UNIVERSIDADE FEDERAL DE ALAGOAS
INSTITUTO DE COMPUTAÇÃO
PROGRAMA DE PÓS GRADUAÇÃO
EM MODELAGEM COMPUTACIONAL DO CONHECIMENTO

Hugo Gustavo Franco Sant'Ana

MODELO COMPUTACIONAL BASEADO EM CONHECIMENTO PARA AVALIAÇÃO POSTURAL TRIDIMENSIONAL

Maceió -AL
2017

HUGO GUSTAVO FRANCO SANT'ANA

MODELO COMPUTACIONAL BASEADO EM CONHECIMENTO PARA AVALIAÇÃO POSTURAL TRIDIMENSIONAL

Dissertação de Mestrado apresentada ao Programa de Pós-Graduação em Modelagem Computacional do Conhecimento da Universidade Federal de Alagoas, como requisito parcial para obtenção do grau de Mestre em Modelagem Computacional do Conhecimento.

Orientador: Prof. Dr. Aydano Pamponet Machado.

Maceió -AL

2017

Catalogação na fonte
Universidade Federal de Alagoas
Biblioteca Central
Divisão de Tratamento Técnico
Bibliotecária Responsável: Helena Cristina Pimentel do Vale

S232m Sant'Ana, Hugo Gustavo Franco.
Modelo computacional baseado em conhecimento para avaliação postural tridimensional / Hugo Gustavo Franco Sant'Ana. – 2017.
71 f. : il.

Orientador: Aydano Pamponet Machado.
Dissertação (mestrado em Modelagem Computacional de Conhecimento) – Universidade Federal de Alagoas. Instituto de Computação. Maceió, 2017.

Bibliografia: f. 58-71.

1. Fotogrametria. 2. Postura humana. 3. Biofotogrametria Computadorizada. 4. Modelo computacional . 5. Software. I. Título.

CDU: 004.4:615.8

UNIVERSIDADE FEDERAL DE ALAGOAS/UFAL
Programa de Pós-Graduação em Modelagem Computacional de Conhecimento
Avenida Lourival Melo Mota, Km 14, Bloco 12, Cidade Universitária
CEP 57.072-900 – Maceió – AL – Brasil
Telefone: (082) 3214-1364/1825

MODELAGEM COMPUTACIONAL DE CONHECIMENTO

Membros da Comissão Julgadora da Dissertação de Mestrado de Hugo Gustavo Franco Sant'Ana, intitulada: "Modelo computacional baseado em conhecimento para avaliação postural tridimensional", apresentada ao Programa de Pós-Graduação em Modelagem Computacional de Conhecimento da Universidade Federal de Alagoas, em 22 de maio de 2017, às 09h30min, no mini auditório do Instituto de Computação da Ufal.

COMISSÃO JULGADORA

Prof. Dr. Aydano Pamponet Machado
Ufal – Instituto de Computação
Orientador

Prof. Dr. Evandro de Barros Costa
Ufal – Instituto de Computação
Examinador

Prof. Dr. Rodrigo Freitas Monte Bispo
Ufal – Campus Arapiraca
Examinador

Maceió, maio de 2017.

À Valna Souza Dantas, quem me faz enxergar o colorido do jardim.

AGRADECIMENTOS

À minha mãe, por ser inspiração para seguir em frente na vida acadêmica e ser grande entusiasta da minha trajetória, tanto como aluno, quanto docente.

Ao meu pai, por me servir de modelo na busca pela excelência. Grande exemplo do que é trabalhar com brilho no olhar.

Ao Prof. Dr. Aydano Pamponet Machado, que, durante essa jornada, me ensinou além dos domínios acadêmicos, transmitindo uma referência muito positiva de vida.

“Compreender constantemente. Trabalhar sempre. Descansar quando se mostre necessária a pausa de refazimento. Parar nunca.”

Chico Xavier

RESUMO

Está bem estabelecida na literatura a importância da caracterização da postura para um bom diagnóstico cineticofuncional, identificando e mensurando as alterações posturais e os desequilíbrios musculares permitindo a elaboração adequada de programas de reabilitação. Para facilitar a ação do especialista, programas computacionais foram desenvolvidos para análises tridimensionais das curvaturas da coluna vertebral a partir de imagens bidimensionais. Tais métodos apresentam limitações, mesmo com a evolução tecnológica, inclusive os métodos mais recentes com a utilização de captura tridimensional para avaliação dos desequilíbrios musculares. Sendo assim, urge a necessidade de aperfeiçoar os métodos utilizados para a avaliação das alterações posturais, corrigindo as limitações e aperfeiçoando as técnicas existentes para identificação das assimetrias, desvios na coluna e alterações nas articulações periféricas. Esse estudo trata-se de uma pesquisa metodológica de desenvolvimento com o objetivo geral de propor um modelo computacional baseado em conhecimento para avaliação postural tridimensional. E, objetivos específicos: desenvolver algoritmos novos ou aperfeiçoar os que já existem para uma análise postural baseada nas coordenadas cartesianas em três dimensões; propor um modelo computacional baseado no conhecimento que minimize as limitações dos métodos já existentes; testar a implementação do modelo através de um estudo piloto. Por fim, o estudo mostrou que, o modelo proposto pretende resolver parte das limitações que as atuais ferramentas computacionais para a avaliação biofotogramétrica.

Palavras-chave: fotogrametria; postura; software

ABSTRACT

It is well established in the literature the importance of the posture characterization for a good kinetic-functional diagnosis, identifying and measuring postural changes and muscle imbalances allowing the adequate elaboration of rehabilitation programs. To facilitate the action of the specialist, computer programs were developed for three-dimensional analyzes of the curvatures of the spine from two-dimensional images. Such methods have limitations, even with technological evolution, including the most recent methods with the use of three-dimensional capture for the evaluation of muscular imbalances. Thus, there is an urgent need to improve the methods used to evaluate postural changes, correcting the limitations and improving existing techniques for identifying asymmetries, spinal deviations and alterations in peripheral joints. This study is a methodological research of development With the general aim of proposing a knowledge-based computer model for three-dimensional postural evaluation. And, specific objectives: to develop new algorithms or to perfect those that already exist for a postural analysis based on Cartesian coordinates in three dimensions; Propose a knowledge-based computer model that minimizes the limitations of existing methods; Test the implementation of the model through a pilot study. Finally, the study showed that, the proposed model intends to solve part of the limitations that the current computer tools for the biophotogrammetric evaluation bear.

Key Word: Photogrammetry; Posture; software

LISTA DE ILUSTRAÇÕES

Figura 1 – Alinhamento ideal de acordo com o fio de prumo, nas vistas posterior e lateral. 18

Figura 2 – Método de rastreamento esquelético (skeletal tracking), modelo articular. 30

Figura 3 – Malha tridimensional da coluna vertebral..... 31

Figura 4 – Localização dos pontos anatômicos de referência a para construção da malha tridimensional da coluna vertebral: protuberância occipital externa e prega glútea. 32

Figura 5 – Linha mediana e linhas paralelas (sagitais) para delimitação da área da malha tridimensional da coluna vertebral. 33

Figura 6 – Pontos de inflexão da coluna vertebral. 35

Figura 7 – Ilustração dos pontos para cálculo do ângulo cervical. 36

Figura 8 – Ilustração dos pontos para cálculo do ângulo torácico. 37

Figura 9 – Ilustração dos pontos para cálculo do ângulo lombar. 38

Figura 10 – Ilustração dos pontos para cálculo do ângulo escoliótico. 39

Figura 11 – Método de rastreamento esquelético (skeletal tracking), modelo articular..... 41

Figura 12 – Pontos anatômicos utilizados na avaliação fotogramétrica do software Corel Draw: A- espinha ilíaca anterossuperior; B- centro da patela e C- tuberosidade da tíbia..... 48

Figura 13 – Vértices e eixo utilizados para cálculos do ângulo Q. 50

Figura 14 – Exemplo do resultado da implementação do modelo proposto para avaliação do ângulo Q do joelhos. 51

LISTA DE TABELAS

Tabela 1 – Definições de encurtamento e alongamento de acordo com Kendall, McCreary e Provance, (1995) 20

Tabela 2 – Médias, desvios-padrão das variáveis angulares do ângulo Q direito e esquerdo medidas pelos dois métodos de avaliação 52

Tabela 3 – Verificação da normalidade dos dados pelo teste de aderência de Shapiro Wilk 52

Tabela 4 – Comparação das variáveis calculadas entre os métodos por meio do teste T student dependente emparelhado para as medidas realizadas 53

SUMÁRIO

1. PROBLEMATIZAÇÃO 12
1.1 Objetivos 15
1.1.1 Geral 15
1.1.2 Específicos 15
2. REVISÃO DA LITERATURA 15
2.1 Postura 16
2.2 Avaliação postural 22
2.3 Fotogrametria 23
2.3.1 Captura infravermelho 24
3. METODOLOGIA 27
4. RESULTADOS E DISCUSSÃO 29
4.1 Índices de referência dos segmentos corporais 32
4.1.1 Avaliação da coluna vertebral 33
4.1.2 Avaliação dos membros inferiores 41
4.2 Sistema especialista baseado em regras 43
4.2.1 Coluna vertebral 44
4.2.2 Membros inferiores 46
4.3 Implementação para avaliação de parte do modelo proposto (avaliando o ângulo Q) 47
4.3.1 Metodologia 47
4.3.2 Resultados 54
4.3.3 Discussão 56
5. CONCLUSÃO 56
REFERÊNCIAS 58

1. PROBLEMATIZAÇÃO

Está bem estabelecida, na literatura, a importância da caracterização da postura corpórea para um bom diagnóstico cineticofuncional. Isso permite identificar e mensurar as alterações posturais e os desequilíbrios musculares. Dessa forma, é possível a elaboração adequada de programas de reabilitação musculoesquelética (TÜZÜN et al, 1999; FEDORAK et al, 2003; DUNK et al; 2004; MANSOLO, 2007).

A avaliação subjetiva é o método mais utilizado pelos fisioterapeutas, também conhecida como avaliação postural clássica ou avaliação postural visual. Essa avaliação consiste simplesmente na observação visual do fisioterapeuta sobre o paciente e, desse modo, realiza uma análise qualitativa das curvaturas da coluna vertebral e assimetrias dos segmentos corporais desse paciente nos seguintes planos: sagital (perfil direito e esquerdo); frontal anterior (vista anterior, de frente); frontal posterior (vista posterior, de costas) (KENDALL, MCCREARY e PROVANCE, 2007; CARADONNA e ALVES, 1997; PALMER e EPLER, 2000; MAGEE, 2010).

No entanto, o método tradicional, mais empregado pelos profissionais da fisioterapia, apresenta grande subjetividade por ser um método qualitativo e de baixa confiabilidade, (BRYAN et al, 1990; FEDORAK et al, 2003).

O método considerado “padrão-ouro” na identificação postural é a radiografia (raio-X), no entanto, devido ao custo, a exposição periódica de radiação e a variabilidade de medição dos ângulos da coluna, sua utilização é restrita (FERREIRA e DEFINO, 2001; GARDOCKI, WATKINS e WILLIAMS, 2002; GIGLIO e VOLPON, 2007).

A fotogrametria é uma ferramenta de avaliação não invasiva que se destaca por apresentar algumas vantagens: é um método quantitativo; deriva da obtenção de imagens com baixo custo; proporciona facilidade na interpretação e resultados com boa precisão e confiabilidade. (TOMMASELLI et al, 1999; WATSON e MAC DONNCHA, 2000; SATO, VIEIRA e GIL COURY, 2003; IUNES et al, 2005 GLANER, MOTA E VIANA, 2012).

Apesar de ser um método bem difundido, a fotogrametria apresenta algumas limitações:

- apresenta baixa reprodutibilidade de vários ângulos utilizados, não sendo o melhor método para acompanhamento da evolução da postura no decorrer do tratamento (IUNES et al, 2009);
- possui fidedignidade em análises derivadas de uma única captura fotográfica. No entanto, apresenta baixa à moderada objetividade, tornando deficitária sua utilização por diferentes avaliadores em ambiente clínico (GLANER, MOTA E VIANA, 2012);
- não é um bom método para o acompanhamento de mudanças posturais por apresentar uma baixa correlação entre medidas de diferentes sessões (IUNES et al., 2005).
- não pode ser utilizada com um meio de triagem para avaliar escolioses de grau leve (DÖHNERT e TOMASI, 2008);
- necessita do uso de marcação de pontos (FERREIRA et al, 2010) e/ou mão de obra especializada para operar softwares de imagem (ex.: CorelDRAW; AutoCAD);
- observa-se a falta de padronização dos pontos anatômicos; como também, a falta do significado das medidas angulares utilizadas (GLANER et al, 2012).

Tais limitações tornam questionáveis os estudos em fotogrametria no que se refere à acurácia dos dados apresentados, à pequena quantidade de estudos que verificaram a consistência intra e inter avaliadores e à dificuldade de comparação com outros trabalhos (GLANER et al, 2012).

Na tentativa de minimizar as limitações da fotogrametria, programas computacionais foram desenvolvidos para análises tridimensionais das curvaturas da coluna vertebral a partir de imagens bidimensionais (ORTALE, BREZIKOFER e ORTALE, 2000; ESTIGONI e MARQUES, 2005; BURKE, 2013).

Com a evolução tecnológica, através da captura por câmeras infravermelho é possível construir uma imagem multiplanar, alguns estudos se baseiam nesse método para quantificar as curvaturas da coluna vertebral. Mesmo com essa evolução, ainda apresentam algumas limitações: avaliam apenas as escolioses; faz-se necessária a marcação de pontos; há dificuldade de precisão em desvios

posturais em obesos ou em indivíduos que apresentem desvios posturais graves; ainda não foram validados (BURKE, 2013).

Diante do exposto, observa-se que os métodos fotogramétricos apresentam limitações, mesmo com a evolução tecnológica, inclusive os métodos que utilizam a captura tridimensional para avaliação dos desequilíbrios musculares. Sendo assim, urge a necessidade de aperfeiçoar os métodos utilizados para a avaliação das alterações posturais; corrigir as limitações e aperfeiçoar as técnicas existentes para identificação das assimetrias, desvios na coluna e alterações nas articulações periféricas.

Através desse estudo, espera-se minimizar as limitações dos métodos existentes, desenvolver novas formas para identificação das estruturas do corpo humano e de analisar as alterações da postura de forma quantitativa.

1.1 Objetivos:

1.1.1 Geral: propor um modelo computacional baseado em conhecimento para avaliação postural tridimensional.

1.1.2 Específicos:

- Desenvolver algoritmos novos ou aperfeiçoar os que já existem para uma análise postural baseada nas coordenadas cartesianas em três dimensões;
- Propor um modelo computacional baseado no conhecimento que minimize as limitações dos métodos já existentes.
- Testar a implementação do modelo proposto através de um estudo piloto.

2. REVISÃO DA LITERATURA

2.1 Postura

Para desempenhar qualquer atividade, o corpo humano necessita posicionar as partes do corpo buscando o bom desempenho de sua ação. Entende-se assim que postura se refere à posição adotada pelos segmentos corpóreos num determinado momento (KENDALL, MCCREARY e PROVANCE, 2007). Ainda pode ser referida como posicionar as partes do corpo com objetivo de desempenhar uma atividade exercendo o mínimo de esforço (FERRARIO et al., 1995). Ou seja, é quando o corpo se posiciona para realizar uma ação específica ou uma forma de sustentar seu corpo de maneira usual (HOUGLUM e BERTOTI, 2014). É a orientação do corpo no ambiente (SHUMWAY-COOK, 2002).

Tal forma de conceituar a postura não sofreu variações expressivas ao longo dos anos conforme definida por: *Committee of the American Academy of Orthopedic Surgeon*, 1947; Ferrario et al., 1995; Oliver e Middleditch, 1998; Palmer e Apler, 2000; Shumway-Cook e Woollacott, 2002; Gannet et al., 2003; Kisner e Colby, 2004; Kendall, McCreary e Provance, 2007; Magee, 2010; Houglum e Bertoti, 2014.

A boa postura ou a postura correta caracteriza-se pelo posicionamento com o mínimo de estresse aplicado sobre as articulações e com mínima atividade muscular (MAGEE, 2010). Ou seja, é quando o corpo adota um posicionamento com eficiências fisiológica e biomecânica máximas, vencendo a ação da gravidade sobre os segmentos osteoarticulares (PALMER E APLER, 2000; HOUGLUM e BERTOTI, 2014).

O alinhamento corporal e o equilíbrio muscular estão diretamente relacionados com a boa mecânica corporal e com a boa postura (KENDALL, MCCREARY e PROVANCE, 2007). “Quando a postura ereta é correta, a atividade muscular necessária para manter a posição é mínima” (MAGEE, 2010).

Para manter o equilíbrio postural são necessários músculos fortes, flexíveis e facilmente adaptáveis às alterações ambientais. A relação entre músculo agonista e músculo antagonista é essencial: o antagonista deve ter força para “puxar” o agonista para o posicionamento muscular adequado, e o agonista deve ser flexível o

suficiente para se manter em tal posicionamento. Tendo, ambos, que trabalhar continuamente contra a força da gravidade e em harmonia entre si para manter uma postura ereta com menor gasto energético e menor sobrecarga osteoarticular (KENDALL, MCCREARY e PROVANCE, 2007; MAGEE, 2010; HOUGLUM e BERTOTI, 2014).

Para o *Committee of the American Academy of Orthopedic Surgeon* (1947) a característica de equilíbrio muscular evitando o estresse osteoarticular permite que o corpo humano possa trabalhar de maneira eficaz independentemente da posição em que o indivíduo se encontre, isto é, sentada; em pé; decúbito; agachada, etc. No entanto, quando não há um equilíbrio muscular adequado, haverá uma relação defeituosa dos segmentos corpóreos e aumento do estresse osteoarticular associado ao maior gasto energético.

Sendo assim, quando adotamos uma posição dos segmentos corpóreos que promova estresse sobre as estruturas articulares estaremos adotando uma postura defeituosa, também denominada de má postura (MAGEE, 2010).

As alterações posturais provêm da utilização inadequada da estrutura corporal (KENDALL, MCCREARY e PROVANCE, 2007). Essas alterações podem ser meramente estéticas, mas podem, também, promover desconforto, dor ou incapacidade (MARCUS et al, 2002).

É comum que a persistência de realização de atividades cotidianas em posicionamentos inadequados e a ação gravitacional sejam os fatores que levam ao aparecimento da má postura, juntamente com as condições dolorosas (KENDALL, MCCREARY e PROVANCE, 2007).

Para identificar se o corpo está em uma boa ou má postura tem-se como referência a postura padrão. E, o alinhamento postural padrão baseia-se na linha da gravidade, caracterizada por ser vertical e atravessa o centro de gravidade corporal (que se encontra no nível da segunda vértebra sacral). E, assim, passa através dos eixos de todas as articulações com os segmentos corporais alinhados verticalmente (PALMER E APLER, 2000).

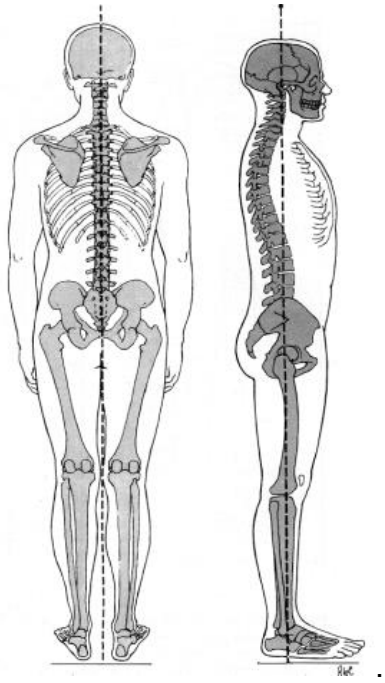
O alinhamento esquelético ideal, aplicado como padrão é descrito por meio da postura em pé, utilizando uma linha ou fio de prumo, que passa verticalmente como referência. Com a utilização dessa ferramenta, pode-se observar os efeitos da força da gravidade, quando colocada à frente do corpo na vista posterior (localizada na equidistância dos pés) e lateralmente (passando imediatamente à frente do maléolo lateral) (KENDALL, MCCREARY e PROVANCE, 2007).

A referência do fio na vista posterior está representada por uma projeção no plano sagital médio, sobre a linha da gravidade. Isto é, deve-se ter, hipoteticamente, metades simétricas (direita e esquerda) das estruturas do corpo (ver figura 1), ou seja, com suas metades se contrabalançando exatamente (em equilíbrio). (KENDALL, MCCREARY e PROVANCE, 2007). Ainda, de acordo com os autores, o fio de prumo deverá passar no ponto médio entre os calcâneos; na linha média da pelve; na linha média da coluna vertebral, no esterno e no crânio.

Na vista lateral, o fio de prumo divide o corpo em duas regiões: anterior e posterior, ou seja, trata-se de uma projeção da linha da gravidade no plano coronal. Esse fio tem como alinhamento ideal quando passa discretamente posterior ao ápice da sutura coronal; pelo meato acústico externo; pelo dente do áxis; no meio do ombro; pelos corpos das vértebras lombares; pelo promontório do sacro; discretamente posterior ao centro da articulação do quadril; discretamente anterior ao eixo da articulação do joelho; discretamente anterior ao maléolo lateral; pela articulação calcaneocuboide (figura1). (KENDALL, MCCREARY e PROVANCE, 2007).

O alinhamento esquelético ideal utilizado como padrão consiste de princípios científicos válidos. Nele, envolve uma quantidade mínima de esforço e sobrecarga, e conduz à eficiência máxima do corpo (MAGEE, 2010; KENDALL, MCCREARY e PROVANCE, 2007). Sendo assim, quanto mais vertical estiver o centro de gravidade de cada segmento, mais próximo do centro de todos os eixos articulares estará o alinhamento postural de uma pessoa. Consequentemente, menor será a sobrecarga aplicada sobre os segmentos corporais (PALMER E APLER, 2000). No entanto, quando o centro de gravidade de um segmento desvia, diversas alterações posturais poderão aparecer (WATSON e Mc DONNCHA, 2000).

Figura 1. Alinhamento ideal de acordo com o fio de prumo, nas vistas posterior e lateral.



Fonte: KENDALL, MCCREARY e PROVANCE, 2007.

A postura padrão refere-se a uma postura “ideal” ao invés de uma postura média. Geralmente a linha da gravidade não atravessa todos os eixos articulares do corpo humano, isso significa dizer que não nos apresentamos numa postura ideal, mas sim, numa postura real. As pessoas, com uma boa postura, aproximam-se ao máximo desse padrão (PALMER E APLER, 2000).

Partindo da relação ideal x real, faz-se entender os conceitos de alteração funcional e alteração estrutural apresentada por Kendall, McCreary e Provance, (1995) e Magge (2010):

- Alteração funcional: refere-se ao indivíduo que apresenta músculos com força e flexibilidade, as alterações posturais (posturas delituosas) podem não comprometer as articulações devido a capacidade que esse indivíduo apresenta para mudar o posicionamento articular prontamente.

- Alteração estrutural: ocorre quando a postura é aparentemente boa, no entanto as articulações são rígidas ou excessivamente móveis. Ou os músculos são fracos, encurtados ou alongados, o que impede esse indivíduo possa corrigir prontamente o posicionamento articular. E, isto pode acarretar algum tipo de patologia.

Os desvios posturais nem sempre desencadeiam sintomas, mas com o tempo, isso pode acontecer. E esses desvios dependem da relação dos padrões de encurtamento e alongamento entre os músculos agonistas e antagonistas de um segmento (HERTLING e KESSLER, 2009 e MAGEE, 2010)

Daí a aplicação do conceito de equilíbrio e desequilíbrio muscular aplicado às alterações na postura corporal. Entendendo por equilíbrio o estado ideal, observado quando a tensão dos tecidos moles exibe movimento livre e apropriado em três dimensões, ou seja, os músculos agonistas e antagonistas têm boa flexibilidade e força. Quando esse padrão é alterado gera disfunção no sistema de equilíbrio proveniente de restrições teciduais, afetando o alinhamento e mobilidade fisiológica dos segmentos corporais, como um todo (PALMER e EPLER, 2000; HERTLING e KESSLER, 2009).

O desequilíbrio ocorre com a má relação de força e flexibilidade entre agonista e antagonista. Isto é, quando um músculo agonista é fraco seu antagonista é forte, e vice-versa. Nessa condição o músculo mais forte encurta e o mais fraco alonga. Sendo assim, tanto um como o outro levam ao desalinhamento defeituoso (KENDALL, MCCREARY e PROVANCE, 2007).

Um outro ponto importante é que a posição de cada articulação tem um efeito sobre a posição das outras articulações (MAGEE, 2010). Baseada nos conceitos da relação alongamento e encurtamento segue a tabela a seguir correlacionando os conceitos apresentados por Kendall, McCreary e Provance, (1995).

Tabela 1 - Definições de encurtamento e alongamento de acordo com Kendall, McCreary e Provance, (1995).

Encurtamento	Alongamento
"É a contração resultante do músculo que permanece numa posição encurtada."	"é a fraqueza decorrente de músculos que permanecem alongados um tanto além da posição de repouso fisiológica neutra, mas não além da amplitude de movimento normal de comprimento muscular."
Acontece quando o músculo antagonista não é capaz de tracionar o músculo "encurtado" para a posição neutra. Ou seja, o músculo antagonista não consegue puxar o músculo curto.	Proveniente da fraqueza do agonista, causando uma dominância do seu antagonista, assim o músculo em um estado de alongamento.
Diminuição discreta ou moderada do comprimento articular ocasionando restrição da ADM (amplitude de movimento).	Pode ser ocasionada em casos de "distensão ocupacional e postural".
Ocorre devido à permanência prolongada em determinada posição (de encurtamento) ou execução de atividades dentro de uma ADM restrita. (ocorre a adaptação do músculo dentro daquela ADM).	
É a perda de movimento quando o músculo não pode ser alongado em sua ADM completa (de forma leve ou moderada).	

Alterações na postura servem como diretrizes para verificar os desequilíbrios musculares (alterações no comprimento dos músculos e dos ligamentos). Tais

alterações, mesmo pequenas, geram limitação do movimento aumentando a tensão dos músculos e outros tecidos moles (KENDALL, MCCREARY e PROVANCE,1995).

2.2 Avaliação postural

A avaliação postural é de fundamental importância para que se possa mensurar os desequilíbrios e adequar a melhor postura para cada indivíduo. Tem como objetivos visualizar, determinar e mensurar os possíveis desalinhamentos e atitudes incorretas. Sendo muito utilizada pelos profissionais da área da saúde, a avaliação postural, é um procedimento fundamental no diagnóstico do alinhamento dos segmentos corporais de um indivíduo, constituindo-se como um passo inicial e de acompanhamento do tratamento clínico (SANTOS e FATINATI, 2011).

As técnicas para avaliação dos desalinhamentos posturais são classificadas em métodos invasivos e métodos não invasivos. Os métodos invasivos são os exames por imagem (raio X e tomografia) que apresentam as limitações de exposição à radiação ionizante, que são de alguma forma prejudiciais ao corpo humano (SUAIDE, 2008).

Os métodos não invasivos são a avaliação postural subjetiva; técnica de Moiré (DENTON, RANDAL, DEINLEN, 1992; RODRIGUES et al, 2003); inclinômetros (ZEPA et al, 2000); escoliômetros, etc. e os métodos fotogramétricos (SANTOS e FATINATI, 2011).

Quando se trada de mensurar com precisão os desequilíbrios posturais, os métodos de diagnóstico por imagem são considerados como padrão-ouro. No entanto, não podem ser realizados em curto espaço de tempo devido à exposição do paciente à radiação. E os métodos não invasivos não interferem na saúde do indivíduo, mas podem apresentar diferenças diagnósticas entre profissionais (FERREIRA, 1999).

Na tentativa de não utilizar a radiografia como recurso de avaliação postural, os métodos não invasivos realizam uma avaliação qualitativa. E, as técnicas fotogramétricas permitem aos profissionais realizar a avaliação de maneira quantitativa: traçam retas para obter ângulos tendo como referência estruturas

anatômicas. Mesmo, amplamente utilizadas, as técnicas fotogramétricas não possuem padronização sobre os ângulos utilizados para a análise de determinadas alterações posturais (SOUZA, 2011).

A evolução das técnicas fotogramétricas de duas para três dimensões permitiram uma precisão maior na captura do corpo humano, conforme é observado nos estudos de Diego-Mas e Alcaide-Marzal (2014) e de Galna et al. (2014) que utilizaram as câmeras *full HD* e infravermelho associadas para avaliar cargas posturais e medição de movimento.

Por não oferecer exposição à radiação ionizante, as técnicas não invasivas que possibilitem uma medida das curvaturas da coluna vertebral são altamente desejáveis. Bem como, apresentam outros méritos comparados à radiografia, como o menor custo e a menor dificuldade técnica (Turner-Smith et al., 1988; Chen & Lee, 1997).

Está claro que o uso da avaliação postural é parte integrante da rotina fisioterapêutica e tem como objetivo determinar possíveis desalinhamentos e problemas tanto estruturais como funcionais, a fim de planejar a conduta e o tratamento para o realinhamento postural (IUNES et al, 2005; RODRIGUES, ROMEIRO e PATRIZZI, 2009). Palmer e Epler (2000) complementam que os defeitos posturais podem ser usados como diretrizes para identificação das alterações no comprimento dos músculos e dos ligamentos.

2.3 Fotogrametria

O principal instrumento para a avaliação postural é a análise visual (FERRORATO e CANDOTTI, 1998; GANGNET et al, 2003). No entanto, ao se considerar a avaliação postural realizada por meio da inspeção visual, na maioria das vezes, é subjetiva, pois depende exclusivamente da habilidade e experiência do avaliador para interpretar os resultados. Foi constatado que a avaliação visual não é confiável, especialmente quando se compara diferentes avaliadores (FEDORAK, ASHWORTH, MARSHALL, & PAULL, 2003; IUNES, BEVILAQUA-GROSSI, OLIVEIRA, CASTRO, & SALGADO, 2009).

A avaliação postural pode ser complementada com o uso de fotografias, esse método é conhecido como fotogrametria ou biofotogrametria. E é definido pela *American Society for Photogrammetry and Remote Sensing* como a arte, ciência e tecnologia de obtenção de informação confiável sobre objetos físicos e o meio ambiente por meio de processos de gravação, medição e interpretação de imagens fotográficas e padrões de energia eletromagnética radiante e outras fontes (IUNES et al, 2005; SACCO et al, 2007).

Ao comparar a avaliação postural visual e a avaliação fotogramétrica, observa-se maior concordância entre diferentes avaliadores que realizaram a avaliação postural pela fotogrametria do que entre diferentes avaliadores que realizaram a avaliação postural por meio da observação visual (IUNES et al, 2009). Bem como, esse recurso é considerado um meio para avaliação quantitativa de assimetrias corporais sendo empregadas para quantificar medidas lineares e angulares (IUNES et al, 2005; WATSON, 1998).

Além de tornar mais fácil o arquivamento, economizando espaço e tempo para acessar arquivos registrados, a fotogrametria computadorizada permite os processos de modelagem computacional, por exemplo: a utilização dos softwares SAPo (Software para Avaliação Postural) e CorelDraw (SACCo et al, 2007).

2.3.1 Captura infravermelho

Recentemente, a sociedade de visão computacional descobriu que a tecnologia de sensoriamento de profundidade poderia ser estendida muito além de jogos e com um custo muito menor do que câmeras 3D tradicionais (HAN et al, 2013; ADARSH e ASHA, 2015).

Dispositivos de controle de jogos têm tido grande sucesso em vários campos, por permitir a utilização da tecnologia de câmeras de profundidade com um baixo custo. Na verdade, são as informações complementares fornecidas pela profundidade e imagens visuais que promovem novas soluções para resolver problemas antigos através da inovação, combinando a noção de geometria e informação visual (HAN et al, 2013; PAGLIARI e PINTO, 2015; ADARSH e ASHA, 2015).

De acordo com Han et al (2013), para a análise de atividade humana através da captura infravermelha existem duas categorias gerais:

1. Estimativa de postura/pose: tem por objetivo identificar o mais rápido ou o mais preciso as articulações esqueléticas. Ou seja, fornece a posição das articulações no espaço 3D.
2. Atividade de reconhecimento: reconhece a atividade de um ser humano, no contexto de diferentes aplicações. Ou seja, diz o que o ser humano está fazendo através da análise dos padrões temporais nessas posições conjuntas.

O projetor infravermelho molda um teste padrão de manchas da cena tridimensional; a câmera capta o padrão infravermelho refletido e calcula a profundidade correspondente para cada pixel da imagem. A medição da profundidade é realizada por um processo de triangulação. A quantidade é a disparidade observada, que corresponde ao desvio necessário para coincidir com o padrão capturado pela câmara de infravermelhos com o modelo de referência. (HAN et al, 2013; PAGLIARI e PINTO, 2015).

A imagem de alta resolução e dados de profundidade fornecem melhores medições de profundidade, a fim de realizar rastreamento de esqueleto e gesto de reconhecimento mais preciso. Sendo a profundidade medida com um princípio de medição completamente diferente. As imagens RGB e infravermelho adquiridas se sobrepõem parcialmente, uma vez que a câmera *Full HD* tem um campo mais amplo e horizontal de visão (FOV), enquanto a câmera infravermelha tem um FOV vertical, maior. Tal combinação é definida como um sistema de tempo-de-voo. (PAGLIARI e PINTO, 2015).

O princípio de funcionamento do sensor de tempo-de-voo tem como principal característica ser feito por diferentes pixels, o que significa que cada pixel é dividido em dois acumuladores e um relógio. Isto permite a criação de uma série de diferentes imagens de saída (imagens de profundidade, imagens em escala de cinza dependente da iluminação ambiente e imagens em escala de cinza independente da luz ambiente) (PAGLIARI e PINTO, 2015).

O sensor de profundidade 3D é composto de um projetor laser infravermelho e uma câmera infravermelho. Juntos, o projetor e a câmera criam um mapa de profundidade, que fornece a informação sobre a distância entre um objeto e a câmera (HAN et al, 2013).

A câmera infravermelha é capaz de adquirir imagens em múltiplas frequências, eliminando a ambiguidade de medições de profundidade. As frequências utilizadas pelo sensor são, aproximadamente, 120 MHz, 80 MHz e 16 MHz. O sensor de tempo-de-voo mede as diferenças entre dois acumuladores, cada um contendo uma porção da luz de infravermelho de retorno. Se a cena tem pouca luz infravermelho, o sensor funciona corretamente ao ar livre. No entanto, sob radiação de luz direta do sol pode ser difícil diferenciar o pulso de infravermelho emitido a partir do sinal de fundo, porque a diferença de a radiação captada pelos dois acumuladores é pequena, quando comparada com a quantidade total de luz infravermelha recebida (PAGLIARI e PINTO, 2015).

Juntos, o projetor e a câmera criam um mapa de profundidade, que fornece a informação sobre a distância entre um objeto e a câmera. O sensor tem um limite prático variando de 0,8 m - 3,5 m de distância. E o motor de inclinação é um pivô para ajuste do sensor podendo incliná-lo 27º para cima ou para baixo (HAN et al, 2013).

Alguns autores vêm pesquisando e desenvolvendo algoritmos para melhorar ainda mais a precisão e a velocidade da análise da postura e ação humana, no entanto a busca tem sido feita apenas de modo qualitativo. Por exemplo: identificar cada articulação do corpo humano de maneira eficaz, corrigindo a falhas provenientes das sobreposições das articulações durante uma ação, ou para identificar que tipo de ação um indivíduo está fazendo (telefonando; arremessando; bebendo água, etc.).

Shotton et al (2011) e Budiu et al (2011), aperfeiçoaram a identificação da atividade humana, conseguindo localizar as articulações independente dos biotipos humanos.

Girshick, et al (2011) desenvolveram um algoritmo capaz de estimar os locais das articulações, cujas partes não são visíveis na imagem, devido a oclusão de campo ou visão limitada do sensor. O trabalho de Taylor et al (2012) amplia ainda mais a abordagem original de aprendizado de máquina para prever correspondências diretas entre os pixels da imagem e um modelo de malha 3D. Uma minimização de energia é então utilizada de forma eficiente para otimizar a postura do modelo de malha 3D sem a necessidade do padrão iterado do ponto mais próximo (ICP) iteração entre a otimização correspondente discreta e a otimização da postura contínua.

Ye et al (2011) e Shen et al (2012) buscaram desenvolver um algoritmo para obter um melhor refinamento, ou seja, conseguir uma alta precisão e robustez concluíram que o algoritmo de estimativa de postura é mais eficaz a partir do ajustamento de um banco de dados de movimento pré-capturado, dada uma nuvem de pontos de entrada obtida a partir da imagem de profundidade. A estimativa inicial é então refinada ajustando diretamente a configuração do corpo com a observação (a imagem de profundidade entrada).

O trabalho de Adarsh e Asha (2015) mostra uma representação eficiente das ações humanas com base no algoritmo de estimativa da posição do corpo humano, o indivíduo humano executa uma ação que é capturada pelo sensor de profundidade, que o converte em vídeos profundidade. Os vetores de características são extraídos dos vídeos de profundidade usando um algoritmo de estimação. O resultado desse algoritmo produz as posições das articulações do corpo humano.

3. METODOLOGIA

Trata-se de uma pesquisa de desenvolvimento. Conforme é definido por Contandriopoulos et al (1997), a pesquisa de desenvolvimento é o tipo de estudo que utiliza, de maneira sistemática, os conhecimentos existentes com o objetivo de desenvolver um novo instrumento de medida ou aperfeiçoar um já existente. Esse tipo de pesquisa visa construir, melhorar ou validar um instrumento de medida (CONTANDRIOPOULOS, et al, 1997).

Inicialmente, foi realizada uma revisão de literatura, entre janeiro e novembro de 2016, a qual teve como fonte de levantamento bibliográfico as bases de dados eletrônico ISI web of knowledge e utilizou as seguintes palavras-chave: fotogrametria; avaliação postural e captura infravermelho. Bem como, consultas ao acervo pessoal de livros.

Foram selecionados artigos publicados entre 1990 e 2016, em língua portuguesa e inglesa, neles recorreu-se à leitura do título e do resumo do estudo, excluindo os estudos que não abordavam métodos fotogramétricos; avaliação postural e captura infravermelho. Sendo selecionados 34 trabalhos que seguiram para uma análise mais criteriosa.

Através do texto integral dos artigos levantados, foram lidas a conclusão e a metodologia, para uma análise mais criteriosa de caráter metodológico. E, exclusos seis artigos com abordagem de outros temas e trabalhos com má qualidade metodológica. Sendo, então, selecionados 24 artigos e quatro livros.

Baseado nos resultados encontrados na revisão da literatura e, de acordo com as vantagens e limitações de cada ferramenta pesquisada, deu-se seguimento ao trabalho com realização da proposta de um modelo computacional baseado no conhecimento para avaliação postural tridimensional.

Para a construção do modelo levaram-se em consideração os seguintes pontos:

- os aspectos positivos e as limitações dos métodos fotogramétricos existentes;

- as ferramentas computacionais e métodos de avaliação que fossem mais eficazes para captura do corpo humano e quantificação dos desequilíbrios osteomiomusculares;

- o conhecimento científico sobre a postura humana e suas alterações associadas ao conhecimento do especialista (fisioterapeuta).

Assim, realizou-se uma proposta de modelo computacional baseado no conhecimento para avaliação postural tridimensional, cujo objetivo é desenvolver um novo instrumento, que aperfeiçoe os modelos existentes, corrigindo ou minimizando suas limitações. Dessa forma dividido em duas etapas: definição do índices de referência dos segmentos corporais e utilização dos índices para a criação do modelo. A primeira, define os desvios posturais, com os valores de referência (normal e alterado) e como foram realizadas as análises de cada desvio. A segunda, cria o modelo baseado em conhecimento utilizando o formalismo do sistema especialista baseado em regras.

Enfim foi realizada uma implementação para avaliação de parte do modelo proposto através de um estudo transversal para analisar o ângulo Q dos joelhos. Destarte, identificando-se os valores de valgo ou varo do segmento.

4. RESULTADOS E DISCUSSÃO

Atualmente uma das principais ferramentas utilizadas para captura do corpo humano é a câmera infravermelho e a imagem *Full HD*. Sendo que a câmera infravermelho captura a topografia do corpo humano, realizando a construção tridimensional identificando a forma e as estruturas do copo humano. Já a imagem *Full HD* identifica o avaliado de maneira digital. A combinação de tais capturas é processada através de algoritmos para identificar estruturas e alterações posturais do corpo humano.

O modelo proposto neste estudo se baseou nos seguintes meios para identificação de estruturas do corpo humano:

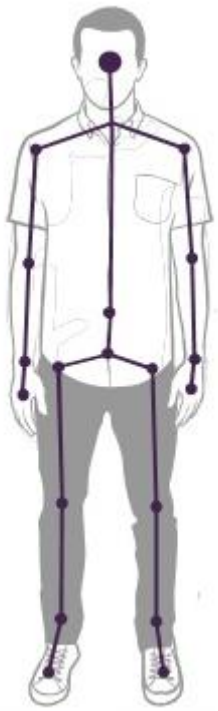
- Câmera infravermelho: capturar a topografia do corpo humano, realizando a construção tridimensional e identificando a forma e estruturas do copo humano, bem como, calculando angulações e buscando assimetrias entre as estruturas do corpo.

- Imagem *full HD*: para identificação do avaliado de maneira digital; geração algoritmos identificar estruturas e alterações posturais do corpo humano.

Após a captura das imagens, estas serão processadas para seguinte identificação das assimetrias dos segmentos corporais de forma quantitativa. Para tal, serão utilizados os seguintes métodos:

- Método de rastreamento esquelético (skeletal tracking): tem a função de localizar as articulações do corpo humano identificado as posições das partes do corpo em um modelo de “esqueleto articular”. Tal método vem sendo aperfeiçoado por vários autores (SHOTTON et al, 2011; BUDIU et al, 2011; GIRSHICK, et al, 2011; YE et al, 2011; SHEN et al, 2012; ADARSH e ASHA, 2015). Esse método serviu para identificar as angulações das articulações periféricas do corpo humano e, a partir daí, realizar cálculos das angulações das articulações e identificar assimetrias entre as mesmas, conforme figura 2.

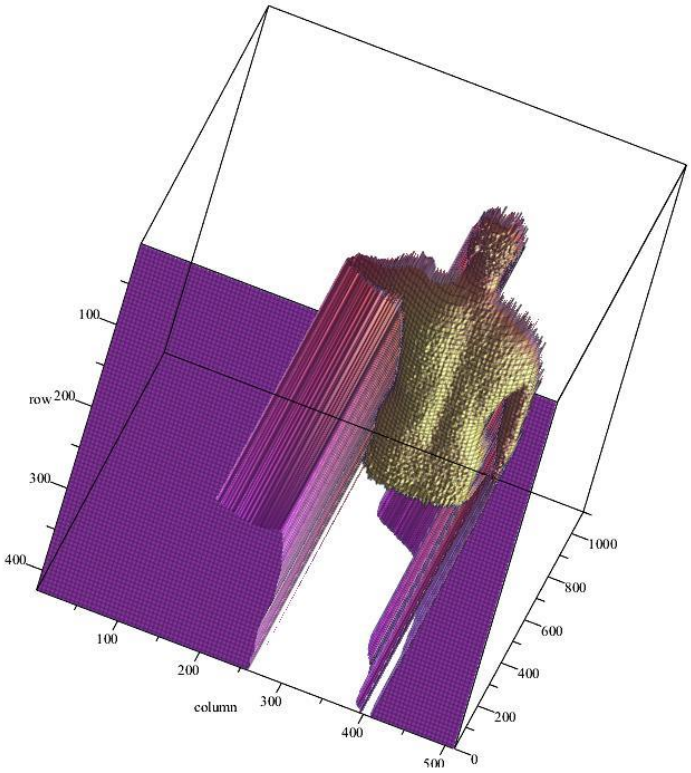
Figura 2 - Método de rastreamento esquelético (skeletal tracking), modelo articular.



Fonte: https://msdn.microsoft.com/enus/library/hh973074.aspx
Acesso em: 23/02/2017

- Construção tridimensional do corpo humano: foi realizada uma malha tridimensional (figura 3) através da combinação das capturas infravermelha e *full HD*, seguida identificação das partes do corpo humano e, enfim, realização de cálculos para identificação de assimetrias ou ângulos dos segmentos corporais que serão apresentadas na próxima sessão.

Figura 3. Malha tridimensional da coluna vertebral.



Fonte: próprios pesquisadores.

4.1 Índices de referência dos segmentos corporais

Para o processamento das imagens foi imprescindível descrever como foram identificadas as estruturas do corpo humano, quais os valores de referência de cada alteração postural (normal e patológico) e como foi feita a quantificação da avaliação. Baseando-se no modelo tradicional (inspeção visual) e nos principais métodos fotogramétricos, foram adaptados aos já existentes ou criadas novas formas para a realização da avaliação fotogramétrica.

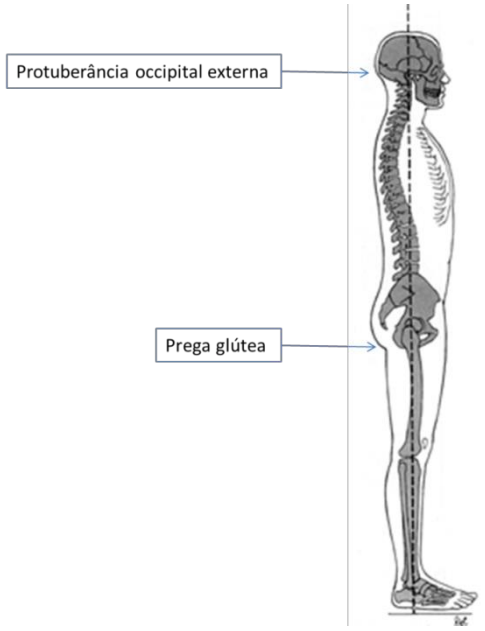
Para facilitar o desenvolvimento do estudo dividiu-se em: coluna vertebral e membros inferiores.

4.1.1 Avaliação da coluna vertebral

A avaliação tradicional da coluna vertebral deve ser realizada em dois planos: sagital e frontal. No plano sagital, são identificadas as curvaturas fisiológicas (lordoses e cifoses) ou se as mesmas se encontram alteradas em aumento (hiper) ou diminuição (retificação) de seus ângulos. No plano frontal, são identificadas as escolioses (KENDALL, MCCREARY e PROVANCE, 2007; CARADONNA e ALVES, 1997; PALMER e EPLER, 2000; MAGEE, 2010).

Para a análise desse segmento, foi construída uma malha tridimensional do tronco do indivíduo avaliado com a captura feita no plano frontal posterior, sendo, então formada a topografia do tronco posteriormente. Desde a base do occipito (protuberância occipital externa) até a região glútea (pregas glúteas) – figura 4. Dessa maneira, a avaliação da coluna é realizada com a medição de um único plano, acelerando o processo avaliativo, visto que, nos modelos atuais, se faz necessária a avaliação em dois planos: sagital (para identificar as lordoses e cifoses) e no plano frontal para identificar as escolioses.

Figura 4 - Localização dos pontos anatômicos de referência a para construção da malha tridimensional da coluna vertebral: protuberância occipital externa e prega glútea.

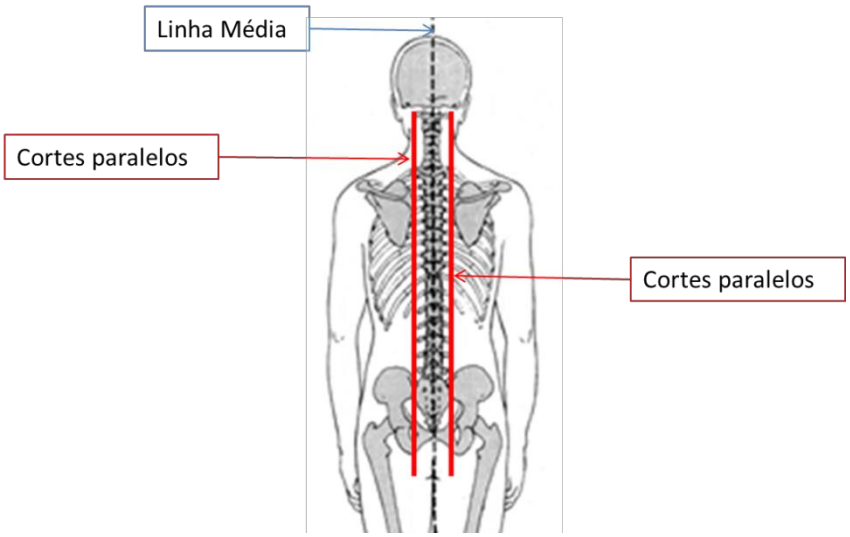


Fonte: KENDALL, MCCREARY e PROVANCE, 2007.

Outra vantagem é que no modelo proposto não foi necessário a realização da marcação de pontos na coluna vertebral, corrigindo a limitação de reprodutibilidade, da fidedignidade e falta de padronização dos pontos anatômicos (pois, não haverá marcação de pontos). Bem como, possibilita uma correlação entre diferentes sessões, o que permite verificar a evolução do paciente.

Em seguida, com a construção da malha tridimensional do tronco, foi traçada uma linha no plano mediano (dividindo em duas metades simétricas: direita e esquerda). Após traçada a linha foi feito um recorte da imagem selecionando 10cm para cada lado da linha média. Por fim, identificado o ponto de maior profundidade na região entre os músculos paravertebrais formando todas as curvaturas da coluna vertebral tanto no plano sagital, quanto no plano frontal. Com a imagem das curvaturas, os ângulos podem ser calculados.

Figura 5 - Linha mediana e linhas paralelas (sagitais) para delimitação da área da malha tridimensional da coluna vertebral.



Fonte: KENDALL, MCCREARY e PROVANCE, 2007.

Para calcular as curvaturas da coluna vertebral, a escolha da melhor técnica (centroide; Coob, tangente posterior e Trall) depende do posicionamento do ponto de inflexão toracolombares inflexão, uma vez que o conhecimento da sua

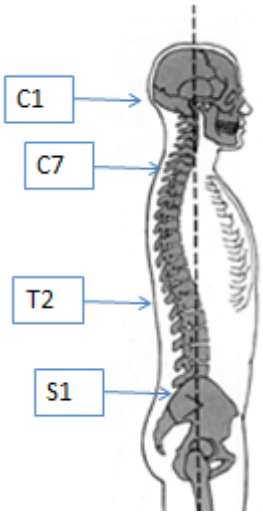
localização permite a escolha da técnica para ser utilizados de forma mais precisa (VACARI, NEVES e ULBRICHT, 2015).

No método proposto, utilizamos o método Trall para avaliar as lordoses (cervial e lombar); cifose torácica e escoliose. Tal método foi escolhido devido à formação do ângulo ser feita no ponto de maior profundidade da concavidade, dando maior precisão a quantificação da curvatura. Visto que pode haver alteração em apenas uma parte do segmento avaliado e não em todo segmento. Pois, uma alteração na curvatura vertebral pode afetar apenas algumas vértebras de um segmento/região, como pode todas as vértebras do segmento/região.

As curvaturas da coluna vertebral geralmente não apresentam um arco perfeito com a medida do vértice na meia distância do arco. Assim sendo, a curvatura máxima do segmento vertebral pode estar localizada em regiões diferentes do arco, por isso algumas curvaturas não são bem representadas por métodos que usam a medida do vértice na meia distância do arco (CAINE, MCCONNELL e Taylor, 1996). Por isso os estudos de Teixeira e Carvalho (2007) e Lee et al (2012) se basearam em polinômios de 3º grau para corrigir o valor angular, mesmo se o vértice da curva não se encontre na meia distância do arco.

A escolha do método Trall para avaliar as curvaturas da coluna, também se justifica, porque não iremos utilizar a radiografia, mas, sim a topografia. Sendo assim não é possível verificar a imagem das vértebras, o que é visto é a sua topografia e suas curvaturas avaliadas através dos pontos de inflexão. Os pontos de inflexão das curvaturas da coluna vertebral são representados pelas vértebras de transição, ou seja, a última vértebra do segmento, conforme, figura 6.

Figura 6 - Pontos de inflexão da coluna vertebral.

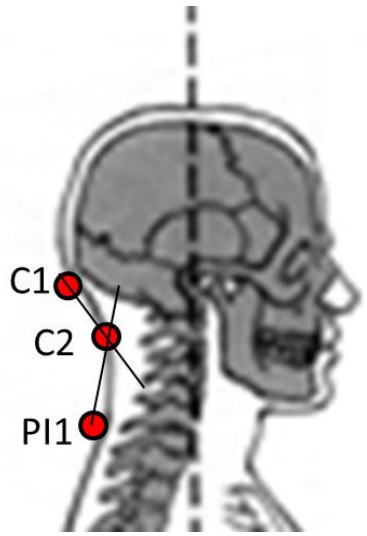


Fonte: KENDALL, MCCREARY e PROVANCE, 2007.

Para quantificar os ângulos de lordoses (cervical e lombar) e cifose (torácica) foi considerada a linha formada no plano sagital, sendo identificados os pontos de inflexão de cada curvatura e, em seguida, realizado as fórmulas que seguem nesta seção.

Ângulo cervical: identificados os pontos da protuberância occipital externa (C1), primeiro ponto de inflexão no plano sagital (que divide a região cervical da torácica) (PI1) e o ponto de maior concavidade entre os dois pontos citados anteriormente (C2). O ângulo lordótico é obtido a partir da intersecção de retas que partem de C1 ao ponto PI1, cruzando sobre o ponto de maior profundidade da concavidade (C2), ou seja, o ponto de maior distância em relação à reta que passa sobre os vértices.

Figura 7 - Ilustração dos pontos para cálculo do ângulo cervical.

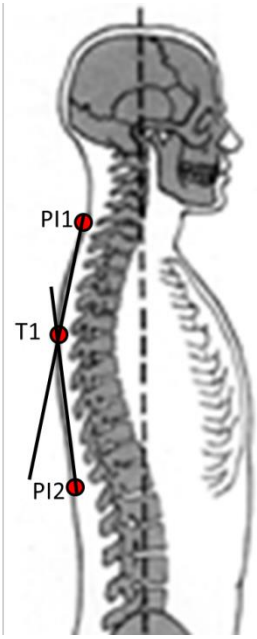


Fonte: KENDALL, MCCREARY e PROVANCE, 2007.

Não foram encontrados, na literatura, os valores preditivos de lordose e hiperlordose cervical, bem como, da retificação (diminuição) da angulação. Sendo assim, os valores coletados servirão para o caso de reavaliação do indivíduo identificando se o paciente apresentou melhora ou piora do quadro tendo como parâmetro o resultado da avaliação anterior.

Ângulo torácico: identificados os pontos da primeira de inflexão no plano sagital (que divide a região cervical da torácica) (PI1), o segundo ponto de inflexão (que divide a cifose torácica da lordose lombar) (PI2) e o ponto de maior concavidade entre os dois pontos citados anteriormente (T1). O ângulo cifótico é obtido a partir da intersecção de retas que partem de PI1 ao ponto PI2, cruzando sobre o ponto de maior profundidade da concavidade (T1), ou seja, o ponto de maior distância em relação à reta que passa sobre os vértices.

Figura 8 - Ilustração dos pontos para cálculo do ângulo torácico.

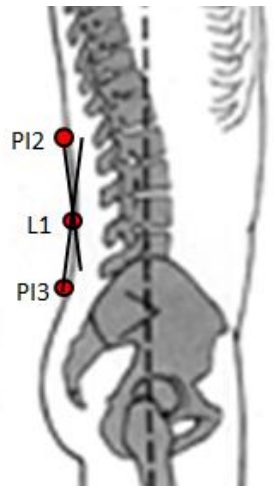


Fonte: KENDALL, MCCREARY e PROVANCE, 2007.

Os valores de referência para normalidade da curvatura cifótica foram os mesmos adotados por Teixeira e Carvalho (2007) que encontrou valores de normalidade dessa curvatura entre 20º a 50º. Já os estudos de Macagno e O'Brien (2006) encontraram valores entre 10º e 40º. Apesar da divergência entre os estudos consideramos os valores de Teixeira e Carvalho (2007) por terem realizado o estudo com a população brasileira. Sendo, então, classificados como uma hiperlordose indivíduos que apresentem valor superior a 50º e retificação da curvatura torácica valores menores que 20º.

Ângulo lombar: identificados os pontos da segunda inflexão (que divide a cifose torácica da lordose lombar) (PI2), o terceiro ponto de inflexão (que divide a região lombar da sacral) (PI3) e o ponto de maior profundidade da concavidade (L1). O ângulo lordótico é obtido a partir da intersecção de retas que partem de PI2 ao ponto PI3, cruzando sobre o ponto de maior profundidade da concavidade (L1), ou seja, o ponto de maior distância em relação à reta que passa sobre os vértices.

Figura 9 - Ilustração dos pontos para cálculo do ângulo lombar.



Fonte: KENDALL, MCCREARY e PROVANCE, 2007.

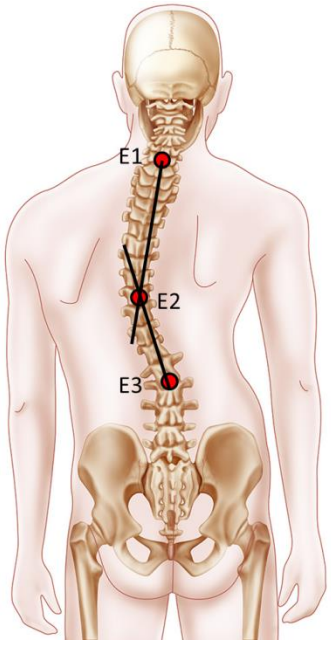
Existe uma grande variabilidade na medida da lordose lombar em indivíduos assintomáticos, com valores entre 33º a 89º (Damasceno et al, 2006). Valores similares também foram encontrados no estudo de Jackson e McManus (1994) 31º a 88º e no estudo de Jackson et al (1998) 41º a 86º.

A avaliação da coluna vertebral no plano frontal tem como objetivo identificar e quantificar a presença de escolioses. Assim analisada, a linha formada pelos pontos de maior profundidade nesse plano. Caso haja a apresentação de alguma curvatura na avaliação desse plano são identificados os pontos de inflexão entre as curvaturas identificando se a escoliose apresenta um ou mais curvaturas.

Para saber a região da escoliose, foram considerados os pontos de inflexão citados anteriormente (PI1; PI2 e PI3). Classificando em cervicotorácica; torácica; toracolombar e lombar.

O ângulo escoliótico é obtido a partir da intersecção de retas que partem do primeiro ponto de inflexão escoliótico (E1) ao segundo ponto de inflexão escoliótico (E3), cruzando sobre o ponto de maior profundidade da concavidade (E2), ou seja, o ponto de maior distância em relação à reta que passa sobre os vértices.

Figura 10 - Ilustração dos pontos para cálculo do ângulo escoliótico.



Fonte: http://globoesporte.globo.com/eu-atleta/saude/noticia/2014/12/curvas-da-colunavertebral-lordose-e-normal-e-escoliose-podepreocupar.htm
Acesso em: 10/03/2017

Através do ângulo de Cobb pode-se classificar as escolioses, sendo que curvaturas até 10º são consideradas normais, em escolares deve ser considerada como propensos à progressão. Já caracterizando como escolioses de fato são aquelas com ângulo de Cobb igual ou acima de 11º (DÖHNERT e TOMASI, 2008).

4.1.2 Avaliação dos membros inferiores

Para quantificar os graus de varo ou valgo do joelho realiza-se a medição do ângulo “Q”, também denominado de ângulo quadricipital. Trata-se do ângulo formado entre as retas que vêm da espinha ilíaca anterossuperior até o centro da patela com a linha que vai da tuberosidade da tíbia também ao centro da patela (INSALL, FALVO e WISE, 1976; PALMER e EPLER, 2000; HERTLING e KESSLER, 2009).

Já na vista em perfil (plano sagital), o joelho pode se apresentar em posição normal, em recurvatum ou em flexo. Na postura normal (sem desequilíbrio) não há

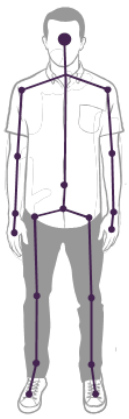
nenhuma angulação entre os vértices do quadril e da perna, ou seja, 0º. Posição a qual identifica o comprimento máximo do membro inferior (KAPADJI, 2012).

Para a avaliação dos membros inferiores foi utilizado o rastreador esquelético que possui uma alta precisão de acordo com Han et al (2013).

Através da captura do esqueleto humano são analisados os ângulos formados pelos eixos articulares do quadril e joelho. Calculando assim, os valores angulares de flexão e hiperextensão do quadril; valgo e varo, hiperextendido e fletido do joelho.

A aplicação proposta traz vantagens em relação aos modelos existentes pois garantirá uma boa fidedignidade, reprodutibilidade, possibilitará uma correlaçãoentre diferentes sessões (permitindo o acompanhamento de mudanças posturais em diferentes sessões), não necessita de marcação de pontos e corrige a falha da falta de padronização de pontos.

Figura 11 - Método de rastreamento esquelético (skeletal tracking), modelo articular.



Fonte: https://msdn.microsoft.com/enus/library/hh973074.asp
Acesso em: 23/02/2017.

Quadril: vértice formado pelas retas do tronco e da coxa no plano sagital.

Joelho: vértice formado pelas retas da coxa e da perna, nos planos sagital e frontal. Sendo no primeiro avaliar os ângulos flexo e recurvatum, no segundo os ângulos valgo e varo.

Na vista anterior e na posterior (ou seja, no plano frontal) o joelho apresenta o caracterizado valgo fisiológico: ângulo obtuso, aberto para dentro, de 170º -175º. Caso um indivíduo possua uma alteração desse ângulo, poderá apresentar um geno valgo ou geno varo (KAPANDJI, 2012).

- Geno valgo: quando o ângulo valgo se “fecha”. Representado pela diminuição do ângulo obtuso (exacerbação do valgo), ou seja, <170º (KAPANDJI, 2012). No entanto, devido às diferenças da pelve feminina da masculina, é aceito um valor fisiológico maior para mulheres do que para os homens. Sendo assim, é aceito valores de 10º a 15º para os homens e 15º a 20º para as mulheres (KOLOWICH, PAULOS e ROSENBERG, 1990; PALMER e EPLER, 2000).

- Geno varo: ocorre quando a tuberosidade da tíbia e a incisura intercondilar se deslocam para fora. Representado pela inversão do ângulo obtuso (>175º), ou seja, o oposto do valgismo (SACCO e TANAKA, 2008; KAPANDJI, 2012).

- Geno recurvatum: quando o joelho está posicionado em uma extensão além da posição de referência, em hiperextensão. É aceito entre 5º a10º de hiperextensão, valores maior que esses são considerado como um geno recurvatum (NORKIN e LEVANGIE, 2001; NEUMANN, 2006; NGUYEN e SHULTZ, 2007; KAPADJI, 2012).

- Geno flexo: trata-se do inverso do recurvatum, quando o joelho está posicionado em uma flexão além da posição de referência. É aceito valor de até 5º de flexão, maior que esse valor caracteriza-se com geno flexo.

Para a identificação do ângulo do retropé é realizada a malha tridimensional do segmento, na vista posterior, identificando o ponto médio entre os maléolos, sendo este ponto identificado como o vértice do ângulo a ser estudado. Os eixos serão determinados da seguinte forma:

- Ao longo do terço inferior da tíbia: localizando o ponto médio entra a massa muscular do músculo tríceps sural.

- Calcâneo: acompanhando o alinhamento do osso calcâneo.

Valores de referência:

- Normal: 180º com variação de ±5º.

- Calcâneo valgo: quando o ângulo valgo se “fecha”. Representado pela diminuição do ângulo obtuso (exacerbação do valgo), ou seja, <175º.

- Calcâneo varo: Representado pela inversão do ângulo obtuso (>185º), ou seja, o oposto do valgismo.

O modelo de avaliação do retropé também trará as mesmas vantagens da avaliação dos joelhos. Garantindo a correção das limitações apresentadas por diversos autores dos métodos fotogramétricos existes.

4.2 Sistema especialista baseado em regras

Para a criação do modelo computacional baseado em conhecimento, foi escolhido o formalismo muito utilizado pelos sistemas especialistas baseados em regras. De acordo com *Luger* (2013), trata-se de uma representação de conhecimento amplamente utilizada em sistemas especialistas práticos e experimentais, caracterizados pela representação do conhecimento para resolver o problema como regras “se... então”. Será apresentada a seguir a base de conhecimento representada em regras para o auxílio do especialista na formação dos laudos posturais.

4.2.1Coluna vertebral

Se o ângulo lombar no plano frontal estiver >30º e <90º, então o segmento lombar está dentro da normalidade.

Se o ângulo lombar for >89º, então há uma hiperlordose lombar. Se há uma hiperlordose lombar então haverá encurtamento da cadeia posterior e alongamento de cadeia anterior, associado a fraqueza da musculatura abdnominal e encurtamento dos músculos iliopsoas.

Se o ângulo lombar for <30º, então há uma retificação da curvatura lombar. Se há uma retificação da lordose lombar então haverá encurtamento dos músculos reto do abdome e isquiotibiais.

Se o ângulo torácico no plano frontal estiver >19º e <50º, então o segmento lombar está dentro da normalidade.

Se o ângulo torácico for >50º, então haverá uma hipercifose torácica. Se há uma hipercifose torácica, então encurtamento da cadeia anterior e alongamento da cadeia posterior.

Se o ângulo torácico for <20º, então haverá uma retificação da cifose torácica. Se há uma retificação da cifose torácica, então haverá alongamento dos músculos abdominais e encurtamento dos músculos eretores paravertebrais.

Para o segmento cervical não foram apresentados valores de referência, conforme justificado na seção anterior. Sendo assim, o valor da curvatura da lordose cervical deverá ser registrado para comparação em uma reavaliação,

Se houve diminuição do ângulo sagital para o lado esquerdo ao nível da cifose torácica, então haverá uma escoliose torácica à direita. Se há uma escoliose torácica a direita, então haverá: encurtamento dos músculos inclinadores para o lado esquerdo; encurtamento dos extensores bilateralmente sendo mais evidente do lado esquerdo e encurtamento dos rotadores do lado direito. Se a inclinação for menor que 10º, então classifica-se como uma escoliose funcional. Se a inclinação for entre 10 e 20º então classifica-se como escoliose leve. Se a inclinação for entre 20 e 40º , então classifica-se como escoliose moderada. Se a inclinação for >40º classifica-se como escoliose grave.

Se houve diminuição do ângulo sagital para o lado direito ao nível da cifose torácica, então haverá uma escoliose torácica à esquerda. Se há uma escoliose torácica a esquerda, então haverá: encurtamento dos músculos inclinadores para o lado direito; encurtamento dos extensores bilateralmente sendo mais evidente do lado direito e encurtamento dos rotadores do lado esquerdo. Se a inclinação for menor que 10º, então classifica-se como uma escoliose funcional. Se a inclinação for

entre 10º e 20º então classifica-se como escoliose leve. Se a inclinação for entre 20º e 40º, então classifica-se como escoliose moderada. Se a inclinação for >40º classifica-se como escoliose grave.

Se houve diminuição do ângulo sagital ao nível da lordose cervical e cifose torácica simultaneamente e para o mesmo lado direto, então haverá uma escoliose cervicotorácica para a esquerda. Se há uma escoliose cervicotorácica a esquerda, então haverá: encurtamento dos músculos inclinadores para o lado direito; encurtamento dos extensores bilateralmente sendo mais evidente do lado direito e encurtamento dos rotadores do lado esquerdo. Se a inclinação for menor que 10º, então classifica-se como uma escoliose funcional. Se a inclinação for entre 10º e 20º então classifica-se como escoliose leve. Se a inclinação for entre 20º e 40º, então classifica-se como escoliose moderada. Se a inclinação for >40º classifica-se como escoliose grave.

Se houve diminuição do ângulo sagital ao nível da lordose cervical e cifose torácica simultaneamente e para o mesmo lado esquerdo, então haverá uma escoliose cervicotorácica para a direita. Se há uma escoliose cervicotorácica a direita, então haverá: encurtamento dos músculos inclinadores para o lado esquerdo; encurtamento dos extensores bilateralmente sendo mais evidente do lado esquerdo e encurtamento dos rotadores do lado direito. Se a inclinação for menor que 10º, então classifica-se como uma escoliose funcional. Se a inclinação for entre 10º e 20º então classifica-se como escoliose leve. Se a inclinação for entre 20º e 40º , então classifica-se como escoliose moderada. Se a inclinação for >40º classifica-se como escoliose grave.

4.2.2 Membros inferiores

Se o joelho apresentar algum grau de flexão (>5º), então haverá um geno flexo. Bem como, haverá uma diminuição do ângulo tibiotársico. Se houver geno flexo, então haverá encurtamento dos músculos isquiotibiais.

Se o joelho apresentar hiperextensão, ou seja, ângulo negativo (<180º), então haverá um geno recurvado. Bem como, haverá um aumento do ângulo tibiotársico.

Se há um geno recurvado, então haverá um encurtamento do músculo quadríceps femoral.

Se o joelho apresenta um ângulo obtuso, aberto para dentro, de 170-175º, então encontra-se dentro da normalidade.

Se o joelho apresenta diminuição do ângulo obtuso (exacerbação do valgo), ou seja, <170º, então haverá um geno valgo. Se há um geno valgo, então haverá retração do trato iliotibial e das estruturas laterais da articulação do joelho; anteversão femoral; estruturas mediais da articulação do joelho alongadas; compressão lateral da articulação do joelho; pronação do pé.

Se o joelho apresenta aumento do ângulo obtuso (exacerbação do varo), ou seja, >175º, então haverá um geno varo. Se há um geno varo, então retração dos músculos rotadores mediais no quadril com hiperextensão dos joelhos, encurtamento do músculo quadríceps e dos músculos eversores do pé; compressão das estruturas articulares mediais; retroversão femoral; músculos rotadores laterais do quadril, poplíteo e tibial posterior alongados.

Se o calcâneo apresenta diminuição do ângulo obtuso (exacerbação do valgo) - ou seja, <175º - então haverá um calcâneo valgo. Se há um calcâneo valgo, então haverá retração dos músculos eversores e das estruturas laterais da articulação do tornozelo.

Se o calcâneo apresenta aumento do ângulo obtuso (exacerbação do varo) - ou seja >185º - então haverá um calcâneo varo. Se há um calcâneo varo, então haverá encurtamento dos músculos inversores do tornozelo e estruturas mediais.

4.3 Implementação para avaliação de parte do modelo proposto (avaliando o ângulo q)

4.3.1 Metodologia

Trata-se de um recorte de um estudo transversal retrospectivo aprovado pelo comitê de ética em pesquisa local sob o protocolo de número 45665415.0.0000.5641, de 26 de maio de 2015. Foi utilizada apenas a avaliação dos

membros inferiores (ângulo Q) para verificar a confiabilidade paralela da fotogrametria computadorizada, utilizando o software *Corel Draw®* v.12, em relação ao modelo implementado nesse estudo para ângulo Q dos joelhos.

Foram estudados dez voluntários de ambos os sexos (cinco homens e cinco mulheres), com um total de 20 membros inferiores. Os critérios de inclusão foram pacientes internados que seriam submetidos à cirurgia cardíaca por esternotomia, maiores de 18 anos de vida, de ambos os sexos, que após o esclarecimento dos procedimentos, bem como seus objetivos, assinaram o Termo de Consentimento Livre e Esclarecido (TCLE), conforme resolução 196/96 do Conselho Nacional de Saúde. Foram excluídos aqueles que realizaram cirurgias de emergências, pacientes que apresentaram instabilidade hemodinâmica no pré-operatório e que foram a óbito.

Todos os sujeitos responderam a um questionário inicial, no qual constavam dados pessoais (nome, idade, telefones para contato, sexo e profissão) e perguntas a respeito dos critérios de exclusão já mencionados. Realizaram-se a medida de massa corporal e estatura dos indivíduos.

Em seguida foi realizada a fotogrametria computadorizada, para tal foi utilizado o *Kinect for Windows Software Development Kit* (SDK) 2.0 que disponibiliza a ferramenta *Microsoft Kinect Studio®*, para gravar as avaliações, com suas devidas configurações. Sendo utilizado os seguintes materiais:

- Computador: *Windows* 10; processador 64*bit* (x64), *dualcore* 3,1 GHz; 4 GB Memoria *RAM*; USB 3.0; placa gráfica que suporta *DirectX* versão 11;

- Câmera *Kinect One®;*

- Tripé: com medida de altura de um metro.

A escolha da câmera *Kinect* one se deu, pois, de acordo com Stoyanov et al (2011), este sensor é muito eficaz em ambientes de curto alcance (distância <3,5 metros), bem como, pode ser uma escolha melhor do que as câmeras TOF em ambientes de curto alcance, por ter melhor acurácia de medição e por possuir menor custo.

Bem como, quando comparado com outros métodos de medição tridimensional o *Kinect one®* se apresentou com ótima precisão de acordo com os estudos de Smisek, Jancosek e Pajdla (2011) e Stoyanov et al (2011).

Para garantir uma melhor qualidade na captura dos dados - proporcionando o melhor rastreamento do corpo - fez-se necessário obedecer a um bom controle de iluminação, evitando expor o sensor à luz solar direta. Dessa forma, as avaliações foram realizadas em um ambiente com boa iluminação artificial – evitando assim, formação de sombras e fundo monocromático – com ausência de objetos ao redor.

Em relação à altura, o sensor foi posicionado entre 0.9 e 1.0 metro do chão para se obter o melhor desempenho da câmera *Kinect one®* utilizando um tripé.

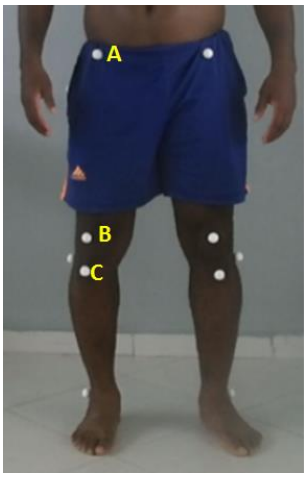
Quanto a distância do sensor ao avaliado foi realizada com 2.0 a 2.50 metros, garantindo uma boa qualidade das imagens e captura do corpo inteiro.

Com o avaliado preparado para iniciar a avaliação (minimamente vestido), foi solicitado ao mesmo que ficasse na região demarcada (a 2,5m da câmera) adotando a postura bípede de maneira confortável. Sendo solicitado, nos primeiros momentos, que o avaliado fizesse algum movimento, como levantar os braços, para que seja identificado pelos sensores e o esqueleto possa ser calibrado.

A partir desse momento foi feito o registro de imagem utilizando a câmera *Kinect One*® na posição frontal anterior.

A medida do ângulo do Q para o cálculo fotogramétrico do software Corel Draw v. 12, foi utilizado os pontos anatômicos: espinha ilíaca anterossuperior; centro da patela e tuberosidade tibial. Traçando o ângulo formado entre as retas que vêm da espinha ilíaca anterossuperior (A) até o centro da patela (B) com a linha que vai da tuberosidade da tíbia (C) também ao centro da patela.

Figura 12 - Pontos anatômicos utilizados na avaliação fotogramétrica do software Corel Draw: A- espinha ilíaca anterossuperior; B- centro da patela e C- tuberosidade da tíbia.



Fonte: próprios pesquisadores.

Para as medidas do modelo apresentado nesse estudo foram implementados os algoritmos para avaliação dos joelhos que previamente aos cálculos foram realizados alguns ajustes, em relação à avaliação no plano frontal.

Os pontos na altura do quadril, quando o esqueleto é criado, são apresentados abaixo da crista ilíaca, então antes de executar os algoritmos que quantificam os membros é feita uma translação dos pontos da base da espinha e do quadril.

O protótipo foi implementado utilizando, como ambiente de desenvolvimento, o Visual Studio (versão 2012/2013/2015) juntamente os SDK fornecidos pela Microsoft para processar as imagens capturadas, com o auxílio de bibliotecas fornecidas na linguagem C#, que fazem integração com as ferramentas do *Kinect*®.

Tomado o módulo distância entre a posição Y do pescoço e a base da espinha (Neck e SpineBase respectivamente), e dividindo-a por cinco, é gerado um coeficiente que somado a SpineBase, HipLeft e HipRight eleva a pelve, fazendo esses pontos chegarem próximos à altura da crista ilíaca.

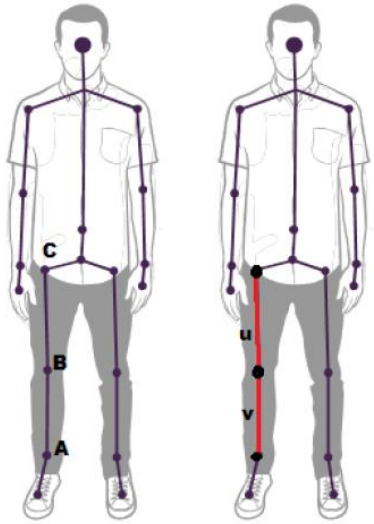
Para a posição X é usada o módulo da distância dos pontos do pulso e do quadril, tanto da posição esquerda como direita, (WristLesft, WristRight, HipLeft, HipRight) e, em seguida, essa distância é dividida por três, gerando assim um coeficiente que é adicionado somente aos pontos HipLeft e HipRight, deixando-os assim mais centralizados em relação a cada perna.

```
private void updateJoint(Body body)
       {
           float distance = Neck.Position.Y - SpineBase.Position.Y;
           distance /= 5;

           AuxHipLeft = HipLeft;
           float distancia = WristLeft.Position.X - HipLeft.Position.X;
           distancia = distancia / 3;
           AuxHipLeft.Position.X += distancia;
           HipLeft = AuxHipLeft;

           AuxHipRight = HipRight;
           distancia = WristRight.Position.X - HipRight.Position.X;
           distancia = distancia / 3;
           AuxHipRight.Position.X += distancia;
           HipRight= AuxHipRight;

           SpineBase.Position.Y += distance;
           HipLeft.Position.Y += distance;
           HipRight.Position.Y += distance;
}
```

Depois desses ajustes, utilizando os pontos do tornozelo, joelho e quadril (A, B e C respectivamente), são criadas dois vetores, u = B - A e v = B - C, que são normalizadas, obtendo comprimento unitário de cada.

Calculando o arco cosseno do produto vetorial de u com v, dividido pela norma de u vezes a norma de v, encontramos o ângulo desejado que é sempre menor que 180º. E precisamos confirmar se o que foi encontrado se refere ao ângulo interno ou externo do membro analisado, então é feito o produto vetorial de u com v, que nos dá um vetor ortogonal a eles w = u x v.

Figura 13 - Vértices e eixo utilizados para cálculos do ângulo Q. Pontos do quadril, joelho e tornozelo usados para criar os vetores u e v.

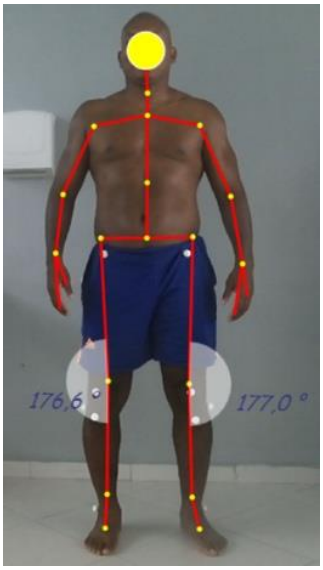


Fonte: https://msdn.microsoft.com/enus/library/hh973074.aspx

Se, para os membros do lado esquerdo do corpo, a coordenada z pertencente a w for menor que 0, o ângulo externo que procuramos é representado por 360º menos o mesmo. Para o lado direito do corpo, é o oposto. Se a coordenada for maior que 0, então representamos por 360º menos o ângulo.

```
public static double Angle(this Point3D center, Point3D start, Point3D end)


{
double angle = 0;
      Vector3D u = center - start;
            Vector3D v = center - end;
            double angleAux = Vector3D.DotProduct(u, v) / (u.Length *
v.Length);
            angle = Math.Acos(angleAux)*180/Math.PI;

Vector3D normal = Vector3D.CrossProduct(u, v);
            if (normal.Z > 0.0)
      {
                  angle = 360.0 - angle;
            }
            return angle;
}
```

Figura 14. Exemplo do resultado da implementação do modelo proposto para avaliação do ângulo Q do joelhos.



Fonte: dos próprios pesquisadores.

Após a coleta, organização e verificação da normalidade dos dados pelo teste de aderência de Shapiro Wilks, as variáveis calculadas foram comparadas entre os métodos por meio do teste T student para as medidas realizadas. Para a realização dos cálculos estatísticos, foi utilizado o software JASP versão 0.7.5 (LOVE et al, 2015).

4.3.2 Resultados

Os dez sujeitos avaliados (cinco homens e cinco mulheres) apresentaram idade média de 60,4 ±6,86 anos, massa corporal média de 74,72 ± 13,45 kg e estatura média de 171,1 ± 8,1 cm.

De acordo com os valores da média e desvio padrão, observa-se que o método aplicado pelo *Corel Draw®* apresenta um desvio padrão maior do que o modelo implementado. Demonstrando que o modelo implementado tem uma margem de erro menor em relação ao *Corel draw®*.

Tabela 2 - Médias, desvios-padrão das variáveis angulares do ângulo Q direito e esquerdo medidas pelos dois métodos de avaliação.

	N	Média	Desvio Padrão	SE
Joelho esquerdo *Corel Draw®*	10	173.4	6.498	2.055
Joelho esquerdo modelo implementado	10	175.6	3.527	1.115
Joelho direito *Corel Draw®*	10	173.8	6.346	2.007
Joelho direito modelo implementado	10	176.4	2.254	0.713

De acordo com os resultados do teste de aderência de Shapiro Wilk, observa-se que não houve diferença significativa dos resultados apresentados pelos dois métodos: tanto para o joelho direito quanto para o esquerdo. Evidenciando que o modelo é tão eficaz quanto ao software comparado.

Tabela 3 - Verificação da normalidade dos dados pelo teste de aderência de Shapiro Wilk.

		W	p
Joelho esquerdo *Corel Draw®*	- Joelho esquerdo modelo implementado	0.945	0.612
Joelho direito *Corel Draw®*	- Joelho direito modelo implementado	0.902	0.229

A diferença entre os valores da avaliação do joelho esquerdo *Corel Draw®* e com a do modelo implementado -2.245 (IC95% -6.225; 1.735), com efeito pequeno (d= -0.404). O teste t [t(9)= -1.276, p=0.234] indicou que não existe diferença significativa entre os valores apresentados pela avaliação realizada pelo *Corel Draw®* e o modelo implementado. Da mesma forma para o joelho direito: diferença entre valores -2.657 (IC95% -7.294; 1.980); d= -0,410 e o teste t [t(9)= -1.296, p=0.227]. Não havendo diferença significativa dos resultados entre os modelos testados.

Tabela 4 - Comparação das variáveis calculadas entre os métodos por meio do teste T student dependente emparelhado para as medidas realizadas.

							Intervalo de confiança 95%	
		t	df	p	Mean Difference	SE Difference	Cohen's d	menor	maior
Joelho E - *Corel Draw®*	Joelho E - implementação	1.276	9	0.234	-2.245	1.759	-0.404	-6.225	1.735
Joelho D - *Corel Draw®*	Joelho D - implementação	1.296	9	0.227	-2.657	2.050	-0.410	-7.294	1.980

Note. Student's T-Test.

4.3.3 Discussão

Partindo dos resultados encontrados, foi possível observar que a fotogrametria computadorizada pelos dois métodos (modelo apresentado e Corel draw) apresentaram-se bastante semelhantes para a avaliação do ângulo Q. No entanto, nota-se que o modelo proposto se torna mais atraente, ao observar que resolve alguns dos problemas encontrados na realização das avaliações fotogramétricas utilizadas atualmente.

Ferreira et al (2010) apresenta como limitação dos métodos fotogramétricos o uso de marcação de pontos. O modelo proposto parece ter resolvido o problema da marcação de pontos, pois não realiza nenhuma marcação de pontos para a avaliação. A marcação de pontos envolve mão de obra especializada, pois exige uma grande acurácia na marcação dos pontos anatômicos pelo profissional que realizará a avaliação.

Ainda sobre a marcação de pontos anatômicos, Glaner et al (2012) ressalta a falta de padronização desses pontos. Bem como, existe a possibilidade de falha na precisão da remarcação dos pontos numa reavaliação. Os métodos fotogramétricos não são o melhor método para acompanhamento da evolução da postura no decorrer do tratamento, pois apresenta baixa repetibilidade de vários ângulos utilizados, (IUNES et al, 2009).

Com relação a mensuração do ângulo Q, Greene et al (2001) encontraram uma baixa confiabilidade (ICC entre 0,14 e 0,37) intra e interexaminadores da medida clínica desse ângulo.

Sacco et al (2007) ao verificarem a confiabilidade paralela da fotogrametria computadorizada em relação à goniometria para quatro ângulos nos membros inferiores, identificou que o ângulo Q foi significativamente diferente entre a goniometria e os dois softwares usados na fotogrametria. Concluem que os resultados não satisfatórios encontrados se devem ao fato de que, para esse ângulo, os aspectos anatômicos do corpo humano dificultam a avaliação do método tradicional.

Outro aspecto é que a mensuração do ângulo Q envolve postura de, pelo menos, três complexos articulares (pelve, quadril, femuropatelar e femurotibial) somando entre si quase uma dezena de graus de liberdade. Sendo assim, alterações em cada grau de liberdade desses três complexos articulares (pelve, quadril e joelho) podem alterar a medida do ângulo Q tanto na goniometria quanto na fotogrametria (SACCO et al, 2007). Reforçando, assim, a necessidade de uma avaliação tridimensional, sem marcação de pontos e minimizando as limitações com uso de ferramentas computacional que possa auxiliar o especialista na velocidade, precisão e quantificação durante o processo de avaliação de seus pacientes/clientes.

Herrington e Nester (2004) levantaram a discussão de que a lateralização da patela pode alterar (para menos) as medidas do ângulo Q. Nesse caso, eles propõem de se medir a orientação médio-lateral da patela para melhorar a confiabilidade e aplicabilidade clínica dessa medida. Tal fato também reforça a

necessidade da implementação de um sistema de avaliação tridimensional para correção de tais erros.

Com relação à operação dos softwares, observa-se outro fator desvantagem dos demais métodos fotogramétricos ao modelo apresentado, pois no modelo proposto não é necessária mão de obra especializada para operação de softwares (corel draw; auto cad).

Glaner et al (2012) apontam uma boa fidedignidade em análises derivadas de uma única captura fotográfica. No entanto, a fotogrametria apresenta baixa à moderada objetividade, tornando deficitária sua utilização por diferentes avaliadores em ambiente clínico. Conforme complementa Iunes et al (2005), a fotogrametria não é um bom método para o acompanhamento de mudanças posturais devido à sua baixa correlação entre medidas de diferentes sessões.

O modelo proposto tende a resolver essa limitação, pois a identificação dos pontos anatômicos e os cálculos dos mesmos se dá por ação computacional. Conforme complementa Obdrzalek et al (2012), a combinação das câmeras de alta resolução e infravermelho têm um potencial significativo como uma alternativa de baixo custo para captura de movimento em tempo real e rastreamento de corpo em aplicações de saúde. A precisão da estimativa conjunta é comparável com métodos de captura de movimento com marcadores no corpo em posições mais controladas (por exemplo, de pé e exercitar os braços).

Por apresentar apenas o valor do ângulo, os softwares existentes deixam a desejar quanto ao significado das medidas angulares utilizadas, conforme critica Glaner et al (2012). O modelo proposto, além do dado do ângulo medido, concede a informação: descreve o que causa a alteração da medida e facilita, assim, a ação do especialista.

5. CONCLUSÃO

A importância de realizar um diagnóstico focado em um modelo estrutural (o qual tem como eixo central entender a causa do problema) e não se deter a um diagnóstico baseado apenas em identificar sintomas apresentados pelo paciente é algo pertinente na atuação fisioterapêutica.

Esta dissertação de mestrado é o ponto de partida de um trabalho com o intuito de desenvolver uma ferramenta computacional com baixo custo e fácil manuseio. E, assim, alicerçou-se no conhecimento para facilitar a ação especialista do fisioterapeuta na avaliação cineticofuncional, tomando como base o modelo estrutural.

Para tal, esse estudo inicial mostrou que o modelo proposto resolve parte das limitações que as atuais ferramentas computacionais para a avaliação biofotogramétrica apresentam.

O modelo proposto neste estudo se baseou na utilização da combinação das câmeras de alta definição e infravermelho para capturar a topografia do corpo humano, realizando a construção tridimensional e identificando a forma e estruturas do copo humano, bem como, foi utilizado o rastreamento esquelético a fim de localizar as articulações do corpo humano.

Com a captura e processamento das imagens, foi permitida a identificação das assimetrias dos segmentos corporais de forma quantitativa.

Também, utilizou-se do formalismo baseado em regras para a construção dos laudos pelo modelo computacional baseado em conhecimento. Tornando, dessa forma, um dado quantitativo em informação, ou seja, os laudos passam a ser fornecidos pelo modelo estrutural – explicando a causa do desequilíbrio postural.

A implementação realizada para avaliação dos joelhos, demonstrou que é possível resolver as limitações quanto a marcação de pontos; quanto ao tempo de realização do procedimento; quanto ao processo de reavaliação; quanto ao aspecto de o paciente ser avaliado por diferentes avaliadores; quanto ao baixo custo e fácil manuseio.

Ainda sobre a implementação e testes realizados, observou-se que o modelo proposto se mostrou tão eficaz quanto um dos métodos mais utilizados atualmente. Apresentando assim, menor índice de desvio padrão e resultados semelhantes com alto nível de significância para análise do ângulo Q.

Outrossim, fazem-se necessários estudos com o modelo proposto e sua implementação para avaliação dos demais segmentos corporais e comparando com outros métodos fotogramétricos.

REFERÊNCIAS

ADARSH, S.; ASHA, S. Human Action Recognition Using Joint Positions from Depth Videos. **International Journal of Engineering and Advanced Technology (IJEAT).** Vol. 4, n. 5, june 2015.

American Academy of Orthopedic Surgeons: Posture and its relationship to orthopaedic disabilities. A report of the Posture Committee of the American Academy of Orthopedic Surgeons 1947.

ANH-DUNG, N.; SHULTZ, S.J. Sex Differences in Clinical Measures of Lower Extremity Alignment. **Journal of Orthopaedic & Sports Physical Therapy.** Vol. 37, n. 7, p. 389-398, 2007.

ARDOCKI. R.J.; WATKINS, R.G.; WILLIAMS, L.A. Measurements of lumbopelvic lordosis using the pelvic radius technique as it correlates with sagittal spinal balance and sacral translation. **Spine J**.Vol. 2, n. 6, p. 421-429, 2002.

BRYAN, J.M.; MOSNER, E.; SHIPPEE, R.; STULL, M.A. Investigation of the validity of postural evaluation skills in assessing lumbar lordosis using photographs of clothed subjects. **J Orthop Sports Phys Ther.** Vol. 12, n. 1, p. 24-29, 1990.

BUDIU, J.S.; MURRAY, D.; FINOCCHIO, M. “Parallelizing the training of the Kinect body parts labeling algorithm,” in Proc. **Workshop Big Learn., Algorithms, Syst. Tools Learn. Scale**. p. 6–12, 2011.

BURKE, T.N. **Desenvolvimento de um sistema para avaliação dos desvios da coluna vertebral em três dimensões- Spine3D** [online]. São Paulo : Faculdade de Medicina, Universidade de São Paulo, 2013. Tese de Doutorado em Fisiopatologia Experimental. [acesso 2015-08-30]. Disponível em: <http://www.teses.usp.br/teses/disponiveis/5/5160/tde-02082013-153241/>.

CAINE, M.P.; MCCONNELL, A.K.E.; TAYLOR, D. Assessment of spinal curvature: an evaluation of the flexicurve and associated means of analysis. **Int Journ Rehab Resear.**;Vol, 19, p. 271-278, 1996.

CARADONNA, D.; ALVES, F.A. Posturologia A.T.M.: oclusão e postura. **Jornal Brasileiro de Ortodontia e Ortopedia Maxilar**. Vol. 2, n. 12, p. 7-13, 1997.

CHEN, L.; WEI, H.; FERRYMAN, J. "A Survey of Human Motion Analysis Using Depth Imagery," **In Pattern Recognition Letters**, Vol. 34, Issue 15, p. 1995–2006, November, 2013.

CHEN, Y.L. Vertebral centroid measurement of lumbar lordoses compared with the Cobb technique. **Spine**. Vol. 24, p. 1786–1790, 1999.

CONTRADIOPOULOS, A.P.; CHAMPAGNE, F.; LOUISE DENIS, J.; POTVIN, L.D. **Saber preparar uma pesquisa.** São Paulo: hucitec, 1997.

DAMASCENO, L.H.F.; CATARIN, S.R.G.; CAMPOS, A.D.; DAFENI, H.L.A. Lumbar lordosis: a study of angle values and of vertebral bodies and intervertebral discs role. **Acta Ortop Bras.** Vol. 14, n. 4, p. 193-98, 2006.

DENTON, T. E.; RANDALL, F. M.; DEINLEN, D. A. The use of instant moiré photographs to reduce exposure from scoliosis radiographs. **Spine**, v. 17, n. 5, p. 509, 1992.

.

DIEGO-MAS, J.A.; ALCAIDE-MARZAL, J.. Using Kinect sensor in observational methods for assessing postures at work. **Applied Ergonomics.** Valencia, p. 976-985, jul. 2014. Disponível em: <http://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S0003687013002676>. Acesso em: 02 dez. 2014.

DÖHNERT, M,B.; TOMASI, E. Validity of computed photogrammetry for detecting idiopathic scoliosis in adolescentes. **Rev Bras Fisioter.** Vol. 12; n. 4; p. 290-297, 2008.

DÖHNERT, M.B.; TOMASI, E. Validity of computed photogrammetry for detecting idiopathic scoliosis in adolescentes. **Rev Bras Fisioter**. Vol. 12, n. 4, p. 290-297, jul./ago. 2008.

DUNK, N.M.; CHUNG, Y.Y.; COMPTON, D.S.; CALLAGHAN, J.P. The reliability of quantifying upright standing postures as a baseline diagnostic clinical tool. **J Manipulative Physiol Ther**. Vol. 27, n. 2, p. 91-96, 2004.

DUTTA, T. Evaluation of the Kinect sensor for 3-D kinematic measurement in the workplace. **Appl. Ergonom.**, vol. 43, n. 4, p. 645–649, Jul, 2012.

ESTIGONI, E. H.; MARQUES, J. L. B. System for Postural Analysis based on Digital Image Processing and 3D Reconstruction. **In: Proceedings of IFMBE (International Federation for Medical and Biological Engineering)**, Prague - Czech Republic, v. 2005, n. 11, p. 1-5, 2005.

FEDORAK, C.; ASHWORTH, N.; MARSHALL, J.; PAULL, H. Reliability of the visual assessment of cervical and lumbar lordosis: how good are we? **Spine**. Vol. 28, n 16, p. 1857-1859, 2003.

FERRARIO, V.F.; SFORZA, C.; MIANI JR, A.; BARBINI, E. New telivisión technique for natural head and body posture análisis. **The Journal of Craniomand. Pratice,** v. 13, n. 4, p. 247-55, 1995.

FERREIRA, D. M. A. **Estudo clínico da mensuração da gibosidade e suas correlações com medidas radiológicas na escoliose idiopática**. 1999. Dissertação (Mestrado em Bioengenharia) - Bioengenharia, Universidade de São Paulo, Ribeirão Preto, 1999. Disponível em: <http://www.teses.usp.br/teses/disponiveis/82/82131/tde-08112001-144444/>. Acesso em: 2015-08-05

FERREIRA, D.M.A.; DEFINO H.L.A. Avaliação quantitativa da escoliose idiopática: concordância das mensurações da gibosidade e correlações com medidas radiológicas. **Rev Bras Fisioter**. Vol. 5, n. 2, p 73-86, 2001.

FERREIRA, E.A.G. **Postura e controle postural: desenvolvimento e aplicação de método quantitativo de avaliação postural**. 2005. Tese (Doutorado em Fisiopatologia Experimental) - Faculdade de Medicina, Universidade de São Paulo, São Paulo, 2006. doi:10.11606/T.5.2006.tde-20092006-142252. Acesso em: 2017-04-06.

FERREIRA, E.A.G.; DUARTE, M.; MALDONADO, E.P.; BURKEL, T.N.; MARQUES, A.P. Postural assessment software (PAS/SAPO): validation and reliabiliy. **Clinics,** vol.65, no.7, São Paulo, 2010

FERRONATO, A.; CANDOTTI, C.T.; SILVEIRA, R.P. A incidência de alterações no equilíbrio estático da cintura escapular em crianças entre 7 e 14 anos. **Rev. Mov**. Vol. 5, n. 9, p. 24-30, 1998.

GALNA, B. et al. Accuracy of the Microsoft Kinect sensor for measuring movement in people with Parkinson's disease. **Gait & Posture.** Newcastle Upon Tyne, p. 1062-1068. maio 2014. Disponível em: <http://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S0966636214000241>. Acesso em: 02 dez. 2014.

GANGNET, N.; POMERO, V.; DUMAS, R.; SKALLI, W.; VITAL, J.M. Variability of the spine and pelvis location with respect to the gravity line: a threedimensional stereoradiographic study using a force platform. **Surg Radiol Anat.** Vol. 25, n 5-6, p. 424-433, 2003.

GIGLIO, C.A.; VOLPON, J.B. Development and evaluation of thoracic kyphosis and lumbar lordosis during growth. **J Child Orthop**. Vol. 1, n. 3, p 187-193, 2007.

GIRSHICK, R.; SHOTTON, J.; KOHLI, P.; CRIMINISI, A.; FITZGIBBON, A. “Efficient regression of general-activity human poses from depth images,” **in Proc. ICCV**, p. 415–422, 2011.

GLANER, M.F.; MOTA, Y.L.; VIANA, A.C.R.; SANTOS, M.C. Photogrammetry: Reliability and lack of objectivity in posture evaluation. **Motricidade**. vol. 8, n. 1, p. 78-85, 2012.

GREENE, C.C.; EDWARDS, T.B.; WADE, M.R.; CARSON, E.W. Reliability ofthe quadriceps angle measurement. **Am J Knee Surg**. Vol. 14, n. 2, p. 97-103, 2001.

HAN, J.; SHOO, L.; XU, D.; SHOTTON, J. Enhanced Computer Vision with Microsoft Kinect Sensor: A Review. IEEE Trans. **Cybern**. V. 43, p. 1318–1334, 2013.

HARRISON, D.E.; HARRISON, D.D.; CAILLIET, R.; JANIK, T.J.; HOLLAND, B. Radiographic analysis of lumbar lordosis: centroid, Cobb, TRALL, and Harrison posterior tangent methods. **Spine.** Vol. 26, p.235–242, 2001.

HERRINGTON, L.; NESTER, C. Q angle undervaluated? The relationship between Q angle and medio lateral position of the patella. **Clin Biomech**. Vol. 19, n. 10, p. 1070-1073, 2004.

HERTLING, D.; KESSLER, R.M. **Tratamento de distúrbios musculoesqueléticos comuns: princípios e métodos de fisioterapia.** Barueri, SP: Manole, 2009.

HOUGLUM, P.A.; BERTOTI, D.B. **Cinesiologia de Brunnstrom,** 6. Ed. São Paulo: Editora Manole, 2014.

INSALL, J.; FALVO, K.A.; WISE, O.W. Crondromalacia patellae: a prospective study. **Joumal Bane Joint Surg**. Vol. 58ª, p. 1-8, 1976.

IUNES, D.H. **Análise da confiabilidade inter e intra-examinador na avaliação postural pela fotogrametria computadorizada** [dissertação na internet]. Ribeirão Preto: USP. Faculdade de Medicina de Ribeirão Preto. 2005. [acesso em 27/08/2015]. Disponível em: http://www.teses.usp.br/teses/disponiveis/17/17142/tde-30042008-153042

IUNES, D.H.; BEVILAQUA-GROSSI, D.; OLIVEIRA, A.S.; CASTRO, F.A.; SALGADO, H.S. Comparative analysis between visual and computerized photogrammetry postural assessment. **Rev Bras Fisioter**. v. 13, n. 4, p. 308-15, jul./ago. 2009.

IUNES, D.H.; CASTRO, F.A.; SALGADO, H.S.; MOURA, I.C.; OLIVEIRA, A.S.; BEVILAQUA-GROSSI, D. Confiabilidade intra e interexaminadores e repetibilidade da avaliação postural pela fotogrametria. **Rev Bras Fisioter**. Vol. 9, n. 3, p. 327-334, 2005.

JACKSON, R.P.; MCMANUS, A.C. Radiographic analysis of sagittal plane alignment and balance in standing volunteers and patients with low back pain matched for age, sex, and size: a prospective controlled clinical study. **Spine**. Vol.19, p.1611-1618, 1994.

JACKSON, R.P.; PETERSON, M.D.; MCMANUS, A.C.; HALES, C. Compensatory spinopelvic balance over the hip axis and better reliability in measuring lordosis to the pelvic radius on standing lateral radiographs of adult volunteers and patients. **Spine.** Vol. 23, p. 1750-1757, 1998.

KAPANDJI, A.I. **Anatomia funcional: membro inferior.** Vol. 2. 6 ed. Rio de Janeiro: Guanabara Koogan, 2012, 320p.

KENDALL, F.P.; McCREARY, E.K.; PROVANCE, P.G. **Músculos provas e funções.** 5 ed. Barueri – SP: Manole, 2007.

KHOSHELHAM, K.; ELBERINK, S. Accuracy and resolution of kinect depth data for indoor mapping applications. **Sensors**, vol. 12, no. 2, pp. 1437–1454, 2012.

KISNER C.; COLBY, L.A. **Exercícios terapêuticos – fundamentos e técnicas.** Barueri: Manole, 2004.

KOLOWICH, P.; PAULOS, L; ROSENBERG, T. Lateral release o f the patella: indications and contrain-dications. **Am. J. Physiol.** n. I8, p. 359-365, 1990.

LEE, S. L. et al. Radiographic measurement reliability of lumbar lordosis in ankylosing spondylitis. **European Spine Journal**, p. 1-6, 2012.

LUGER, G. F. **Inteligência Artificial.** 6 ed. São Paulo: Pearson Education do Brasil, 2013.

MACAGNO, A.E.; O'BRIEN, M.F. Thoracic and thoracolumbar kyphosis in adults. **Spine**. Vol. 31, n. 19 (Suppl), p. 161-70, 2006.

MAGEE, D.J. **Avaliação musculoesquelética.** Barueri, SP; Manole; 1236 p, 2010.

MALVESTIO, R.A.E.; SERA, M.T. Confiabilidade da fotogrametria em relação a goniometria para avaliação postural de membros inferiores. **Rev. bras. fisioter**. v. 11, n. 5, p. 411-417, set./out. 2007.

MANSOLO, A.C.; NOBRE, D.P. Avaliação postural em nadadores federados praticantes do nado borboleta nas provas de 100 e 200 metros. **Mundo saúde**. Vol, 31, n. 4, p. 511-520, out/dez, 2007.

MARCUS, M.; GERR, F.; MONTEILH, C. et al. A prospective study of computer users: II. Postural risk fator for musculoeskeletal symptoms and disorders. **AM. J. Ind. Med.** Vol. 41, p. 236-249, 2002.

Microsoft Kinect SDK [Online]. Disponível em: http://www.microsoft.com/en-us/kinectforwindows/.

NEUMANN, D.A. **Cinesiologia do aparelho musculoesquelético – fundamentos para a reabilitação física.** Rio de Janeiro: Guanabara Koogan, 618p. 2006.

NORKIN, C.C.; LEVANGIE, P.K. Articulações estrutura e função: uma abordagem prática e abrangente. 2 ed. Rio de Janeiro: Revinter, 2001, 498p.

OBDRZALEK, S.; KURILLO, G.; OFLI, F.; BAJCSY,R.; SETO, E.; JIMISON, H.; PAVEL, M. Accuracy and robustness of Kinect pose estimation in the context of coaching of elderly population. **in Proc. IEEE EMBC.** p. 1188–1193, 2012.

OLIVER, J.; MIDDLEDITCH, A. **Anatomia funcional da coluna vertebral.** Rio de Janeiro: Editora: Revinter, 325p., 1998.

OpenKinect [Online]. Disponível em: https://github.com/OpenKinect/libfreenect/.

OpenNI [Online]. Disponível em: http://www.openni.org/

ORTALE, R.L.; BRENZIKOFER, R.; J.R.ORTALE. Detecção das curvaturas e torções da coluna vertebral por meio da análise tridimensional quantitativa. Bioikos, **PUC – Campinas**., Vol. 14, n. 2, p. 21-30, 2000.

PAGLIARI, D.; PINTO, L. Calibration of Kinect for Xbox One and Comparison between the Two Generations of Microsoft Sensors. **Sensors**. Vol. 15, n. 11, p. 27569-27589, 2015.

PALMER, M.L.; EPLER, M.E. **Fundamentos das técnicas de avaliação musculoesquelética**. Guanabara Koogan, 2000.

POLIT D. F; BECK C. T. Fundamentos de Pesquisa em enfermagem: avaliação de evidências para as práticas da enfermagem. 7a ed. Porto Alegre (RS): Artmed; 2011. 669 p.

POLIT, D. F.; HUNGLER, B. P. **Fundamentos de pesquisa em enfermagem.** 3. ed., porto Alegre, Artes Médicas, 1995.

RODRIGUES, A.C.C.; ROMEIRO, C.A.P.; PATRIZZI, L.J. Avaliação da cifose torácica em mulheres idosas portadoras de osteoporose por meio da biofotogrametria computadorizada. **Rev Bras Fisioter**. vol. 13, n. 3, p. 205-209, 2009.

SACCO, I.C.N.; ALIBERT, S.; QUEIROZ, B.W.C.; PRIPAS. D.; KIELING, I.; KIMURA, A.A.; SELLMER, A.E.; MALVESTIO, R.A.; SERA, M.T. Confiabilidade da fotogrametria em relação a goniometria para avaliação postural de membros inferiores. **Rev. bras. fisioter**, v. 11, n. 5, p. 411-417, set./out. 2007.

SACCO, I.C.N.; TANAKA, C. **Cinesiologia e biomecânica dos complexos articulares.** 1 ed. Rio de Janeiro: Guanabara Koogan, 2008, 391p.

SANTOS ACA, FANTINATI AMM. Os principais softwares utilizados na biofotogrametria computadorizada para avaliação postural: uma revisão sistemática. **Rev. Movimenta**. Vol. 4, n. 2, p. 139-148, 2011.

SATO, T.O.; VIEIRA, E.R.; GIL COURY, H.J.C. Análise da confiabilidade de técnicas fotométricas para medir a flexão anterior do tronco. **Rev Bras Fisioter**. Vol. 7, n. 1, p. 53-59, 2003.

SHEN, W.; DENG, K.; BAI, X.; LEYVAND, T.; GUO, B.; TU, Z. "Exemplarbased human action pose correction and tagging," **in Proc. IEEE Conf. Comput. Vision Pattern Recognit.** p. 1784-1791, 2012.

SHOTTON, J.A. FITZGIBBON, M.C.; SHARP, M T.F.; MOORE, A.K R.; BLAKE, A. "Real-time human pose recognition in parts from a single depth image," **in Proc. IEEE Conf. Comput. Vision Pattern Recognit.** p. 1297–1304, 2011.

SHUMWAY-COOK, A. WOOLLACOTT, M.H. **Controle Motor: teoria e aplicações práticas.** Barueri: Manole, 2002.

SMISEK, J.; JANCOSEK, M.; PAJDLA, T. 3-D with Kinect. **in Proc. IEEE ICCV Workshops**, p. 1154–1160, 2011.

SOUZA, J. A. et al. Biofotogrametria confiabilidade das medidas do protocolo do software para avaliação postural (SAPO).**Rev Bras Cineantropom Desempenho Hum.** v. 13, n. 4, p.299-305, ago. 2011.

STOYANOV, T.; LOULOUDI, A.; ANDREASSON, H.; LILIENTHAL, A. Comparative evaluation of range sensor accuracy in indoor environments. **in Proc. Eur. Conf. Mobile Robots**. p. 19-24, 2011.

SUAIDE, A. L. **Desenvolvimento e validação de uma ferramenta computacional para mensuração das curvaturas da coluna vertebral.** 2008. 52 f. Dissertação (Mestrado) - Curso de Programa de Pós-graduação em Psicologia, Instituto de Psicologia da Universidade de São Paulo, São Paulo, 2008. Disponível em: <http://www.teses.usp.br/teses/disponiveis/47/47135/tde-03042009-090940/pt-br.php>. Acesso em: 10 nov. 2014.

TAYLOR, J.; SHOTTON, J.; SHARP, T.. FITZGIBBON, A. “The vitruvian manifold: Inferring dense correspondences for one-shot human pose estimation,” **in Proc. CVPR**, p. 103–110, 2012.

TEIXEIRA, F.A.; CARVALHO, G.A. Confiabilidade e validade das medidas da cifose torácica através do método flexicurva. **Rev. bras. fisioter.** Vol. 11, n. 3, p. 199-204, maio/jun. 2007.

TOMMASELLI. A.M.; SILVA, J.F.C.; HASEGAWA, J.K.; GALO, M.D.; DAL POZ, A.P. Fotogrametria: aplicações à curta distância. **Perfil Científico Educacional.** p. 147-159, 1999.

TÜZÜN, C.; YORULMAZ, I.; CINDAS, A.; VATAN, S. Low back pain and posture. **Clin Reumatol.** Vol. 19, n. 4, p. 308-312, 1999.

WATSON, A.W.; MAC DONNCHA, C. A reliable technique for the assessment of posture: assessment criteria for aspects of posture. **J Sports Med Phys Fitness**. Vol. 40, n. 3. P. 260-270, 2000.

WATSON, A.W.S. Procedure for the production of high quality photographs suitable for the recording and evaluation of posture. **Rev Fisioter Univ São Paulo.** Vol. 5, n. 1, p. 20-26, 1998.

YE, M.; WANG, X.; YANG, R..; REN, L.; POLLEFEYS, M. “Accurate 3-D pose estimation from A single depth image,” **in Proc. ICCV**, p. 731–738, 2011.

ZEPA, I.; HERMERINTA, K.;KOVERO, O.; NISSIMEN, M.; KONOMEN, M.; HUGGARE, J. Association between thoracic kyposis, head posture and craniofacial morphology in Young adults. **Acta Odontl Scand.** Vol. 58, p. 237-242, 2000.