rastreamento 3D é composta por dispositivos óptico-eletrônicos de aquisição de dados, que utilizam câmeras de vídeo com o objetivo de registrar o posicionamento de marcadores no espaço e, por isto, funcionam como dispositivos de aquisição de dados de entrada. As imagens são posteriormente analisadas por um software que rastreia o posicionamento de cada marcador ao longo do tempo, reconstruindo sua trajetória em três dimensões [52].

O rastreamento por imagem tem a vantagem de não ser invasiva, possuir boa exatidão e ser de baixo custo, desde que se esteja disposto a investir o esforço necessário para o desenvolvimento de algoritmos robustos para os cálculos de pose [51]. Sistemas comerciais óptico-eletrônicos dedicados à análise de movimentos 3D, como Vicon, Qualisys e Motion Analisys são de alto custo, devido, principalmente, ao custo do desenvolvimento dos softwares que os acompanham. Além disso, necessitam de duas ou mais câmeras visualizando um mesmo marcador para que sua reconstrução seja possível. Esta condição refere-se à técnica conhecida como estereoscopia ou conjunto estéreo [53] e pode restringir a portabilidade e a facilidade de uso do sistema, uma vez que passa a ser fundamental a calibração das câmeras no ambiente.

Dentre as metodologias de rastreamento por imagem, aquelas que utilizam visão monocular, imagem proveniente de somente uma câmera, possuem a vantagem de não necessitar de calibragem e por isso são mais indicadas ao público geral [51]. Esta metodologia gera dados de entrada que são utilizados pelo software como parâmetros para a reconstrução da pose 3D do objeto, que pode ser

calculada por duas diferentes abordagens: pelo reconhecimento de quinas ou bordas na imagem, ou pela inserção de facilitadores de rastreamento (*fiducials*), marcadores que identificam pontos-chave do objeto na imagem e auxiliam no processo de identificação de sua pose.

Inseridos na imagem, os marcadores apresentam características de fácil reconhecimento, o que os torna confiáveis para uso no cálculo da pose [51]. Dois tipos de marcadores podem ser encontrados. O primeiro é chamado marcador pontual (*point fiducials*), isto porque cada marcador deste tipo relaciona-se a apenas um ponto correspondente na imagem, sendo, portanto, provedor de informações em apenas duas dimensões (2D). Para obter informações em três dimensões é necessário adicionar diversos marcadores pontuais (LEDs infravermelhos, adesivos esféricos, etc) em uma superfície planar. A este novo marcador é dado o nome de marcador multiplanar (*multiplanar fiducials*). Um marcador planar pode gerar informações com seis graus de liberdade, ou seja, em três dimensões, com o uso de apenas uma câmera ou sensor [51].

Especificamente, facilitadores de rastreamento esféricos funcionam melhor uma vez que sua aparência circular é relativamente invariável durante a distorção por perspectiva, e porque seu centroide permite a determinação de sua posição de maneira estável, atingindo nível de precisão em subpixels [51].

Em nosso estudo foram utilizados quatro LEDs infravermelhos (IRLEDs) montados por sobre uma superfície, formando um marcador multiplanar. Esta escolha baseou-se no fato de que os IRLEDs produzem luminosidade que se destaca na imagem, resultando em menor interferência de luzes ou reflexos provenientes do ambiente. A montagem de quatro IRLEDs formando um marcador justifica-se uma vez que permite a reconstrução de sua pose tridimensionalmente

com o uso de apenas um sensor. Os controles do videogame Wii, chamados de wiimotes, foram escolhidos como dispositivos de entrada de dados por possuírem sensores infravermelhos confiáveis. O marcador multiplanar e o wiimote são descritos no item Metodologia.

Justificativas do Estudo

Como pudemos constatar, os sistemas descritos não reúnem, em um mesmo sistema, os requisitos de baixo custo, confiabilidade, facilidade de uso e de interpretação das medidas e avaliação tridimensional da curva escoliótica. Esta lacuna abre caminho para a pesquisa e desenvolvimento de novos de sistemas capazes de atender às necessidades dos profissionais da saúde e dos pesquisadores que se utilizam destes sistemas em seu cotidiano.

Observamos que, como parte do processo de rastreamento de objetos 3D, a aquisição dos dados de entrada é parte fundamental. Apesar de existirem diversas tecnologias que se propõe a gerar dados de entrada para sistemas de rastreamento, os sistemas óptico-eletrônicos se destacam por possuir boa acurácia e ser de baixo custo.

Em nosso estudo escolhemos como dispositivo de rastreamento o controle do videogame Wii, chamado wiimote, por possuir sensor sensível ao infravermelho. O marcador multiplanar foi desenvolvido no decorrer da pesquisa e a técnica de reconstrução foi baseada na visão monocular, por permitir o uso de apenas um dispositivo de captura e facilitar a calibração durante o uso por pessoas destreinadas [53]. O desenvolvimento deste sistema, chamado de Spine 3D, é apresentado no item seguinte.

METODOLOGIA

Proposta de um sistema não invasivo e livre de radiação para avaliação dos desvios vertebrais em três dimensões (Spine3D)

1. Características do sistema Spine3D

O Sistema desenvolvido, denominado de Spine 3D, é baseado no uso do controle de videogame wiimote para rastrear LEDs infravermelhos que delimitam um marcador multiplanar em uma cena. O principal objetivo do sistema é reconstruir em três dimensões (3D) a pose das vértebras torácicas e lombares da coluna vertebral e, com isto, obter as variáveis que descrevem seu alinhamento nos planos coronal, sagital e transverso.

Abaixo encontra-se o diagrama de funcionamento geral do sistema (Figura 5).

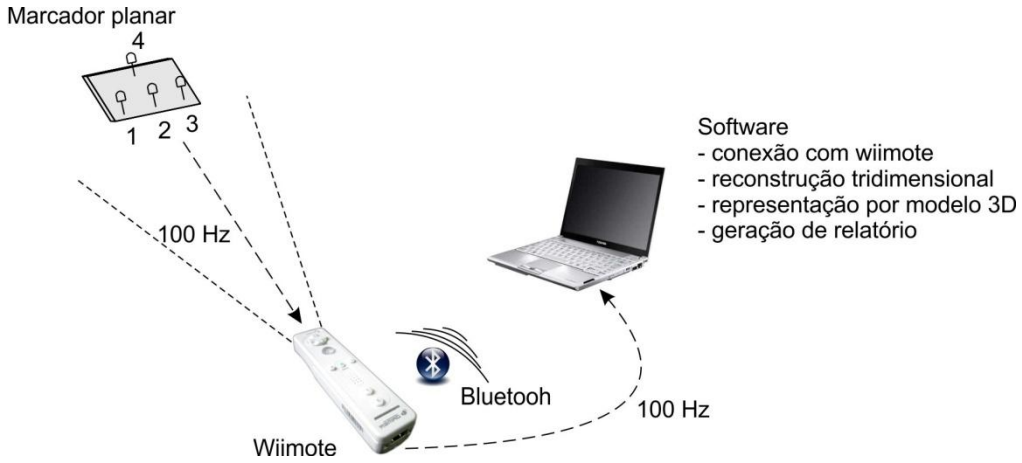

Figura 5: Diagrama de funcionamento básico do sistema Spine3D

A tecnologia escolhida para o rastreamento e reconstrução 3D é fundamentada na capacidade que o wiimote possui de rastrear pontos

infravermelhos e reportar sua posição bidimensional para o computador via bluetooth. Por ser sensível apenas à luz infravermelha, o rastreamento com wiimotes está menos suscetível a interferências de fatores do ambiente que afetam a captura por câmeras de vídeo, como intensidade da iluminação e reflexos de luz visível. Suas características permitem que o dispositivo seja utilizado em uma gama maior de situações e facilita o uso por indivíduos não treinados.

Os objetivos do sistema são:

i. Reconstruir a pose das vértebras que compõe os segmentos lombares e torácicos da coluna vertebral em três dimensões e em tempo real
ii. Calcular as variáveis clínicas que descrevem o alinhamento vertebral nos planos coronal, sagital e transverso;
iii. Oferecer facilidade de instalação, manuseio e baixo custo ao usuário final.

2. Componentes do sistema

2.1 Marcador multiplanar

Foi desenvolvido um marcador multiplanar contendo quatro LEDs infravermelhos TSAL6200 (Vishay) com comprimento de onda de 940 nm, ângulo do feixe de 17° e intensidade radiante de 90 mW, montados sobre uma placa de circuito impresso (PCI). Para aumentar o ângulo de dispersão do infravermelho os LEDs foram encapsulados com uma cobertura de teflon (politetrafluoretileno), sendo os três primeiros em uma mesma linha e o quarto deslocado ortogonalmente conforme a Figura 6. As dimensões do marcador multiplanar são apresentadas na Figura 7. O marcador está acoplado a uma estrutura de acrílico e PVC expandido

que permite pega adequada e bom alinhamento entre a estrutura e a vértebra analisada.

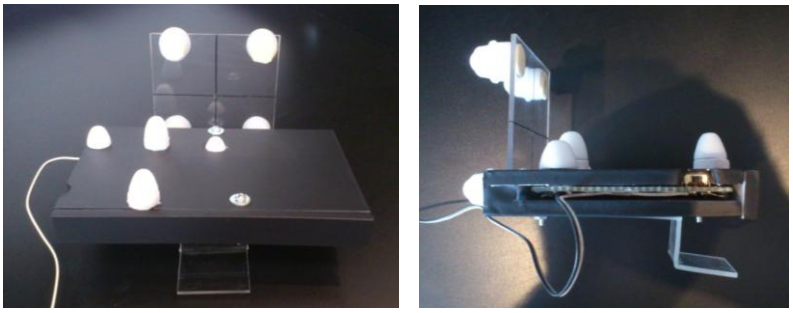

Figura 6: Marcador multiplanar desenvolvido, visto de frente e pela lateral

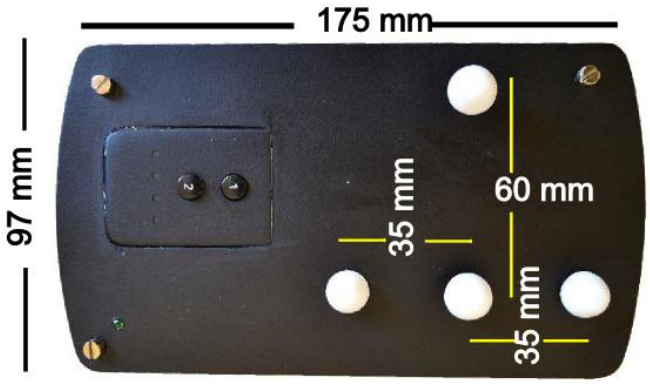

Figura 7: Dimensões do marcador multiplanar

2.2 Wiimote

Wiimotes são controles do videogame Nintendo Wii que possuem um chip integrado de rastreamento multi-objeto (multiobject tracking-MOT) que possibilita rastreamento de até quatro objetos infravermelhos simultaneamente. O sensor possui resolução de 1024 x 768 pixels, com 100 Hz de frequência de captura e campo de visão de 45° (Figura 8).

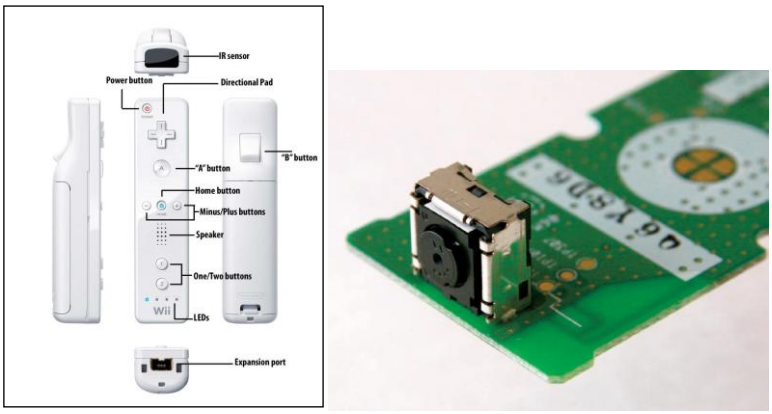

Figura 8: Wiimote e detalhe do sensor infravermelho e chip integrado de rastreamento multi-objeto

Segundo Wingrave et al. (2010) [54], wiimotes têm sido usados como dispositivo de entrada de dados em sistemas de rastreamento 3D por possuírem uma variedade de sensores e hardware robustos e de baixo custo com a habilidade de transmitir rapidamente informações para o computador. O wiimote tem a capacidade de rastrear marcadores infravermelhos e transmitir suas coordenadas bidimensionais para um computador via *bluetooth*. Desta forma, o wiimote atua como dispositivo de entrada de dados em sistemas de rastreamento 3D. Adicionalmente, o hardware integrado para rastreamento de objetos minimiza a quantidade de dados transmitidos pela conexão sem fio, simplificando o desenvolvimento de aplicativos diversos.

Apesar de existirem a décadas no mercado uma série de dispositivos de rastreamento óptico e de movimento, a grande vantagem do Wiimote é ser um dispositivo sem fio, de baixo custo e de fácil acesso ao público em geral [55]. Por sua vez, o Wiimote é de fácil instalação e manutenção, tendo sido adotado em aplicações diferentes das quais foi originalmente concebido.

2.3 Software de controle

Foi desenvolvido com objetivo de estabelecer conexão com os wiimotes, deles receber os dados de posicionamento do marcador multiplanar, e realizar os cálculos de estimativa de pose para a reconstrução 3D e cálculo das variáveis clínicas. O software utiliza as bibliotecas WiiC 1.1 para comunicação com o wiimote e OpenCV 2.3 para os cálculos de visão computacional.

2.3.1 Conexão com wiimotes e recebimento dos dados de captura

A conexão com os wiimotes é realizada utilizando-se a biblioteca WiiC disponível no repositório http://wiic.sourceforge.net/. O fluxo de dados proveniente do wiimote é continuamente submetido a um filtro que calcula a média das últimas cinco coordenadas recebidas. Estes dados, então, são utilizados para o cálculo da pose.

2.3.2 Cálculo de estimativa de pose (Algoritmo POSIT)

O cálculo da pose é realizado utilizando-se um algoritmo chamado POSIT, cuja principal tarefa é calcular, a partir das coordenadas bidimensionais recebidas do Wiimote, as rotações e translações do marcador nos três eixos de movimento. Esta tarefa é chamada de “estimativa de pose” e tem sido investigada por pesquisadores a décadas. O algoritmo foi publicado em 1995 por DeMenthon & Davis [56], e permanece, ainda hoje, útil para os propósitos desta pesquisa.

O POSIT utiliza um método que combina dois algoritmos. O primeiro, chamado POS (Pose from Orthography and Scaling) estima a projeção perspectiva a partir de uma projeção ortográfica escalar e encontra a matriz de rotação e o vetor

de translação do objeto resolvendo uma equação linear. O segundo, chamado POSIT (POS with ITerations), utiliza a pose encontrada pelo POS e aplica a ela um *loop* de iterações[2] com o objetivo de refinar os resultados encontrados anteriormente. Diferentemente das abordagens clássicas que utilizam o método Newtoniano, o algoritmo POSIT não requer uma estimativa inicial, e calcula a pose utilizando um conjunto de operações de ponto flutuante, podendo ser, portanto, uma alternativa útil para aplicações em tempo real [56].

Para seu correto funcionamento, o algoritmo POSIT requisita três informações fundamentais: (i) a descrição do modelo físico do marcador multiplanar (suas coordenadas tridimensionais no mundo real), (ii) os parâmetros intrínsecos da câmera ou sensor utilizado para a captura e (iii) o ordenação dos pontos recebidos.

i. As coordenadas tridimensionais do marcador planar foram medidas em milímetros com o auxílio de um paquímetro digital de resolução 0,01 mm e precisão média de 0,1%.
ii. A distância focal do sensor do wiimote foi definida em 1280 unidades, adotando um *pixelsize* de 1 mm em ambos os eixos.
iii. A identificação e ordenação dos pontos foi realizada pelo software.

Para reconhecer os LEDs dispostos em linha, o algoritmo os testa combinatoriamente de três em três, assumindo que o primeiro escolhido é o início da linha e o segundo o final. A distância perpendicular do terceiro ponto a esta linha é calculada, e caso seja próximo de zero, os três pontos são considerados como pertencentes a uma mesma reta, e caso a distância seja diferente de zero, o algoritmo prossegue testando outras combinações até encontrar a correta.

[2] Na programação computacional, iteração é o processo de repetição de uma ou mais ações. Na matemática o termo define uma técnica utilizada em análise numérica para se chegar a resultados de problemas complexos de serem resolvidas pelo método algébrico.

De posse da identificação dos LEDs que compõe o marcador, o algoritmo realiza N iterações de cálculo com o objetivo de identificar sua perspectiva tridimensional. As distâncias entre os LEDs contidas no modelo do marcador são comparadas com as coordenadas recebidas do wiimote, e os cálculos da pose são realizados. Em nosso estudo foram escolhidos como critérios de parada do algoritmo um N de 100 iterações ou um tamanho de erro de 0,1%, o que ocorresse em primeiro lugar.

O resultado final da execução do algoritmo contém a estimativa da pose do objeto nas três dimensões. Estes dados são apresentados como quatérnios, que consistem numa transformação geométrica tridimensional representada por um vetor no espaço e um ângulo de rotação.

2.3.3 *Representação por modelo 3D e Sistema de Coordenadas*

O modelo tridimensional foi escalonado para representar as dimensões de uma vértebra padrão, com 45 mm de largura em L3, de acordo com o estudo de Nieves [57]. Para orientar os modelos geométricos tridimensionais das vértebras torácicas e lombares na tela, foi aplicado o vetor com seu ângulo de rotação, resultado do cálculo realizado pelo POSIT.

O sistema de coordenadas local foi referenciado em cada uma das vértebras, conforme a Figura 9. Foi considerado como eixo Y aquele que passa pelo centro dos platôs vertebrais proximal e distal, com sentido ascendente; como eixo X aquele paralelo à linha que liga os centros dos pedículos direito e esquerdo, com sentido à direita; e como eixo Z aquele resultante da perpendicular entre os eixos Y e Z, com sentido póstero-anterior.

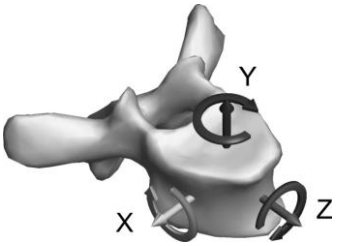

Figura 9: Sistema de coordenadas local adotados e sentidos positivos de rotação (horários). Adaptado de Glaser et. al [58].

2.3.4 Cálculo das variáveis clínicas

- Ângulo de Cobb para desvios laterais da coluna (escoliose)

A medida relativa ao ângulo de Cobb é realizada utilizando-se a linha perpendicular ao platô proximal da vértebra mais alta da curva escoliótica e pela linha perpendicular ao platô distal da vértebra mais baixa [13]. O plano analisado é o coronal. O sistema utiliza-se dos valores de rotação no eixo Z para o cálculo, e o resultado é apresentado em graus.

- Medida da cifose torácica

A curva cifótica torácica é medida por meio do método de Cobb [59], utilizando-se o platô proximal de T2 como limite cranial, e como limite caudal o platô distal de T12. Para o cálculo, o sistema utiliza-se dos valores de rotação no eixo X das vértebras torácicas, e o resultado é apresentado em graus.

- Medida da lordose lombar

A medida da curva lombar é realizada de acordo com Propst-Proctor & Bleck [60]. São traçadas retas na borda superior de L1 e na borda inferior de L5 e o ângulo formado entre elas é considerado como medida da lordose lombar. Para o cálculo,

o sistema utiliza-se dos valores de rotação no eixo X das vértebras lombares, e o resultado é apresentado em graus.

- Rotação axial vertebral

A medida da rotação axial vertebral, apresentada em graus, é representada pelo valor de rotação no eixo Y.

- Pose vertebral

A pose de cada vértebra é apresentada em ângulos de Euler nos três eixos, sendo considerados valores positivos as rotações no sentido horário (Figura 8). Também são apresentados dados de rotação relativa de uma vértebra em relação a sua adjacente, nos três eixos de rotação. O resultado é apresentado em graus.

3. Utilização do sistema e telas do software

Previamente à utilização do sistema, o avaliador deverá palpar e marcar com caneta ou lápis dermográfico os processo espinhosos das vértebras de interesse a serem avaliadas (Figura 10).

Figura 10: Marcação dos processos espinhosos das vértebras a serem analisadas

Após a marcação das vértebras e inicialização do software, o avaliador deverá seguir os seguintes passos para a avaliação: i) conexão do software com os wiimotes, ii) alinhamento do marcador planar com o processo espinhoso da vértebra a ser analisada, iii) captura dos dados e iv) análise dos resultados.

A interface do software foi construída de modo que todas as informações necessárias à avaliação e interpretação dos resultados permanecessem disponíveis ao usuário durante o processo de captura. Por este motivo, todos os comandos do software encontram-se em uma mesma tela.

3.1 Conexão com os wiimotes. Para que o software realize a busca por wiimotes dentro de sua área de ação, o usuário deve clicar no botão “Connect” e aguardar que a conexão seja estabelecida automaticamente. Um aviso indicará se a conexão foi bem estabelecida (Figura 11).

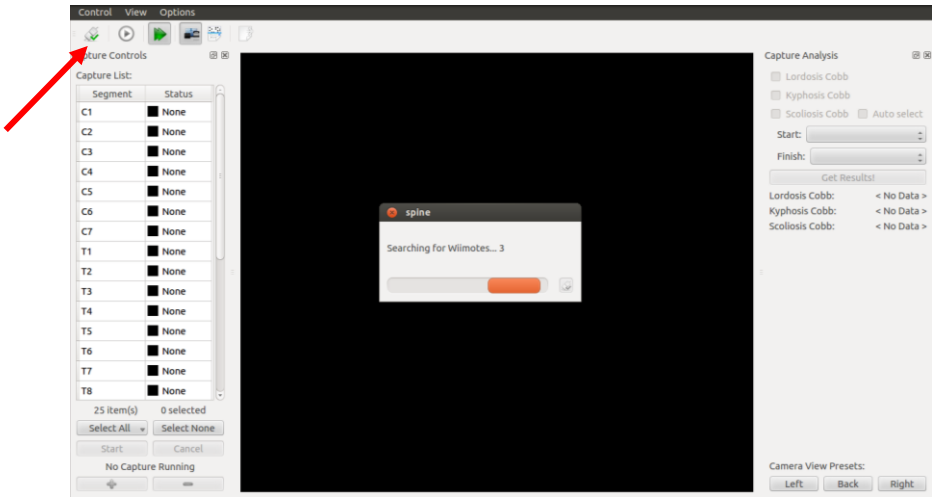

Figura 11: Tela conexão com os wiimotes

3.2 Escolha das vértebras a serem avaliadas. A escolha das vértebras a serem avaliadas deve ser feita por meio de uma lista de vértebras localizada na lateral esquerda da tela. O usuário poderá apenas clicar ou clicar e arrastar para

selecionar. Existem também as opções “marcar todos” e “desmarcar todos” (Figura 12).

Figura 12: Escolha das vértebras

3.3 Alinhamento entre marcador e processo espinhoso. Para o correto alinhamento, a avaliação deverá sempre ser iniciada pela vértebra mais caudal dentre as selecionadas. O avaliador deverá alinhar o centro do marcador ao processo espinhoso, e a reta vertical do mesmo marcador ao processo espinhoso da vértebra imediatamente superior (Figura 13).

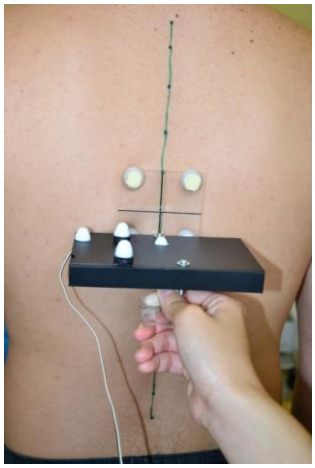

Figura 13: Alinhamento do marcador em relação aos processos espinhosos

3.4 Captura dos dados. Após o alinhamento, o usuário deverá apertar o botão “Start” para iniciar a captura e carregar o modelo tridimensional da vértebra na área central da tela. O software utiliza um código de cores para indicar se as vértebras estão em captura (cor vermelha), aguardando captura (cor amarela) ou com captura encerrada (cor verde) (Figura 14). Ao apertar o botão “+” o sistema armazena os dados da vértebra atual e carrega a próxima vértebra a ser capturada. Ao final, todas as vértebras estarão com coloração verde, e uma mensagem é exibida informando o término da avaliação.

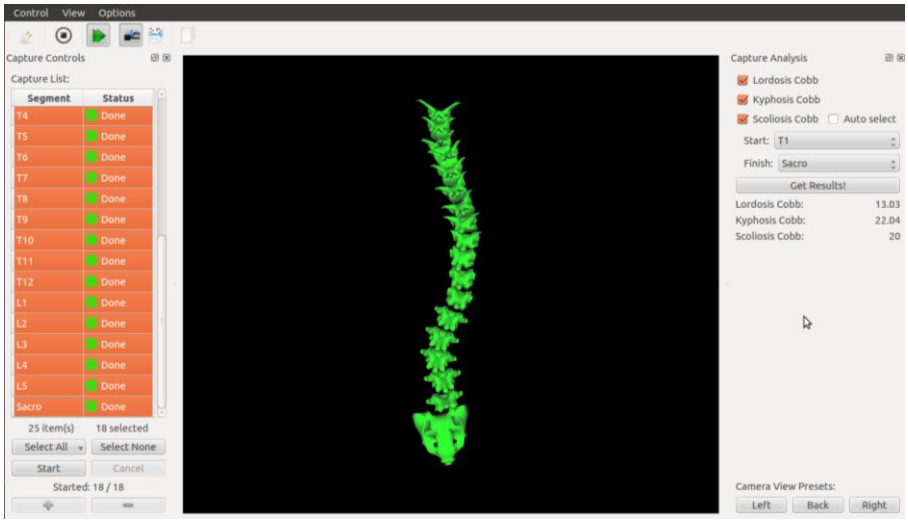

Figura 14: Modelo tridimensional da coluna vertebral após avaliação com o sistema Spine3D

3.5 Resultados. É possível gerar dois tipos diferentes de dados: i) a pose relativa a cada vértebra, definida pelas rotações nos eixos X, Y e Z (botão “Capture Results” no menu superior); ii) ou os resultados das variáveis clínicas, definidas pelos cálculos dos Ângulos de Cobb para escoliose, cifose torácica e lordose lombar (Botão “Get Results” na lateral direita) (Figura 15).

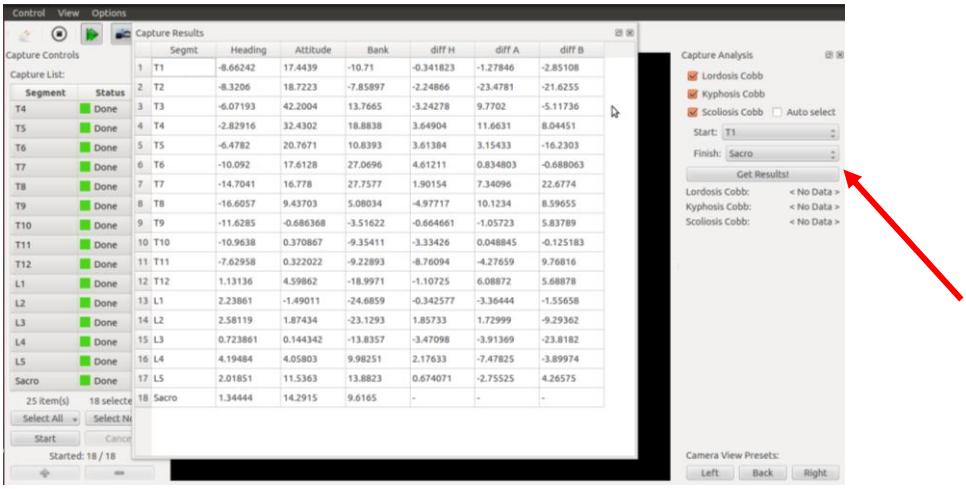

Figura 15: Tela de resultados

Validação Interna do Sistema Proposto – Spine3D

Testes de exatidão e precisão

States [61] sugere que a confiabilidade de sistemas de análise de movimento deve ser testada em termos de precisão e exatidão. Há uma concordância geral entre os pesquisadores de que os usuários devem estudar os limites da exatidão de seu sistema de maneira a prover uma base para fazer inferências baseadas nos dados coletados por ele [62]. Com o objetivo de validar o sistema, foram realizados testes para encontrar o grau de variação (precisão) das medições, e a sua conformidade com o valor real (exatidão).

Exatidão, segundo Windolf [63], descreve o desvio de um valor medido de seu valor real. Precisão é a medida de consistência do sensor e indica a sua repetibilidade, ou seja, a capacidade do sensor em indicar um mesmo valor de medida estando ele nas mesmas condições de operação, em um dado período de tempo [63].

O experimento para a avaliação da exatidão e precisão consistiu em posicionar o marcador a 50 centímetros de distância do Wiimote, com os dois dispositivos alinhados no mesmo plano. A posição do marcador foi então modificada conforme a sequência descrita na Tabela 1, com auxílio de um paquímetro digital. Um inclinômetro digital com precisão de 0,1° foi utilizado para o posicionamento em rotação.

Os dados foram coletados a 100 Hz durante três segundos em cada condição de teste. Para o cálculo da exatidão, a média dos resultados encontrados pelo sistema nas condições descritas na Tabela 1 foi comparada aos valores medidos pelo inclinômetro e pelo paquímetro. A precisão foi calculada

multiplicando-se duas vezes o desvio-padrão dos pontos coletados com o marcador em repouso, em cada condição, conforme Maletski [64].

Tabela 1: Mudanças de posição do marcador durante o teste

	Rotação eixo Z	**Rotação eixo Y**	**Rotação eixo X**	**Translação eixo X**	**Translação eixo Z**
Magnitude	5°	5°	5°	10	20
	10°	10°	10°	20	40
	20°	20°	20°	30	50
	30°				

RESULTADOS

Testes de exatidão e precisão

Os resultados dos testes de exatidão e precisão são apresentados na Tabela 2. A exatidão do sistema Spine 3D para rotações variou de 0,07° a 1,86°, e a precisão de 0,02° a 1,52°. Para medidas de translação, o sistema possui exatidão variando de 0,09 mm a 2,22 mm e precisão de 0,08 mm a 1,00 mm. A exatidão e a precisão não apresentaram um padrão de aumento ou decréscimo conforme o aumento do ângulo de rotação ou da medida de translação.

Tabela 2: Resultados dos testes de exatidão e precisão do sistema Spine 3D

Condição	Inclinômetro	Spine 3D	Exatidão *	Precisão **
Rotação eixo Z (°)	5	4,04	0,96	0,56
	10	10,90	0,90	1,52
	20	20,33	0,33	0,52
Rotação eixo Y (°)	5	4,93	0,07	0,02
	10	10,66	0,66	0,12
	20	20,38	0,38	0,42
	30	31,16	1,16	0,20
Rotação eixo X (°)	5	3,96	1,04	0,86
	10	8,14	1,86	0,84
	20	21,33	1,33	0,72
Translação eixo X (mm)	10	10,36	0,36	0,08
	20	20,62	0,62	0,08
	30	31,14	1,14	0,10
Translação eixo Z (mm) ***	20	20,09	0,09	0,82
	40	40,26	0,26	0,48
	50	52,22	2,22	1,00

* Diferença entre o valor indicado pelo inclinômetro e pelo Spine3D

** desvio padrão dos pontos coletados em cada angulação ou translação

*** posição inicial do marcador a 50cm de distância do sensor. Foram adicionados 20, 40 e 50 mm.

A exatidão média do sistema foi de 0,90° para rotações e 0,78 mm para translações, conforme demonstra a Tabela 3. Quando analisada pelos eixos, a rotação no eixo Y e a translação no eixo X obtiveram os melhores resultados.

Tabela 3: Exatidão. Valores médios, mínimos e máximos para rotação e translação de acordo com os eixos avaliados.

Condição	**Média**	**Mínimo**	**Máximo**	**Média Rotações/ Translações**
Rotações (°)				
eixo Y	0,57	0,07	1,16	0,90
eixo Z	0,73	0,33	0,96	
eixo X	1,41	1,04	1,86	
Translações (mm)				
eixo X	0,71	0,36	1,14	0,78
eixo Z	0,86	0,09	2,22	

A precisão média do sistema foi de 0,62° para rotações e 0,42mm para translações, conforme demonstra a Tabela 4.

Tabela 4: Precisão. Valores médios, mínimos e máximos para rotação e translação de acordo com os eixos avaliados.

Condição	Média	Mínimo	Máximo	Média Rotação/ Translaçao
Rotações (°)				
eixo Y	0,18	0,02	0,42	0,62
eixo Z	0,86	0,52	1,52	
eixo X	0,80	0,72	0,86	
Translações (mm)				
eixo X	0,08	0,08	0,10	0,42
eixo Z	0,76	0,48	1,00	

Os valores de exatidão e precisão para as variáveis ângulo de Cobb na escoliose, cifose torácica e lordose lombar foram considerados como sendo duas vezes os valores encontrados nos eixos Z e X, uma vez que é sempre necessário a soma da medição de duas vértebras para o cálculo do ângulo de Cobb (Tabela 5).

Tabela 5: Exatidão e precisão para as variáveis Ângulo de Cobb Escoliose, Ângulo de Cobb Cifose Torácica e Ângulo de Cobb Lordose Lombar.

Condição	Cálculo	Exatidão	Precisão
Ângulo de Cobb			
Escoliose	2 x rotação Z	1,46°	1,72°
Cifose Torácica	2 x rotação X	2,82°	1,60°
Lordose Lombar	2 x rotação X	2,82°	1,60°

A Tabela 6 demonstra o comparativo entre os valores de exatidão e precisão de sistemas comerciais de avaliação da coluna vertebral e aqueles encontrados para o sistema Spine3D após sua validação interna.

Tabela 6: Comparativo entre os valores de exatidão e precisão de sistemas comerciais e aqueles encontrados para o sistema Spine3D após sua validação interna.

	Exatidão		**Precisão**	
Condição	**Rotação**	**Translação**	**Rotação**	**Translação**
Spine3D	0,90°	0,78mm	0,62°	0,42mm
Radiografias				
EOS[58]	1,9°	1,2mm	---	---
Pinheiro et al (2010)[65]	3,1°	---	2,7°	---
ADOMetric[66]	2° a 5,3°	3,5mm	---	---
Laser				
Vitronic 3D body scanner[67]	---	1,74mm	---	1,56mm
Minolta vivid 700[68]	---	1,16mm	---	1,04mm

--- Não forneceram dados em seus estudos

Estudo de caso – voluntário com escoliose

Com o objetivo de coletar dados e impressões referentes ao uso prático do sistema, como facilidade de uso, tempo da avaliação e relação com a avaliação radiográfica, o voluntário R.G.D.J., portador escoliose toracolombar, classificação King tipo III [69], 23 anos, 88,5 kg de peso, 185 cm de altura e índice de massa corporal de 25,8 kg/m2, foi submetido à avaliação de suas curvaturas vertebrais com o uso do sistema Spine 3D e avaliado pela radiografia anteroposterior da coluna vertebral, com o cálculo do ângulo de Cobb.

Metodologia

Durante a avaliação pelo sistema Spine 3D, o wiimote foi posicionado a 180 cm de altura, afastado 60 cm da parede, apontado para baixo e com o plano de seu sensor paralelo ao chão (Figura 16a). O voluntário permaneceu em pé, com a base dos calcanhares alinhados em relação ao wiimote, e os processos espinhosos das vértebras torácicas e lombares foram palpadas e demarcadas com caneta dermográfica (figura 16b).

Figura 16: a) Posicionamento do wiimote durante a captura; b) Marcação dos processos espinhosos das vértebras torácicas e lombares

A avaliação teve início pelo segmento mais caudal (sacro) percorrendo todas as vértebras até o mais cranial (T1). O paciente foi instruído a permanecer o mais parado possível durante a avaliação. O dispositivo contendo o marcador planar foi posicionado com o centro sobre o processo espinhoso da vértebra avaliada e com sua linha vertical alinhada em relação ao próximo processo espinhoso.

O ângulo de Cobb para escoliose (curva lombar e torácica) foi medido pelo raio-x e pelo sistema Spine 3D, e os resultados foram comparados entre si. A representação em três dimensões pelo sistema Spine 3D foi visualmente comparada com a radiografia. Para o cálculo da escoliose foram consideradas como vértebras limites para a curva lombar T12 e L5, e para a curva torácica as vértebras T6 e T12. Não foram calculadas a cifose torácica e a lordose lombar pelo ângulo de Cobb pois não havia, para este voluntário, radiografias em perfil.

A avaliação completa durou menos de 10 minutos, sendo que a captura de dados durou cerca de 90 segundos. O voluntário não referiu qualquer desconforto durante o processo.

Resultados

A Tabela 7 contém a comparação entre as medidas do ângulo de Cobb para escoliose realizadas pela radiografia e por meio do sistema Spine 3D. A diferença entre as medidas foi de 1,3° (2,74%) para a curva torácica e 2,24° (7,31%) para a curva lombar.

Tabela 7: Comparação entre Ângulo de Cobb para escoliose (curva lombar e torácica) medidos pela radiografia e pelo sistema Spine 3D

Variável	Spine 3D	Radiografia	Diferença	Erro (%)
Ângulo de Cobb				
Escoliose curva lombar (T12-L5)	32,88°	30,64°	2,24°	7,31%
Escoliose curva torácica (T6-T12)	46,06°	47,36°	1,30°	2,74%

Ao comparar visualmente a representação da coluna vertebral pelo sistema Spine 3D e o raio-x, é possível observar semelhança nas curvas entre as imagens (Figura 17 a, b)

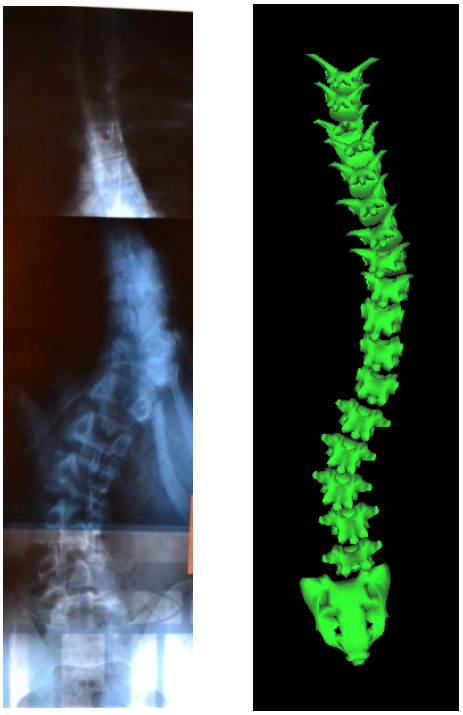

Figura 17: a) Imagem raio X; b) Representação pelo Spine3D

DISCUSSÃO

O objetivo deste estudo foi desenvolver um sistema de avaliação e representação da coluna vertebral em três dimensões, e testar sua exatidão e precisão.

Compreender e avaliar a escoliose e outras deformidades do tronco é uma tarefa complexa, uma vez estas alterações possuem características tridimensionais [13]. Escoliose é considerada como uma curva lateral anormal da coluna vertebral, geralmente descoberta pelas alterações notadas no contorno do tronco. A curvatura lateral é, na maior parte dos casos, resultado da rotação axial vertebral, que produz assimetrias no gradil costal [38]. Segundo Jaremko et al. [70], o movimento do gradil costal, grupos musculares costais, vísceras, tecido adiposo e pele, causados pela rotação vertebral, geram assimetrias na superfície do tronco que podem ser medidas por instrumentos de topografia.

Sistemas de topografia do tronco como o Escoliômetro, Orthelius 800™, fotogrametria, Quantec system, ISIS e lasers, foram desenvolvidos nas últimas décadas, porém sua capacidade de estimar a posição da coluna vertebral a partir de medidas superficiais é controversa até o momento [30,49,71-76]. A dificuldade de estimar a posição de uma vértebra a partir de medidas superficiais reside no fato de que a distribuição do tecido adiposo e muscular ao redor da coluna vertebral, especialmente na região lombar, pode ser diferente em cada indivíduo, e não representar corretamente a posição da vértebra adjacente [77]. Porém, estudos têm mostrado que é possível obter boa correlação entre medidas de topografia do tronco e medidas radiográficas (ângulo de Cobb), sugerindo que mesmo que estes métodos avaliem aspectos diferentes da deformidade, desvios na coluna vertebral podem gerar alterações mensuráveis na topografia do tronco [78].

O sistema Spine3D, desenvolvido neste estudo, pode ser classificado como um sistema de topografia do tronco por contato direto e não invasivo, uma vez que utiliza-se do posicionamento de um marcador por sobre o tronco para inferir a pose das vértebras adjacentes. Segundo Levy et al. [24], métodos não invasivos de diagnóstico e monitoramento da escoliose são desejáveis, haja visto que pacientes com a deformidade são submetidos a múltiplas radiografias, o que pode aumentar significativamente o risco de diversos tipos de câncer. O sistema desenvolvido neste estudo tem como objetivo avaliar tridimensionalmente a curvatura escoliótica de maneira não invasiva, podendo ser, no futuro, uma alternativa ao uso regular do raio-x.

Exatidão

O cálculo da exatidão permite saber o quanto a medida realizada pelo sistema se desvia do valor real. A exatidão média do Spine3D foi de 0,90° para medidas angulares e 0,99mm para medidas de translação, abaixo dos 2mm recomendados para o monitoramento das mudanças na topografia do tronco [79].

Softwares e sistemas que utilizam radiografias para avaliação e reconstrução 3D da coluna possuem valores de desvio de exatidão superiores aos que podem ser obtidos por nosso sistema. Glaser et al. (2012)[58] encontraram valores de exatidão para o sistema EOS de 1,9° (máxima de 5,3°) para medidas de rotação axial, após comparações com a tomografia computadorizada. Pinheiro et al. [65] encontraram exatidão de 3,1° ao testar um método semiautomático computadorizado para calcular rotações vertebrais de acordo com as medidas de Perdriolli e Raimondi.

Em outro estudo, Aubin et al. [66] testaram a exatidão do sistema ADOMetric utilizando uma coluna vertebral sintética reproduzindo uma escoliose. A pose de cada vértebra foi medida com auxílio do dispositivo CMM (Microscribe, Immersion Corp., San Jose, CA, USA), com precisão de 0,1 mm, e comparada com as medidas obtidas pelo sistema ADOMetric. Foram encontrados valores de exatidão de 2° para o ângulo de Cobb na escoliose, 3° a 5,3° para ângulo de Cobb na cifose torácica e 2,5° na lordose lombar.

Ao analisarmos separadamente os resultados de exatidão por eixos de movimento, notamos que as rotações no eixo Y possuem melhor exatidão que as rotações nos eixos Z e X. As rotações no eixo Z são importantes para o cálculo do ângulo de Cobb nas escolioses. Por sua vez as rotações nos eixo Y e X determinam, respectivamente, a rotação axial vertebral e o cálculo do ângulo de Cobb na cifose torácica e na lordose lombar.

Este comportamento é esperado, uma vez que nas rotações no eixo Y não ocorrem distorções entre a imagem bidimensional (vista pelo sensor) e a imagem tridimensional (real). Neste caso, o erro de medida relaciona-se, em maior grau, ao erro de precisão do sensor durante a captura. Por outro lado, nas rotações nos eixos Z e X, soma-se ao erro de precisão o erro do algoritmo em estimar a pose correta, uma vez que os planos do sensor e do marcador não mais coincidem e causam distorções na imagem bidimensional.

É importante ressaltar que a exatidão das medidas do ângulo de Cobb para escoliose, cifose torácica e lordose lombar podem atingir valores até duas vezes maiores que os descritos acima. Este comportamento pode ocorrer, pois o cálculo do ângulo de Cobb necessita dos dados de rotação de duas vértebras representativas da curvatura. Desta maneira, os erros de cada vértebra podem ser

somados, diminuindo a exatidão da medida. Para o cálculo do ângulo de Cobb para a escoliose, utiliza-se como parâmetro a rotação vertebral no eixo Z e, portanto, a exatidão desta medida pode atingir 1,46° (duas vezes 0,73°). Para o ângulo de Cobb na cifose torácica e lordose lombar, é necessário avaliar a rotação vertebral no eixo X e, portanto, a exatidão desta medida pode atingir 2,82° (duas vezes 1,41°).

Para medidas de translação, a média de exatidão permaneceu abaixo de 1mm tanto no eixo X quanto no eixo Z. As translações são importantes para o cálculo do deslocamento vertebral médio-lateral (eixo X) ou antero-posterior (eixo Z) e auxiliam na representação gráfica da coluna vertebral após a avaliação.

Estes resultados são semelhantes aos encontrados em outros estudos, com valores de exatidão para translação alcançando 1,2 mm para o sistema EOS[58] e 3,5 mm para o ADOMetric[66] (ambos com uso de radiografias), e 1,74 mm para o sistema Vitrinic 3D body scanner[67] e 1,16 mm para o Minolta vivid 700[68] (ambos baseados no uso do laser).

De acordo com nossos resultados, os desvios de exatidão são maiores conforme aumenta a distância de translação, em ambos os eixos X e Z. Este comportamento pode ser explicado pela distorção que o feixe de luz pode sofrer ao refracionar próximo da borda da lente do sensor. Quanto mais centralizado o marcador em relação à lente, menor a distorção na imagem formada no sensor e, consequentemente, melhor a exatidão da medida. Portanto, recomenda-se que ao iniciar a avaliação, o sensor esteja centralizado em relação à vértebra a ser analisada.

Precisão

Precisão é a medida de consistência do sensor e indica a sua repetibilidade, ou seja, a capacidade do sensor em indicar um mesmo valor de medida estando ele nas mesmas condições de operação, em um dado período de tempo [63]. Nossos resultados demonstraram que a precisão variou independentemente da condição estudada, porém sempre mantendo-se abaixo de 1,52° para medidas de rotação e 1,0 mm para medidas de translação. Uma vez que o sensor utilizado (wiimote) não foi alterado entre as condições, acreditamos que as variações de precisão encontradas dentro de um mesmo eixo (Tabela 2) sejam decorrentes de aproximações realizadas pelo algoritmo POSIT.

Estes resultados estão abaixo dos encontrados para os sistemas Vitronic 3D body scanner (1,56 mm) [67] e Minolta vivid 700 (1,04 mm) [68], ambos baseados no uso do laser, e indicam boa repetibilidade dos dados.

Estudo de caso

O estudo de caso foi realizado com o objetivo de coletar dados e impressões referentes ao uso prático do sistema Spine3D em uma avaliação real. O voluntário referiu sentir-se confortável e não relatou nenhuma queixa relativa à avaliação. O procedimento, com duração total de menos de 10 minutos, mostrou-se viável para uso clínico cotidiano no acompanhamento de pacientes com deformidades na coluna vertebral.

Com IMC de 25,8 kg/m^2, o voluntário avaliado é considerado pela classificação da World Health Organization [80] como pré-obeso, e apesar da relação entre peso e altura parecer não ter influenciado a avaliação, sabe-se que a camada adiposa e muscular ao redor da coluna pode dificultar a palpação dos processos

espinhosos e diminuir a influência da posição vertebral no contorno resultante do tronco [77].

Ao compararmos os resultados obtidos pelo sistema Spine3D com os radiográficos, observamos que a diferença entre as medidas foi de 1,3° para a curva torácica e 2,24° para a curva lombar. Estes valores são menores que os encontrados por Ovadia [31] ao comparar o sistema Ortelius 800™ com o ângulo de Cobb pela radiografia, e encontra-se dentro do recomendado para o acompanhamento da evolução da curva, que deve ser de 5° a 10° [50].

A representação da coluna vertebral pelo Spine3D e a imagem radiográfica apresentaram diferenças. A angulação vertebral é representada corretamente, mas as translações laterais (no eixo X) são subdimensionadas, e necessitam de ajustes em sua calibração intrínseca (tamanho do *pixelsize*).

Comparação com outros sistemas de avaliação

Quando comparado a outros sistemas de avaliação da coluna vertebral em três dimensões (3D), o Spine3D possui a principal vantagem de não ser invasivo e ser livre de radiação. Sistemas como o EOS (EOS Imaging, Paris, France)[58], ADOMetric[66], entre outros[65], também possuem a capacidade de avaliar e reconstruir a coluna vertebral em 3D, porém submetem os pacientes a múltiplas radiografias, o que aumenta sua exposição à radiação. O mesmo acontece com a tomografia computadorizada que, apesar de ser atualmente o padrão ouro para a avaliação e reconstrução em 3D da coluna vertebral, não é considerada uma opção viável para avaliação da escoliose por ser realizada na posição supina, o que modifica as curvas vertebrais em comparação com a bipedestação, e por expor os pacientes a altas doses de radiação [58].

Outros dispositivos tais como o escoliômetro e o Ortelius 800™, são livres de radiação e não invasivos, porém avaliam apenas a rotação axial (eixo Y) e a translação vertebral no eixo X, respectivamente, não fornecendo dados tridimensionais acerca da deformidade. Em comparação, o sistema Spine3D desenvolvido neste estudo possui a capacidade de avaliar as rotações e translações vertebrais nos três eixos de movimento.

Por outro lado, métodos que utilizam a projeção de luzes estruturadas sobre o tronco, como *moiré* e *quantec*, e o escaneamento do tronco por lasers, propõe avaliar tanto as rotações quanto os desvios laterais da coluna, porém produzem informações de difícil interpretação, sendo que o uso de lasers depende de equipamentos ainda caros e de difícil calibração para o usuário final.

Aplicabilidade clínica

O Sistema Spine3D pode ser considerado de fácil instalação e uso, por requerer apenas o acoplamento do wiimote a um tripé contendo um nível de bolha para seu alinhamento à horizontal. Para seu uso, é desejável um breve treinamento para a familiarização com as etapas de avaliação: palpação e marcação das vértebras de interesse; conexão do software com o wiimote; seleção das vértebras a serem avaliadas pelo software; posicionamento do marcador; e interpretação do relatório final.

É recomendado que o avaliador tenha conhecimentos básicos de anatomia palpatória e que o ambiente possua espaço livre mínimo de 1,5m^2 para que avaliador, avaliado e equipamento sejam posicionados. Uma vantagem em relação a outros sistemas é o fato de não ser necessário calibrar o sistema para o início de seu uso.

Limitações do estudo

O sistema Spine3D, por ser um sistema baseado na topografia do tronco, pode sofrer interferência da camada adiposa ao redor da vértebra e também do posicionamento do sujeito durante a avaliação, podendo, portanto, apresentar valores de exatidão reduzidos em indivíduos obesos ou que apresentem grandes oscilações posturais. Outra limitação do sistema refere-se ao fato de que o ângulo máximo de rotação do marcador em relação ao sensor do wiimote é de 45°, limitando a avaliação à curvas de até 90°.

Uma vez que o sistema ainda não foi validado externamente em um grupo de pacientes e os resultados não foram comparados com outros métodos como a radiografia e a tomografia computadorizada, os usuários devem continuar a utilizar os métodos consolidados para avaliação das curvaturas vertebrais. Estudos futuros indicarão se as medidas realizadas pelo sistema Spine3D correlacionam-se com o ângulo de Cobb medido por outros métodos.

CONCLUSÃO

O sistema Spine3D mostrou ter boa exatidão (0,90° e 0,78mm) e precisão (0,62° e 0,42mm) após os testes de validação interna. O estudo de caso sugere que a técnica possui potencial para aplicação clínica na avaliação dos desvios da coluna vertebral em três dimensões, com boa relação entre a medida do ângulo de Cobb para escoliose realizada pelo sistema e aquela realizada pela radiografia.

REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

1. Kane WJ. Scoliosis prevalence: a call for a statement of terms. *Clinical orthopaedics and related research.* Jul-Aug 1977(126):43-46.

2. Dickson RA LJ, Archer IA, et al. . Combined median and coronal plane asymmetry - The essential lesion of progressive idiopathic scoliosis. *J Bone Joint Surg.* 1983;65:368.

3. Perdriolle R, Vidal J. Morphology of scoliosis: three-dimensional evolution. *Orthopedics.* Jun 1987;10(6):909-915.

4. Illes T, Tunyogi-Csapo M, Somoskeoy S. Breakthrough in three-dimensional scoliosis diagnosis: significance of horizontal plane view and vertebra vectors. *European spine journal : official publication of the European Spine Society, the European Spinal Deformity Society, and the European Section of the Cervical Spine Research Society.* Jan 2011;20(1):135-143.

5. Dobbs MB, Weinstein SL. Infantile and juvenile scoliosis. *The Orthopedic clinics of North America.* Jul 1999;30(3):331-341, vii.

6. Weinstein SL. Advances in the diagnosis and management of adolescent idiopathic scoliosis. *Journal of pediatric orthopedics.* Sep-Oct 1994;14(5):561-563.

7. Lonstein JE, Carlson JM. The prediction of curve progression in untreated idiopathic scoliosis during growth. *The Journal of bone and joint surgery. American volume.* Sep 1984;66(7):1061-1071.

8. Goldberg CJ, Fogarty EE, Moore DP, Dowling FE. Scoliosis and developmental theory: adolescent idiopathic scoliosis. *Spine.* Oct 1 1997;22(19):2228-2237; discussion 2237-2228.

9. Yamamoto H, Yamada K. Equilibrial approach to scoliotic posture. *Agressologie: revue internationale de physio-biologie et de pharmacologie appliquees aux effets de l'agression.* 1976;17(Spec D):61-65.

10. Leaver JM, Alvik A, Warren MD. Prescriptive screening for adolescent idiopathic scoliosis: a review of the evidence. *International journal of epidemiology.* Jun 1982;11(2):101-111.

11. Stirling AJ, Howel D, Millner PA, Sadiq S, Sharples D, Dickson RA. Late-onset idiopathic scoliosis in children six to fourteen years old. A cross-sectional prevalence study. *The Journal of bone and joint surgery. American volume.* Sep 1996;78(9):1330-1336.

12. Roach JW. Adolescent idiopathic scoliosis. *The Orthopedic clinics of North America.* Jul 1999;30(3):353-365, vii-viii.

13. Patias P, Grivas TB, Kaspiris A, Aggouris C, Drakoutos E. A review of the trunk surface metrics used as Scoliosis and other deformities evaluation indices. *Scoliosis.* 2010;5:12.

14. Cassar-Pullicino VN, Eisenstein SM. Imaging in scoliosis: what, why and how? *Clinical radiology.* Jul 2002;57(7):543-562.

15. Scherl S PW, Torchia M. Clinical, features evaluation and diagnosis of adolescent idiopathic scoliosis. . 2008.

16. Dickson RA, Weinstein SL. Bracing (and screening)--yes or no? *The Journal of bone and joint surgery. British volume.* Mar 1999;81(2):193-198.

17. Dickson RA. Scoliosis: how big are you? *Orthopedics.* Jun 1987;10(6):881-887.

18. Morrissy RT, Goldsmith GS, Hall EC, Kehl D, Cowie GH. Measurement of the Cobb angle on radiographs of patients who have scoliosis. Evaluation of

intrinsic error. *The Journal of bone and joint surgery. American volume.* Mar 1990;72(3):320-327.

19. Dang NR, Moreau MJ, Hill DL, Mahood JK, Raso J. Intra-observer reproducibility and interobserver reliability of the radiographic parameters in the Spinal Deformity Study Group's AIS Radiographic Measurement Manual. *Spine.* May 1 2005;30(9):1064-1069.

20. Sanders JO, Polly DW, Jr., Cats-Baril W, et al. Analysis of patient and parent assessment of deformity in idiopathic scoliosis using the Walter Reed Visual Assessment Scale. *Spine.* Sep 15 2003;28(18):2158-2163.

21. Gstoettner M, Sekyra K, Walochnik N, Winter P, Wachter R, Bach CM. Inter- and intraobserver reliability assessment of the Cobb angle: manual versus digital measurement tools. *European spine journal : official publication of the European Spine Society, the European Spinal Deformity Society, and the European Section of the Cervical Spine Research Society.* Oct 2007;16(10):1587-1592.

22. Doody MM, Lonstein JE, Stovall M, Hacker DG, Luckyanov N, Land CE. Breast cancer mortality after diagnostic radiography: findings from the U.S. Scoliosis Cohort Study. *Spine.* Aug 15 2000;25(16):2052-2063.

23. Bone CM, Hsieh GH. The risk of carcinogenesis from radiographs to pediatric orthopaedic patients. *Journal of pediatric orthopedics.* Mar-Apr 2000;20(2):251-254.

24. Levy AR, Goldberg MS, Mayo NE, Hanley JA, Poitras B. Reducing the lifetime risk of cancer from spinal radiographs among people with adolescent idiopathic scoliosis. *Spine.* Jul 1 1996;21(13):1540-1547; discussion 1548.

25. Goldberg MS, Mayo NE, Levy AR, Scott SC, Poitras B. Adverse reproductive outcomes among women exposed to low levels of ionizing radiation from diagnostic radiography for adolescent idiopathic scoliosis. *Epidemiology.* May 1998;9(3):271-278.

26. Sciences NAo. Health effects of exposure to low levels of ionizing radiation. . *BEIR V Committee on the Biological Effects of Ionizing Radiations.*: National Academy Press; 1990.

27. Ron E. Cancer risks from medical radiation. *Health physics.* Jul 2003;85(1):47-59.

28. Berrington de Gonzalez A, Darby S. Risk of cancer from diagnostic X-rays: estimates for the UK and 14 other countries. *Lancet.* Jan 31 2004;363(9406):345-351.

29. Prasad KN, Cole WC, Hasse GM. Health risks of low dose ionizing radiation in humans: a review. *Experimental biology and medicine.* May 2004;229(5):378-382.

30. Bunnell WP. An objective criterion for scoliosis screening. *The Journal of bone and joint surgery. American volume.* Dec 1984;66(9):1381-1387.

31. Ovadia D, Bar-On E, Fragniere B, et al. Radiation-free quantitative assessment of scoliosis: a multi center prospective study. *European spine journal : official publication of the European Spine Society, the European Spinal Deformity Society, and the European Section of the Cervical Spine Research Society.* Jan 2007;16(1):97-105.

32. Dohnert M, Tomasi E. Validade da fotogrametria na detecção de escoliose idiopática adolescente. . *Brazilian Journal of Physical Therapy.* 2008;12(4).

33. Takasaki H. Moire topography. *Applied optics.* Jun 1 1970;9(6):1467-1472.

34. Goldberg CJ, Kaliszer M, Moore DP, Fogarty EE, Dowling FE. Surface topography, Cobb angles, and cosmetic change in scoliosis. *Spine.* Feb 15 2001;26(4):E55-63.

35. Thometz JG, Lamdan R, Liu XC, Lyon R. Relationship between Quantec measurement and Cobb angle in patients with idiopathic scoliosis. *Journal of pediatric orthopedics.* Jul-Aug 2000;20(4):512-516.

36. Oxborrow NJ. Assessing the child with scoliosis: the role of surface topography. *Archives of disease in childhood.* Nov 2000;83(5):453-455.

37. Weisz I, Jefferson RJ, Turner-Smith AR, Houghton GR, Harris JD. ISIS scanning: a useful assessment technique in the management of scoliosis. *Spine.* Apr 1988;13(4):405-408.

38. Berryman F, Pynsent P, Fairbank J, Disney S. A new system for measuring three-dimensional back shape in scoliosis. *European spine journal : official publication of the European Spine Society, the European Spinal Deformity Society, and the European Section of the Cervical Spine Research Society.* May 2008;17(5):663-672.

39. Pazos V, Cheriet F, Danserau J, Ronsky J, Zernicke RF, Labelle H. Reliability of trunk shape measurements based on 3-D surface reconstructions. *European spine journal : official publication of the European Spine Society, the European Spinal Deformity Society, and the European Section of the Cervical Spine Research Society.* Nov 2007;16(11):1882-1891.

40. Cooper R, Cardan C, Allen R. Computer visualisation of the moving human lumbar spine. *Computers in biology and medicine.* Nov 2001;31(6):451-469.

41. Cote P, Kreitz BG, Cassidy JD, Dzus AK, Martel J. A study of the diagnostic accuracy and reliability of the Scoliometer and Adam's forward bend test. *Spine.* Apr 1 1998;23(7):796-802; discussion 803.

42. Amendt LE, Ause-Ellias KL, Eybers JL, Wadsworth CT, Nielsen DH, Weinstein SL. Validity and reliability testing of the Scoliometer. *Physical therapy.* Feb 1990;70(2):108-117.

43. Farias TSMCd. *Metodologia para reconstrução 3D baseada em imagens*. Recife: Centro de Informática da Universidade Federal de Pernambuco, Universidade Federal de Pernambuco; 2012.

44. Aroeira RMC. *Protocolo de Fotogrametria Computadorizada na Quantificação Angular da Escoliose*. Belo Horizonte: Departamento de Engenharia Mecânica, Universidade Federal de Minas Gerais; 2009.

45. Silva TFA. *O uso da Biofotogrametria Computadorizada na Mensuração da curva escoliótica*. Uberlândia, UNITRI- Centro Universitário do Triângulo; 2002.

46. Sahlstrand T. The clinical value of Moire topography in the management of scoliosis. *Spine.* Jun 1986;11(5):409-417.

47. Sakka S, Mehta M. Correlation of the Quantec scanner measurements with X-ray measurements in scoliosis. *Presented at the annual meeting of the Briti Orthopaedic Association.* 1995:19-22.

48. Poncet P, Delorme S, Ronsky JL, et al. Reconstruction of laser-scanned 3D torso topography and stereoradiographical spine and rib-cage geometry in

scoliosis. *Computer methods in biomechanics and biomedical engineering.* 2000;4(1):59-75.

49. Dawson EG, Kropf MA, Purcell G, Kabo JM, Kanim LE, Burt C. Optoelectronic evaluation of trunk deformity in scoliosis. *Spine.* Mar 1 1993;18(3):326-331.

50. Jaremko JL, Poncet P, Ronsky J, et al. Indices of torso asymmetry related to spinal deformity in scoliosis. *Clinical biomechanics.* Oct 2002;17(8):559-568.

51. Lepetit V, Fua P. Monocular Model-Based 3D Tracking of Rigid Objects: A Survey. *Computer Graphics and Vision.* 2005;1(1):1-89.

52. Pinheiro AP. *Desenvolvimento de um sistema de captura e análise de movimentos baseado em técnicas de visão computacional*. Uberlândia: Departamento de Engenharia Elétrica, Universidade Federal de Uberlândia; 2008.

53. Chiari L, Della Croce U, Leardini A, Cappozzo A. Human movement analysis using stereophotogrammetry. Part 2: instrumental errors. *Gait & posture.* Feb 2005;21(2):197-211.

54. Wingrave CA, Williamson B, Varcholik PD, et al. The Wiimote and beyond: spatially convenient devices for 3D user interfaces. *IEEE computer graphics and applications.* Mar-Apr 2010;30(2):71-85.

55. Chow Y-W. 3D Spatial Interaction with Wii Remote for Head-Mounted Display Virtual Reality. *World Academy of Science, Engineering and Technology.* 2009;50:377-383.

56. DeMenthon D, Davis L. Model-Based Object Pose in 25 Lines of Code. *International Journal of Computer Vision.* 1995;15:123-141.

57. Nieves JW, Formica C, Ruffing J, et al. Males have larger skeletal size and bone mass than females, despite comparable body size. *Journal of bone and mineral research : the official journal of the American Society for Bone and Mineral Research.* Mar 2005;20(3):529-535.

58. Glaser DA, Doan J, Newton PO. Comparison of 3-dimensional spinal reconstruction accuracy: biplanar radiographs with EOS versus computed tomography. *Spine.* Jul 15 2012;37(16):1391-1397.

59. Cobb JR. Outline for the study of scoliosis. . *American Academy of Orthopaedics Surgery.* 1984;9(1):65-70.

60. Propst-Proctor SL, Bleck EE. Radiographic determination of lordosis and kyphosis in normal and scoliotic children. *Journal of pediatric orthopedics.* Jul 1983;3(3):344-346.

61. States RA, Pappas E. Precision and repeatability of the Optotrak 3020 motion measurement system. *Journal of medical engineering & technology.* Jan-Feb 2006;30(1):11-16.

62. Wilson DJ, Smith BK, Gibson JK, Choe BK, Gaba BC, Voelz JT. Accuracy of digitization using automated and manual methods. *Physical therapy.* Jun 1999;79(6):558-566.

63. Windolf M, Gotzen N, Morlock M. Systematic accuracy and precision analysis of video motion capturing systems--exemplified on the Vicon-460 system. *Journal of biomechanics.* Aug 28 2008;41(12):2776-2780.

64. Maletsky LP, Sun J, Morton NA. Accuracy of an optical active-marker system to track the relative motion of rigid bodies. *Journal of biomechanics.* 2007;40(3):682-685.

65. Pinheiro AP, Tanure MC, Oliveira AS. Validity and reliability of a computer method to estimate vertebral axial rotation from digital radiographs. *European spine journal : official publication of the European Spine Society, the European Spinal Deformity Society, and the European Section of the Cervical Spine Research Society.* Mar 2010;19(3):415-420.

66. Aubin CE, Bellefleur C, Joncas J, et al. Reliability and accuracy analysis of a new semiautomatic radiographic measurement software in adult scoliosis. *Spine.* May 20 2011;36(12):E780-790.

67. Gorton GE, 3rd, Young ML, Masso PD. Accuracy, reliability, and validity of a 3-dimensional scanner for assessing torso shape in idiopathic scoliosis. *Spine.* May 15 2012;37(11):957-965.

68. Ajemba PO, Durdle NG, Hill DL, Raso VJ. Validating an imaging and analysis system for assessing torso deformities. *Computers in biology and medicine.* Mar 2008;38(3):294-303.

69. King HA, Moe JH, Bradford DS, Winter RB. The selection of fusion levels in thoracic idiopathic scoliosis. *The Journal of bone and joint surgery. American volume.* Dec 1983;65(9):1302-1313.

70. Jaremko JL, Poncet P, Ronsky J, et al. Estimation of spinal deformity in scoliosis from torso surface cross sections. *Spine.* Jul 15 2001;26(14):1583-1591.

71. Duval-Beaupere G, Lamireau T. Scoliosis at less than 30 degrees. Properties of the evolutivity (risk of progression). *Spine.* Jun 1985;10(5):421-424.

72. Korovessis PG, Stamatakis MV. Prediction of scoliotic cobb angle with the use of the scoliometer. *Spine.* Jul 15 1996;21(14):1661-1666.

73. Scutt ND, Dangerfield PH, Dorgan JC. The relationship between surface and radiological deformity in adolescent idiopathic scoliosis: effect of change in body position. *European spine journal : official publication of the European Spine Society, the European Spinal Deformity Society, and the European Section of the Cervical Spine Research Society.* 1996;5(2):85-90.

74. Stokes IA, Moreland MS. Concordance of back surface asymmetry and spine shape in idiopathic scoliosis. *Spine.* Jan 1989;14(1):73-78.

75. Theologis TN, Fairbank JC, Turner-Smith AR, Pantazopoulos T. Early detection of progression in adolescent idiopathic scoliosis by measurement of changes in back shape with the Integrated Shape Imaging System scanner. *Spine.* Jun 1 1997;22(11):1223-1227; discussion 1228.

76. Turner-Smith AR, Harris JD, Houghton GR, Jefferson RJ. A method for analysis of back shape in scoliosis. *Journal of biomechanics.* 1988;21(6):497-509.

77. Mannion AF, Knecht K, Balaban G, Dvorak J, Grob D. A new skin-surface device for measuring the curvature and global and segmental ranges of motion of the spine: reliability of measurements and comparison with data reviewed from the literature. *European spine journal : official publication of the European Spine Society, the European Spinal Deformity Society, and the European Section of the Cervical Spine Research Society.* Mar 2004;13(2):122-136.

78. Minguez MF, Buendia M, Cibrian RM, et al. Quantifier variables of the back surface deformity obtained with a noninvasive structured light method: evaluation of their usefulness in idiopathic scoliosis diagnosis. *European spine journal : official publication of the European Spine Society, the European Spinal Deformity Society, and the European Section of the Cervical Spine Research Society.* Jan 2007;16(1):73-82.

79. Drerup D. *Accuracy requirements in optical back shape analysis.* Oxford, England: IOS Press; 1997.

80. Organization WH. Physical status: the use and interpretation of anthropometry. Report of a WHO Expert Committee. *WHO Technical Report Series 854.* 1995.