

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

Thayse Justino Montenegro Falcão

**UMA FERRAMENTA DE APOIO A ANÁLISE DE RISCO BIOMECÂNICO DE
TRABALHADORES EM AMBIENTE INFORMATIZADO**

Maceió/AL
2018

THAYSE JUSTINO MONTENEGRO FALCÃO

**UMA FERRAMENTA DE APOIO A ANÁLISE DE RISCO BIOMECÂNICO DE
TRABALHADORES EM AMBIENTE INFORMATIZADO**

Dissertação apresentada ao Programa de Pós-Graduação em Modelagem Computacional do Conhecimento da Universidade Federal de Alagoas (UFAL), como requisito parcial para obtenção do título de mestre em modelagem computacional do conhecimento.

Orientador: Prof. Dr. Evandro de Barros Costa

Orientador: Prof. Dr. Leandro Dias da Silva

**Catálogo na fonte
Universidade Federal de Alagoas
Biblioteca Central**

Bibliotecária Responsável: Janis Christine Angelina Cavalcante – CRB:1664

F178f Falcão, Thayse Justino Montenegro.

Uma ferramenta de apoio à análise de risco biomecânico de trabalhadores em ambiente informatizado / Thayse Justino Montenegro Falcão. – 2018.

110: il., color., graf., tabs.

Orientador: Evandro de Barros Costa.

Coorientador: Leandro Dias da Silva.

Dissertação (Mestrado em Modelagem Computacional de Conhecimento) – Universidade Federal de Alagoas. Instituto de Computação. Programa de Pós-Graduação em Modelagem Computacional de Conhecimento. Maceió, 2018.

Bibliografia: f. 87-95.

Apêndices: f. 96-110.

1. Ferramenta de apoio. 2. Análise de risco. 3. Biomecânico. 4. Trabalhadores. 5. Ambiente informatizado. I. Título.

CDU: 004.5



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



Membros da Comissão Julgadora da Dissertação de Mestrado de Thayse Justino Montenegro Falcão, intitulada: "Uma ferramenta de apoio a análise de risco biomecânico de trabalhadores em ambiente informatizado", apresentada ao Programa de Pós-Graduação em Modelagem Computacional de Conhecimento da Universidade Federal de Alagoas, em 19 de junho de 2018, às 16h30min, na sala 15 do Instituto de Computação da Ufal.

COMISSÃO JULGADORA

Prof. Dr. Evandro de Barros Costa

Ufal – Instituto de Computação

Orientador

Prof. Dr. Leandro Dias da Silva

Ufal – Instituto de Computação

Orientador

Prof. Dr. Aydano Pamponet Machado

Ufal – Instituto de Computação

Examinador

Profa. Dra. Ana Rosa Almeida Alves

Ufal – Instituto de Ciências Biológicas e da Saúde

Examinadora

Prof. Dr. Álvaro Álvares de Carvalho Cesar Sobrinho

Ufersa – Departamento de Engenharias e Tecnologias

Examinador

Maceió, junho de 2018.

Dedico esse trabalho aos meus pais, grandes incentivadores e minha sustentação nos momentos de aflição.

AGRADECIMENTOS

A Deus, fonte suprema de amor, força maior em minha vida.

Ao Prof. Dr. Evandro Barros da Costa, que me transmitiu sempre segurança e onde seus ensinamentos e orientações foram essenciais.

Ao Prof. Dr. Leandro dias da Silva, que sempre esteve presente enfrentando as barreiras e dificuldades do trabalho, direcionando para o melhor caminho a seguir e pelas palavras de força quando estive em momentos difíceis, um grande gesto de humanidade.

Ao Prof. Dr. Leonardo Medeiros e aos queridos graduandos Luís Felipe Vieira Silva e Maria Júlia de Oliveira Vieira pela ajuda imensa na construção do protótipo e na execução e utilização do *Kinect*®.

Ao Prof. Dr. Aydano Pamponet, pela imensa ajuda estatística e esclarecimentos sobre a mesma. Além da belíssima didática nas disciplinas ministradas.

Aos Professores do Programa de Pós-Graduação em Modelagem Computacional do Conhecimento, em especial aqueles que produziram em mim uma visão ampliada nos processos avaliativos em saúde.

Aos grandes amigos da CQVT/PROGEP que sempre me apoiaram e me incentivaram na realização de mais essa etapa.

Aos meus pais, fonte inesgotável de amor, a quem devo todas as minhas conquistas e superações, aqueles que realmente estiveram presentes nos momentos mais difíceis.

Ao meu querido Sebastião Coelho, que me mostrou a essência do amor na sua forma mais pura e me ajudou imensamente, me incentivando sempre.

Por fim, aos Técnicos Administrativos da Universidade Federal de Alagoas, por aceitarem participar da pesquisa, componentes essenciais para a viabilização das atividades na Universidade.

Não importa onde você parou...
Em que momento da vida você cansou.
O que importa é que sempre é possível e necessário "recomeçar".
Recomeçar é dar uma nova chance a si mesmo, é renovar as esperanças na
vida e o mais importante...
acreditar em você de novo.

Carlos Drummond de Andrade

RESUMO

A norma regulamentadora NR-17 estabelece parâmetros que permitem a adaptação das condições de trabalho às características psicofisiológicas dos trabalhadores. As adaptações envolvem uma análise ergonômica do posto de trabalho, cuja etapa principal é a de avaliação de riscos que desencadeiam efeitos musculoesqueléticos danosos e irreversíveis. Com o avanço tecnológico, tem-se visto um número crescente de postos de trabalho computador-dependente, que produzem sobrecarga de trabalho estático dos músculos posturais exigindo deste músculo mecanismos de recuperação, é o caso das pausas que precisam ser feitas para que haja lubrificação dos tendões pelo líquido sinovial e retorno do fluxo normal do sangue. A literatura dispõe de ferramentas de avaliação de risco que são introduzidas na prática de forma observacional ou fazendo uso de softwares de análise angular. Tais métodos tornam-se onerosos, invasivos e bastante subjetivos, além de proporcionar grande variabilidade entre examinadores. Em face disto, objetivou-se construir uma ferramenta automática de avaliação de risco biomecânico para trabalhadores de ambiente informatizado com base no que se dispõe de limites angulares e tempo de risco presentes na literatura. Para validação foram incluídos no estudo um total de 38 trabalhadores administrativos: 26(68,42%) do gênero feminino e 12 (31,58%) do gênero masculino. Avaliados 152 movimentos e comparados a softwares já estabelecidos e usados. A solução desenvolvida foi capaz de avaliar os movimentos de Flexão cervical, inclinação de tronco, abdução e flexão de ombro e proporcionar uma avaliação em tempo real sem a necessidade de marcadores conforme fazem os outros softwares. Ademais, constatou-se por meio do teste de Wilcoxon que valores de *p* não apresentam diferenças significativas nos movimentos de flexão cervical e inclinação anterior de tronco, não invalidando, porém achados de valores similares entre softwares encontrados na abdução de ombro. Embora tenha sido encontrado algumas diferenças na captura de alguns movimentos, o mesmo apresenta uma estrutura que une praticidade, agilidade e devolutiva imediata ao trabalhador o que o torna um diferencial na pratica do profissional especialista. Conclui-se que esse método de avaliação predominantemente preventivo é válido em virtude de achados similares entre softwares já existentes e o modelo proposto.

Palavras Chaves: Ferramenta; Análise de risco; Biomecânico; Trabalhadores. Computador.

ABSTRACT

The NR-17 establishes parameters that allow the adaptation of the working conditions with psychophysiological characteristics of the workers. The adaptations involve an ergonomic analysis of the workplace, whose main stage is the risk assessment that trigger damaging and irreversible musculoskeletal effects. With the technological advance, we have seen an increasing number of computer-dependent workers, which produce static work overload of the postural muscles that requires recovery mechanisms, is the case of pauses that need to be made for the lubrication of the tendons with synovial fluid and the return of normal blood flow. The literature offers risk assessment devices that are introduced in observational practice or making use of angular analysis software. Such methods become costly, invasive and highly subjective, and provide great variability among examiners. In face of this, the objective was to build an automatic biomechanical risk assessment tool for workers at computerized workstation based on angular limits and risk time present in the literature. To validation a total of 38 administrative workers were included in the study: 26 (68.42%) of the female gender and 12 (31.58%) of the male gender. Evaluated 152 movements and compared with established and used software. The solution developed was able to evaluate neck flexion, trunk inclination, shoulder abduction and flexion abduction and provide a real-time evaluation without the need for markers as the other software do. In addition, the Wilcoxon test showed p-values wich don't present significant differences in the movements of neck flexion and anterior trunk inclination but did not invalidate similar values between softwares found in abduction of the shoulder. It is concluded that this device is a predominantly preventive evaluation method that is valid due to similar findings between softwares and between the device built with each software. Although some differences have been found in the capture of some movements, it presents a structure that combines practicality, agility and immediate return to the worker, which makes a differential in the specialists practice.

Keywords: Search Engine; Risk Assessment; Biomechanical; Workers. Computer.

LISTA DE ILUSTRAÇÕES

Figura 1 – Questionário nórdico de sintomas osteomusculares.....	29
Figura 2 - Formação de lactato pelo metabolismo anaeróbico.....	31
Figura 3 – Objetos ou marcadores para uso da Fotogrametria.....	34
Figura 4 – Postura de tronco (rotação axial/flexão lateral do tórax em relação à pelve).....	38
Figura 5 – Postura retificada da coluna lombar.....	39
Figura 6 – Postura do pescoço (rotação axial /flexão lateral da cabeça em relação ao tórax).....	39
Figura 7 – Postura de ombro e braço.....	39
Figura 8 – Ângulos de conforto de Grandjean.....	41
Figura 9 - Imagens articulada do esqueleto: Abdução e flexão de ombro, inclinação de tronco e cabeça.....	44
Figura 10 - Dispositivo ótico <i>Kinect one</i> ® e adaptador.....	46
Figura 11 – Articulações detectáveis pelo Kinect SDK.....	46
Figura 12 – Sistema de coordenadas.....	47
Figura 13 - Dados obtidos do Questionário nórdico através do diagnóstico prévio.....	55
Figura 14 - Lei dos cossenos.....	56
Figura 15 - Abdução de ombros.....	61
Figura 16 - Flexão de ombro e Inclinação de tronco.....	61
Figura 17 - Flexão de pescoço.....	62
Figura 18 – Coordenadas X, Y, Z do Kinect®.....	63
Figura 19 – Articulações utilizadas no algoritmo: Flexão cervical e Inclinação de tronco.....	63
Figura 20 - Articulações utilizadas no algoritmo: Flexão e Abdução de Ombro.....	64
Figura 21 - Interface Gráfica e suas funcionalidades.....	65
Figura 22 - Imagens enviadas ao arquivo documentos.....	66
Figura 23 - Localização do Kinect® no local de trabalho.....	67
Figura 24 - Medida angular referente ao sensor Kinect® ao posto de trabalho em 45°.....	68
Figura 25 - Inclinação do tripé para baixo de 15°.....	68
Figura 26 - Resultado da aplicação do questionário nórdico nos servidores.....	73
Figura 27 - Testes laboratoriais.....	74
Figura 28 – Imagens de postos de trabalho com impedimentos para colocação do sensor.....	75
Figura 29 – Posto de trabalho irregular.....	76
Figura 30 – Dados angulares entre softwares e modelo proposto de um trabalhador.....	80
Figura 31 - Imagem de “saltos” dos pontos por posicionamento.....	81

Figura 32- Imagem captada com detecção predominante de abdução.....82

LISTA DE QUADROS

Quadro 1 - Dados estatísticos de auxílio doença segundo Ministério da Previdência.....	20
Quadro 2 - Dados estatísticos anuais SIASS.....	20
Quadro 3 – Métodos mais utilizados para avaliação de risco em posturas estáticas.....	36
Quadro 4 - Softwares mais utilizados para avaliação postural e análise de risco biomecânico.....	41
Quadro 5 - Identificação dos pontos por Biofotogrametria Tradicional x pontos do esqueleto Kinect®.....	70

LISTA DE TABELAS

Tabela 1 - Comparação dos métodos com modelo implementado por meio do teste de Wilcoxon para as medidas angulares.....	77
Tabela 2 - Comparação entre softwares comumente utilizados para avaliação angular por meio do teste de Wilcoxon.....	78
Tabela 3 - Médias e desvio padrão das medidas angulares do modelo proposto e outros softwares.....	79
Tabela 4 - Médias e desvio padrão das abduções de ombro do modelo proposto e outros softwares com retirada de valores extremados.....	80

LISTA DE ABREVIATURAS

3 D	Tridimensional
LER	Lesões por Esforços Repetitivos
DORT	Distúrbios Osteomioarticulares Relacionadas ao Trabalho
TCLE	Termo de Consentimento Livre e Esclarecido
UFAL	Universidade Federal de Alagoas
MMSS	Membros Superiores
ISO	<i>International Standardization Organization</i>
RULA	<i>Rapid Upper Limb Assessment</i>
NR 17	Norma Regulamentadora Número 17
CID	Código de Identificação da Doença
SIASS	Subsistema Integrado de Atenção à Saúde do Servidor Público Federal
OWAS	<i>Ovako Working Posture Analysis System</i>
NMQ	<i>Nordiq musculoskeletal questionnaire</i>
SAPO	<i>Software de Avaliação Postural</i>

SUMÁRIO

1	INTRODUÇÃO	16
1.1	Contextualização	16
1.2	Justificativa	19
1.3	Objetivos	22
1.3.1	Objetivo geral	22
1.3.2	Objetivos específicos	22
1.4	Organização da dissertação	22
2	FUNDAMENTAÇÃO TEÓRICA	23
2.1	Ergonomia física	23
2.1.1	Biomecânica ocupacional	24
2.1.2	Postura laboral do usuário de computador	25
2.1.3	Questionário nórdico de sintomas musculoesqueléticos (NMQ)	28
2.2	Lesões por Esforços Repetitivos (LER) /Distúrbios Osteomioarticulares Relacionados ao Trabalho (DORT)	30
2.3	Fotogrametria/Videogrametria	33
2.4	Métodos e <i>softwares</i> de avaliação postural na ergonomia física	35
2.5	Modelagem do corpo humano	43
2.6	Sensores de movimento	44
2.7	Microsoft Kinect®	44
2.8	Sistema baseado em regras	47
2.9	Trabalhos correlatos	48
3	MATERIAIS E MÉTODOS	52
3.1	Aspectos Éticos	52
3.2	Materiais	52
3.3	Local do estudo	52
3.4	Tipo de estudo	52
3.5	Amostra	52
3.5.1	Critérios de inclusão	53
3.5.2	Critérios de exclusão	53
3.6	Procedimentos	53
3.6.1	Etapa 1: Revisão de Literatura	53
3.6.2	Etapa 2: Desenho do Modelo	53
3.6.3	Etapa 3: Diagnóstico Prévio	54

3.6.4	Etapa 4: Construção do Software: Implementação	55
3.6.5	ETAPA 5: Coleta de Dados.....	66
3.6.6	ETAPA 6: Validação das Medidas: Testes com outros softwares: SAPO®, CORELLDRAW® E KINOVEA®.....	69
4	EXPERIMENTOS E ANÁLISES DE RESULTADOS	72
5	CONSIDERAÇÕES FINAIS.....	85
5.1	Conclusão.....	85
5.2	Trabalhos Futuros	86
	REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS	87
	APÊNDICE A: Questionário De Avaliação Com Abordagem Ergonômica.	96
	APÊNDICE B: Termo De Consentimento Livre E Esclarecido (T.C.L.E.).....	97
	APÊNDICE C: Árvore de Decisão (Tronco)	100
	APÊNDICE D: Árvore de Decisão (Cabeça).....	101
	APÊNDICE E: Árvore de Decisão (Ombro e Braço)	102
	APÊNDICE F: Árvore de Decisão (Antebraço e mão).....	103
	APÊNDICE G: Código de referência de flexão de pescoço	104
	APÊNDICE H: Código de referência de abdução de ombro	105
	APÊNDICE I: Código de referência de flexão de ombro	106
	APÊNDICE J: Código de referência de inclinação de tronco.....	107
	APÊNDICE K: Código de determinação de risco angular	108
	APÊNDICE L: Dados referentes a não recomendação ou aceitabilidade da ISO 11226/RULA.	109
	APÊNDICE M: Dados referentes à <i>Screenshot</i> automático de tempo	110

1 INTRODUÇÃO

1.1 Contextualização

Durante anos se vem estudando as transformações e inovações para melhoria na realização das atividades laborais. Na época do Taylorfordismo o que se via era uma preocupação maior com as atividades, produção, cargas físicas e lucro e pouco se falava no bem estar da máquina principal que movia essas atividades - a ação humana (ROCHA, 2003; SILVA; BENTO, 2009; FERREIRA; NASTRI, 2013).

O que se apresentava como ergonomia eram verdadeiras “gambiarras” de visão mecanicista onde a preocupação maior era a adaptação do homem ao trabalho e não o contrário. No decorrer do tempo, os estudos da ergonomia passaram a investigar as nuances e variáveis existentes nesses processos de trabalho, onde o homem assume papel central. Nesse novo contexto surgem os novos instrumentos de avaliação desse ambiente e do indivíduo.

A análise ergonômica do trabalho (AET) é um diagnóstico dos problemas referentes a conformação do trabalho e suas consequências tanto para o funcionário quanto para empresa/instituição. Esses problemas quando não solucionados podem ocasionar, futuramente, decisões e pedidos judiciais do trabalhador à empresa, é onde entra o perito fisioterapeuta para estabelecimento ou não denexo causal. Ou seja, o não reconhecimento ou atenção a medidas preventivas recaem sobre uma verdadeira “bola de neve”. Onde não há soluções e mudanças iniciais através de uma Análise Ergonômica do Trabalho torna-se um processo judicial a posteriori que pode vir a propor uma AET que, muitas vezes, se não cumprida gera outro processo judicial e isso se alastra por anos (VERONESI JUNIOR, 2013).

A norma regulamentadora¹ número 17 estabelece parâmetros que permitem a adaptação das condições de trabalho às características psicofisiológicas dos trabalhadores de modo a proporcionar um máximo de conforto, segurança e desempenho eficiente. Essas adaptações ocorrem ao se realizar uma análise ergonômica do posto de trabalho, tendo como uma de suas etapas e questão primordial a avaliação dos fatores de risco nos postos de trabalho que são potencialmente danosos ao sistema musculoesquelético (LIMA, 2004; PAIM et al., 2016). Dentre esses fatores de riscos analisados, encontram-se: déficit na organização de trabalho, riscos psicossociais, riscos ambientais e fatores biomecânicos (GUIMARAES; IIDA, 2016).

¹ NR, Norma Regulamentadora Ministério do Trabalho e Emprego. NR-17 - Ergonomia. 2009

Entretanto, quando se fala dos fatores biomecânicos, devem-se destacar a repetitividade, força excessiva, posturas estáticas e inadequadas, vibração e compressão mecânica (ZILLI, 2002; IIDA, 2005). Fatores esses que estão intimamente ligados ao tipo de trabalho exercido, sendo ele estático quando há contração prolongada da musculatura ou dinâmico como produto do encurtamento dos músculos e força desenvolvida.

Com o avanço tecnológico, tem-se visto um número crescente de postos de trabalho computador-dependente, ou seja, os trabalhos são predominantemente administrativos e resolvidos através de redes de computadores. Neste contexto, o trabalhador usuário de computador possui atividades que exigem muita atenção e, portanto, a fadiga sobrevém por sobrecarga de trabalho estático dos músculos posturais, aumentando o tônus². Essa sobrecarga exige deste músculo mecanismos de recuperação, necessitando de pausas para que haja lubrificação dos tendões pelo líquido sinovial e retorno do fluxo normal do sangue (ZILLI, 2002; MINISTÉRIO DA PREVIDÊNCIA; INSTRUÇÃO NORMATIVA Nº 98, 2003). Caso contrário, surgem as tão conhecidas Lesões por esforços repetitivos/Distúrbios osteomioarticulares relacionados ao trabalho (LER/DORT) por sobrecarga das estruturas (RENNER, 2005; ANGHEL, 2007), que desencadeiam nos afastamentos e absenteísmo no trabalho.

Para avaliação dos postos de trabalho e dos aspectos posturais do trabalhador, são utilizadas inúmeras técnicas e ferramentas que de um modo geral são métodos de avaliação postural que seguem conjuntamente com análise de avaliação de risco biomecânico das estruturas por sobrecarga (CAMELO et al., 2015; PAIM et al., 2016).

Como é do conhecimento geral, a avaliação postural deve ser vista como uma parte da avaliação ergonômica global da empresa, assim outros fatores (físicos, cognitivos e organizacionais) devem ser levados em conta, ou seja, não é simplesmente o valor obtido com as ferramentas utilizadas que determinarão quando e como intervir no posto de trabalho, mas deve se entender que são úteis para orientar o trabalho a ser desenvolvido, bem como priorizar as ações (PAIM et al., 2016).

As ferramentas de avaliação ergonômica devem ser utilizadas em conjunto, visando dar maior confiabilidade à avaliação expedita proporcionada pelos métodos. A legislação Brasileira sobre a matéria, a Norma Regulamentadora NR-17, não contribui com a recomendação de nenhuma técnica específica, o que permite aos avaliadores a utilização dos mais diversos meios de avaliação ergonômica, sem estabelecer um padrão de ação.

² Estado involuntário de contração natural dos músculos corporais.

Como já retratado anteriormente existem diversos métodos para verificação de risco e não há um específico, ou o melhor dentre eles. Na verdade, a escolha parte do ergonomista, que com sua experiência e necessidade, escolhe aquele que mais se aproxima da proposta de avaliação. Entretanto, dentre estes métodos há variáveis que são facilmente perceptíveis por predominância. Em geral apresentam três variáveis: postura, tempo e força.

Um método com grande teor científico tem sido frequentemente utilizado para diagnóstico de recomendação postural vinculado ao tempo. É o caso da Norma Regulamentadora de avaliação de posturas estáticas no trabalho (ABNT NBR ISO 11226) (ABNT, 2013) que salienta a aceitabilidade de posturas estáticas baseada no conhecimento ergonômico atual, tendo sido utilizada para avaliação em estações de trabalho computador-dependente (DUL et al., 1996; CHANDER e CAVATORTA, 2017; DELLEMAN e DUL, 2007; FREITAG et al., 2007). Entretanto, há outros métodos, tão importantes quanto este e que enfatizam medidas angulares, como é o caso do *Rapid Upper Limb Assessment* (RULA) (FLORES et al., 2013; GUEDES; PERALTA; MOREIRA, 2015) e os ângulos de conforto de Grandjean referente a amplitude de movimento e as características antropométricas e de deslocamento impostos pela tarefa exercida (SILVA, 2003; GONÇALVES, 2003).

Nos indivíduos usuários de computador há um predomínio de esforço estático, onde se observa alta demanda por contração prolongada, mas não altas exigências de força ou utilização de carga, o que em geral implica em similaridades de força entre a maioria desses usuários. Para tanto, vale ressaltar variáveis (tempo e postura) como pressupostos na avaliação de riscos.

A compreensão e a quantificação dos movimentos do corpo humano têm despertado grande interesse em diferentes áreas de conhecimento. A busca de métodos avaliativos, eficazes e precisos têm sido uma constante no que concerne à pesquisa relativa à biomecânica. Inúmeros são os métodos e as instrumentações desenvolvidas abrangendo desde análises qualitativas simples (observacional) até quantitativas sofisticadas, em que se utilizam de sistemas computadorizados de rastreamento automático do movimento. Com a análise dos resultados obtidos nestes trabalhos pesquisadores concluíram que os métodos feitos através do registro de imagens, apresentam maior confiabilidade, por possibilitarem a comparação, a repetição e a avaliação quantas vezes se fizerem necessário. A reprodução e a análise quantitativa produzem dados extremamente precisos e difíceis de serem percebidos ou registrados de outra forma (PRESONA et al., 2005).

Para registro das posturas corporais e amplitudes de movimento das articulações envolvidas e sobrecarregadas na realização das tarefas laborais, existem vários meios que

registram e que quantificam os riscos. Dentre esses, encontram-se os potenciômetros, sistemas eletrônicos de imagem espacial, eletromiografia, plataforma de equilíbrio biomecânico, eletrogoniômetros e a fotogrametria computadorizada. Essa última, a mais utilizada para mensuração angular (GUIMARÃES; IIDA, 2016).

Conforme a *American Society of Photogrammetry*, a Fotogrametria é definida como “a arte, a ciência e a tecnologia da obtenção de informação confiável sobre objetos físicos e o meio ambiente através de processos de gravação, medição e interpretação de imagens fotográficas”. Em seu uso tem-se visto uma gama de sistemas de *softwares* e *hardwares* que avaliam seguimentos específicos ou todo o corpo ao assumir diversas posturas (FERREIRA et al., 2010). Entretanto, em geral, necessitam de calibração e dispõem de algumas desvantagens:

- ζ São em geral muito amplos, ou seja, de baixa especificidade (MIRANDA, 2014);
- ζ Requer um domínio teórico e prático instrumental e anatômico para análise de imagens (MIRANDA, 2014; VERONESI JUNIOR, 2013);
- ζ O mau posicionamento dos marcadores podem ocasionar erros de leitura angular (MIRANDA, 2014; GATTO-CARDIA, 2012).

1.2 Justificativa

Identificar precocemente posturas de risco no trabalhador ilustra uma saída para os números altos de acidentes de trabalho e lesões osteocondromioarticulares (MINISTÉRIO DA PREVIDÊNCIA, 2016; PORTAL SIASS³, 2017). A maioria dos distúrbios ocupacionais podem ser solucionados por medidas preventivas simples desde mudanças nos postos de trabalho a adoção de posicionamentos mais funcionais e menos irritáveis as estruturas que porventura estejam sobrecarregadas (RENNER, 2005).

É notável que, apesar do sistema de produção ter evoluído com o passar dos anos, os índices de acidentes de trabalho e lesões osteocondromioarticulares permanecem altos, sendo preocupantes e acarretando danos físicos aos trabalhadores e financeiros ao governo e às empresas responsáveis. Em se tratando dos auxílios acidentários do Ministério da Previdência o que se verifica são números relevantes com Classificação Internacional de Doenças (CID) em regiões da coluna dorsal e ombro. Em se tratando do Subsistema Integrado de Atenção a Saúde do Servidor (SIASS), encontra-se um quantitativo maior de casos de doença que

³ <https://www2.siapenet.gov.br/saude/portal/public/index.xhtml>

atingem estruturas como a lombar e o pescoço (Quadro 1 e 2). Vale ressaltar que devido aos inúmeros casos subnotificados no SIASS, supõe-se que esses valores sejam muito maiores.

Quadro 1 – Dados estatísticos de auxílio doença segundo Ministério da Previdência.

GRUPO CID Código Internacional de Doenças	CID 10 M Doenças do sistema osteomuscular e tecido conjuntivo	QUANTITATIVO
M40-M54 DORSOPATIAS DORSAIS	M54 - DORSALGIA	15.624
M60-M79 TRANSTORNOS DOS TECIDOS MOLES	M65 - SINOVITE E TENOSSIOVITE	6.043
	M75 - LESÕES DE OMBRO	13.187

Fonte: Ministério da Previdência, 2016.

Quadro 2 - Dados estatísticos anuais do SIASS.

CID (2015 -2016) Código Internacional de Doenças	Nº AFASTAMENTOS	DIAS	SERVIDORES
M54. 5 - DOR LOMBAR BAIXA	18	335	15
M25. 5 - DOR ARTICULAR	16	162	13
M54. 2 - CERVICALGIA	10	390	6
M54.4-LUMBAGO COM CIÁTICA	10	208	8
CID(2016-2017) Código Internacional de Doenças	Nº AFASTAMENTOS	DIAS	SERVIDORES
M54.5- DOR LOMBAR BAIXA	19	289	14
M54. 4- LUMBAGO COM CIÁTICA	14	279	11
M25.5 - DOR ARTICULAR	10	129	9
M54.2 - CERVICALGIA	8	222	6

Fonte: Portal SIASS, 2017.

Diante deste contexto, muitas instituições têm reforçado a necessidade de se aprimorar e incentivar atividades que visam a promoção à saúde e minimize quadros algicos e doenças ocupacionais. A Unidade SIASS, instituída pelo ministério do planejamento desde 2010 em várias unidades federais, tem como uma de suas atribuições a vigilância e promoção da saúde, utilizando-se de mecanismos preventivos e de intervenção. É importante se pensar na prevenção primária no local de trabalho objetivando reduzir ou eliminar os fatores de risco de distúrbios osteomusculares ocupacionais, tais como: movimentos rápidos ou repetitivos, esforços vigorosos, concentrações de força mecânica, posturas desconfortáveis ou “não neutras” (ZILLI, 2002).

Estudos que envolvem o contexto industrial e fabril, do ponto de vista ergonômico, tem sido encontrado com frequência na literatura. Envolve, em sua maioria, a predominância de atividades laborais de característica dinâmica (PINTO; TERESO; ABRAHÃO, 2017; GONÇALVES; CAMAROTTO, 2013). Entretanto é importante que os estudos aprimorem e deem ênfase ao trabalho dito estático que configura uma das formas mais comuns de atividade, principalmente no contexto do serviço público. Estudos de ergonomia no setor público devem ser ressaltados em vista da precariedade existente referente aos maus investimentos em ações e melhorias a saúde do trabalhador. (PAIM et al., 2017; MARINS, 2004).

Apesar de a fotogrametria ser reconhecida como um ótimo método de avaliação, ela demanda um tempo maior de devolutiva ao trabalhador e empregador, pois requer uma sequência de etapas que podem alongar o tempo de avaliação. Em seu formato padrão, sua utilização consta da captação da imagem através de máquina fotográfica que é digitalizada e inserida em *softwares* (*Corel Draw*®, *Kinovea*® e *SAPO*®) para então a avaliação da imagem ser realizada. Esse processo delonga um tempo maior de análise e devolutiva de resultados, não acontecendo, portanto, em tempo real.

Outro ponto negativo que pode ser visualizado ao uso da Fotogrametria é a possibilidade dos pontos ficarem ocultos nas fotografias em detrimento do posicionamento do avaliado, biótopo e estrutura corporal (TIRLONI et al., 2011; MACÊDO et al., 2015).

Além desses obstáculos podem existir possíveis diferenças interexaminadores, onde avaliadores diferentes marcam os pontos anatômicos de forma incorreta, ou intraexaminador onde o mesmo avaliador insere os pontos em momentos diferentes, com divergências de localização e conseqüente diferenças angulares ao final da avaliação.

Solucionar as inconsistências de valores obtidos das diferentes formas supracitadas através da fotogrametria e melhorar a aplicabilidade de técnicas de detecção angular na avaliação de risco é relevante como método predominantemente preventivo de Lesões por Esforços Repetitivos (LER) /Distúrbios Osteomioarticulares relacionados ao trabalho (DORT),

Após pesquisa bibliográfica detalhada, foram encontrados poucos estudos com o objetivo de avaliar o trabalhador em seu ambiente de trabalho em instituições públicas e os riscos posturais ocupacionais assumidos pelo mesmo, sendo relevante a construção e implementação de ferramentas para utilização em ambiente real e não simulado, resultando em dados mais fidedignos.

1.3 Objetivos

1.3.1 Objetivo geral

O objetivo neste trabalho é produzir uma ferramenta automática de apoio à análise de risco biomecânico de trabalhadores em ambiente informatizado, em tempo real, facilitando a atuação fisioterápica preventiva.

1.3.2 Objetivos específicos

- ¿ Avaliar a postura corporal e suas alterações nos indivíduos em ambiente laboral em sedestação;
- ¿ Correlacionar relatos de desconforto doloroso com os padrões de risco;
- ¿ Identificar possíveis limitações ambientais que induzam a alterações posturais;
- ¿ Detectar a localização de dor e desconforto nas regiões do corpo.

1.4 Organização da dissertação

Este trabalho está estruturado em 5 capítulos. O primeiro Capítulo consiste da Introdução onde são abordadas a contextualização, justificativa e objetivos. O restante deles estão organizados conforme consta a seguir:

Capítulo 2: Fundamentação teórica: apresenta tópicos relacionados a ergonomia, avaliação postural e métodos de avaliação, assim como conceitos e uso da tecnologia nos processos avaliativos em saúde.

Capítulo 3: Metodologia: apresenta materiais e métodos utilizados para desenvolvimento deste projeto, sendo eles, descrição do método utilizado, visualização do método, bem como as métricas utilizadas para avaliação quantitativa.

Capítulo 4: Experimentos e Análise dos Resultados: apresenta os resultados obtidos em cada etapa empregada, bem como os resultados quantitativos dos experimentos, comparação qualitativa e quantitativa de resultados obtidos pela aplicação de outros métodos pela literatura, discussão dos resultados e da aplicação do uso do protótipo construído.

Capítulo 5: Conclusão: apresenta as conclusões do projeto, limitações e trabalhos futuros.

2 FUNDAMENTAÇÃO TEÓRICA

Este capítulo visa apresentar as principais conceituações, fundamentos e técnicas necessárias para o desenvolvimento da pesquisa. Assim como destaca alguns trabalhos correlatos que dão embasamento para sua realização.

2.1 Ergonomia física

Segundo Couto (1995), a ergonomia tem quatro grandes áreas de atuação aplicadas ao trabalho. A primeira grande área da ergonomia preocupa-se com o planejamento dos sistemas de trabalho de atividades fisicamente pesadas, com altos gastos energéticos e acúmulo de ácido láctico no sangue do trabalhador, com a possibilidade de acidose metabólica. Nesta área também se estudam ambientes com altas temperaturas. A segunda grande área, a área da biomecânica, preocupa-se com os movimentos e posturas de trabalho, estudando a anatomia corporal relacionada à posição ocupacional do empregado. Nesta área, estuda-se o que decorre de uma jornada de um trabalhador na posição sentada. Na terceira grande área, utiliza-se da antropometria para medir as dimensões humanas e seus ângulos de conforto e desconforto, e, com base nestes dados, planejam-se postos de trabalho confortáveis e ergonomicamente adequados aos empregados. A quarta grande área de atuação da ergonomia ocupa-se em prevenir o erro humano, já que condições ergonomicamente adversas estão frequentemente relacionadas a este.

A segunda área corresponde ao que se é estudado pela ergonomia física, que consiste no estudo da relação de trabalho no aspecto físico, envolvendo estudos da influência do trabalho no funcionamento da musculatura, articulações, postura e movimentos (GUIMARAES; IIDA, 2016; COUTO, 1995).

Dentro dos estudos de Ergonomia existem duas formas avaliativas predominantes que se utilizam de diversos métodos da Ergonomia Física. São elas a Análise Ergonômica do Trabalho (AET) e a Perícia judicial. Ambas advêm de alguém que os solicita, entretanto, a primeira tem teor tanto preventivo quanto avaliativo pós-intervenção.

A análise Ergonômica do Trabalho avalia o posto de trabalho, com vistas a determinar riscos, observar excessos e propor mudanças de melhoria. Em geral a AET perpassa pelas seguintes etapas: análise de demanda (solicitação do estudo ergonômico), definição das situações de trabalho (primeiras hipóteses), observações preliminares, pré-diagnóstico (conclusões prévias), levantamento de hipóteses, observações detalhadas (análise da atividade

e exigências do trabalho), diagnóstico e recomendações (proposta de melhorias e necessidades) (LIMA, 2004; GUIMARÃES; IIDA, 2016). Entretanto essas etapas não configuram um método fixo, mas adaptável e passível de modificações. No caso das perícias judiciais, surgem a partir de requisição formal de instituição pública ou privada, ou de pessoa jurídica. Os resultados são apresentados através de parecer sucinto ou de laudo técnico (VERONESI JUNIOR, 2013).

2.1.1 Biomecânica ocupacional

O sangue funciona como combustível nas movimentações dos músculos, conduzido até eles pelos vasos capilares. Ao contrair um músculo, ocorre o estrangulamento dos capilares, o que vem a diminuir a quantidade de sangue, conseqüentemente causando a fadiga muscular. Com a contração e distensão do músculo essa situação pode vir a ser revertida, pois o músculo toma aspecto de bomba sanguínea. O que explica a fadiga causada pelo trabalho estático com longo tempo de contração e favorece o equilíbrio ao trabalho dinâmico (GUIMARÃES; IIDA, 2016).

Apesar das diferenças pontuais, não há uma separação definida entre trabalho estático e trabalho dinâmico. A caracterização é feita através da predominância de esforços musculares. Kroemer e Grandjean (2005) caracterizam trabalho estático significativo nas seguintes condições:

1. Esforço grande por 10 segundos ou mais;
2. Esforço moderado por 1 minutos ou mais;
3. Esforço leve (1/3 força máxima) por 5 minutos ou mais.

As posturas estáticas se caracterizam pelo não relaxamento da musculatura, onde os músculos permanecem em estado de contração, tensão. Durante a contração estática a pressão intramuscular aumenta, diminuindo o diâmetro dos vasos, prejudicando assim a irrigação sanguínea e acarretando a médio e longo prazo fadiga muscular. Em relação ao trabalho dinâmico, o estático demanda um consumo maior de energia, frequências cardíacas maiores e períodos de recuperação mais longos (GUIMARÃES; IIDA, 2016; ZILLI, 2002).

Nenhuma postura estática ou movimento repetitivo pode ser mantido por longo período sem causar danos à saúde do trabalhador. Posturas prolongadas e movimentos repetitivos são muito fatigantes, em longo prazo, podem lesionar músculos, ligamento ou articulações (GOMIDE, 2010).

A biomecânica do trabalho analisa as interações e as consequências da relação homem-trabalho, do ponto de vista dos movimentos musculoesqueléticos e contempla as posturas corporais associadas à aplicação de forças (XAVIER, 2006).

Nos estudos de Biomecânica se verifica as relações entre as dimensões corporais e a postura no trabalho. Neste contexto se vê um trabalhador que se ajusta ao equipamento, assumindo posturas inadequadas, e/ou quando o equipamento é ajustado ao trabalhador em relação às suas dimensões corporais, permitindo a adoção de posturas adequadas (PALUCH, 1996).

2.1.2 Postura laboral do usuário de computador

Postura é o estudo do posicionamento relativo de partes do corpo, como cabeça, tronco e membros, no espaço. A boa postura é importante para realização do trabalho sem desconforto e estresse. Trabalhando ou repousando, o corpo assume três posições básicas: deitado, sentado ou em pé (GUIMARAES; IIDA, 2016).

Com o advento da tecnologia os ambientes de trabalho têm assumido um padrão predominantemente informatizado, assumindo características de um trabalho sedentário em um posto de trabalho com computador, onde predominam as posturas estáticas, o que causa fadiga e dor (ZILLI, 2002).

No contexto do serviço público, há um predomínio de trabalhadores que exercem suas atividades em postos de trabalho informatizado. O trabalhador administrativo desenvolve suas atividades laborais na postura prolongada sentada diante do computador (especialmente em ambiente ergonômicos inadequados) e sua relação com surgimento de dores na coluna é discutida em diversas pesquisas (FABRIZIO, 2009). A exigência do uso de teclado e monitor de vídeo muitas vezes expõem estes trabalhadores à posturas inadequadas e aos movimentos repetitivos e constantes das extremidades superiores causando dor em ombro e pescoço. De forma que os Distúrbios Osteomusculares Relacionados ao Trabalho (DORT) são comumente relatados por trabalhadores administrativos. (FABRIZIO, 2009; NEJATI et al., 2014)

O trabalho sentado ao computador, embora pareça inofensivo, pode contribuir para surgimento de dores nas costas, fadiga mental e visual e até lesões eventualmente graves devido ao acumular de horas nesta postura e adoção de posturas incorretas, mobiliário não ergonômico e a falta de exercício físico. O acúmulo de fadiga acaba dando origem a uma progressiva diminuição da nossa capacidade para o trabalho, contribuindo também para um aumento da taxa de absenteísmo por doença (natural ou profissional). É, portanto,

fundamental compreender e conhecer os perigos/fatores de risco ergonômicos existentes nos postos de trabalho com computadores e a sua relação com as dimensões da análise ergonômica (SOBRAL, 2014).

A *European Agency for Safety and Health at Work* (2007), determina que existem fatores de risco/perigos associados ao trabalho sentado ao computador, que podem relacionar-se com a postura adotada, devido à natureza sedentária que contribuem frequentemente para a adoção de posturas estáticas durante extensos períodos de tempo. Ou também, pela frequente adoção de posturas penosas devido à configuração inadequada dos postos de trabalho e à atitude dos trabalhadores (cruzar as pernas) e com as características da atividade, como, por exemplo, a realização de movimentos repetitivos ao nível do membro superior, através da interação com o teclado e o mouse, as exigências visuais e de concentração necessárias no trabalho com o computador (CARDOSO JUNIOR, 2006).

Durante o uso do computador todo corpo assume uma posição contraída e pouco natural. A cabeça tende a permanecer imóvel. As mãos, braços, dedos e tronco tendem a se ajustar nas posições menos desfavoráveis e frequentemente os mobiliários e equipamentos não se ajustam à estatura e comprimento dos segmentos corporais para usuários distintos. Nesse contexto, o usuário do computador tem a tensão muscular ao longo do pescoço, dos ombros e da parte superior do corpo aumentada pelo esforço visual, concentração mental e adaptação à posição. Inicialmente, a tensão muscular prolongada e a postura estática produzem fadiga e dores penetrantes nos músculos, geralmente as estruturas do pescoço e do ombro são as primeiras a sofrer. No início, a dor e a tensão geralmente diminuem algumas horas após o computador ter sido abandonado. Se essa posição for mantida regularmente por um longo período a dor certamente irá tornar-se permanente (SANTOS et al., 2008).

A postura sentada exige atividade muscular do dorso e do ventre para manter essa posição. Praticamente todo peso do corpo é suportado pela pele que cobre o osso ísquio, nas nádegas. Sob o ponto de vista biomecânico, por melhor que seja a postura sentada, os discos intervertebrais sofrem carga de cerca de 50%, principalmente na lombar, e se mantido estaticamente por um tempo prolongado, produz fadiga e conseqüente dor (RIO; PIRES, 2001).

Uma das mais fatigantes é aquela que exige posição estática da cabeça inclinada para frente. Essa postura provoca fadiga rápida dos músculos do pescoço e do ombro, devido, principalmente, ao momento provocado pela cabeça, que tem um peso relativamente grande (4 a 5 kg). As dores no pescoço começam a aparecer quando a inclinação da cabeça em

relação a vertical for superior a 30 graus. Neste caso, devem-se tomar providências para reestabelecer a postura vertical da cabeça, de preferência até 20 graus de inclinação (GUIMARÃES; IIDA, 2016; COURY, 2009).

O posicionamento de uma superfície de trabalho ou de componentes em relação ao indivíduo que realiza tarefa na posição sentada é importante, não somente pela influência da coluna lombar, mas sobre a parte superior do dorso que dependem de como os braços estão sustentados. Uma superfície de trabalho acima do nível dos cotovelos normalmente resulta em abdução de ombros, com aumento de estresse sobre estas articulações, assim como sobre os músculos da região do braço e do pescoço. Recomenda-se um ângulo de abdução de ombros de 15 a 20 graus ou menos e o de flexão de 25 graus ou menos para trabalhos prolongados em mesas. Estudos de biomecânica demonstram que o tempo máximo para se manter certas posturas inadequadas, como o dorso muito inclinado para frente, podem durar, no máximo, de 1 a 5 minutos até que se comecem as dores (GUIMARÃES; IIDA, 2016)

Os músculos quase sempre trabalham em conjunto com outros músculos para produzir movimento. Quando ocorre a contração de um, outros são acionados para estabilizar as articulações e possibilitar o movimento pretendido. Em movimentos repetitivos como o ato de digitar se usa muito os músculos dos dedos. Neste caso, quando eles fatigam são substituídos pelos do punho e dos ombros, mas como esses não possuem a mesma precisão a qualidade da escrita fica pior (IIDA; GUIMARÃES, 2016).

Na posição sentada com apoio isquiático, na postura denominada de digitadores, o peso do corpo repousa unicamente sobre os ísquios, a pelve se encontra em equilíbrio instável, apresentando anteversão e hiperlordose lombar, além das curvaturas dorsais e cervicais se apresentarem mais acentuadas. O trapézio suporta a cintura escapular e os membros superiores no intuito de manter a estática vertebral. (KROMER; GRANDJEAN, 2005; CHAFIN, 1973).

Embora a literatura registre uma quantidade significativa de estudos ergonômicos que tratam de projetos de estações de trabalho envolvendo o mobiliário cadeira-mesa, trabalhadores e estudantes permanecem sentados em cadeiras cujos designs deixam de atendê-los nas suas exigências. A permanência por longos períodos de tempo, na postura estática, em mobiliários inadequados, favorece altos custos à saúde da coluna vertebral (CORLETT, WILSON E MANENICA, 1986). Ao atingirem a meia idade, os indivíduos queixam-se de alguma forma de dores na coluna. (MORO, 2000).

Os elementos responsáveis pela sustentação do sujeito na postura sentada são, portanto, as superfícies diferenciadas do mobiliário que servem de apoio aos segmentos corporais, principalmente, a região do tronco e dos membros superiores e inferiores. Caso a mobília cadeira-mesa deixe de atender às prerrogativas do usuário, este experimentará diversas posturas em busca do melhor equilíbrio para desenvolver a atividade proposta. Como consequência, a tentativa de encontrar a melhor posição reduzirá sobremaneira a capacidade de concentração, havendo um aumento do consumo de energia advindo do esforço muscular e de desconfortos musculoesqueléticos adicionais (CHAFFIN; ANDERSSON E MARTIN, 2001).


2.1.3 Questionário nórdico de sintomas musculoesqueléticos (NMQ)

O questionário geral adaptado por Barros e Alexandre (2003) contém o esboço de uma figura humana em posição posterior, dividida em nove regiões anatômicas. O questionário refere-se a relatos do presente desconforto osteomuscular relacionados ao trabalho nessas nove regiões. O questionário foi adaptado considerando-se os seis meses e os sete dias precedentes ao seu preenchimento e, se como consequência dessas dores houve a impossibilidade ou o afastamento de suas atividades diárias, ou se o respondente procurou um serviço médico nos últimos 6 meses (RORIGUES et al., 2015).

Foi desenvolvido para padronizar a mensuração de relato de sintomas musculoesqueléticos, constituindo importante instrumento de diagnóstico do ambiente ou do posto de trabalho. Os autores não o indicam como base para diagnóstico clínico, mas para a identificação de distúrbios osteomusculares constituindo assim um importante instrumento de diagnóstico de ambiente ou do posto do trabalho (KUORINKA et al., 1987).

O questionário é considerado válido, sobretudo, quando se quer fazer um levantamento abrangente, rápido e de baixo custo. Pode ser também usado para se fazer um levantamento inicial das situações que requeiram análises mais profundas e medidas corretivas (GUIMARÃES; IIDA, 2016) (Figura 1).

Figura 1- Questionário Nórdico de Sintomas Osteomusculares

		Questionário Nórdico dos sintomas músculo-esquelético		
		Marque um (x) na resposta apropriada. Marque apenas um (x) para cada questão. Não, indica conforto, saúde — Sim, indica incômodos, desconfortos, dores nessa parte do corpo. ATENÇÃO: O desenho ao lado representa apenas uma posição aproximada das partes do corpo. Assinale a parte que mais se aproxima do seu problema		
Partes do corpo com problemas	Você teve algum problema nos últimos 7 dias?	Você teve algum problema nos últimos 12 meses?	Você teve que deixar de trabalhar algum dia nos últimos 12 meses devido ao problema?	
1 - Pescoço	1 <input type="checkbox"/> Não 2 <input type="checkbox"/> Sim	1 <input type="checkbox"/> Não 2 <input type="checkbox"/> Sim	1 <input type="checkbox"/> Não 2 <input type="checkbox"/> Sim	
2 - Ombros	1 <input type="checkbox"/> Não 2 <input type="checkbox"/> Sim - ombro direito 3 <input type="checkbox"/> Sim - ombro esquerdo 4 <input type="checkbox"/> Sim - os dois ombros	1 <input type="checkbox"/> Não 2 <input type="checkbox"/> Sim - ombro direito 3 <input type="checkbox"/> Sim - ombro esquerdo 4 <input type="checkbox"/> Sim - os dois ombros	1 <input type="checkbox"/> Não 2 <input type="checkbox"/> Sim	
3 - Cotovelos	1 <input type="checkbox"/> Não 2 <input type="checkbox"/> Sim - cotovelo direito 3 <input type="checkbox"/> Sim - cotovelo esquerdo 4 <input type="checkbox"/> Sim - os dois cotovelos	1 <input type="checkbox"/> Não 2 <input type="checkbox"/> Sim - cotovelo direito 3 <input type="checkbox"/> Sim - cotovelo esquerdo 4 <input type="checkbox"/> Sim - os dois cotovelos	1 <input type="checkbox"/> Não 2 <input type="checkbox"/> Sim	
4 - Punhos e mãos	1 <input type="checkbox"/> Não 2 <input type="checkbox"/> Sim - punho/mão direita 3 <input type="checkbox"/> Sim - punho/mão esquerda 4 <input type="checkbox"/> Sim - os dois punho/mão	1 <input type="checkbox"/> Não 2 <input type="checkbox"/> Sim - punho/mão direita 3 <input type="checkbox"/> Sim - punho/mão esquerda 4 <input type="checkbox"/> Sim - os dois punho/mão	1 <input type="checkbox"/> Não 2 <input type="checkbox"/> Sim	
5 - Coluna dorsal	1 <input type="checkbox"/> Não 2 <input type="checkbox"/> Sim	1 <input type="checkbox"/> Não 2 <input type="checkbox"/> Sim	1 <input type="checkbox"/> Não 2 <input type="checkbox"/> Sim	
6 - Coluna lombar	1 <input type="checkbox"/> Não 2 <input type="checkbox"/> Sim	1 <input type="checkbox"/> Não 2 <input type="checkbox"/> Sim	1 <input type="checkbox"/> Não 2 <input type="checkbox"/> Sim	
7 - Quadril ou coxas	1 <input type="checkbox"/> Não 2 <input type="checkbox"/> Sim	1 <input type="checkbox"/> Não 2 <input type="checkbox"/> Sim	1 <input type="checkbox"/> Não 2 <input type="checkbox"/> Sim	
8 - Joelhos	1 <input type="checkbox"/> Não 2 <input type="checkbox"/> Sim	1 <input type="checkbox"/> Não 2 <input type="checkbox"/> Sim	1 <input type="checkbox"/> Não 2 <input type="checkbox"/> Sim	
9 - Tornozelo ou pés	1 <input type="checkbox"/> Não 2 <input type="checkbox"/> Sim	1 <input type="checkbox"/> Não 2 <input type="checkbox"/> Sim	1 <input type="checkbox"/> Não 2 <input type="checkbox"/> Sim	

Fonte: RORIGUES et al., 2015.

Pinheiro et al. (2002) ao propor a validação do NMQ como medida de morbidade conclui que a versão brasileira tem um bom índice de validade e o recomenda para avaliação da morbidade. Já Serranheira et al. (2003) confirma em seu estudo que a avaliação dos níveis de conforto com origem no sistema musculoesquelético está relacionada com o trabalho e as condições em que é exercido.

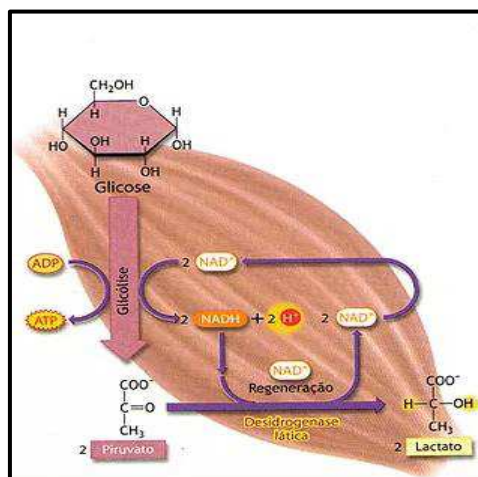
Prufer et al. (2013) conclui em seu estudo, onde também utiliza o NMQ, que programas baseados na orientação ergonômica e a fisioterapia preventiva apresentam bons resultados na redução da dor e sintomas de distúrbios osteomusculares.

2.2 Lesões por Esforços Repetitivos (LER) /Distúrbios Osteomioarticulares Relacionados ao Trabalho (DORT)

Para o entendimento das LER/DORTs é relevante explicitar as bases fisiológicas que norteiam e proporcionam o equilíbrio osteomioarticular.

Os tecidos musculares são responsáveis pelos movimentos corporais pela geração do trabalho, resultado de forças musculares sobre o sistema de alavancas ao redor de seu eixo articular. As fibras musculares que formam esse tecido se classificam como brancas ou vermelhas. As primeiras, também chamada de dinâmicas controlam o movimento e tende a hipotonia e fraqueza, já as vermelhas possuem função postural estática, tendem ao encurtamento do sistema muscular nas pessoas que ficam muito em pé ou sentado (ZILLI, 2002; KROEMER; GRANDJEAN, 2005; GUIMARÃES; IIDA, 2016; VERONESI JUNIOR, 2013)

Nas baixas intensidades de esforço físico, os músculos funcionam utilizando somente o armazenamento de energia mais próximo e disponível. Se não houver uma exigência muscular grande como é o caso da digitação, os músculos capturam energia partindo moléculas de glicose em duas outras de ácido láctico, sem utilizar-se de oxigênio, processo conhecido como anaeróbico (Figura 2). Apesar de envolver menos esforço, torna-se cansativo porque o ácido láctico é subproduto do processo anaeróbico que se acumula nos músculos até altos níveis de acidez e assim começam a interferir nas contrações musculares ocasionando a sensação conhecida como fadiga. Sendo essa a percussora das lesões por esforços repetitivos. (SANTOS et al, 2008; KROEMER; GRANDJEAN, 2005; IIDA; GUIMARÃES, 2016).

Figura 2- Formação de Lactato pelo metabolismo anaeróbico

Fonte: Educação Física em Jogo⁴. Bioenergética, 2013.

A irrigação sanguínea dos músculos é feita por vasos capilares, por onde o sangue transporta oxigênio até os músculos e retira os subprodutos do metabolismo. Quando um músculo está contraído há um aumento da sua pressão interna, o que provoca estrangulamento dos seus capilares, prejudicando sua irrigação. Um músculo sem irrigação sanguínea fatiga-se rapidamente, não sendo possível mantê-lo contraído por mais de um ou dois minutos. A dor que se segue provoca uma interrupção obrigatória do trabalho (GUIMARÃES; IIDA, 2016). Assim, posturas incorretas podem agravar a tensão muscular presente, acrescentando aos sistemas musculares rígidos nodosidades, encurtamentos e dor (ZILLI, 2002; CHAFFIN et al., 2001).

PERES (2005) conceitua as Lesões por Esforços Repetitivos/Distúrbios Osteomioarticulares Relacionados ao Trabalho (LER/DORT) como resultado da combinação da sobrecarga das estruturas anatômicas do sistema osteomuscular com a falta de tempo para sua recuperação. Isso pode ocorrer seja pela utilização excessiva de determinados grupos musculares em movimentos repetitivos, com ou sem exigência de esforço localizado, seja pela permanência de segmentos do corpo em determinadas posições por tempo prolongado, particularmente quando essas posições exigem esforço ou resistência das estruturas musculoesqueléticas contra a gravidade.

LER e DORT são um conjunto de síndromes caracterizado pela ocorrência de vários sintomas concomitantes ou não, tais como, dor, parestesia, sensação de peso, fadiga, causando incapacidade laboral temporária ou não (VENDRAME, 2013). Não é uma doença específica, mas um nome para uma série de distúrbios que atingem principalmente pescoço, ombros,

⁴ <http://dirceufp.wixsite.com/educacaofisica/bioenergetica>, Acesso em: 18 de Jan, 2018.

membros superiores, mãos e pulsos, gerando desconforto, edemas, inflamações, atrofia, lesões, rompimentos, entre outros. Tais distúrbios geralmente são provocados por fatores relacionados à organização do trabalho.

A maioria dos distúrbios ocupacionais pode ser solucionada com medidas simples como a adaptação do posto de trabalho e a adoção de posicionamentos mais funcionais e menos agressivos. Sendo assim, as estratégias preventivas passam pela educação em saúde (prevenção primária), que tem o foco centrado na reeducação postural e gestual no trabalho – sendo imprescindível a compreensão e a assimilação individual a respeito desses cuidados no dia a dia (ZILLI, 2002).

Uma das questões que atualmente mais intrigam no mundo do trabalho é a existência, cada vez maior, da dor. Mais intrigante ainda, o evento dor pouco é questionado, ou seja, de modo geral, não se procura o entendimento das causas da dor; ela existe e procura-se tratá-la, sem, no entanto, buscar soluções efetivas que eliminem a dor do trabalho. Partindo do pressuposto de que é impossível um trabalhador produzir bem, com qualidade, sentindo dor e desconforto, torna-se imprescindível, para o bem dos trabalhadores e para a sobrevivência das empresas, eliminar a dor do trabalho. Uma das melhores estratégias para a eliminação da dor é a implantação de um processo de ergonomia, mais eficaz se associado a um programa de fisioterapia preventiva (PERES, 2005).

Os distúrbios e problemas musculoesqueléticos encontram-se, atualmente, no topo dos indicadores de doenças ocupacionais, quando se enfocam as perturbações na saúde dos trabalhadores. Independentemente do tipo de atividade ou do produto fabricado, do processo e organização do trabalho, as estruturas musculoesqueléticas passam a ser alvo frequente de agressões. As causas dessas agressões são diversas, considerando desde posturas críticas adotadas durante a jornada até fatores psicossociais e emocionais que acabam por acarretar posturas de proteção (posturas estáticas prolongadas) (GUIMARÃES; IIDA, 2016).

O usuário do computador está exposto a esses fatores. Dentre as principais causas dos Distúrbios Osteomusculares Relacionados ao Trabalho estão: postura fixa, movimento repetitivo e estresse psicológico. Por exigir um nível de concentração alto, a mobilidade se resume a mexer os olhos, movimentar a mão e o punho e inclinar ligeiramente a cabeça. A natureza e os detalhes das informações exibidas na tela requerem muita atenção e os usuários de computador podem ficar grudados em suas mesas, quase imóveis, por horas a fio (SANTOS et al., 2008).

Nesse contexto, o usuário do computador tem a tensão muscular ao longo do pescoço, dos ombros e da parte superior do corpo aumentada pelo esforço visual, concentração mental

e adaptação à posição. Inicialmente, a tensão muscular prolongada e a postura estática produzem fadiga e dores penetrantes nos músculos, geralmente as estruturas do pescoço e do ombro são as primeiras a sofrerem (BAWA, 1997).

Dentre as DORTS mais comumente encontradas pode-se elencar:

Síndrome de tensão cervical – se caracteriza por dores musculares seguidas de aumento de sensibilidade e rigidez no pescoço e ombros, em um contexto predominante de uso de computador (NUNES; BUSH, 2012).

Tendinite da coifa dos rotadores – é uma inflamação sintomática ou degeneração dos tendões dos músculos supraespinhoso, infraespinhoso, pequeno redondo e subescapular associadas ao ombro que pode resultar em contrações estáticas dos músculos do ombro (SERRANHEIRA et al., 2008).

Raquialgia – dor localizada ao longo da coluna vertebral que varia conforme a zona da coluna afetada – cervical, dorsal e lombar sendo as lombalgias e as cervicalgias queixas mais frequentes (QUEIROZ et al., 2004).

Os custos das DORTs podem ser divididos em custos diretos e indiretos. Os custos diretos referem-se às indenizações pagas aos trabalhadores lesionados e os custos com os tratamentos médicos, entre outros, enquanto os custos indiretos estão ligados à redução da produtividade e qualidade, reposição dos trabalhadores, formação e custos do absenteísmo (BALDWIN, 2004 apud DE MATOS, 2014).

2.3 Fotogrametria/Videogrametria

Por muitos anos e atualmente, o goniômetro, a fita métrica, a balança de peso e antropométrica são utilizados acreditando se tratar do melhor recurso para obtenção de dados para análise satisfatória. Com o avançar da tecnologia, novas formas de medidas foram incluídas para obtenção de resultados mais fieis em avaliações.

A Biofotogrametria Computadorizada se fundamenta na aplicação do princípio fotogramétrico das imagens fotográficas, obtidas de movimentos corporais, onde se realizam as bases apropriadas para a fotointerpretação. Portanto, é um recurso de avaliação não invasivo, que apresenta vantagens na efetividade de sua aplicação clínica, oferece baixo custo do sistema de recolha e fotointerpretação da imagem, assim como, a alta precisão e reprodutibilidade dos resultados. Para a avaliação postural, os indivíduos devem se submeter previamente a demarcações nos pontos anatômicos referenciais com marcadores de diversos tipos (MIRANDA, 2014) (Figura 3), que deverão corresponder aos ângulos e, as imagens

captadas, devem ser de boa qualidade, para uma adequada interpretação fotogramétrica (MIRANDA, 2014; GATTO-CARDIA et al., 2012).

Figura 3 - Objetos ou marcadores para uso da fotogrametria



Fonte: MIRANDA, 2014.

É um procedimento diagnóstico acurado devendo ser empregado como padrão ouro na avaliação da postura pelo baixo custo (FERREIRA et al., 2010). Independente da definição utilizada para biofotogrametria, sempre terá a ver com a aquisição de informações sobre um objeto, seguida por um processo de medição e análise (BRITO; COELHO, 2002).

O uso de radiografias e fotografias estáticas tem predominado nas análises posturais, entretanto, devido a postura corporal ser uma condição dinâmica que envolve muitas oscilações sobre a base de suporte, a obtenção dos dados em um único momento pode não representar a média das oscilações (MACÊDO; PATRICIO; SÁ, 2015). Ao examinar a confiabilidade da fotogrametria em determinar uma medida estável da postura, observa-se amplo coeficiente de variação e baixo coeficiente de correlação intraclasse. Isto reflete a pobre repetibilidade nas avaliações dos mesmos sujeitos no mesmo dia e entre dias diferentes. (DUNK et al., 2004).

Tradicionalmente a avaliação postural tem sido realizada utilizando parâmetros subjetivos, todavia com o desenvolvimento de novas tecnologias fotogramétricas este exame

tem se tornado cada vez mais quantitativo, assumindo um padrão universalizado para este procedimento (GATTO-CARDIA et al., 2012).

A fotogrametria é um importante instrumento na avaliação cinesiológica-funcional, para todas as áreas de atuação, porém nos laudos periciais ela traz um grande diferencial. Nas perícias judiciais, a análise da postura do reclamante, a análise da amplitude de movimento (ADM) do periciado, bem como a análise dos movimentos realizados durante a sua atividade laboral, é fundamental para formulação do laudo e sua conclusão. A fotogrametria traz também maior evidência do objeto de estudo, sendo fundamental ferramenta de ilustração e quantificação para o diagnóstico funcional dentro da saúde do trabalhador. Fotografias podem auxiliar de forma útil a avaliação da postura e mecânica corporal do trabalhador durante as atividades laborais, além de servir de ferramenta diagnóstica e evolutiva da postura do candidato a futuro colaborador nos exames admissionais (VERONESI JUNIOR, 2013).

Segundo Macêdo et al. (2015), mensurações realizadas em um momento pela fotogrametria são precisas, mas podem não representar o posicionamento dos seguimentos corporais em momentos diferentes. Relata também que é possível que mensurações por videogrametria sejam mais precisas que fotografias estáticas o que reduz as limitações em coortes e acompanhamento clínico. Sendo assim, sendo superior a avaliação subjetiva, a utilização de um *software* que permita a avaliação dinâmica dos movimentos humanos por meio de videogrametria poderia contribuir com o aperfeiçoamento da avaliação postural computadorizada. (MACÊDO et al., 2015).

Na prática, durante uma jornada de trabalho, um trabalhador pode assumir centenas de posturas diferentes. Em cada tipo de postura, um conjunto de musculatura é acionado. Muitas vezes, no comando de uma máquina, por exemplo, podem haver mudanças rápidas de uma postura para outra. Uma simples observação visual não é suficiente para se analisar essas posturas detalhadamente, sendo necessário empregar técnicas especiais para registro e análise dessas posturas.

2.4 Métodos e softwares de avaliação postural na ergonomia física

Tradicionalmente a avaliação postural tem sido realizada utilizando parâmetros subjetivos (GATTO-CARDIA et al., 2012). Segundo Macêdo et al. (2015), uma simples observação visual não é suficiente para se analisar essas posturas detalhadamente, sendo necessário empregar técnicas especiais para registro e análise dessas posturas.

Métodos observacionais são métodos baseados na observação direta do trabalhador durante o desenvolvimento de sua tarefa. Eles são simples e baratos, permitem avaliar uma

grande variedade de posições e são pouco invasivos, mas geralmente não são precisos na coleta de dados e seus resultados são generalizados e amplos.

A escolha de métodos para avaliação ergonômica depende da natureza e do propósito da investigação. As mais simples são realizadas por um observador e avaliam, em geral, a postura e posição dos segmentos corporais, estabelecendo pontuações para o nível de risco ergonômico. Já as mais avançadas utilizam vídeos e modelos biomecânicos, podendo determinar amplitude de movimento e velocidade. Os métodos de avaliação direta utilizam instrumentos posicionados no trabalhador, como goniômetros e sensores/marcadores. (FERREIRA et al., 2009).

Existem inúmeros métodos de análise de risco desde *checklist* ao uso de instrumentos com maior acurácia e quantitativos como é o caso dos acelerômetros, goniômetros, plataformas de força e do dinamômetro, entretanto em geral têm como base normativas e estudos biomecânicos que envolvem força, postura e tempo, além de outras variáveis que se tornam relevante em vista do ambiente e necessidades ocupacionais.

A complexidade de usar e interpretar os resultados dos métodos de medição direta os torna preferidos pelos pesquisadores, mas, em muitos casos, os ergonomistas os acham inadequados para medir o risco em situações reais de trabalho (MOTTA, 2009).

Guimarães e Iida (2016) relacionam alguns métodos mais utilizados para avaliação do trabalhador em postura predominante estática (Quadro 3).

Quadro 3 - Métodos mais utilizados para avaliação de risco em posturas estáticas.

OBJETIVO DA AVALIAÇÃO	TIPO DE ABORDAGEM	TÉCNICA	VARIÁVEIS AVALIADAS
RISCO DE DORT CORPO INTEIRO	QUALITATIVA PARA IDENTIFICAÇÃO- CHECKLIST	PLIBEL	POSTURA, FORÇA, FREQUÊNCIA, VIBRAÇÃO, TEMPERATURA
		KEYSERLING	POSTURA, FORÇA, FREQUÊNCIA, VIBRAÇÃO, DURAÇÃO
		RODGERS	ESFORÇO, FREQUENCIA, DURAÇÃO
	SEMIQUANTITATIVA PARA IDENTIFICAÇÃO- CHECKLIST	QEC	POSTURA, FORÇA, FREQUÊNCIA, MOVIMENTO, DURAÇÃO
SEMIQUANTITATIVA PARA ANÁLISE	OWAS REBA	POSTURA FORÇA POSTURA FORÇA	
RISCO DE DORT MEMBROS SUPERIORES	QUALITATIVA DE IDENTIFICAÇÃO- CHECKLIST	MICHIGAN	ESTRESSE FÍSICO, FORÇA, REPETIÇÃO
	SEMIQUANTITATIVA PARA IDENTIFICAÇÃO- CHECKLIST	STRAIN INDEX	POSTURA, FORÇA, FREQUÊNCIA, VIBRAÇÃO, DURAÇÃO
	SEMIQUANTITATIVA PARA ANÁLISE- CHECKLIST	OCRA	POSTURA, FORÇA, FREQUÊNCIA, VIBRAÇÃO, DURAÇÃO, FATORES ADICIONAIS
	SEMIQUANTITATIVA PARA ANÁLISE	RULA	POSTURA, FORÇA, TRABALHO ESTÁTICO

Fonte: Adaptado de GUIMARÃES; IIDA, 2016.

Em geral, esses métodos seguem como base normas para sua formulação, tais como a ABNT NBR ISO 11226 que vem sendo rotineiramente utilizada para indivíduos em postura estática. Ela foi elaborada pela comissão de estudo especial de Ergonomia-Antropometria e Biomecânica e contém uma abordagem para determinar a aceitabilidade de posturas estáticas de trabalho, estabelecendo recomendações ergonômicas para diferentes tarefas de trabalho.

Especifica limites recomendados para posturas estáticas de trabalho, sem qualquer ou somente um mínimo de esforço, enquanto leva em conta aspectos como ângulos posturais e tempo. As recomendações a respeito de riscos e proteção à saúde estão baseadas principalmente em estudos experimentais com respeito a carga musculoesquelética, ao desconforto/dor e à resistência/fadiga relacionadas a posturas estáticas de trabalho (ISO 2000/ABNT, 2013).

O primeiro passo considera somente os ângulos posturais. Uma avaliação pode conduzir para resultado “aceitável”, “vá para passo 2” (Tempo) ou “não recomendado”, conforme se verifica nas árvores de decisão construídas (ISO 2000/ABNT 2013; HATIAR; CAGANOVA, 2009).

Foi Desenvolvida pela Organização Internacional de Normalização em 2000 e avalia posturas de trabalho estático. Tem a capacidade de avaliar todas as posturas adotadas durante o desempenho de uma tarefa de forma global. É essa capacidade de avaliar várias tarefas que o tornam um dos mais usados para avaliar a carga postural (DELLEMAN e DUL, 2007; ISO 2000/ABNT, 2013).

Analisa vários segmentos e juntas separadamente, em duas etapas. No primeiro passo, os ângulos das juntas são considerados, recomendando alguns valores baseados principalmente no risco de deformação das estruturas do corpo passivo (ligamentos, cartilagens, discos intervertebrais). No segundo passo, a manutenção da postura é levada em consideração (DELLEMAN; DUL, 2007).

A dor, a fadiga e os distúrbios do sistema musculoesquelético podem resultar de posturas de trabalho inadequadas sustentadas que podem ser causadas por situações de trabalho precárias. A dor e a fadiga musculoesqueléticas podem influenciar o controle da postura, que aumentam o risco de erros e podem resultar em redução da qualidade do trabalho ou da produção e em situações perigosas. O bom design ergonômico é um requisito básico para evitar esses efeitos adversos. A NBR ISO 11226 contém uma abordagem para determinar

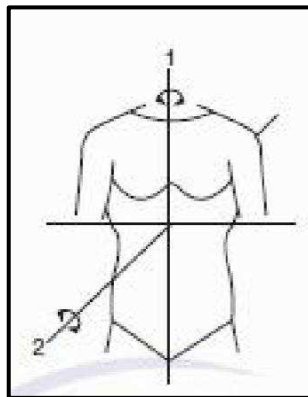
a aceitabilidade das posturas de trabalho estático (DUL; VLAMING; MUNNIK, 1996; ISO 2000/ABNT 2013; OCCHIPINTI; COLOMBINI, 2016).

O aumento da torção do pescoço está associado a uma maior incidência de achados médicos, incluindo movimentos de cabeça dolorosamente limitados, pontos de pressão dolorosos nos músculos do pescoço e inserções dolorosas do tendão na área do ombro. A maioria dos estudos anteriores sobre os efeitos da postura da cabeça e do pescoço (por exemplo, carga do pescoço, queixas de saúde) focam a inclinação da cabeça para frente, isto é, a quantidade de desvio da postura vertical. Isso pode ser visto como uma medida da carga musculoesquelética, um equivalente da força entregue pelos músculos do pescoço para contrariar a força gravitacional na cabeça (DELLEMAN et al., 2000; DELLEMAN; DULL, 2007).

A ISO 11226 inclui uma relação entre inclinação da cabeça e tempo máximo de retenção aceitável. Os tempos máximos de retenção para quase todos os adultos saudáveis foram estimados com base nas relações entre a inclinação da cabeça e a porcentagem de força da extensão dos músculos do pescoço. As recomendações relativas aos riscos e à prevenção da saúde baseiam-se principalmente em estudos experimentais sobre a carga musculoesquelética, desconforto / dor (DELLEMAN et al., 2000).

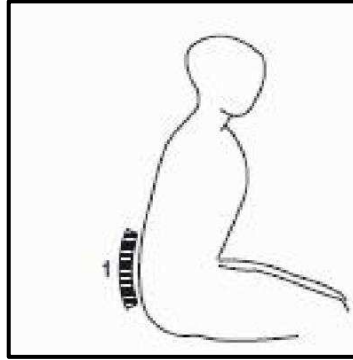
Além de avaliação de medidas angulares a NBR ISO 11226 verifica algumas assimetrias e movimentos corporais não recomendados que configuram a análise qualitativa dessa norma. No tronco, a postura não deve apresentar rotações, flexões laterais ou retificação da coluna lombar (Figura 4, 5). Na cabeça não é recomendado rotações e flexão lateral de pescoço (Figura 6). Posturas de extensão e rotação externa do braço e elevação de ombro não são recomendadas (Figura 7).

Figura 4- Postura de Tronco (rotação axial/ flexão lateral do tórax em relação à pelve).



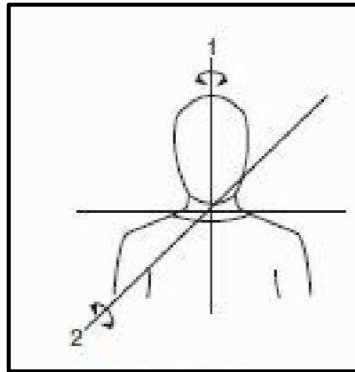
Fonte: DELLEMAN et al., 2000.

Figura 5 - Postura retificada da coluna lombar.



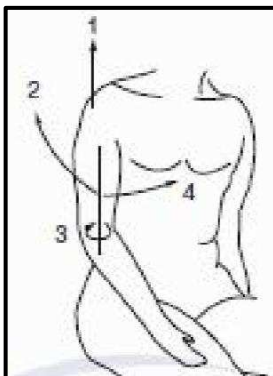
Fonte: DELLEMAN et al., 2000.

Figura 6- Postura do Pescoço (rotação axial/flexão lateral da cabeça em relação ao tórax).



Fonte: DELLEMAN et al., 2000.

Figura 7 – Posturas de ombro e braço.



<i>1. Ombro elevado</i>
<i>2 Extensão de braço</i>
<i>3 Rotação externa do braço</i>
<i>4 Abdução do braço</i>

Fonte: DELLEMAN et al., 2000.

Um método também de grande relevância e cuja usabilidade é alta, trata-se da ferramenta RULA (*Rapid Upper Limb Assessment*), que foi desenvolvida por McAtamney e

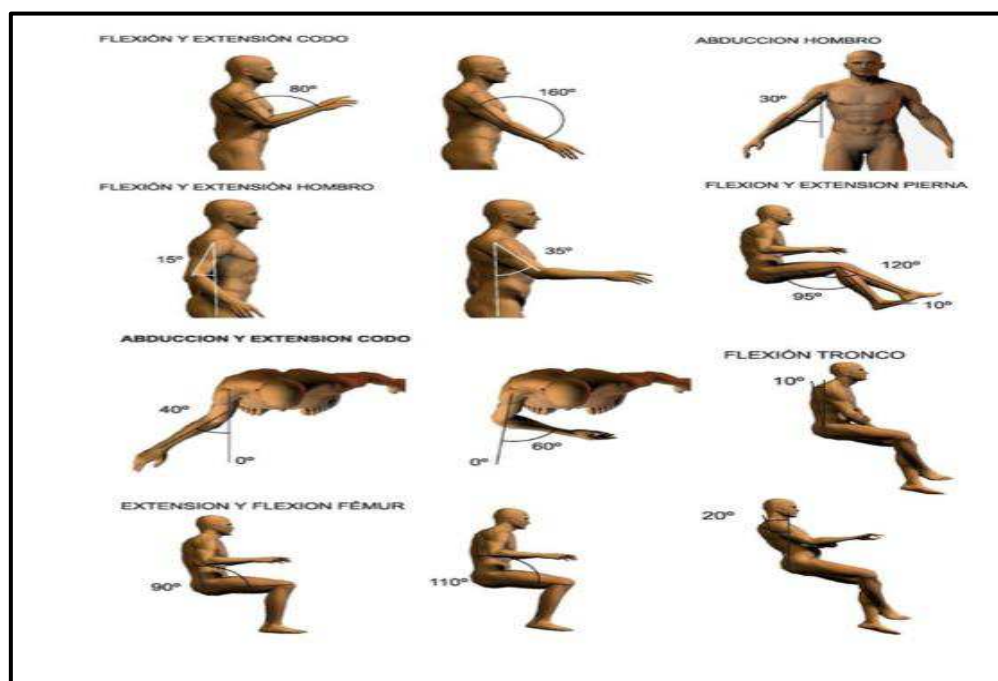
Corlett (1993). Avalia posturas, força e atividades musculares, que contribuem para o aparecimento de dores e de lesões nos membros superiores. Semelhante ao *Ovako Working posture Assessment. System* (OWAS) ele registra as posturas descrevendo o posicionamento dos segmentos corpóreos, sendo mais detalhada esta descrição visto que contempla o pescoço, punho e cotovelo, que o OWAS não registra (KEE; KARWOWSKI, 2007; GUIMARÃES; IIDA, 2016). O RULA é uma análise rápida dos membros superiores de investigação ergonômica nos postos de trabalho que possuam potencial causador de desordens musculoesqueléticas investigando a exposição de fatores de risco sofrida por trabalhadores durante a atividade laboral (PAIM et al., 2017; STRABELI; NEVES, 2015).

O método usa diagramas das posturas do corpo e três escores que permitem a avaliação da exposição aos fatores de risco (PAIM et al., 2016; GUIMARÃES; IIDA, 2016). Ambos (RULA OU NBR ISO 11226) remetem a posturas angulares que se enquadram num grau de recomendação, medidas conforme recursos e técnicas da biofotogrametria.

Na NBR ISO 11226, a medida de inclinação de tronco está diretamente ligada com a de cabeça e conseqüentemente com flexão de pescoço. Diferentemente de outros métodos seguem padrões de subtração de registros de angulo em posturas de referencia. No RULA, as medições são feitas com base nas padronizações existentes nas avaliações com biofotogrametria tradicional. Com relação aos ângulos de conforto, GRANDJEAN, considera como de conforto ao trabalho, ângulos que proporcionam menores riscos posturais e danos às estruturas envolvidas (ISO 2000/ABNT, 2013; KEE, D.; KARWOWSKI, 2007; ERGOKIT,2017⁵) (Figura 8).

⁵ VARGAS, José Israel. MANUAL DA ERGOKIT. Disponível em:< <http://blog.lidis.ufrj.br/wp-content/uploads/2014/02/MANUAIS-DO-ERGOKIT-co%CC%81pia-co%CC%81pia.pdf> >. Acesso em: 12 de nov. 2017.

Figura 8- Ângulos de conforto de Grandjean.



Fonte: GUIMARÃES; IIDA, 2016.

Os métodos supracitados, em geral, são os mais utilizados para avaliação de risco em posturas estáticas. Entretanto com as novas tecnologias, tais métodos têm sido incorporados a softwares facilitando o trabalho dos ergonomistas (CAMELO et al., 2015; MACÊDO et al., 2015; VERONESI JUNIOR, 2013; GUIMARÃES; IIDA, 2016) (Quadro 4).

Quadro 4 - Softwares mais utilizados para avaliação postural e análise de risco biomecânico.

SOFTWARE	OBJETIVO	IMAGEM	DIAGNÓSTICO DE RISCO	TEMPO REAL
SAPO	ANÁLISE POSTURAL E BANCO DE DADOS	DIGITALIZADA	NÃO	NÃO
KINOVEA	ESTUDO BIOMECÂNICO NO DESPORTO	DIGITALIZADA	NÃO	NÃO
CORELDRAW	PARA DESIGN GRÁFICO	DIGITALIZADA	NÃO	NÃO
ERGOLÂNDIA	AVALIAÇÃO ERGONÔMICA	FIGURAS/ DIGITALIZADA	SIM	NÃO
RULA	QUANTIFICA RISCO BIOMECÂNICO	FIGURAS	SIM	NÃO
ERGOMETRIX	AVALIAÇÃO ERGONÔMICA	FIGURAS/ DIGITALIZADA	SIM	NÃO
WINOWAS	QUANTIFICA RISCO BIOMECÂNICO	FIGURAS	SIM	NÃO

Fonte: CAMELO et al., 2015; MACÊDO et al., 2015; VERONESI JUNIOR, 2013; GUIMARÃES; IIDA, 2016.

Há uma grande gama de *softwares* para avaliação postural, entretanto apresentam limitações, como os domínios de teoria e prática instrumental em análise de imagens e o mau-posicionamento dos marcadores refletindo em erros de leitura angular (RICIERI, 2005).

O *SAPO*® apesar de estar evidente em vários artigos e ser bastante confiável possui caráter muito amplo e, portanto, tem sido utilizado apenas, no âmbito da saúde do trabalhador para medição angular manual (DUARTE et al., 2005).

O *Kinovea*® realiza análise de imagem aberta livre projetado para explorar e comentar a ação biomecânica com a finalidade de estudar a técnica e o movimento dos esportes. Esta ferramenta permite modificar e gerenciar vídeos de uma forma simples, usando um sistema de janelas e pequenos ícones gráficos, escrevendo dados na imagem, marcando o eixo, calculando ângulos, medindo distâncias, entretanto faz uso de mecanismos não automáticos (LLUCH, 2012).

O *Corel Draw*® é um programa de desenho vetorial desenvolvido pela Corel Corporation de Ottawa, Canadá, que inclui ferramentas como ilustração vetorial, layout de página, edição de fotos, rastreamento, animação e gráficos para a Web. É comercializado e encontrado em várias línguas. Pesquisadores relataram que este programa é eficaz e útil para avaliação postural, apesar dele não ser desenvolvido especificamente para isso (DOS SANTOS; FANTINATI, 2011).

Como referido no quadro acima o *Corel Draw*®, *Kinovea*® e *SAPO*® apresentam maior usabilidade e ainda continuam sendo referência tanto para análise postural em AET, quanto em resposta a solicitação de perícia judicial.

Entretanto, tais softwares apresentam apenas parte das necessidades, pois, em geral, vislumbram apenas medidas angulares, o que não caracteriza por si só risco biomecânico. Há outras variáveis importantes para essa medição.

Para tanto, existem alguns que avaliam risco biomecânico e apontam em alguns deles recomendações de melhorias.

O *WINOWAS*® e o *RULA*® apresentam as mesmas características e especificidades das ferramentas em questão. O *RULA* ainda é um método de avaliação mais utilizado e, portanto, está inserido em vários outros *softwares* como é o caso do *ERGOLÂNDIA*®, *ERGOMETRIX*®.

O *ERGOLÂNDIA*® foi desenvolvido pela FBF Sistemas, o *software* se destina também a todos os profissionais da área de saúde ocupacional, professores e estudantes que querem aprender e aplicar as ferramentas ergonômicas. Entretanto, não permite facilidades de

avaliação. É preciso um conhecimento e acurácia observacional adequada para marcação das figuras correspondentes aos ângulos e não detecta a permanência de tempo⁶.

O *ERGOMETRIX*® dispõe de inúmeras ferramentas que são escolhidas pelo ergonomista ficando a seu critério e escolha, no entanto, como já referenciado anteriormente, são softwares que não garantem acurácia tão precisa de risco pois a marcação das opções são predominantemente por figuras ou desenhos o que ocasiona a grosso modo uma análise tipicamente observacional. Com exceção dos casos em que se utilizam de vídeos ou imagens mas que necessitam de marcações e não se detém a uma devolutiva em tempo real⁷.

2.5 Modelagem do corpo humano

O estudo da modelagem do corpo humano é de grande importância, pois se aplica a diversas possibilidades, perpassando por jogos virtuais, aperfeiçoamento nas atividades desportivas, coordenação de movimentos, dentre outros. Essa modelagem possui diversos graus de complexidade. Entretanto, modelar toda a complexidade estrutural e hierárquica do corpo humano é tarefa muito difícil devido a imensidão de articulações, músculos e ossos. Neste caso, convém considerar a hierarquia dada pelo esqueleto (GOMES; VELHO, 2008).

Para representação do gesto a literatura define aqueles que são baseados em aparência, onde os gestos são modelados pela relação entre o aparecimento de qualquer gesto para a aparência do conjunto pré-definido e aquele baseado no modelo 3D que se classifica em volumétricos e reproduz partes do corpo com alta precisão e o esquelético que produz um modelo simplificado dos parâmetros mais importantes, além de uma detecção focada nas partes significativas do corpo, possuindo algoritmos de processamento são mais rápidos (VLADIMIR et al., 1997).

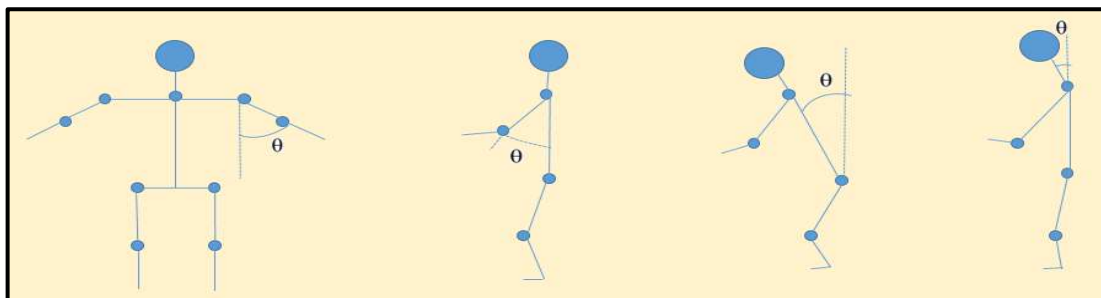
A modelagem com hierarquia torna mais flexível as diversas operações de visualização de cenário. Os objetos definidos por uma hierarquia podem ser articulados ou rígidos. Os primeiros constam de partes rígidas conectadas por articulações ou juntas que formam vínculos e permite a movimentação delas.

As articulações que conectam os ossos possuem uma geometria complicada com vários graus de liberdade, no entanto, é possível representar uma simplificação substancial deste esqueleto, utilizando-se das articulações do ombro, cotovelo, coluna e quadril (GOMES; VELHO, 2008) (Figura 9).

⁶ <http://www.fbfsistemas.com/ergonomia.html>

⁷ <http://luwiggers.blogspot.com.br/2011/08/ergometrix-analise-ergonomica-e.html>,2017;
<http://www.softwarergonomics.com/en/>,2017

Figura 9. Imagens articuladas do esqueleto: abdução e flexão de ombro, inclinação de tronco e flexão cervical respectivamente.



Fonte: Adaptado de GOMES; VELHO, 2008.

2.6 Sensores de movimento

Os dispositivos utilizados para reconhecimento de gestos podem ser classificados como:

- Não baseados em visão – são dispositivos de rastreamento, como luvas, braçadeiras entre outros que incluem tipos diferentes de detectores.
- Dispositivos baseados em visão – são dispositivos que usam uma ou mais câmeras. Estes dispositivos fornecem dados executados a partir da captura de seqüências de vídeo. Destes baseados em visão, se enquadram os dispositivos de captura infravermelha, como é o caso do Kinect®.

Para representação de gestos um dos modelos comumente encontrado na literatura baseados em modelos 3D são os modelos esqueléticos que simplificam parâmetros mais importantes, permitem que o programa de detecção foque nas partes significativas do corpo; e possuem algoritmos de processamento mais rápidos (VLADMIR et al., 1997).

2.7 Microsoft Kinect®

O Kinect® tem um grande potencial para o uso da pesquisa porque permite combinar dados visuais e de profundidade, atraindo o interesse de uma ampla variedade de campos podendo ser controlado remotamente por um computador e usado como um sistema de medição, fornecendo uma grande quantidade de dados. Trata-se de um dispositivo de baixo custo (inicialmente projetado como um controlador de jogo) e, por isso é fundamental investigar sua precisão e acurácia (PAGLIARI; PINTO, 2015).

Para processar os dados fornecidos pelo Kinect® (ou outros dispositivos similares), as aplicações podem recorrer a várias bibliotecas que fazem a gestão do processamento do fluxo

de dados de baixo nível e disponibilizam-nos às aplicações. Duas dessas bibliotecas NUI são o Microsoft Kinect SDK e a OpenNI (CASSOLA et al., 2014) .

A Microsoft Kinect SDK (*Software Development Kit*) fornece as ferramentas e a API (*Application Program Interface*) necessárias para desenvolver aplicações nativas à plataforma Windows usando o Kinect®, ativando o sensor e manipulando dados(CASSOLA et al., 2014).

A biblioteca OpenNI é uma framework que trabalha entre a camada física e as bibliotecas de middleware do sistema operativo, permitindo o desenvolvimento de aplicações que utilizem dispositivos de interação natural de forma independente do hardware (KEAN; HALL; PERRY, 2011).

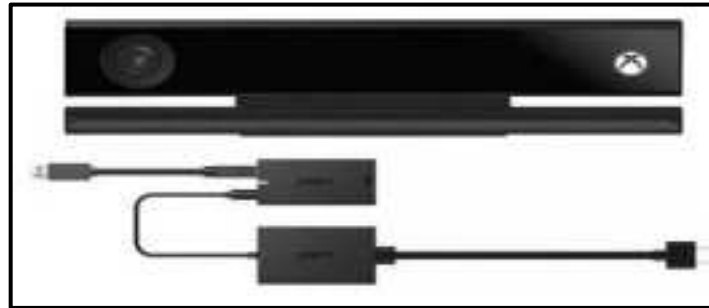
A utilização do Microsoft SDK em relação à OPENNI possui 3 grandes vantagens: a calibração do corpo é automática, há mais 5 juntas encontradas e o esqueleto é detectado também sentado, (HAN et al., 2013) além de rastreamento facial e reconhecimento de voz (CRUZ; LUCIO; VELHO, 2012 apud OLIVEIRA, 2013).

É um dispositivo de entrada sensível ao movimento desenvolvido como um dispositivo periférico para uso com o Xbox, permitindo aos usuários controlar e interagir com o console sem a necessidade de conectar marcadores no corpo. Essa interface de usuário "sem marcador" torna-o uma excelente ferramenta em substituição aos métodos tradicionais de fotogrametria em avaliação postural. É capaz de extrair dados referentes ao esqueleto humano, sendo possível a detecção de 20 articulações. (BARROS et al., 2014).

É capaz de capturar imagens coloridas e a profundidade de cada pixel de cena. Os dados contêm informações visuais e geométricas da cena, que possibilitam realizar tarefas que antes eram difíceis, se não impossíveis, utilizando apenas imagens coloridas (WEBB; ASHLEY, 2012). Os dados de profundidade fornecidos pelo sensor, já resolve a maior parte dos problemas relacionados a rastreamento do movimento, permitindo filtrar qualquer pixel que não seja o usuário.

É constituído por um projetor de luz infravermelha, uma câmera infravermelha, uma câmera RGB comum, um conjunto de microfones, um sensor de profundidade (Figura 10)., que juntos fornecem captura de movimento em 3D e corpo inteiro, capacidades de rastreamento sem marcadores ou controladores portáteis através de um algoritmo de redes neurais artificiais que mapeia 20 articulações do usuário formando um “esqueleto”(Figura 11).

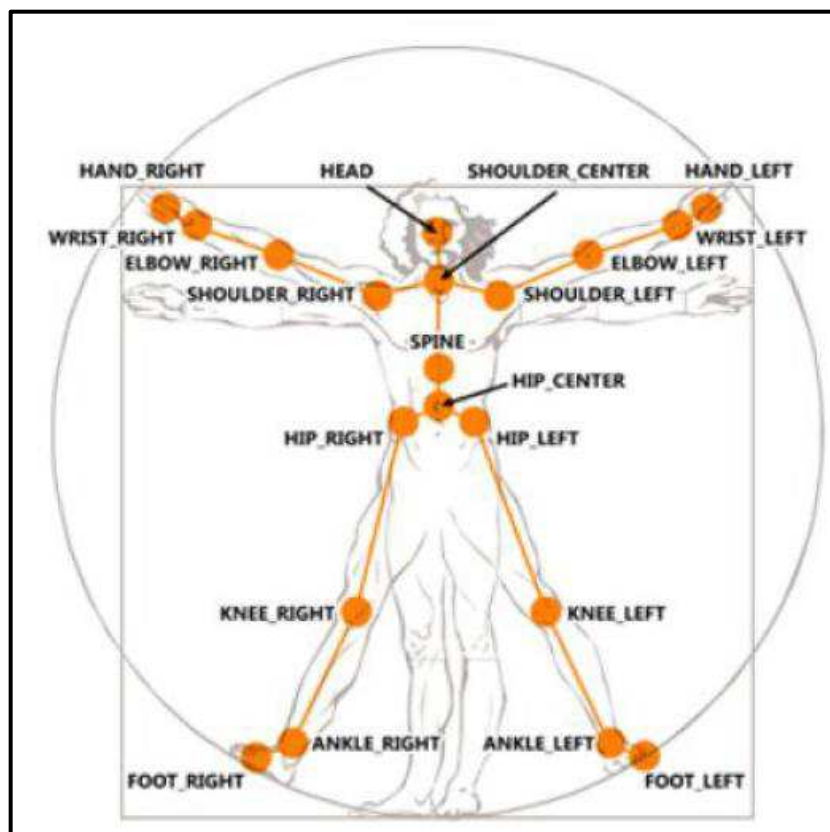
Figura 10. Dispositivo ótico Kinect one e adaptador.



Fonte: DOS SANTOS; TOKIMATSU, 2017.

Não se limita a informar apenas distâncias, mas obtém informações de esqueletos de até dois jogadores simultâneos disponibilizando a posição X, Y e Z de cada articulação (COUTO; MOREIRA, 2013).

Figura 11. Articulações detectáveis pelo Kinect SDK.



Fonte: MICROSOFT MSDN, 2012.

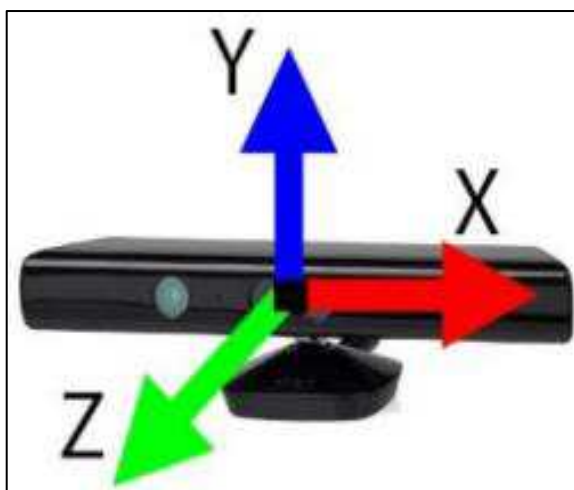
O Kinect® é um sensor baseado na captura de movimento que utiliza o conceito de interfaces naturais, focado na utilização de uma linguagem natural para interação humana como o aplicativo como gestos, poses e comando de voz com grau de precisão avançado (CARDOSO, 2012). Consiste em um dispositivo criado com objetivo de proporcionar uma

nova tecnologia capaz de permitir aos jogadores a interação com os jogos eletrônicos sem a necessidade de ter em mãos um controle/*joystick*. Entretanto, a aplicação do *software* vai muito além do seu propósito de entretenimento, visto que ele tem sido utilizado em inúmeras outras aplicações, com grande destaque para a área de saúde, na promoção de qualidade de vida.

Entre suas diversas aplicações incluem detecções de pose (COUTO; MOREIRA, 2013; SILVA, 2015; CELESTRINI, 2014), propostas de reabilitação (CHANG et al., 2012; LANGE et al., 2012; LANGE et al., 2011), avaliação funcional (PERRARO, 2015; CARVALAHES, 2015; SULINO, 2014), assim como na própria avaliação ergonômica ou para avaliação de parte dela (PLANTARD et al., 2016; DIEGO-MAS; ALCAIDE MARZAL, 2014; PALIYAWAN; NUKOOLKIT; MONGKOLNAM, 2014; HAN et al., 2013; XU et al., 2017).

Cada ponto é definido por uma coordenada (X, Y, Z), em metros, no espaço 3D, tendo como referência global o próprio sensor Kinect®. É barato, fácil de configurar e pode ser usado em ambientes domésticos, clínicos e locais de trabalho (CHANG et al., 2012) (Figura 12).

Figura 12. Sistema de coordenadas



Fonte: CARVALHAES, 2015.

2.8 Sistema baseado em regras

Uma das formas de representação de conhecimento em inteligência artificial se utiliza de regras do tipo **Se então** para expressar o conhecimento do domínio (REZENDE, 2003). Neste sentido a tecnologia de sistema especialista faz uso frequente desta forma de representação. Sistemas Especialistas são sistemas de computação que realizam funções

semelhantes àquelas normalmente executadas por um especialista humano utilizando-se de algum formalismo para representação do conhecimento (ABEL, 1998). Um tal sistema consta basicamente de dois componentes principais: uma base de conhecimento e uma máquina de inferência (CARDOSO et al., 2005).

2.9 Trabalhos correlatos

Levando-se em consideração o estudo em questão é importante ressaltar aqueles referentes à avaliação de sintomas álgicos musculoesqueléticos e os riscos biomecânicos no ambiente de trabalho. Sobre esta temática, existem muitos trabalhos que fazem correlação a estes fatores. Dentre esses, pode-se citar o de Rorigues (2007) que tenta correlacionar as queixas sintomatológicas relatadas por digitadores com a classificação de riscos ergonômicos dos postos de trabalho. Ele se utiliza do questionário nórdico e do *checklist* de Couto para realizar a referida correlação, pois se sabe que inadequações ergonômicas em postos de trabalhos predis põem a distúrbios osteomusculares. Assim como Rorigues (2007), outros autores (REBOREDO et al., 2006; PINZON et al., 2005; BOSI et al., 2006) fizeram estudos semelhantes fundamentados em avaliar as condições ergonômicas e relação com a incidência de dor, tendo como amostra trabalhadores que exercem suas atividades em ambiente informatizado.

A confiabilidade e validade da fotogrametria em duas dimensões (2D) tem sido comprovada por muitos autores (CÉSAR et al., 2012; FERREIRA et al., 2010; IUNES et al., 2005) que utilizam apenas uma câmera fotográfica e podem valer-se de *softwares* simples de edição de imagens: Corel Draw® (CÉSAR et al., 2012; ARAÚJO et al., 2009; SACCO et al., 2007), Autocad® (RODRIGUES; ROMEIRO; PATRIZZI, 2009), entre outros. Mas também existem aqueles que foram desenvolvidos por instituições de ensino e pesquisa: Physio Easy⁸, o SAPO da Universidade de São Paulo(USP)(FERREIRA et al., 2011; MELO et al., 2011; SANTOS et al., 2009) e o All body scan 3D⁹ pela USP. Outros utilizam *softwares* com patente comercial: Alcimage® (IUNES, 2010; RAMOS, 2007), Posturograma/Fisiometer¹⁰(MANSOLDO; NOBRE, 2007), Biotonix®(NORMAND, 2002), Fisimetrix®(BUMBA, 2011), Physical Easy® (Terrasul tecnologia, 2014), Posture Print®

⁸ www.physioeasy.com.br/pages/home.php

⁹ www.allbodyscan3d.com.br

¹⁰ www.fisiometer.com.br

¹¹,entre outros. A fotogrametria 2D apresenta grandes vantagens por não expor os sujeitos à radiação ionizante, sendo um valioso recurso de diagnóstico complementar para o fisioterapeuta.

Entretanto para sua utilização necessita-se garantir a acurácia da fixação dos marcadores epidérmicos nos pontos anatômicos precisos. Perry et al., (2008) atentam para a possibilidade de dois tipos de erros, o aleatório e o sistemático e afirmam que treinamentos adequados são suficientes para o controle destes erros.

O estudo de Dunk et al. (2005) demonstrou que a confiabilidade intraexaminador, para digitalização das medidas, foi maior quando os marcadores foram mantidos entre as tentativas evidenciando o erro na colocação de marcadores. Após a seleção das imagens inicia-se a etapa de digitalização das medidas angulares (goniométricas) ou lineares (métricas).

Camelo et al. (2015) realiza uma revisão integrativa da literatura sobre os *softwares* de análise postural que estão disponíveis atualmente e nela expõe a relevância do SAPO® e do *Corel Draw*®, principalmente enquanto ferramenta utilizada para estudos.

Veronesi junior (2013) utiliza-se do *Corel Draw*®, onde são trabalhados os ângulos e quantificada a postura dos periciados. Entretanto, a capacidade preditiva, a precisão diagnóstica e a confiabilidade da avaliação postural computadorizada vêm sendo frequentemente comprovada nos estudos que utilizaram principalmente o *software* SAPO® (SOUZA et al., 2011; FERREIRA et al., 2011; SACCO et al., 2007; FERREIRA et al., 2010). Por se tratar de uma ferramenta confiável, gratuita e desenvolvida no Brasil, seu emprego vem sendo difundido com ampla utilização como software de avaliação comparável com outros *softwares* pagos como o AutoCAD® e *Corel Draw*®, assim como com medidas radiográficas que expõem os avaliados aos riscos da radiação (SACCO et al., 2007; GUARIGLIA et al., 2011). Além disso, Veronesi júnior (2013) vem substituindo o uso do *Corel Draw*® pelo Kinovea®, que embora tenha sido vislumbrado para prática esportiva, tem sido comumente utilizado em perícias judiciais.

Como a proposta para este trabalho é utilizar o Kinect® como sensor e câmera de profundidade faz-se relevante salientar estudos que o utilizem com ferramenta de avaliação postural e preditora de riscos biomecânicos ergonômicos:

Flores et al. (2013) relata que durante sua pesquisa pouco foi encontrado na literatura sobre os pontos negativos do Kinect®. Assim como Clark et al. (2012) e Dutta (2012)

¹¹ <http://www.postureprint.org/>

afirmam que o Kinect® bastante confiável para utilização em avaliação ergonômica de estações de trabalho

Em pesquisa realizada por Ramos (2016) o mesmo utilizou-se do Kinect® para propor a criação de um *software* de nome Flexinect, um sistema para avaliação de flexibilidade em tempo real que utiliza sensores para realizar a avaliação com confiança semelhante aos dispositivos de mensuração padrão. O trabalho apresenta a descrição de um programa utilizando o Kinect® que realiza a análise de movimento, também mostra uma análise para validação de sistema comparando-o com o goniômetro.

Outra pesquisa realizada para mensuração de Amplitude de Movimento (ADM) foi realizada através da utilização do *software* Go-Net® que teve como principal objetivo desenvolver um sistema, baseado no sensor Kinect® - capaz de fornecer várias informações em tempo real, como a distância de uma pessoa ao sensor, e possibilitar a construção de um modelo do seu esqueleto para a avaliação dinâmica automatizada da amplitude de movimento. Este sistema proposto avaliou os seguintes movimentos: flexão de cotovelo, extensão de cotovelo, abdução de ombro, flexão de ombro, desvio radial e desvio ulnar. O mesmo apresentou resultados relevantes para a medição de flexão/extensão do cotovelo e ombro (NETO et al., 2015).

Nota-se então que existe uma gama de pesquisas utilizando o Kinect®, embora o mesmo ainda esteja sendo predominantemente utilizado para produção de jogos que visam a reabilitação existem muitos estudos utilizando-se do Kinect® no contexto da saúde do trabalhador. Diego- Mas e Alcaide-Marzal (2014), realizaram pesquisa com o método de risco biomecânico *Ovako Working Posture* (OWAS) implementado no Kinect®, assim como o dispositivo foi usado para determinar a influência do ângulo relativo de visão do sensor ao trabalhador, detectando assim que há influência da localização do sensor e confiabilidade dos dados obtidos. Em se tratando ainda de localização do Kinect®, Paliyawan et al. (2014) utilizam em sua pesquisa um formato de detecção postural prolongada em indivíduos sentados cuja disposição do sensor Kinect® se encontra a 45° graus do trabalhador.

Moreira e Couto (2013) usam o Kinect® como ferramenta de avaliação postural onde desenvolvem um *software* que é capaz de armazenar uma postura estática gerada por uma pessoa através de pontos do esqueleto capturado que são transformados em ângulos, representado assim as articulações do corpo.

Enfatizando as questões referentes à análise ergonômica, fator importante de análise deste estudo, Barros et al. (2014) apresenta um sistema que integra dois métodos de avaliação de postura no trabalho para avaliação de riscos ergonômicos com auxílio do sensor de

profundidade a fim de monitorar um indivíduo em seu ambiente de trabalho. Os métodos escolhidos para essa validação foram o RULA (*Rapid Upper Body Assessment*) e o REBA (*Rapid Entire Body Assessment*) que são utilizados para análise semiquantitativa de riscos de DORT em membros superiores e no corpo inteiro respectivamente.

Martin et al. (2012) criaram um sistema que fornece análise ergonômica em tempo real de trabalho em elevadores utilizando o Kinect®. Este sistema não possui a capacidade de reconhecer pessoas específicas e objetos necessários para personalizar o sistema para avaliar adequadamente um elevador e não foi testado em um ambiente de fábrica. Ou seja, foi idealizado para ambiente de trabalho, mas ainda não testado.

Estudos com Kinect® no contexto da avaliação postural laboral têm sido realizados nos últimos anos, entretanto costumam ser bem limitados em relação a métodos e tempo de duração postural. Plantard et al. (2016), em seu estudo, compara posturas estimadas com o método RULA inicialmente em ambiente laboratorial e em segundo momento em ambiente real de trabalho, numa fábrica de automóveis e após isso, os escores são comparados com os realizados por profissionais habilitados. Os resultados para condições reais foram ligeiramente inferiores ao do laboratorial.

3 MATERIAIS E MÉTODOS

3.1 Aspectos Éticos

Trata-se de recorte da pesquisa aprovada pelo Comitê de Ética em pesquisa da Universidade Federal de Alagoas sob a numeração de CAAE 76850617.1.0000.5013. Os Trabalhadores Administrativos que concordaram em participar assinaram o Termo de Consentimento Livre e Esclarecido (TCLE) (Apêndice A)

3.2 Materiais

- ¿ *Sensor Microsoft Kinect Xbox One*
- ¿ Tripé para apoio do sensor *Kinect*®
- ¿ Trena para medição das distancias tripé - estação de trabalho
- ¿ Máquina fotográfica para visualização de imagens extra sensor/ disposição do tripé-estação de trabalho
- ¿ Notebook DELL processador core i5, disco rígido 1TB, memória 8GB.
- ¿ Softwares: *Corel Draw*®, *SAPO*®, *Kinovea*®, *JASP*®

3.3 Local do estudo

A coleta de dados foi realizada no prédio da Reitoria da Universidade Federal de Alagoas (UFAL), Campus Ac. Simões.

3.4 Tipo de estudo

Estudo transversal quantitativo, cuja amostra foi por conveniência.

3.5 Amostra

A amostra foi composta por 38 Trabalhadores Administrativos da UFAL. Os mesmos foram informados da pesquisa assim como, diante da aceitação, foram orientados a preencher o TCLE anterior à avaliação.

3.5.1 Critérios de inclusão

- ¿ Trabalhadores Administrativos ativos que trabalham em tempo superior a 5 horas

3.5.2 Critérios de exclusão

- ¿ Aqueles que já possuem patologia instalada nas estruturas avaliadas
- ¿ Aqueles com menos de 3 anos de tempo de serviço
- ¿ Aqueles que se afastaram em tempo igual ou superior a 15 dias anterior a coleta de dados

3.6 Procedimentos

A pesquisa perpassou pelas seguintes etapas:

3.6.1 Etapa 1: Revisão de Literatura

Com base em uma revisão de literatura em livros de autores renomados e nos periódicos Capes realizado entre janeiro e dezembro de 2016, foi traçado o objeto do estudo e seu embasamento teórico. Nesse sentido foi organizado o projeto para encaminhamento ao Comitê de Ética em Pesquisa.

3.6.2 Etapa 2: Desenho do Modelo

Um modelo mais amplo foi construído tendo como base o referencial teórico existente que trata do padrão sequencial de investigação e ações comumente utilizadas em uma Análise Ergonômica do Trabalho (AET) (LIMA, 2004; GUIMARAES; IIDA, 2016; VERONESI JUNIOR, 2013). Dentre as etapas dessa Análise, uma delas (Avaliação de riscos) foi construída para implementação neste trabalho através de um modelo de captação de imagens com base na NBR ISO 11226, e padrões de medidas angulares referenciados na ferramenta RULA e nos Ângulos de conforto de Grandjean, tendo em vista a predominância das variáveis de risco (duração e postura) nos modelos já existentes.

O modelo geral em AET se desenvolve por meio de etapas que envolvem desde a coleta de dados pessoais quanto aos processos avaliativos e recomendações normativas, além de considerar relevante a reavaliação pós-intervenção. Cada etapa corresponde a partes integrantes desse modelo geral, e, portanto, é relevante considerar suas especificações:

DADOS PESSOAIS: Coleta de dados conforme questionário de avaliação com abordagem ergonômica (Apêndice A) e verificação da presença de queixas dolorosas.

AVALIAÇÃO DE RISCOS: Conforme norma ABNT NBR ISO 11226 e outros métodos de avaliação (RULA, ângulos de conforto de Grandjean,) são traçadas as recomendações angulares e durações permitidas e consideradas aceitáveis, através de algoritmos que determinam os ângulos, o tempo que permanece em angulações de risco, alerta na cor vermelha quando os ângulos ultrapassam valores predeterminados, envio automático ao arquivo CSV (formato simples de armazenamento, que agrupa as informações de arquivos de texto em planilhas do Excel®) com base no tempo e angulação de risco e envio ao arquivo CSV sempre que o avaliador entender ser relevante a postura identificada com maior predominância.

RECOMENDAÇÕES: Com base nas imagens do local e achados de risco serão traçadas recomendações que serão inseridas pelo avaliador no arquivo que contém os dados do trabalhador e respeitarão as indicações de mudanças contidas na Norma Regulamentadora¹² número 17 que visa estabelecer parâmetros que permitem a adaptação das condições de trabalho às características psicofisiológicas dos trabalhadores, de modo a proporcionar um máximo de conforto, segurança e desempenho eficiente.

REAVALIAÇÃO: Após instruções e modificações realizadas no posto de trabalho, o mesmo será reavaliado verificando queixas dolorosas, presença ou não de riscos posturais com base em tempo e outras correlações ambientais a fim de verificar melhorias ou não e propor formas e mecanismos de ação continuada, para melhoria da saúde postural do trabalhador.

3.6.3 Etapa 3: Diagnóstico Prévio

Para essa pesquisa foi aplicado o questionário nórdico em 80 servidores da reitoria para vislumbrar as partes mais queixosas dos mesmos e montar as especificações de avaliação de riscos, etapa escolhida para construção inicial do software com base nesses resultados. Diante disto foi formulado um diagnóstico situacional de queixas dolorosas nesses trabalhadores (Figura 13).

¹² Manual de aplicação da Norma Regulamentadora nº 17. – 2 ed. – Brasília: MTE, SIT, 2002.

Figura 13. Dados obtidos do Questionário nórdico através de diagnóstico prévio.



FONTE: Próprio autor, 2017.

Com base no gráfico se verifica uma predominância de localização de desconforto nas regiões: pescoço, ombros e coluna lombar. Em virtude desses achados se organizou o processo de implementação.

3.6.4 Etapa 4: Construção do Software: Implementação

Foi escolhida para implementação inicial a fase correspondente a avaliação de riscos, por se tratar de dados quantitativos que são relevantes para análise postural do trabalhador, além de solucionar com o uso do sensor deficiências de softwares que realizam esta análise.

Nesta etapa foi construído o protótipo, utilizando o sensor Microsoft *Kinect Xbox One* que possui uma câmera infravermelha e realiza a captura da topografia do corpo humano. Por ser um aparelho para uso de jogos, foi utilizado um adaptador a ser conectado no computador.

Através de seu método de rastreamento esquelético (*skeletal tracking*), localizam-se as articulações do corpo humano identificado as posições das partes do corpo em um modelo de “esqueleto articular”. Esse método identifica as angulações das articulações periféricas do corpo humano e, a partir daí, realizou-se cálculos das angulações das articulações.

O estabelecimento dos ângulos obedece ao estudo matemático da lei dos cossenos onde são utilizadas três articulações e suas posições espaciais (X, Y, Z), para definir triângulos sobre os planos XY, XZ, YZ que são definidos através de uma projeção paralela e a partir de cálculo surgem as angulações necessárias para implementação do software. O teorema de Pitágoras é um caso particular da lei dos cossenos e descreve a relação entre os

lados de um triângulo. Os ângulos relativos podem ser calculados usando a Lei dos Cossenos. Para este propósito, o triângulo é constituído por dois segmentos (b e c) e uma linha (a) unindo a ponta distal de um segmento com a ponta proximal do outro (Figura 14).

Figura 14. Fórmula da lei dos cossenos.

```
//A formula da lei dos cossenos é:
//a^2 = b^2 + c^2 - 2*b*c*cos(Teta)
//que resulta em:
//cos(teta) = (b^2 + c^2 - a^2)/2*b*c;
double cosTeta = (Math.Pow(B, 2) + Math.Pow(C, 2) - Math.Pow(A, 2)) / 2 * B * C;

//para encontrar o ângulo em radianos calculamos a inversa do coseno que teremos
double radianos = Math.Acos(cosTeta);

//para converter o ângulo em graus deve-se multiplicar pela constante 57,3;
double graus = radianos * CONSTANT_RADIANUS_TO_GRAUS;
```

Fonte: Próprio autor, 2018.

As regras foram determinadas com base na literatura, predominando os dados e prerrogativas encontradas na NBR ISO 11226 e outras literaturas que se assemelham em limites angulares. Quanto as variáveis que determinam a não recomendação postural, a ISO 11226 as delimita separadamente, mas é admitido que quanto mais variáveis existam por cada estrutura delimitada separadamente pela norma, maior o grau de risco e, contudo, maior probabilidade do indivíduo adquirir uma LER/DORT.

Foram construídas árvores de decisão com base na NBR ISO 11226 a fim de melhor visualização de regras referentes às regiões com mais achados de queixas (Apêndices C, D, E, F), embora, além da mesma, ferramentas como o RULA e delimitações de Ângulos de conforto de Grandjean também foram tomadas como base para construção do protótipo.

Com base nessas delimitações foram construídas regras que identificam a aceitabilidade ou não recomendação da postura.

Com base no que já foi afirmado anteriormente, a NBR ISO 11226 prevê aceitabilidade ou não recomendação separadamente, entretanto, sabe-se que a medida que o indivíduo se expõe a mais de uma variável o grau de risco é maior. Neste caso, foi determinado que as numerações de 1 a 3 de nível de não recomendação escritas nas regras referem-se a nível mais leve ao mais grave de não recomendação respectivamente. Com base no formalismo de sistema especialista de regras foram construídas regras para auxílio do

especialista na aceitabilidade ou não recomendação postural a fim de detectar a presença de risco nas regiões apresentadas a seguir:

Postura de Tronco

Se postura simétrica de tronco e inclinação de tronco de 20 a 60° com suporte total de tronco ou 0 a 20° ou < 0° com suporte total de tronco e postura não retificada da lombar então é aceitável.

Se Postura não simétrica do tronco então não recomendado nível 1. Se inclinação do tronco > 60° ou < 0° sem suporte total do tronco então não recomendado nível 1. Se retificação da coluna lombar então não recomendado nível 1.

Se postura não simétrica de tronco e inclinação do tronco > 60° ou < 0° sem suporte total do tronco então não recomendado nível 2.

Se postura não simétrica de tronco e retificação da coluna lombar então não recomendado nível 2.

Se inclinação do tronco > 60° ou < 0° sem suporte total do tronco e retificação da coluna lombar então não recomendado nível 2.

Se postura não simétrica de tronco e inclinação de tronco > 60° ou < 0° sem suporte total de tronco e postura retificada da lombar então não recomendado nível 3.

Se inclinação de tronco de 20 a 60° sem suporte total de tronco então verificar ângulo e tempo. Se ângulo 60° então tempo máximo aceitável é 1 min. Se ângulo 50° então tempo máximo 1min 30s e postura aceitável. Se ângulo 40° então tempo máximo é 2 min e postura aceitável. Se ângulo 30° então tempo máximo é 2min30s e postura aceitável. Se ângulo 20° então tempo máximo é 3 min e postura aceitável. Se ultrapassar o tempo aceitável então não recomendado.

Postura de cabeça

Se postura simétrica de pescoço e inclinação de cabeça 0 a 25° ou < 0° com suporte total de cabeça e flexão/extensão de pescoço 0 a 25° então aceitável.

Se postura não simétrica da de pescoço então não recomendado nível 1. Se inclinação de cabeça > 85° ou < 0° sem suporte total de cabeça então não recomendado nível 1. Se flexão de pescoço > 25° ou extensão de pescoço < 0° então não recomendado nível 1.

Se postura assimétrica da de pescoço então e inclinação de cabeça > 85° ou < 0° sem suporte total de cabeça então não recomendado nível 2.

Se postura assimétrica de pescoço e flexão de pescoço $>25^\circ$ ou extensão de pescoço $<0^\circ$ então não recomendado nível 2.

Se inclinação de cabeça $>85^\circ$ ou $<0^\circ$ sem suporte total de cabeça e flexão de pescoço $>25^\circ$ ou extensão de pescoço $<0^\circ$ então não recomendado nível 2

Se postura assimétrica de pescoço e inclinação de cabeça $>85^\circ$ ou $<0^\circ$ sem suporte total de cabeça e flexão de pescoço $>25^\circ$ ou extensão de pescoço $<0^\circ$ então não recomendado nível 3

Se inclinação de cabeça de 25 a 85° com suporte total de tronco então verificar tempo e ângulo. Se ângulo 25° então tempo máximo 8min30s e aceitável. Se ângulo 30° então tempo máximo 7min e aceitável. Se ângulo 40° então tempo máximo 6min e aceitável. Se ângulo 50° então tempo máximo 5min e aceitável. Se ângulo 60° então tempo máximo 4min e aceitável. Se ângulo 70° então tempo máximo 3min e aceitável. Se ângulo 80° então tempo máximo 2min e aceitável. Se ângulo 85° então tempo máximo 1min30s e aceitável. Se ultrapassar o tempo aceitável então não recomendado.

Postura ombro e braço

Se postura inadequada de braço então não recomendado nível 1. Se abdução de ombro $>60^\circ$ então não recomendado nível 1. Se ombro elevado então não recomendado nível 1.

Se postura inadequada de braço e abdução de ombro $>60^\circ$ então não recomendado nível 2. Se abdução de ombro $>60^\circ$ e ombro elevado então não recomendado nível 2.

Se postura inadequada de braço e ombro elevado então não recomendado nível 2.

Se postura inadequada de braço e abdução de ombro $>60^\circ$ e ombro elevado então não recomendado nível 3

Se abdução de ombro de 20 a 60° sem suporte total de braço então verificar tempo.

Se ângulo 20° então tempo máximo 4min e aceitável. Se ângulo 30° então tempo máximo 3min30s e aceitável. Se ângulo 40° então tempo máximo 2 min e aceitável. Se ângulo 60° então tempo máximo 1min e aceitável. Se ultrapassar tempo aceitável então não recomendado.

Se postura adequada de braço e 20 a 60° com suporte total de braço ou 0 a 20° e ombro não elevado então aceitável.

Postura de Antebraço e mãos

Se não flexão/extensão extrema de cotovelo ($>150^{\circ}/10^{\circ}$) e não pronação /supinação extrema do antebraço ($>90^{\circ}/60^{\circ}$) e não postura extrema de punho (desvio radial ou ulnar - $>20^{\circ}/30^{\circ}$ e flexão ou extensão - $>90^{\circ}$) então aceitável.

Se flexão/extensão extrema de cotovelo ($>150^{\circ}/10^{\circ}$) então não recomendado nível 1. Se pronação /supinação extrema do antebraço ($>90^{\circ}/60^{\circ}$) então não recomendado nível 1. Postura extrema de punho (desvio radial ou ulnar - $>20^{\circ}/30^{\circ}$ e flexão ou ext. - $>90^{\circ}$) então não recomendado nível 1.

Se flexão/extensão extrema de cotovelo ($>150^{\circ}/10^{\circ}$) e pronação /supinação extrema do antebraço ($>90^{\circ}/60^{\circ}$) então não recomendado nível 2. Se flexão/extensão extrema de cotovelo ($>150^{\circ}/10^{\circ}$) e postura extrema de punho (desvio radial ou ulnar - $>20^{\circ}/30^{\circ}$ e flexão ou ext. - $>90^{\circ}$) então não recomendado nível 2. Se pronação /supinação extrema do antebraço ($>90^{\circ}/60^{\circ}$) e postura extrema de punho (desvio radial ou ulnar - $>20^{\circ}/30^{\circ}$ e flexão ou ext. - $>90^{\circ}$) então não recomendado nível 2.

Se flexão/extensão extrema de cotovelo ($>150^{\circ}/10^{\circ}$) e pronação /supinação extrema do antebraço ($>90^{\circ}/60^{\circ}$) e postura extrema de punho (desvio radial ou ulnar - $>20^{\circ}/30^{\circ}$ e flexão ou ext. - $>90^{\circ}$) então não recomendado nível 3.

Postura dos Membros Inferiores (MMII)

Se Flexão extrema do joelho ($>40^{\circ}$) então não recomendado nível 1. Se flexão plantar/dorsal extrema do tornozelo ($>50^{\circ}/20^{\circ}$) então não recomendado nível 1. Se ângulo do joelho $<90^{\circ}$ ou $>135^{\circ}$ com tronco inclinado pra frente então não recomendado nível 1.

Se Flexão extrema do joelho ($>40^{\circ}$) e flexão plantar/dorsal extrema do tornozelo ($>50^{\circ}/20^{\circ}$), então não recomendado nível 2. Se flexão plantar/dorsal extrema do tornozelo ($>50^{\circ}/20^{\circ}$) e ângulo do joelho $<90^{\circ}$ ou $>135^{\circ}$ com tronco inclinado pra frente então não recomendado nível 2. Se Flexão extrema do joelho ($>40^{\circ}$) e ângulo do joelho $<90^{\circ}$ ou $>135^{\circ}$ com tronco inclinado pra frente então não recomendado nível 2.

Se Flexão extrema do joelho ($>40^{\circ}$) e flexão plantar/dorsal extrema do tornozelo ($>50^{\circ}/20^{\circ}$) e ângulo do joelho $<90^{\circ}$ ou $>135^{\circ}$ com tronco inclinado pra frente então não recomendado nível 3.

Se não Flexão extrema do joelho ($>40^{\circ}$) e não flexão plantar/dorsal extrema do tornozelo ($>50^{\circ}/20^{\circ}$) e ângulo do joelho de 90° a 135° então aceitável.

As regras supracitadas constam da totalidade de regras da NBR ISO 11226, entretanto para construção do protótipo, foram selecionadas algumas delas em vistas do diagnóstico

prévio. Além disso, a ISO 11226 possui algumas particularidades que não são encontradas em outros métodos, como é o caso da inclinação anterior de cabeça. Pressupõe-se ser suficiente a verificação da flexão cervical, mas não se descarta a inserção da extensão em trabalhos futuros. Sendo assim as regras foram traçadas respeitando uma configuração particularidades supracitadas.

A fim de testar a possibilidade da coexistência de um software especialista com sensor de movimento, foram inseridas uma síntese dessas regras feitas para possibilitar essa avaliação inicialmente e a funcionalidade do software implementado conforme se dispõe a seguir:

Se abdução de ombro for $> 20^\circ$ então o temporizador é inicializado. Caso ultrapasse 4 min é considerado não recomendado. Ocorrendo isso os dados são enviados automaticamente para arquivo CSV.

Se flexão de pescoço for $> 25^\circ$ então o temporizador é inicializado. Caso ultrapasse 8min e 30s é considerado não recomendado. Ocorrendo isso os dados são enviados automaticamente para arquivo CSV.

Se inclinação de tronco for $> 20^\circ$ então o temporizador é inicializado. Caso ultrapasse 3 min é considerado não recomendado. Ocorrendo isso os dados são enviados automaticamente para arquivo CSV.

Se flexão de ombro for $> 35^\circ$ então é considerado não recomendado.

Valores abaixo desses ângulos são considerados aceitáveis.

Os dados angulares são visualizados na interface gráfica na cor vermelha ou verde, estando os mesmos em graus de risco ou não respectivamente. Além disso, pode ser visto o tempo que é contado a partir do momento em que a postura assume angulações superiores ao padrão de aceitabilidade, conforme regras supracitadas.

Após determinação das regras e definição matemática angular o sensor *Kinect*® capta os movimentos de abdução e flexão de ombro, inclinação de tronco e flexão de pescoço (Figuras 15, 16, 17).

Figura 15 - Abdução de ombros



Fonte: Arquivo Pessoal, 2017.

Figura 16 - Flexão de ombro e Inclinação de tronco



Fonte: Arquivo Pessoal, 2017.

Figura 17- Flexão do pescoço



Fonte: Arquivo Pessoal, 2017.

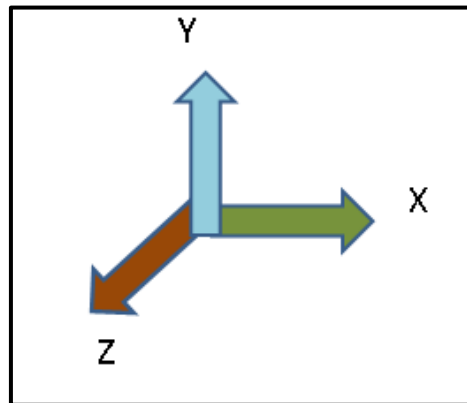
Esses movimentos foram escolhidos com base nos achados de localização de sintomas osteomioarticulares mais comuns conforme a literatura e através da aplicação prévia de Questionário Nórdico de manifestações de desconforto.

As regras utilizadas para inserção no código constam de limites referidos na literatura em muitas ferramentas de análise de risco, com ênfase na normativa que os delimita. Neste caso, a NBR ISO 11226 que estabelece parâmetros discutidos e utilizados como base na grande maioria dos métodos de avaliação de risco ou possui angulações similares (RULA, Ângulos de conforto de Grandjean).

A implementação desse protótipo utilizou o *Visual Studio*, um ambiente de desenvolvimento integrado da *Microsoft* e o SDK da *Microsoft* que fornece as ferramentas necessárias para processamento das imagens, utilizando da linguagem de programação C# para formulação dos algoritmos ao uso do Kinect®.

Para o cálculo do ângulo pela lei dos cossenos são utilizadas as coordenadas das articulações envolvidas. Neste caso é feita uma projeção das coordenadas 3D para os planos frontal (XY), lateral (YZ) e superior (XZ) (Figura 18).

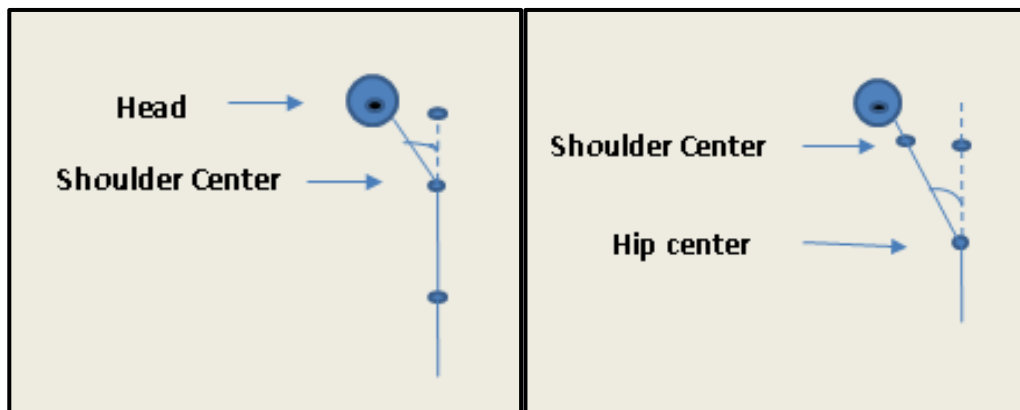
Figura 18. Coordenadas x, y e z do Kinect®



Fonte: Próprio autor, 2018.

Dentre as articulações detectáveis pelo Kinect, foram escolhidas para o cálculo de Flexão cervical *Head* e *Shoulder center* e um ponto identificado numa reta partindo do ponto *Shoulder Center*. O mesmo foi feito com a inclinação de tronco onde foram escolhidas *Head* e *Hip Center* e identificado um ponto na reta traçada a partir de *Hip Center* (Figura 19).

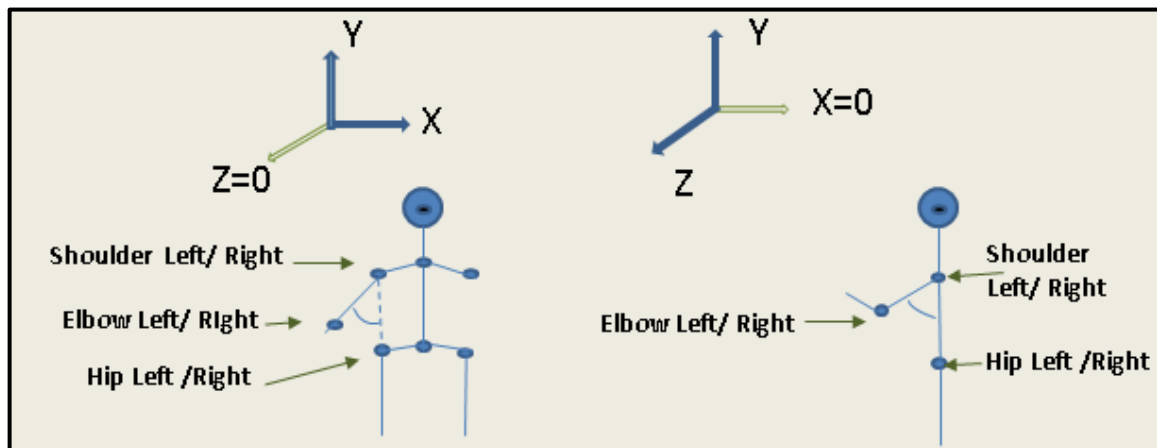
Figura 19. Articulações utilizadas para algoritmo: Flexão cervical e Inclinação de tronco.



Fonte: Próprio autor, 2018.

Para os movimentos de Ombro, tanto abdução quanto Flexão foram escolhidos os pontos *Hip left* ou *Hip right*, *shoulder* e *elbow right* ou *elbow left* (Figura 20). Entretanto, por possuírem os mesmo pontos, no caso da flexão foi necessário zerar o eixo x e considerar o y e o z. Para Abdução de ombro foi zerado o eixo z e considerado x e y (Apêndices G, H, I, J).

Figura 20- Articulações utilizadas para algoritmo: Abdução e Flexão de ombro.



Fonte: Próprio autor, 2018.

Após identificação dos pontos angulares, com base na literatura foram inseridas regras de ângulos de risco que permitiam uma variável de cor, ou seja, estando os graus acima do limite considerado permitido, podem-se visualizar na interface os números na cor vermelha. Caso não estejam acima do limite são visualizados na cor verde. Neste caso, foi determinado que ângulos de flexão de ombro maior que 35 graus, Abdução de ombro maior que 20 graus, Flexão cervical maior que 25 graus e Inclinação de tronco maior que 20 graus têm um indicativo de risco através da identificação da cor vermelha e na cor verde caso acontece o contrário (Apêndice K).

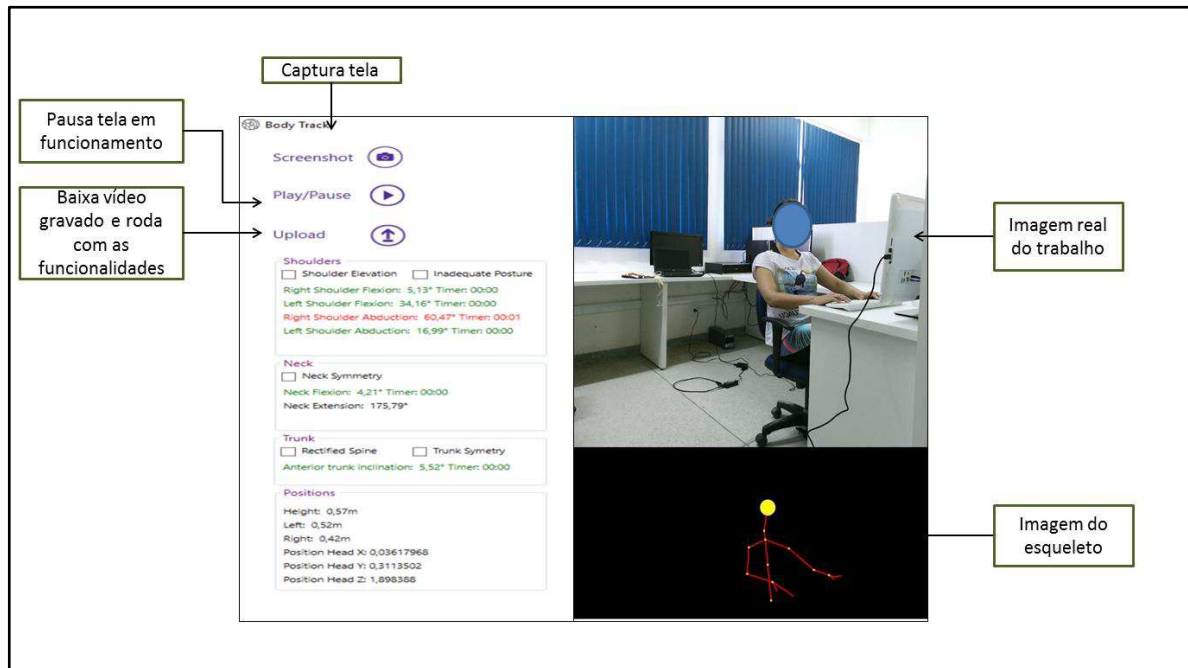
Para identificação de postura aceitável ou não recomendada foi construído um algoritmo que, com base na presença de elevação de ombro, assimetrias de tronco e/ou pescoço, retificação da lombar ou postura inadequada do braço indica no arquivo CSV a não recomendação. Caso não seja marcado pelo avaliador na interface gráfica esses padrões são indicados como aceitáveis (Apêndice L).

Após inserção do algoritmo referente a riscos angulares, foram inseridos os dados referentes a tempo. Levando em consideração o que está disposto na NBR ISO 11226, foi condicionado o tempo de acordo com o tempo máximo de referência para angulação mínima, ou seja, ultrapassando o tempo máximo da menor angulação permitida, a postura não é recomendada (Apêndice M).

As posturas que se apresentam em ângulos considerados de risco aparecem na interface gráfica na cor vermelha, aquelas que estão sem risco aparecem verde. Enquanto estão na cor vermelha o temporizador é iniciado. Em virtude da categorização de tempo existente na ISO 11226 são delimitados para envio automático ao arquivo CSV a flexão de pescoço por 8 minutos e 30 segundos, a abdução de ombro por 4 minutos e inclinação de

tronco com 3 minutos. Além disso, possui a opção de *screenshot* para captação da imagem a qualquer momento em que o avaliador achar relevante e o play/pause para a inserção de um vídeo realizado antes e verificar o comportamento e dados que o mesmo apresenta (figura 21).

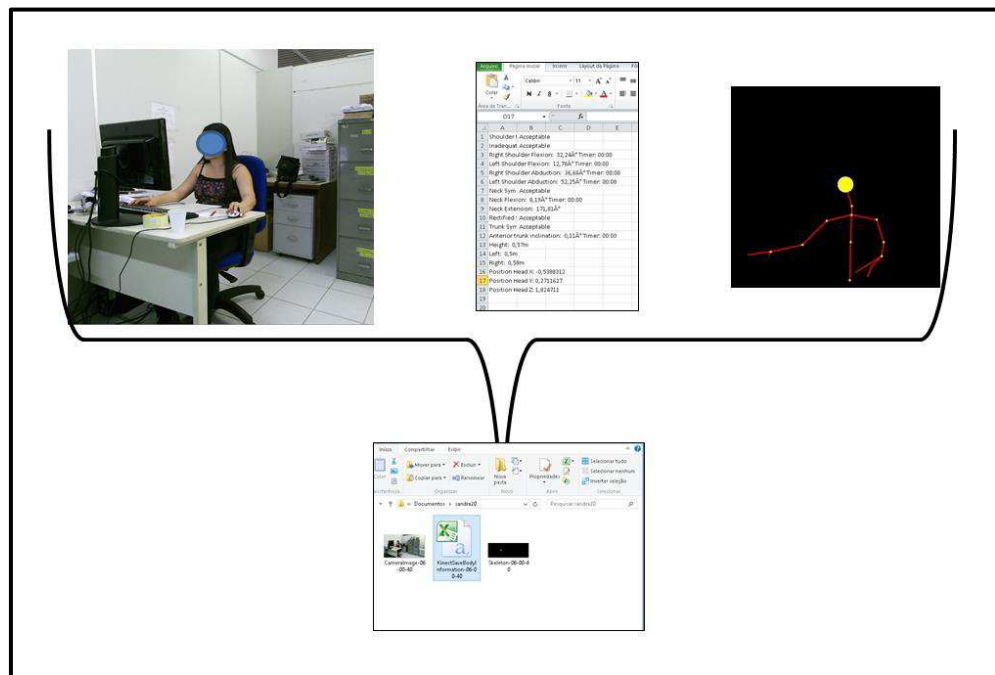
Figura 21 – Interface gráfica e suas funcionalidades.



Fonte: Próprio autor, 2017.

Os dados presentes na interface podem ser enviados, por meio do botão *screenshot* para arquivo CSV, assim como são enviados automaticamente em função do tempo. Após acionar o *screenshot*, três imagens são enviadas ao arquivo documentos do computador, onde são armazenadas (arquivo CSV com dados angulares e identificação de não recomendação ou aceitável, imagem do esqueleto e imagem real do trabalhador no ambiente de trabalho)(figura 22).

Figura 22 - Imagens enviadas ao arquivo documentos



Fonte: Próprio autor, 2018.

3.6.5 ETAPA 5: Coleta de Dados

Ao início da coleta foi feita uma apresentação prévia ao gestor do setor a fim de contextualizá-lo e tratar da relevância da pesquisa.

Nesta etapa foram coletadas informações pessoais e aplicação do questionário nórdico, que serão inseridas na interface gráfica do *Software* a fim de respaldar e justificar os achados que serão posteriormente coletados. Sendo assim, foi aplicado o questionário nórdico (Figura 1) para identificar sintomas musculoesqueléticos pelo trabalhador, assim como a interferência na realização das atividades laborativas. E o questionário de avaliação com abordagem ergonômica com os participantes do estudo, por meio de entrevista; informações sobre faixa etária, função, tempo de serviço e horário de trabalho (Apêndice A). Esses dados foram inseridos em planilha Excel.

Como já verificado na literatura, há um predomínio das regiões: pescoço, coluna lombar e ombros e por isso a escolha dos movimentos que mais sobrecarregam estruturas nessas regiões: abdução e flexão de ombro, inclinação de tronco e pescoço.

Após a inserção desses dados os técnicos foram orientados a permanecer nos seus devidos locais de trabalho e a realizar suas atividades conforme permanecem cotidianamente.

Todo indivíduo, durante a vida, desenvolve uma predominância em um dos lados do corpo, decorrente de influências genéticas e ambientais, passando o mesmo a utilizar

predominantemente um lado o tornando assim dominante em relação ao oposto. Em geral esse membro dominante está mais propenso a lesões musculoesqueléticas, uma vez que, possui mais destreza, força e agilidade em relação ao não dominante. Existem vários estudos que comprovam as diferenças existentes entre os membros. Sainburg (2000) constatou que a diferença no controle neural entre os braços direito e esquerdo ao alcançar um alvo é decorrente da assimetria dos dois membros. Já Chilibeck (2000) relata em sua pesquisa que a densidade óssea do membro dominante é maior em relação ao outro. Em trabalho existente nas agencias bancarias de dourados MS com 123 trabalhadores constatou-se que a incidência de queixas de dor era maior no dominante em relação ao não dominante (VERONESI JUNIOR, 2013).

Em virtude disso, foi escolhido sempre o lado referente à dominância do trabalhador para colocação do sensor.

O sensor foi colocado a 1,70 metro do ponto médio do trabalhador, estando o mesmo a 1 metro de altura e disposto a 45 graus, com inclinação de 15 graus para baixo (Figura 23, 24, 25).

Figura 23- Localização do Kinect® no local de trabalho.



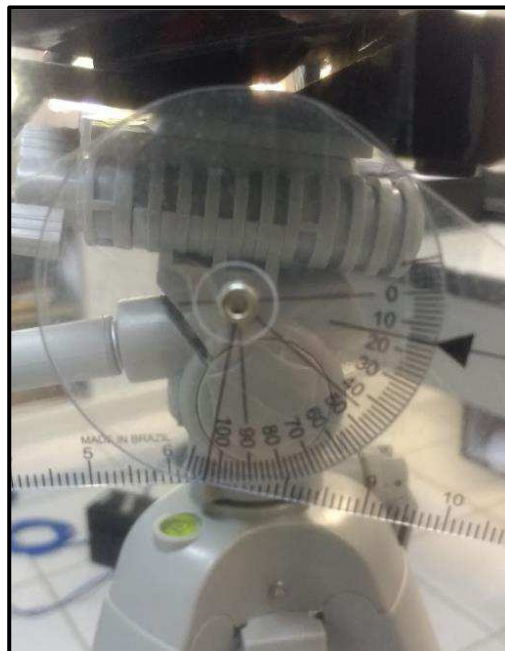
Fonte: Arquivo Pessoal, 2017.

Figura 24 – Medida angular referente ao sensor Kinect® ao posto de trabalho em 45°.



Fonte: Arquivo Pessoal, 2017.

Figura 25 - Inclinação do tripé para baixo de 15°



Fonte: Arquivo Pessoal, 2017.

Ao início da coleta foi feita uma apresentação prévia ao gestor do setor a fim de certifica-lo e tratar da relevância da pesquisa. Foram coletados dados pessoais por meio do formulário de abordagem ergonômica. Os técnicos foram orientados a permanecerem nos seus devidos locais de trabalho e realizaram suas atividades conforme permanecem cotidianamente.

O sensor do *Kinect*® captou as imagens levando em consideração as recomendações posturais e as determinações angulares propostas por um modelo construído com base na

ABNT NBR ISO 11226, na ferramenta comumente utilizada – o RULA e nos ângulos de conforto de Grandjean.

Para captação das imagens e envio para o arquivo CSV, verificou-se, com base em conhecimentos técnicos e científicos através de método observacional as posturas no qual os trabalhadores permanecem por mais tempo, captando assim as imagens através do botão *screenshot*. Imagens estas que foram utilizadas para validação com outros softwares.

Os dados coletados servirão de base para tomada de decisão na conduta terapêutica que posteriormente serão inseridos um espaço de recomendações e conduta vislumbrando a necessidade encontrada nas imagens captadas.

Os dados ficarão armazenados para reavaliações a posteriori e para ser utilizado como base para se traçar um perfil de queixas e achados de imagem a fim de se tomar decisões quanto a alternativas que envolvam programas de vigilância e promoção à saúde, assim como diminuir os índices de adoecimento osteomioarticular.

3.6.6 ETAPA 6: Validação das Medidas: Testes com outros softwares: SAPO®, CORELLDRAW® E KINOVEA®

As imagens com as posturas capturadas pelo software produzido foram comparadas com o Software SAPO®, Corel Draw® e Kinovea® para identificação de parametrização. Softwares esses que têm sido referências na avaliação em ambiente de trabalho e costumam ser muito utilizados em avaliação postural em pesquisas, embora apresentem limitações quanto a sua usabilidade e praticidade.

Nas perícias in lócus e análises ergonômicas, os marcadores de pele são impossíveis de serem utilizados, devido às fotos serem realizadas no posto de trabalho. Nestes casos são colocados marcadores virtuais, criados pelos softwares que são inseridos nos devidos locais mediante orientação palpatória nos pontos referencias e correlação com detalhes da vestimenta do trabalhador (VERONESI JUNIOR, 2013). Em virtude disso, foram feitas as devidas marcações conforme as determinações existentes na literatura para cada movimento e suas devidas estruturas anatômicas a serem demarcadas. Para cada ponto predeterminado pela biofotogrametria foi escolhido pontos das articulações do Kinect®, perfazendo a equivalência de pontos (Quadro 5).

Quadro 5 – Identificação dos pontos por Biofotogrametria x pontos do esqueleto Kinect®

REGIÃO	MOVIMENTOS	BIOFOTOGAMETRIA <u>SAPO®CORELLDRAW</u> <u>® KINOVEA®</u>	PROTÓTIPO - KINECT®
CERVICAL	FLEXÃO	1° ponto: C7 2° ponto: Região suboccipital 3° ponto: Linha reta partindo de C7	1° Ponto: Shoulder center 2° Ponto: Head 3° ponto: Reta traçada a partir de shoulder center
TRONCO	FLEXAO	1° ponto: L5 2° ponto:C7 3° ponto: Ponto em comum com a linha central de L5	1° ponto: Hip center 2° ponto: Shoulder center 3° ponto: Reta traçada a partir de Hip center
OMBRO	ABDUÇÃO	1° ponto: Acrômio 2° ponto: Epicôndilo lateral 3° ponto: Espinha ilíaca antero-superior	1° Ponto: Shoulder left or shoulder right 2° Ponto: Elbow left or Elbow Right 3° Ponto: Hip left or Hip right
	FLEXÃO	1° ponto: Acrômio 2° ponto: Epicôndilo lateral 3° ponto: Espinha ilíaca antero-superior	1° Ponto: Shoulder left or right 2° Ponto: Elbow left or right 3° ponto: Hip left or right

Fonte: Pontos Biofotogramétricos coletados de Veronesi Junior (2013), Miranda (2014).

A imagem captada pelo Software proposto foi utilizada para medição dos ângulos nos outros softwares já validados a fim de vislumbrar a existência ou não de dados válidos e precisão e acurácia do sistema.

Os valores angulares obtidos com as imagens captadas pelo sensor foram inseridos em planilha Excel para avaliação e análise estatística.

4 EXPERIMENTOS E ANÁLISES DE RESULTADOS

Em um total de 38 trabalhadores, o estudo apresenta: 26 (68,42%) do gênero feminino e 12 (31,58%) do gênero masculino, com exceção de uma trabalhadora (serviço prestado), todos são servidores técnicos administrativos. Foram avaliados um total de 152 movimentos posturais estáticos. A faixa etária correspondente a essas amostras encontra-se em sua maioria entre 30-35 anos (28,95%), com peso médio de 71,98 kg e altura média de 1,65 m.

A jornada de trabalho consta de 30 horas semanais em sua maioria e destas os trabalhadores relatam permanecer em média 5,50 horas sentados. Conforme NR17, o tempo efetivo de trabalho de entrada de dados não deve exceder o limite máximo de 5 horas, devendo que o período restante seja ocupado por outras atividades que não exijam movimentos repetitivos, nem esforço visual. Em vista disso, vale ressaltar o número de horas encontrado nessa população que excede o valor predeterminado pela norma supracitada.

A maioria é destra (94,74%), o que perfaz aquilo que já se apresenta na literatura referente à população brasileira em geral. Possuem sintomas dolorosos bem recentes, que em geral são posteriores a entrada no serviço público.

Ao serem questionados sobre o método que costumeiramente utilizam para alívio da dor nos locais relatados com presença de desconforto, os trabalhadores indicaram em sua maior parte alongamento ou exercício físico, alternar postura, ou andar um pouco o que corrobora com o que afirma Grandjean (1998), que nem a postura em pé, nem a sentada são ideais para uma jornada de trabalho, o que deve acontecer é a alternância postural (RENNER, 2005).

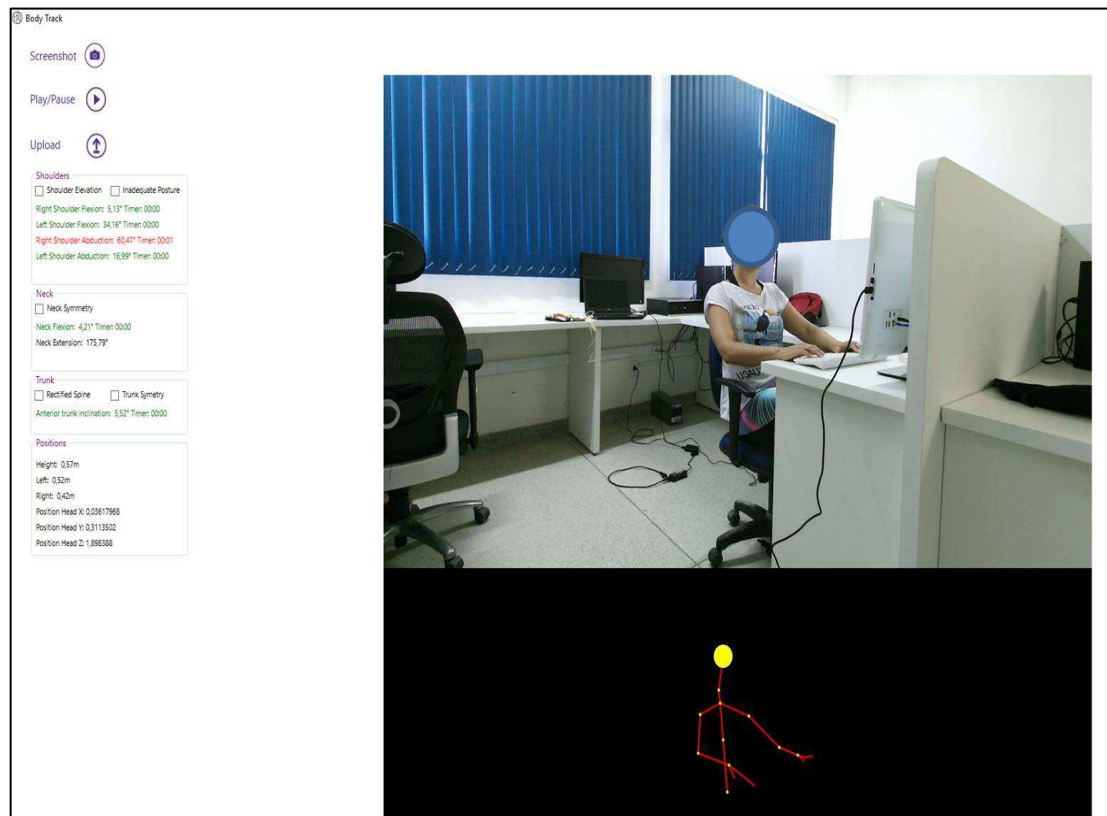
À utilização do questionário nórdico, verifica-se uma predominância de queixas localizadas na Lombar, ombros e pescoço (Figura 26), confirmando o que se verifica na literatura como locais dolorosos predominantes à postura sentada (CAETANO; NICOLAU, 2011; ZAPATER et al, 2004; SILVEIRA, 2009; SANTOS et al, 2008; SANTOS et al, 2015; ANGHEL et al, 2007; RENNER, 2006). Vale ressaltar o quantitativo significativo de sintomas osteomusculares na coluna dorsal (torácica). Convém lembrar que relatos de dores na região da coluna dorsal podem significar dificuldades na identificação de localização de dor pelo trabalhador ou características de dor irradiada advinda dos ombros e/ou do pescoço.

Figura 26 - Resultado da aplicação do questionário nórdico nos servidores.

Fonte: Próprio autor, 2018.

Inicialmente o

Figura 27. Testes laboratoriais



Fonte: Arquivo Pessoal, 2017.

Aos experimentos iniciais laboratoriais e com ambiente controlado, o software funcionou corretamente seguindo os parâmetros especificados.

No Ambiente real de trabalho, apresentou inconstâncias quando ambiente era claro ou com muitos objetos sobre a mesa, além de dificuldades com a configuração de alguns espaços. Espaços esses que se apresentavam estruturados em ilhas ou com uma conformação que impossibilitou a colocação do sensor na posição ideal (respeitando distância e altura predeterminadas) e do lado dominante do trabalhador (Figura 28). Com exceção desses casos foi possível realizar a coleta com os trabalhadores a fim de se obter imagens seguras e um bom funcionamento do software.

Figura 28. Imagens de postos de trabalho com impedimentos para colocação do sensor.



Fonte: Arquivo Pessoal, 2017.

Com as imagens captadas é possível visualizar estações de trabalho com cadeiras não ajustadas ou com ajustes danificados, algumas sem apoio, ou limitando movimento da cadeira; um espaço reduzido na mesa diante de um acúmulo de papéis ou outros materiais que podem perfeitamente serem dispostos em local apropriado. A presença do apoio de pé em algumas estações é interessante, entretanto a falta de uso ou o mau uso o torna agente causador de males e até acidentes de trabalho por estar em local inadequado e atrapalhar a passagem livre desses trabalhadores. E por fim, o que mais se visualiza, são estações de trabalho desajustadas com computadores altos demais ou baixos e cadeiras com apoio de braço que limita o movimento do trabalhador em função da posição do computador, acarretando assim, posturas viciosas, compensadoras e limitantes, um breve contexto predisponente de LER/DORTs.

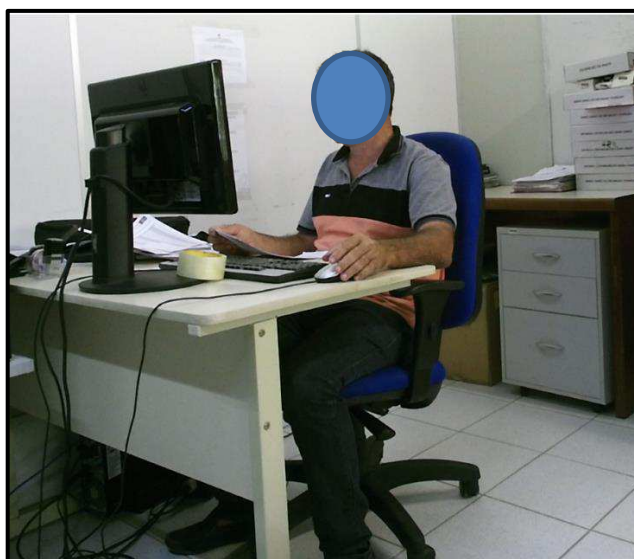
O segmento do ombro quando em abdução de 60 a 120 graus, os músculos supraespinhoso e deltóide médio entram em risco máximo de lesão, pois nessa fase angular, estão em contração estática e ocorre maior sobrecarga de peso pelo braço da alavanca (KAPANDJI, 2000).

Digitadores com monitor alto aumenta curvatura da cervical, pela permanência da cabeça em extensão ao visualizar o computador. Assim como, estando baixo o monitor, a curvatura é diminuída. Outra apresentação muito comum ocorre quando o monitor se encontra ao lado, ocasionado rotação da cervical ou do tronco como todo. Conformação muito visualizada em mesas mal ajustadas ao trabalhador.

Apesar de haver encosto de braço, o mesmo, definitivamente não é utilizado de forma adequada, muitas vezes apresentando postura de inclinação anterior de tronco. Fostervold (1997) realiza uma análise em digitadores e verifica que aqueles cujo suporte não é utilizado apresentaram uma grande carga de pressão no músculo trapézio e inclinações anteriores de tronco acentuadas.

Conforme NR 17, algumas orientações devem ser implantadas em postos de trabalho informatizados. Na imagem é possível visualizar algumas anormalidades que não condizem com o que determina a norma: Mouse sem espaço para sua livre utilização; Não há espaço de profundidade sob a superfície de trabalho suficiente para uma boa movimentação de joelhos e pés; Não há encosto ajustável a altura e antero-superior adaptado para proteção da região lombar (Figura 29).

Figura 29. Posto de trabalho irregular.



Fonte: Próprio autor, 2017.

A análise estatística dos dados angulares coletados e inseridos na planilha *Excel* foi realizada através da ferramenta JASP®¹³.

Por questões de melhor acurácia na viabilização angular e por ser o lado dominante o que apresenta maiores incidências de LER/DORTs, apenas foram medidos o de flexão de membro superior dominante, entretanto em virtude da ocorrência de quatro casos cujo membro se encontrava em extensão à captação da imagem e por movimento de extensão não ter sido incluído no software, esses dados foram retirados da amostra para determinação de risco angular, totalizando 34 trabalhadores para este movimento.

Inicialmente foi aplicado o teste de normalidade *Shapiro Wilk* cujo resultado não apresenta distribuição normal em toda amostra. Sendo assim, foi utilizado o teste de Wilcoxon, teste estatístico não paramétrico para dados pareados e utilizado quando não há normalidade na amostra. Neste caso o valor de p é calculado.

¹³ <https://jasp-stats.org/>

É feito sobre a hipótese nula (H_0), de que a diferença da amostra é igual a zero. A hipótese nula é rejeitada se o valor p calculado for inferior ao nível de significância α , que para nível de significância de 95% é igual a 0,05. A utilização do mesmo tem o objetivo de verificar se existem diferenças significativas entre os seus resultados em duas situações.

O Teste de Wilcoxon foi aplicado para avaliar se há diferença significativa entre as médias de duas amostras, sendo então verificado entre cada software com o protótipo construído (Tabela 1) e entre os softwares já consolidados (Tabela 2).

Tabela 1 - Comparação dos métodos com modelo implementado por meio do teste de Wilcoxon para as medidas angulares realizadas.

MOVIMENTO	MÉTODOS	TESTE	GRAUS DE LIBERDADE	p
FleC	KINECT –KINOVEA	WILCOXON	37	0,434
FleC	KINECT-SAPO	WILCOXON	37	0,69
FleC	KINECT-COREL DRAW	WILCOXON	37	< 0,001
AboD	KINECT –KINOVEA	WILCOXON	37	0,011
AboD	KINECT-SAPO	WILCOXON	37	0,038
AboD	KINECT-COREL DRAW	WILCOXON	37	0,012
AboE	KINECT –KINOVEA	WILCOXON	37	< 0,001
AboE	KINECT-SAPO	WILCOXON	37	< 0,001
AboE	KINECT-COREL DRAW	WILCOXON	37	< 0,001
IT	KINECT –KINOVEA	WILCOXON	37	0,252
IT	KINECT-SAPO	WILCOXON	37	0,528
IT	KINECT-COREL DRAW	WILCOXON	37	0,106
FleOD	KINECT –KINOVEA	WILCOXON	34	< 0,001
FleOD	KINECT-SAPO	WILCOXON	34	< 0,001
FleOD	KINECT-COREL DRAW	WILCOXON	34	< 0,001

Fonte: Próprio autor, 2018.

Nos dados encontrados verifica-se que há valores de $p > 0,05$ na flexão cervical e inclinação de tronco, o que implica em bons resultados em face das similaridades com *softwares* utilizados, porém medidas de ombro tiveram valores abaixo, o que caracteriza diferença significativa entre os valores.

Valores de $p < 0,05$ também foram encontrados quando feita comparação entre os softwares já validados e esse achado torna-se mais evidente na flexão e abdução de ombro.

Tabela 2 - Comparação entre softwares comumente utilizados para avaliação angular por meio do teste de Wilcoxon.

MOVIMENTO	MÉTODOS	TESTE	GRAUS DE LIBERDADE	<i>p</i>
FleC	KINOVEA-SAPO	WILCOXON	37	0,264
FleC	KINOVEA- COREL DRAW	WILCOXON	37	0,004
FleC	SAPO - COREL DRAW	WILCOXON	37	<0,001
AboD	KINOVEA-SAPO	WILCOXON	37	1.000
AboD	KINOVEA- COREL DRAW	WILCOXON	37	0,451
AboD	SAPO - COREL DRAW	WILCOXON	37	0,819
AboE	KINOVEA-SAPO	WILCOXON	37	0,24
AboE	KINOVEA- COREL DRAW	WILCOXON	37	0,045
AboE	SAPO - COREL DRAW	WILCOXON	37	0,246
IT	KINOVEA-SAPO	WILCOXON	37	0,182
IT	KINOVEA-COREL DRAW	WILCOXON	37	0,009
IT	SAPO - COREL DRAW	WILCOXON	37	0,016
FleOD	KINOVEA-SAPO	WILCOXON	34	0,749
FleOD	KINOVEA-COREL DRAW	WILCOXON	34	<0,001
FleOD	SAPO - COREL DRAW	WILCOXON	34	<0,001

Fonte: Próprio autor, 2018.

Embora esses softwares sejam comumente utilizados em avaliação postural e seguem pressupostos de análises semelhantes, as ferramentas para a análise são diferentes, ou seja, os algoritmos de posicionamento anatômico possuem diferenças entre eles, assim como ferramentas goniômetro/angulares apresentam diferentes formatos e delimitações, o que pode acarretar diferenças inter e intraexaminadores à colocação das mesmas. Vale ressaltar também que a escolha do software e sua utilização está interligada a familiaridade do avaliador com o mesmo. Sendo assim, poderão ocorrer diferenças significativas quando o mesmo fizer uso daquele que possuir menor experiência e usabilidade.

Em virtude disso, por apresentarem diferentes ferramentas e características, a adoção de um determinado software pode proporcionar resultados diferentes, o que impediria a comparação dos dados gerados por eles (GUARIGLIA et al., 2011; IUNES et al., 2005; SANTOS et al., 2011).

Essas dificuldades encontradas com softwares já existentes são minimizadas ou erradicadas com a utilização de sistemas de captura infravermelha, como é o caso do

Kinect®, que elimina as divergências quanto ao ponto de marcação anatômica, e utilização de uma ferramenta angular cujos tamanhos são diferentes em cada um desses softwares.

Além da utilização do teste de Wilcoxon foi verificado o desvio padrão dos valores angulares encontrados. Neste caso, foi encontrado um desvio padrão menor na flexão cervical e inclinação de tronco, constatando que quanto menor o desvio padrão, mais homogênea é a amostra (Tabela 3). Veronesi Junior (2016)¹⁴ afirma que segundo o Comitê Internacional de Medidas toda medida tem uma margem de erro aceitável até 5 pontos para cima ou para baixo. Hayes (1992) e Bertolini et al. (2008) afirmam também que diferenças angulares de 5 graus é admissível em termos da fisioterapia.

Tabela 3 - Médias e desvio padrão das medidas angulares do modelo proposto e outros softwares.

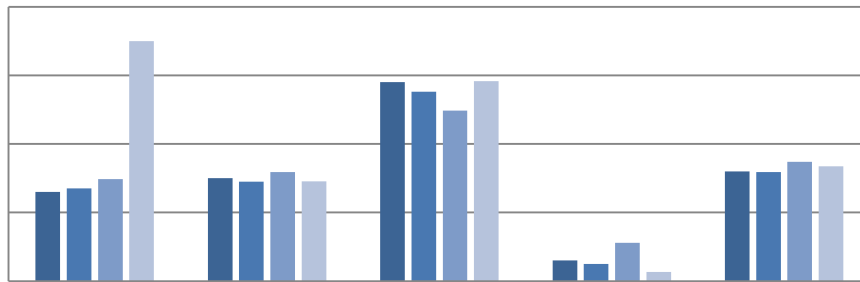
MOVIMENTOS	SAPO	COREL DRAW	KINOVEA	KINECT
FLEXÃO CERVICAL	13,25(DP: 8,33)	14,04(DP: 8,40)	13(DP: 8,36)	13,045(DP: 8,32)
INCLINAÇÃO ANTERIOR DE TRONCO	3,7 (DP: 4,82)	3,93 (DP: 5,05)	3,5(DP: 4,96)	3,55 (DP: 4,92)
ABDUÇÃO OMBRO DIREITO	29,8(DP: 12,46)	29,27(DP:12,05)	29(DP:12,02)	31,055(DP:13,08)
ABDUÇÃO OMBRO ESQUERDO	27,3(DP: 11,32)	27,08(DP:10,70)	27(DP:11,08)	35,035(DP:14,36)
FLEXÃO DE OMBRO DOMINANTE	25,3(DP: 11,79)	27,33(DP:12,12)	25(DP:11,92)	37,19 (DP: 15,89)

Fonte: Próprio autor, 2018.

Após medições se constatou que a relação entre as medidas possui valores dentro deste padrão de normalidade na maioria das amostras com exceção daquelas referentes a ombro. Em alguns trabalhadores ainda se verifica padrões similares na abdução, entretanto na flexão esses valores assumem diferenças maiores (Figura 30). O erro constatado nos casos de Ombro foi maior que o esperado devido a possíveis oclusões e incoerências de posicionamento. Entretanto, ao retirar valores que sobressaíram sobre essa normalidade, o desvio padrão se apresenta menor que os outros softwares.

¹⁴ Curso Fotogrametria Computadorizada - Uma ferramenta para o diagnóstico funcional/IEDUV/2016

Figura 30 - Dados angulares entre softwares e modelo proposto de um trabalhador.



Fonte: Próprio autor, 2018.

Devido à presença de algumas medidas bem discrepantes entre o Kinect® e os softwares existentes (presença de *outliers*), foram retiradas 9 medidas no Ombro direito e 14 no esquerdo, medidas essas que são superiores ao padrão evidenciado pelo comitê internacional de medidas. Para retirada dessas medidas foi considerado o menor valor entre os softwares consolidados acrescido de 5 graus a mais ou a menos em relação ao valor obtido pelo Kinect®. Havendo superação desse valor todos os dados dos softwares desse trabalhador foram retirados.

Após a retirada o que se verificou foi uma diminuição no desvio padrão do Kinect® em relação aos outros softwares, o que pode caracterizar que com as retiradas de medições cujo instrumento apresentou falhas de captação, os valores encontrados com o uso do Kinect® tiveram resultados significativos (Tabela 4).

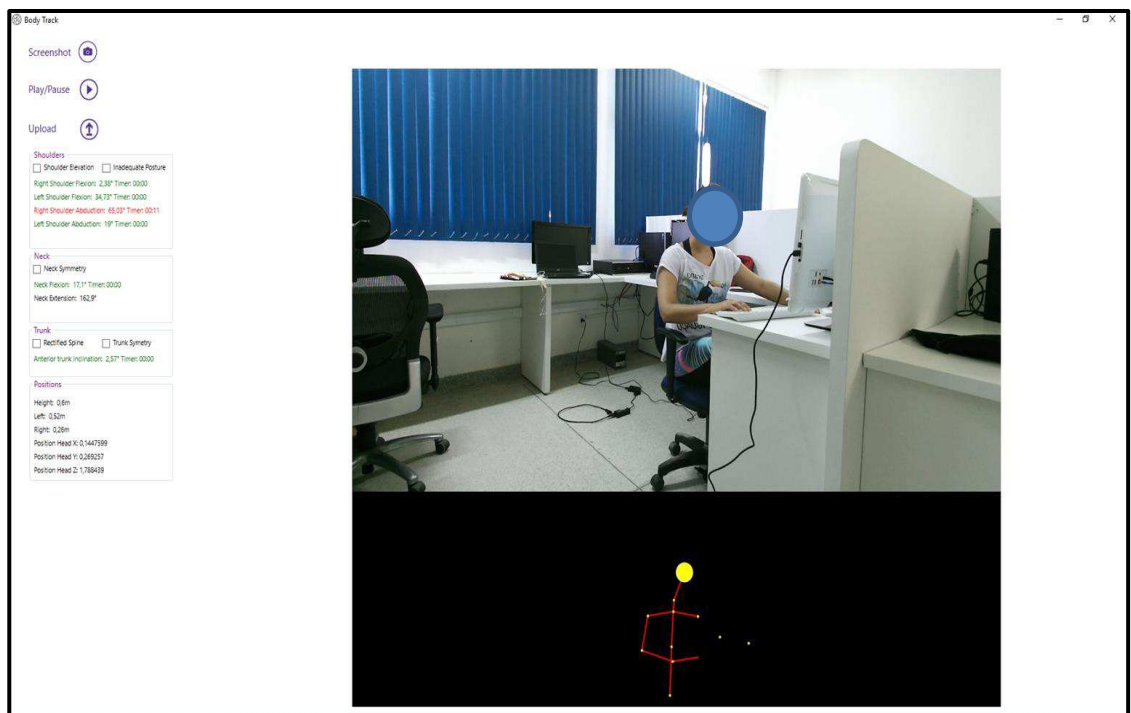
Tabela 4 - Médias e desvio padrão das abduções de ombro do modelo proposto e outros softwares com retirada de valores extremos.

MOVIMENTOS	SAPO	COREL DRAW	KINOVEA	KINECT
ABDUÇÃO OMBRO D	28,95(DP: 11,60)	28,35(DP:11,55)	29(DP: 11,30)	29,48(DP:11,49)
ABDUÇÃO OMBRO E	25(DP: 11,18)	25,22(DP:10,71)	26,5(DP: 10,68)	29,11(DP:11,30)

Fonte: Próprio autor, 2018.

Essas falhas de captação podem ter ocorrido devido a oclusões nas captações das imagens por objetos (mesa ou cadeira) ou pelo próprio corpo do trabalhador, provocado por “saltos” dos pontos do esqueleto (Figura 31).

Figura 31 – Imagem de “saltos” dos pontos por posicionamento.



Fonte: Próprio autor, 2017.

A análise da flexão de ombro dominante foi retirada do cálculo de desvio padrão e médias, em virtude dos achados angulares apresentarem de sua totalidade um número superior a 50% da amostra com valores superando o padrão de 5 graus a mais. Provavelmente, isso tenha ocorrido em virtude do posicionamento do indivíduo ou do sensor ocasionando oclusões na captação das imagens, devido a alguns “saltos” em relação a fidelidade do esqueleto. Han et al. (2013) relata que há alguns fatores que podem dificultar a captação correta da imagem pelo Kinect® quando se trata de sua aplicabilidade em condições de ambiente real, incluindo a vista e alcance da câmera, oclusões e poses humanas imprevisíveis. Situações como essas podem ser sanadas através de filtros e refinamento de algoritmos.

Sabe-se que para cada movimento, as medidas fotogramétricas angulares obedecem a parâmetros e eixos diferentes, de acordo com os planos em que se encontram os movimentos, assim como referências anatômicas divergentes apresentadas em literaturas diferentes.

Em termos gerais é visualizado em vista lateral, movimentos como flexões de ombro, tronco, cabeça, cotovelo e joelho e vista posterior para abdução de ombro (MIRANDA, 2014). Contudo, em ambientes de trabalho, utilizar essa configuração de planos (sagital e frontal) e eixos (latero-lateral e antero-posterior) muitas vezes torna-se inviável devido a conformação do local de trabalho, o que conduz o avaliador a captar imagens que em sua forma padrão deve ser feita em vista posterior, mas devido as fatores inerentes de localização de postos de trabalho é realizada em vista anterior, sem medidas tão pragmáticas, pois é preciso se levar em consideração toda uma dinâmica de trabalho. Postos de trabalho informatizados em ilhas e próximos de paredes ou divisórias podem impedir a fotografia posterior ou lateral, devido às limitações ambientais.

A flexão de ombro, apesar de não ser medida encontrada na NBR ISO 11226, é vista na ferramenta RULA e, portanto, foi inserida no protótipo. Todavia, a conformação sugerida para captação dos dois ângulos prevê imagem onde se encontra mais facilmente e com mais clareza a postura de abdução de ombro. É possível que os dados encontrados entre os softwares e o modelo implementado, não tenha tido bons resultados e apresente grandes variações devido a essa dificuldade, conforme pode ser visto na imagem a seguir (Figura 32).

Figura 32 – Imagem captada com detecção predominante de abdução.



Fonte: Próprio autor, 2017.

Sabe-se também que muitos estudos apresentam como proposta o aperfeiçoamento do algoritmo com a utilização do Kinect® para captação em virtude da sensibilidade do mesmo

as condições ambientais (XU et al., 2017; HAN et al., 2013). É comum ocorrer oclusões induzidas pela postura realizada, a posição do trabalhador em relação a câmera e à estação de trabalho que conduz a imprecisões de resultados (PLANTARD et al., 2015). Para correção dessa robustez, Plantard et al. (2016), usa um método de correção detalhado, utilizando-se de refinamento de algoritmo. Em mesmo estudo, os resultados mostraram erros de diferentes ângulos articulares entre um valor médio de 7,7 ângulos com um erro maior que 10. Os maiores valores de erros ocorrem principalmente para juntas com grandes movimentos, tal como a flexão do ombro. Achados similares ao de Plantard et al. (2016) foram encontrados nesta pesquisa.

Além disso, muitas pesquisas têm tentado enfrentar obstáculos em ambiente real, partindo dos testes e mudanças dos pontos do esqueleto a nível laboratorial para então se conseguir vislumbrar ambientes cuja conformação possui muitos ruídos (Plantard et al., 2015; Bonechere et al., 2013; Dockrell et al., 2012) e nelas têm enfrentado situações como oclusão de pontos por objetos ou mesmo pelo próprio corpo, quando o ponto se esconde em vista do posicionamento do sensor.

Outro ponto que vale ressaltar e que prejudica a captação *in situ*, refere-se a organização de trabalho, pois são espaços cuja dinâmica laboral possui atendimento ao público, espaço de interação interpessoal e com objetos que porventura são detectados pelo kinect e proporciona modificações nas medições.

Com base nos ângulos captados pelo Kinect® e entendimento a respeito de padrões de risco angulares verificou-se que, em se tratando de flexão cervical, os valores permaneceram abaixo da média, estando apenas três casos superiores ao limite estabelecido pela norma de 25 graus e 7 próximos desse limite no intervalo de 20 a 25 graus. Quanto à abdução de ombro, no direito foram encontrados 35 valores acima da média e no esquerdo houve 31. Para inclinação de tronco houve apenas um valor acima do predeterminado, entretanto vale ressaltar que outras literaturas consideram elevado valor acima de 10 graus, neste caso existiram seis casos.

Sendo assim, pode-se verificar que dos três de flexão cervical que se encontram em risco, dois relatam dores no pescoço. O único com grau acima do limite em inclinação de tronco relatou dor em coluna dorsal. Nos casos de Abdução de ombro direito e esquerdo coincidentemente quatorze relataram dor em ombro e apresentaram valores de risco angular.

O modelo implementado traz consigo inúmeras vantagens que resolvem limitações de softwares já existentes no uso da Fotogrametria:

- É uma ferramenta automática cujos critérios avaliativos respeitam uma similaridade de pontos que não se alteram, independente de qual avaliador o utilizará, ou sendo o mesmo,

não haverá discrepâncias significativas, pois os pontos são determinados através de uma construção prévia fixa de algoritmos que os determinam. Essa captura é realizada através de captura infravermelha.

– É utilizada em Ambiente real e não em ambiente simulado ou laboratorial, o que propõe uma perspectiva de análise real, pois envolve uma estrutura organizacional e ambiental dinâmica e fidedigna onde não há suposições, mas resultados com maior veracidade.

– Os resultados ao trabalhador são entregues em tempo real o que diferencia da proposta de outros softwares utilizados em análise postural do trabalhador, que demanda um tempo maior para sua devolutiva utilizando-se de imagens digitalizadas. No Software proposto essas imagens assim como o sistema de regras implementado proporcionarão aos trabalhadores respostas imediatas referentes aos achados de risco em seu posto de trabalho.

5 CONSIDERAÇÕES FINAIS

5.1 Conclusão

Os hábitos posturais estão intimamente ligados à limitação da amplitude articular, da extensibilidade dos músculos e da plasticidade dos ligamentos e tendões. A correção postural e o aumento da amplitude articular, além de ter efeito relaxante, colaboram na tomada de atitudes corporais mais confortáveis tanto na prática de exercícios quanto nos movimentos diários naturais além de promover o alívio de tensões musculares (PRIMO, 2004). Em virtude disso, há de se questionar e aprimorar metodologias de apoio à avaliação de riscos posturais para fins preventivos e diagnósticos que permeiam as atividades de promoção a saúde do trabalhador e, portanto, a ferramenta em desenvolvimento considera-se relevante para referida prática.

A análise minuciosa da biomecânica do movimento na tarefa laboral é de fundamental importância, pois os riscos musculoesqueléticos se diferenciam conforme a angulação do movimento de determinados segmentos.

A possibilidade de captação de imagens por sensores que torna desnecessário a fixação de pontos anatômicos que geram discrepâncias angulares intraexaminador, interexaminador e intersoftwares, torna a pesquisa bem relevante para minimizar e salvaguardar critérios de análises mais homogêneos e menos invasivos.

Uma das grandes vantagens da pesquisa tem sido a avaliação postural automática e fidedigna relativa a tempo, pois na prática o que se nota é a gravação na estação de trabalho da atividade do trabalhador por 30 min a 1 hora e a multiplicação desse tempo pela carga horária trabalhada. Essa forma de análise é bem falha, pois não condiz, de fato, com postura e tempos reais. Neste caso, a proposta utilizando o sensor *Kinect*® no posto de trabalho diminui esses erros.

O trabalho em questão resolve parte do que é verificado em análise ergonômica do trabalho e perícia judicial fisioterápica, em se tratando de análise de risco biomecânico de algumas estruturas. Entretanto, como boa parte das ferramentas computacionais exige que sejam realizadas inserções de outros métodos tão usados quanto a NBR ISO 11226 e ferramenta RULA, assim como outros parâmetros a ser avaliados, utilizando-se de sensores de movimentos, o que facilita, e muito na captação de dados angulares.

Assim, conclui-se que a utilização destes métodos em larga escala contribuirá muito para a compreensão do fenômeno Lesões por esforços repetitivos/ Distúrbios

Osteomioarticulares relacionadas ao trabalho (LER/DORT) nos ambientes de trabalho entre os profissionais da área de Segurança, e Saúde do Trabalho.

5.2 Trabalhos Futuros

Para continuidade deste trabalho existem diversas direções futuras. Serão listadas a seguir aquelas mais relevantes:

- ¿ Utilização de mais de uma câmera Kinect® para captar melhor os ângulos, respeitando uma padronização fotogramétrica formal;
- ¿ Melhorar o algoritmo de captação, evitando que haja oscilações e “saltos” dos pontos do esqueleto com uso de filtros para sanar esse problema;
- ¿ Refinar o algoritmo para que não haja interferência de ruídos referentes a uma conformação de postos de trabalho reais;
- ¿ Inserir dados de fotogrametria linear pra captação automática nas imagens captadas;
- ¿ Inserir modificações no algoritmo do temporizador a fim de que obedeça a todos os valores predeterminados na Norma;
- ¿ Aumentar o número de articulações, utilizando todas as que constam na NBR ISO 11226;
- ¿ Sugere-se também a utilização de sensor de profundidade para captação dos Ângulos em qualquer plano em que se encontre o sensor.

REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

ABEL, M. **Sistemas Especialistas**. Porto Alegre: Universidade Federal do Rio Grande do Sul, Instituto de Informática; 1998.

All Body Scan 3D **Avaliação postural**. [Internet]. Disponível em: <www.allbodyscan3d.com.br> Acesso em: 10 Abr. 2017.

ANGHEL, M. et al. Musculoskeletal disorders consequences of prolonged static postures. **Journal of experimental medical & surgical research**. Year XIV, N. 4, p. 167-172, 2007.

ARAÚJO, N.C.K. et al. Analysis of the Frequency of Postural Flaws During Violin Performance. **Medical problems of performing artists**, 24(3), p. 108-112, 2009.

BARROS, E. N. C.; ALEXANDRE, N. M. C. Cross-cultural adaptation of the nordic musculoskeletal questionnaire. **International Nursing Review**, London, v. 50, n. 2, p. 101-108, 2003.

BAWA, J. **Computador e Saúde**. São Paulo: Summus, 1997.

BONNECHERE, B. et al. From Kinect™ to anatomically-correct motion modelling: preliminary results for human application. Proceedings of 3rd European Conference on Gaming and Playful Interaction in Health Care. **Games for Health**, p. 15-26, 2013.

BOSI, P. L. et al. Fisioterapia preventiva na avaliação ergonômica de um escritório. In: **Fisioterapia Brasil**. v.7, n.5, p. 363-366, set./out. 2006.

BRASIL. INSTRUÇÃO NORMATIVA Nº 98 INSS/DC, DE 05 DE DEZEMBRO DE 2003 – DOU DE 10/12/2003. Instituto Nacional do Seguro Social. Ordem de Serviço nº 606, de 5.8.98; aprova **Norma Técnica sobre Distúrbios Osteomusculares Relacionados ao Trabalho - DORT**. Diário Oficial da União, Brasília, 2003.

BRITO, J.; COELHO, L. **Fotogrametria Digital**. Rio de Janeiro: Instituto Militar de Engenharia, 2002.

CAETANO, R. C.; NICOLAU, R. A. Avaliação da correção postural após conscientização corporal e auto- alongamento por fotogrametria computadorizada. **Terapia Manual**. Espírito Santo, v. 9, n. 41, p. 29-36, jan./fev. 2011. ISSN 1677-5937.

CAMELO, E. M. P. F. et al. O uso de softwares para avaliação postural: Revisão integrativa. **Coluna/Columna**, São Paulo, v. 14, n. 3, p. 230-235, jul./set.2015.

CARDOSO JUNIOR, M. M. Avaliação Ergonômica: Revisão dos Métodos para Avaliação Postural. **Revista Produção Online**, Florianópolis, v. 6, n. 3, p. 133-154, set./dez. 2006. ISSN 16761901.

CARDOSO, G. **Biblioteca de funções para utilização do Kinect em jogos eletrônicos e aplicações NUI**. Vale do Itajaí, Universidade UNIVALI, 2012.

CARDOSO, J. P. et al. O uso de sistemas especialistas para apoio à sistematização em exames ortopédicos do quadril, joelho e tornozelo. **Revista Saúde.com**. v.1, n. 1, p. 24-34, 2005. ISSN 1809-0761.

CARVALHAES, M. F. A. **Ambiente virtual utilizando o sensor kinect combinado com avaliação biomecânica para reabilitação dos membros superiores de pacientes acometidos de acidente vascular encefálico**. Dissertação (Mestrado em Engenharia Elétrica e da Computação) - Universidade Federal de Goiás, Goiânia, 2015.100 f.

CASSOLA, F. et al. Online Gym: um ginásio virtual 3D integrando a Kinect – análise comparativa de bibliotecas de suporte. In: **ADG 2014. International Workshop on Automated Deduction**, 10, Coimbra, 2014.

CELESTRINI, J. R. **Nuimod: um ambiente para modelagem de poses e gestos**. (Dissertação apresentada ao Programa de Pós-Graduação em Informática do Centro Tecnológico da Universidade Federal do Espírito Santo), Vitória, 2014. 109 f.

CÉSAR, E. P. et al. Intra-rater reliability of knee flexion and extension range of motion measurement through the photogrammetry method. **Fisioterapia e Pesquisa**, São Paulo, v.19, n. 1, p. 32-38, jan./mar. 2012. ISSN 1809-2950.

CHAFFIN, D. B. Localized muscle fatigue-definition and measurement. **Journal of occupational medicine**, v.15, ed.4, p. 346-354, abr.1973.

CHAFFIN, D. B.; ANDERSSON, G.B.J.; MARTIN, B.J. **Biomecânica Ocupacional**. Belo Horizonte: Ergo. 2001.

CHANDER, D.S.; CAVATORTA, M. P. An observational method for postural Ergonomic Risk Assessment (PERA). **International Journal of Industrial Ergonomics**, Italia, p. 32-41, 2017. ISSN: 0169-8141

CHANG, C. et al. Towards pervasive physical rehabilitation using Microsoft Kinect. In: **6th International Conference on Pervasive Computing Technologies for Healthcare and Workshops**, PervasiveHealth, p. 159-162, 2012.

CLARK, R. A. et al. Validity of the Microsoft kinect for assessment of postural control. **Gait posture**, v. 36, ed.3 p. 372-377, jul. 2012.

COURY, H. J. G.; MOREIRA, R. F. C. ; DIAS, N. B. Evaluation of the effectiveness of workplace exercise in controlling neck, shoulder and low back pain: a systematic review. **Rev. Bras. Fisioter.**, São Carlos, v. 13, n. 6, p. 461-479, Nov./Dec. 2009. ISSN 1413-3555.

COUTO, H. A. **Ergonomia aplicada ao trabalho: Manual técnico da máquina humana**. Ergo. Belo Horizonte, v. 2, 1995.

COUTO, N. E. R.; MOREIRA, B. G. Software de armazenamento e comparação de poses capturadas pelo Microsoft Kinect. **Computer on the beach 2013**, UNIVALI, SC, P. 60-69, 2013. ISSN: 2358-0852.

CRUZ, L.; LUCIO, D.; VELHO, L. Kinect and rgb-d images: challenges and applications. In: Graphics, Patterns and Images tutorials (SIBGRAPI-T), **25th SIBGRAPI conference on**, p 36-49, 2012.

DE MATOS, M.M. **Estudo sobre o impacto da implementação de um programa de ginástica laboral**. (Dissertação de mestrado em Engenharia Humana). Universidade do Minho, 2014. 131 f.

DELLEMAN, N. J.; DUL, J. International standards on working postures and movements ISO 11226 and EN 1005-4. **Ergonomics**. França, v. 50, n. 11, p. 1809-1819, nov. 2007. ISSN 0014-0139.

DELLEMAN, N.; BOOCOOCK, M.; KAPITANIAK, B.; SCHAEFER, P.; SCHAUB, K. ISO/FDIS 11226: Evaluation of static working postures. **Proceedings of the IEA 2000/HFES 2000 Congress**.

DIEGO-MAS, J.A.; ALCAIDE-MARZAL, J. Using Kinect sensor in observational methods for assessing postures at work. **Applied Ergonomics**, Espanha, v. 45, p. 976-985, jul. 2014. ISSN 00036870.

DOCKRELL, S. et al. An investigation of the reliability of Rapid Upper Limb Assessment (RULA) as a method of assessment of children's computing posture. **Appl. Ergon.** v. 43, p. 632-636, 2012.

DOS SANTOS, A. C. A.; FANTINATI, A. M. M. Os principais softwares utilizados na biofotogrametria computadorizada para avaliação postural: uma revisão sistemática. **Revista Movimenta**, v. 4, n. 2, p. 139-148, 2011. ISSN: 1984-4298.

DUL, J.; VLAMING, P. M.; MUNNIK, M. J. A review of ISO and CEN standards on ergonomics International. **Journal of industrial ergonomics**, 17, p. 291-297, 1996.

DUNK, N. M.; LALONDE, A. J.; CALLAGHAN, J. P. Implications for the use of postural analysis as a clinical diagnostic tool: reliability of quantifying upright standing spinal postures from photographic images. **J Manipulative Physiol Ther**, v. 28, ed. 6, p. 386-392, july./aug. 2005.

DUTTA, T. Evaluation of the Kinect® sensor for 3D kinematic measurement in the workplace. **Appl Ergon**, 43, p. 645-649, 2012.

EDUCAÇÃO FÍSICA EM JOGO. **Bioenergética**, 2013.
<http://dirceufp.wixsite.com/educacaofisica/bioenergetica>>. Acesso em: 18 Jan. 2018.

FABRIZIO, P. Ergonomic Intervention in the Treatment of a Patient with Upper Extremity and Neck Pain. **Physical Therapy**, v. 89, n. 4, p. 351-360, 2009.

FERREIRA, E. A. et al. Quantitative assessment of postural alignment in young adults based on photographs of anterior, posterior and lateral views. **Journal of Manipulative and Physiological Therapeutics**. v. 34, n. 6, p.371-380, 2011.

FERREIRA, E. A. G. et al. Postural assesment software(PASS/SAPO). Validation of reliability. **Clinics**. 65(7), p. 675-681, 2010.

FERREIRA, M. C.; NASTRI, M. V. S. Qualidade de vida no trabalho sob a ótica dos trabalhadores. **Laborativa**, v.2, n.1, p. 61- 65, abr. 2013.

FLORES, J.C.C. et al. Uso do Microsoft Kinect na saúde: Características e Limitações da Ferramenta. **HFD**, Santa Catarina, v.2, n.4, p.1-11, 2013. ISSN: 2316-7963

FREITAG, S. et al. Quantitative Measurement of stressful Trunk Postures in Nursing Professions. **Ann Occup Hyg**. v. 51, n. 4, p. 385-395, june 2007.

GATTO- CARDIA, M.C. et al. Estudo de fiabilidade interexaminador na fixação de marcadores anatômicos para avaliação postural fotogramétrica. **Revista Brasileira de Ciência da Saúde**, v. 16, Sup. 2, p. 51-58, 2012. ISSN 1415-2177.

GOMES, J.; VELHO, L. **Fundamentos da Computação Gráfica**. Impa. Rio de janeiro, 2008. 1 ed. Cap. 9: hierarquias.

GOMIDE, A.B.L. **Análise da carga física de trabalho para prevenção da fadiga -um estudo de caso- operador de checkouts**. (Dissertação do programa de pós-graduação em design) – Universidade Estadual Paulista Júlio Mesquita Filho, Bauru, 2010.

GONÇALVES, E.C. **Constrangimentos no posto do motorista de ônibus urbano segundo a visão macroergonômica**. (Mestrado profissionalizante em Engenharia) – Escola de Engenharia, Universidade Federal do Rio Grande do Sul, Porto Alegre, 2003. 94 f.

GONÇALVES, J.M.; CAMAROTTO, J. A. Estratégias operatórias frente ao trabalho repetitivo. **Prod.**, São Paulo, v.25, n. 1, p. 190-200, Jan./Mar. 2015. ISSN 0103-6513.

GUARIGLIA, D. et al. Avaliação da confiabilidade e usabilidade de três diferentes programas computacionais para análise fotogramétrica do Ângulo de flexão do quadril. **Fisioterapia e pesquisa**, São Paulo, v.18, n. 3, p. 247-251, Jul./Set. 2011.

GUEDES, L.C. PERALTA, M.M. MOREIRA, M. Análise Ergonômica do trabalho em uma coordenação administrativa de uma Universidade. **Anais do salão Internacional de ensino, pesquisa e extensão**. 2015.

GUIMARAES, L. B.; IIDA, I. **Ergonomia projeto e produção**. 3 ed. São Paulo: Bluncher, 2016.

HAN, J. et al. Enhanced Computer Vision with Microsoft Kinect Sensor: A review. **IEEE transactions on cybernetics**, v. 43, n. 5, 2013.

HATIAR, K.; CAGANOVA, D. Workplace Dimension Adaptation to Worker as one of tools for increasing human work effectiveness. **Annals of DAAAM for 2009**. V. 20. Austria.

IIDA, I. **Ergonomia, projeto e produção**. São Paulo: Edgard Blucher LTDA, 2 ed., 2005.

IUNES D. H. et al. Confiabilidade intra e interexaminadores e repetibilidade da avaliação postural pela fotogrametria. **Rev Bras Fisioter**, 2005.

IUNES, D. H. et al. Cranio cervical posture analysis in patients with temporo mandibular disorder. **Rev Bras Fisioter.** v.13, n. 1, p. 89-95, 2009.

KAPANDJI, I. A. **Fisiologia articular. Esquema comentado de fisiologia humana.** São Paulo: Manole LTDA ,v.1, 5. ed., 1990.

KEE, D.; KARWOWSKI, W. A. Comparison of Three Observational Techniques for Assessing Postural Loads in Industry. **International Journal of Occupational Safety and Ergonomics**, v.13, 2007.

KEAN, S.; HALL, J.; PERRY, P. **Meet the Kinect an introduction to programming natural user interfaces**, 2011: Apress. p. 201.

KROEMER, K. H. E.; GRANDJEAN, E. **Manual de ergonomia: adaptando o trabalho ao homem.** 5. ed. Porto Alegre: Artes Médicas, 2005.

KUORINKA, I. et al. Standardised Nordic questionnaires for the analysis of musculoskeletal symptoms. **ApplErgon**, 1987.

LANGE, B. et al. Interactive game-based rehabilitation using the Microsoft Kinect. **Virtual Reality Short Papers and Posters (VRW)**, 2012 IEEE.USA.

LANGE, B. et al. Development and evaluation of low cost game-based balance rehabilitation tool using the microsoft kinect sensor. **Engineering in Medicine and Biology Society, EMBC, 2011 Annual International Conference of the IEEE.**USA.

LIMA, J. A. de A. Base Teórica para uma Metodologia de Análise Ergonômica. In: **Anais 4º Congresso internacional de ergonomia e usabilidade de interfaces humano -tecnologia: produtos, programas, informação, ambiente construído**, 25 e 26 de maio de 2004, PUC-Rio, Rio de Janeiro, 2004.

LLUCH, J. F. **Análisis de imágenes: aplicación de Kinovea® en podología** / Image analysis: Kinovea ® application in podiatry; *32(2): 30-33, mayo.-dic. 2012. II.*

MACÊDO, M. C.; PATRICIO, N. A.; SÁ, K. N. Confiabilidade dos instrumentos de avaliação postural computadorizada: Uma revisão de Literatura. **Revista Diálogos possíveis**, Salvador, n 1, 2015.

MANSOLDO, A. C.; NOBRE, D. P. A. Postural evaluation in practicing federate butterfly swimmers in the tests for 100 and 200 meters. **O Mundo da Saúde**, São Paulo. v. 31, n. 4, p. 511- 520, 2007.

MARINS, M. M. M. L. **Ergonomia e sua implantação no poder judiciário.** (Monografia de pós-graduação em Administração Judiciária) – Fundação Getúlio Vargas. Rio de Janeiro. 2004.

MARQUES, N. R.; HALLAL, C. Z.; GONÇALVES, M. Características biomecânicas, ergonômicas e clínicas da postura sentada: Uma revisão. **Fisioterapia e pesquisa**, São Paulo, v.17, n. 3, p. 270-276, jul./set. 2010. ISSN 1809-2950.

MARTIN, C. C. et al. **A real time ergonomic monitoring system using the microsoft kinect.**USA, 2012.

MELO, M. S. I. et al. Postural Evaluation of Patients Subjected to Modified Radical Mastectomy by Means of Computer Photogrammetry. **Revista Brasileira de Cancerologia**, v.57, n. 1, p. 39-48, 2011.

MIRANDA, G.H.L. **Biofotogrametria para Fisioterapeutas.** Andreoli.1 ed., São Paulo, 2014.

MORO, A.R.P. **Análise biomecânica da postura sentada: Uma abordagem ergonômica do mobiliário escolar.** (Tese de doutorado) – Programa de Pós-Graduação em Ciência do Movimento Humano, Universidade Federal de Santa Maria, Rio Grande do Sul, 2000.

MOTTA, F.V. **Avaliação ergonômica de postos de trabalho no setor de pré- impressão de uma indústria gráfica.** (Monografia) – curso de Engenharia de Produção da Universidade Federal de Juiz de Fora, Minas Gerais, 2009.

NEJATI, P. et al. The Relationship of Forward Head Posture and Rounded Shoulders With Neck Pain in Iranian Office Workers. **Medical Journal of The Islamic Republic Of Iran**, v. 28, p. 26, 2014.

NETO, J. et al. GoNet - A New Movement Dynamic Evaluation System in Real Time. **IEEE Latin America Transactions**, v. 13, 2015.

NR, Norma Regulamentadora Ministério do Trabalho e Emprego. **NR-17 – Ergonomia**,2009.

NUNES, I.; BUSH, P. Work-Related Musculoskeletal Disorders Assessment and Prevention, **Ergonomics - A Systems Approach.** InTech, 2012. ISBN 978-953-51-0601-2.

OCCHIPINTI, E; COLOMBINI, D. **A toolkit for the analysis of biomechanical overload and prevention of WMSDs: Criteria, procedures and tool selection in a step-by-step approach.** In: **International Journal of Industrial Ergonomics**, Vol. 52, 01.01.2016, p. 18-28.

OLIVEIRA, F.H.M. **Uso de interfaces naturais na modelagem de objetos virtuais.** (Dissertação) – Programa de Pós-graduação em Engenharia Elétrica da Universidade de Uberlândia, 2013.

PAIM, C. et al. Análise Ergonômica: Métodos RULA e OWAS aplicados em uma instituição de ensino superior. **Revista Espacios**, v. 38, n. 11, p. 2017. ISSN 0798 1015.

PALIARI, D.; PINTO, L. Calibration of Kinect for Xbox One and Comparison between the Two Generations of Microsoft Sensors. **Sensors** **2015**, Itália, 15(11), 27569-27589; DOI:[10.3390/s151127569](https://doi.org/10.3390/s151127569).

PALIYAWAN, P.; NUKOOLKIT, C.; MONGKOLNAM, P. **Prolonged sitting detection for office workers syndrome prevention using kinect.** King mongkut´s university of technology thonburi.bangkok, 2014.

PALUCH, R. Are body dimensions affecting working body posture? **International Journal of Industrial Ergonomics**, 17:1-9, 1996.

PERES, C.C. Ações coletivas para prevenção de LER/DORT. **Boletim da Saúde**. Porto Alegre. v.19, n 1, 2005.

PERRARO, L.F.R. **Aplicação de jogos funcionais para idosos utilizando o kinect**. (Monografia de graduação) – Universidade Federal de Santa Catarina, Araranguá, 2015. 60 f.

PERRY, M. et al. Reliability of sagittal photographic spinal posture assessment in adolescents. **Advances in Physiotherapy**, v. 10, p. 66-75, 2009.

PERSONA, K. L et al. Sistema para Análise cinemática de movimentos humanos. In: **IV Conferência de Estudos em Engenharia Elétrica**, Universidade Federal de Uberlândia-MG, 2005.

PINHEIRO, F. A.; TRÓCCOLI, B. T.; CARVALHO, C.; **Validação do Questionário Nórdico de Sintomas Osteomusculares como medida de morbidade**. **Rev. Saúde Pública** [online]., v. 36, n. 3, p.307-312, 2002, ISSN 0034-8910.

PINTO, A. G.; TERESO, M. J. A.; ABRAHAO, R. F. Práticas ergonômicas em um grupo de indústrias da Região Metropolitana de Campinas: natureza, gestão e atores envolvidos. **Gest. Prod.** São Carlos, v. 25, n. 2, p.398-409. Epub Mar 27, 2017. ISSN 0104-530X.

PINZÓN, P.V; TORRES, C. H. S. Musculoskeletal Pain and its Association With Ergonomic Risk Factors in Administrative Workers. **Revista Salud pública**, Bogotá, v.7, n.3, 2005.

PLANTARD, P. et al. Validation of an ergonomic assessment method using Kinect data in real workplace conditions. **Applied Ergonomics**, França, 2016.

PRUFER, C. et al. Continuous training in loco: Effects on the symptomatology of WRMD. In: AREZES, P. M et al. (Org.). **Occupational Safety and Hygiene**. 1 ed. Guimarães, v. 1, p. 167-171, 2013.

QUEIROZ, M. et al. **Programa Nacional contra as doenças reumáticas**. Lisboa: Direção geral da saúde. 2004.

RAMOS, D. E.F. **Avaliação da postura corporal dos trabalhadores da oficina de reparo de vagões da regional II, da companhia Vale do Rio Doce, através da biofotogrametria computadorizada**. (Dissertação) – Programa de Pós-Graduação em Meio Ambiente e Sustentabilidade, Centro Universitário de Caratinga, Minas Gerais-MG, 2007. 92f.

RAMOS, L.T.L. **FLEXINECT: Um Sistema de avaliação de flexibilidade corporal em tempo real utilizando sensores**. (Trabalho de conclusão de curso de graduação em ciências da computação) – Universidade Estadual da Paraíba, Campina Grande-PB, 2016. 40 f.

REBOREDO, M.M.; POLISENI, M.L.C. Condição Ergonômica dos Postos de Trabalho e Dor Percebida de Trabalhadores em Escritórios da Universidade de Juiz de Fora. **Fisioterapia Brasil**, v.7, n.6, nov./dez.2006.

RENNER, J.C. Prevenção de distúrbios osteomusculares relacionados ao trabalho. **Boletim saúde**. Porto Alegre, v. 19, n 1, 2005.

REZENDE, S. O. **Sistemas Inteligentes: Fundamentos e aplicações**. São Paulo: Manole, 2005.

RICIERI, D.V. **Biofotogrametria-análise cinemática angular dos movimentos- a ciência e seus segredos**. 2ª ed. Inspirar-centro de estudos e pesquisa e extensão em saúde, Curitiba, 2005.

ROCHA, C. S. **Análise ergonômica do trabalho da equipe de limpeza de uma Universidade particular**. (Trabalho de Conclusão de Curso de Mestrado Profissionalizante em Engenharia) – Universidade Federal do Rio Grande do Sul, Porto Alegre, 2003. 101 f.

RODRIGUES, A. C. C.; ROMEIRO, C. A. P; PATRIZZI, L. J. Evaluation of thoracic kyphosis in older adult women with osteoporosis by means of computerized biophotogrammetry. **Rev Bras Fisioter**, v.13, n. 3, p. 205-209, 2009.

RORIGUES, C. L. et al. Estudo da coerência das queixas ocupacionais com as inadequações ergonômicas identificáveis. In: **XII Encontro Latino Americano de Iniciação Científica e VIII Encontro Latino Americano de Pós-graduação**. Universidade do Vale da Paraíba. Ceará, 2015.

SACCO, I. C. N. et al. Reliability of photogrammetry in relation to goniometry for postural lower limb assessment. **Rev. Bras. Fisioter.**, v. 11, n. 5, p. 411-417, set./out. 2007. ISSN 1413-3555.

SANTOS, H. et al. **DORT em usuários de computador**. Paraná, 2008.

SANTOS, M.M. et al. Photogrammetry: reliability among 7 to 10-year-olds. **Ver. Bras. Fisioter**. v. 13, n. 4, p. 350-355, 2009.

SAPO - Software para avaliação postural. **Documentação sobre o SAPO - Software para avaliação postural**. Duarte M., Ferreira E.A., Maldonado E.P., Freitas A.Z, 2005. Disponível em <<http://demotu.org/sapo/>> Acesso em 12 de Dezembro de 2017.

SERRANHEIRA, F.; PEREIRA, M.; SANTOS, C.S. **Auto-referência de sintomas de lesões musculoesqueléticas ligadas ao trabalho LMELT numa grande empresa em Portugal**. Escola Nacional de Saúde Pública. Universidade NOVA de Lisboa. 2003.

SILVA, E. C.; BENTO, P. E. G. Organização do trabalho, produção enxuta e ergonomia no Brasil. In: **XXIX encontro nacional de engenharia de produção**, Salvador, 2009.

SILVA, E. M. **Avaliação da preferência de cadeiras para diferentes tipos de trabalho de escritório**. (Dissertação) – Mestrado em Engenharia da Produção pela Universidade Federal do Rio Grande do Sul, Porto Alegre – RS, 2003. 265 f.

SILVEIRA, M.V. **LED terapia aplicada em lombalgia em trabalhadores da indústria têxtil.** (Dissertação) – Mestrado em Engenharia Biomédica do Instituto de Pesquisa e Desenvolvimento, Universidade do Vale do Paraíba, São José dos Campos-SP, 2009. 54 f.

SOBRAL, M. J. G. C. **Análise e Intervenção Ergonômica em Postos de Trabalho com Computadores: A Percepção dos Trabalhadores.** (Dissertação) - Mestrado em segurança e higiene do trabalho, Instituto Politécnico de Setúbal. Setúbal, 2014.

STRABELI, G. L. NEVES, E. P. Ferramentas, Métodos e Protocolos de análise ergonômica do trabalho. In: **Anais do 15º Ergodesign**, v. 2, n. 1, p. 917-929, São Paulo: Blucher, 2015. ISSN 2318-6968.

SULINO, R. M. **Avaliação automatizada de uma habilidade motora fundamental com o kinect.** (Dissertação) – Mestrado pela Universidade Estadual Paulista, Instituto de Biociências de Rio Claro-SP, 2014. 81 f. Disponível em: <<http://hdl.handle.net/11449/126322>>. Acesso em: 15 de Novembro de 2017.

TIRLONI, A. S.; MORO, A. R. P.; DOS REIS, D. C. Uso da Fotogrametria para avaliação da amplitude de movimento em trabalhadores. In: **XXXI Encontro Nacional de Engenharia de Produção**, Belo Horizonte-MG, 2011.

UNIVERSIDADE FEDERAL DO CEARÁ. Laboratório de Inteligência Artificial. **Expert SINTA.** Disponível em <<http://www.lia.ufc.br/~bezerra/exsinta/>> Acesso em Jan/2003.

VENDRAME. **Livro de bolso do técnico de segurança do trabalho** – São Paulo: LTr, 2013

VERONESI JUNIOR, J.R. **Perícia judicial para fisioterapeutas.** São Paulo: Andreoli, 2013.

VLADIMIR, I.; PAVLOVIC, R. S.; HUANG, T. S. Visual interpretation of hand gestures for human-computer interaction: A review. **IEEE transactions on Pattern Analysis and Machine Intelligence**, v. 19, n. 7, p. 677-695, july/1997.

WEBB, J.; ASHLEY, J. **Beginning kinect programming with the microsoft kinect SDK.** Apress. 2012.

XAVIER, A.P. **Ergonomia.** [Apostila]. Curitiba: UTFPR, 2006.

XU, X. et al. Using the Microsoft Kinect to asses 3-D shoulder kinematics during computer use. **Applied Ergonomics**, USA, p. 418-423, nov./2017.

ZAPATER, A. R.; SILVEIRA, D. M.; DE VITTA, A.; PADOVANI, C. R.; DA SILVA, J.C.P. Postura sentada: a eficácia de um programa de educação para escolares. **Ciência e Saúde coletiva**, v.9. n.1. 2004.

ZILLI, C.M. **Manual de Cinesioterapia/Ginástica: Uma tarefa interdisciplinar com ação multiprofissional.** Curitiba: Lovise, 2002.

APÊNDICE A: Questionário De Avaliação Com Abordagem Ergonômica.

Dados Pessoais		
Nome		
Cargo:	Função (descrição de atividade):	
Peso:	Altura:	Idade:
Gênero: () Masculino () Feminino		
Tem filhos? Qual idade? Quantos?		
Dados Ocupacionais		
Antigas profissões:		
Posturas adotadas nas profissões anteriores:		
Jornada de trabalho atual (Carga horária):		
Por quanto tempo permanece sentada (o)?		
Já sofreu algum acidente ocupacional ou outro tipo de acidente? Qual?		
Dados Clínicos		
Possui alguma doença crônica? Qual?		
Faz uso de algum medicamento ou fez uso na última semana?		
Histórico da dor		
Local:		
Início dos sintomas:		
Posição ou movimentos que pioram a dor:		
Posição ou movimentos que melhoram a dor:		

APÊNDICE B: Termo De Consentimento Livre E Esclarecido (T.C.L.E.)

Você está sendo convidado (a) a participar do projeto de pesquisa **Uma Ferramenta de apoio a Análise de riscos biomecânicos de trabalhadores em ambiente informatizado**, dos pesquisadores Thayse Justino Montenegro Falcão, Leandro Dias da Silva, Evandro de Barros Costa. A seguir, as informações do projeto de pesquisa com relação a sua participação neste projeto:

1. O estudo se destina a construir uma ferramenta de apoio a avaliação de riscos biomecânicos posturais em tempo real nas articulações comumente afetadas com a utilização prolongada do computador no ambiente de trabalho e verificar os graus de movimento para funcionalidade a fim de promover um diagnóstico a posteriori das alterações ergonômicas que venha a ter este ambiente
2. A importância deste estudo é a de detectar previamente alterações posturais no ambiente de trabalho com vista a se evitar possíveis disfunções a nível osteomioarticular futuramente, permanecendo o indivíduo em tempo prolongado na postura estática.
3. Os resultados que se desejam alcançar são os seguintes: Construir um protótipo de detecção de ângulos de risco e limitações que possam a vir existir em Amplitude de movimento
4. A coleta de dados ocorrerá em Dezembro/2017.
5. O estudo será feito da seguinte maneira: Mediante observação prévia do Fisioterapeuta nos ambientes de trabalho dos indivíduos pesquisados será realizado os seguintes procedimentos: será orientado ao trabalhador que se sente na cadeira próxima ao computador e inicialmente serão indagados alguns dados pessoais, em sequência o mesmo responderá ao questionário de dor e desconforto e as informações serão inseridas no sistema. O indivíduo será orientado a permanecer na cadeira nas posturas que normalmente trabalha e será instruído a digitar um documento. Essa tarefa será realizada no ambiente real de trabalho. O kinect captará as posturas e alarmará quando houver risco e quando não houver nas articulações mais acometidas conforme literatura, por permanência estática. Nos casos em que houver risco, a articulação acometida passará por uma investigação, dado esse que será acrescentado as informações do trabalhador.
6. A sua participação será nas seguintes etapas: No preenchimento dos dados pessoais por questionário e quando orientado a permanecer em seu ambiente de trabalho informatizado conforme acontece rotineiramente e
7. Os incômodos e possíveis riscos à sua saúde física e/ou mental são: o indivíduo pode se sentir constrangido por ser alvo de observação na pesquisa, risco esse que será prontamente corrigido pelo pesquisador nas orientações iniciais e durante a coleta; Em Virtude da avaliação o trabalhador pode se sentir ansioso para receber a devolutiva, em vista disso será orientado ao mesmo que os resultados serão repassados ao fim da coleta e também pode

ocorrer de o mesmo assumir posturas irreais, neste caso o avaliador terá condições de identificar em virtude do processo observacional e por experiência na área.

8. Os benefícios esperados com a sua participação no projeto de pesquisa, mesmo que não diretamente são: devolutiva de alterações posturais e orientações para melhoria e adaptações ao ambiente de trabalho.

9. Você poderá contar com a assistência dos Pesquisadores:

Thayse Justino Montenegro Falcão (Orientanda)

Leandro Dias da Silva (Co-orientador)

Evandro de Barros Costa (Orientador)

10. Você será informado (a) do resultado final do projeto e sempre que desejar, serão fornecidos esclarecimentos sobre cada uma das etapas do estudo.

11. A qualquer momento, você poderá recusar a continuar participando do estudo e, também, que poderá retirar seu consentimento, sem que isso lhe traga qualquer penalidade ou prejuízo.

12. As informações conseguidas através da sua participação não permitirão a identificação da sua pessoa, exceto para a equipe de pesquisa, e que a divulgação das mencionadas informações só será feita entre os profissionais estudiosos do assunto após a sua autorização.

13. O estudo não acarretará nenhuma despesa para você.

14. Você será indenizado (a) por qualquer dano que venha a sofrer com a sua participação na pesquisa (nexo causal).

15. Você receberá uma via do Termo de Consentimento Livre e Esclarecido assinado por todos.

Eu, tendo compreendido perfeitamente tudo o que me foi informado sobre a minha participação no mencionado estudo e estando consciente dos meus direitos, das minhas responsabilidades, dos riscos e dos benefícios que a minha participação implicam, concordo em dele participar e para isso eu **DOU O MEU CONSENTIMENTO SEM QUE PARA ISSO EU TENHA SIDO FORÇADO OU OBRIGADO.**

Pesquisador Responsável: Thayse Justino Montenegro Falcão

Endereço: Rua Missionário John Mein.

Cidade/CEP: Maceió/57055790

Telefone: 991066898

ATENÇÃO: *O Comitê de Ética da UFAL analisou e aprovou este projeto de pesquisa. Para obter mais informações a respeito deste projeto de pesquisa, informar ocorrências irregulares ou danosas durante a sua participação no estudo, dirija-se ao:*

Comitê de Ética em Pesquisa da Universidade Federal de Alagoas

Prédio do Centro de Interesse Comunitário (CIC), Térreo, Campus A. C. Simões, Cidade Universitária

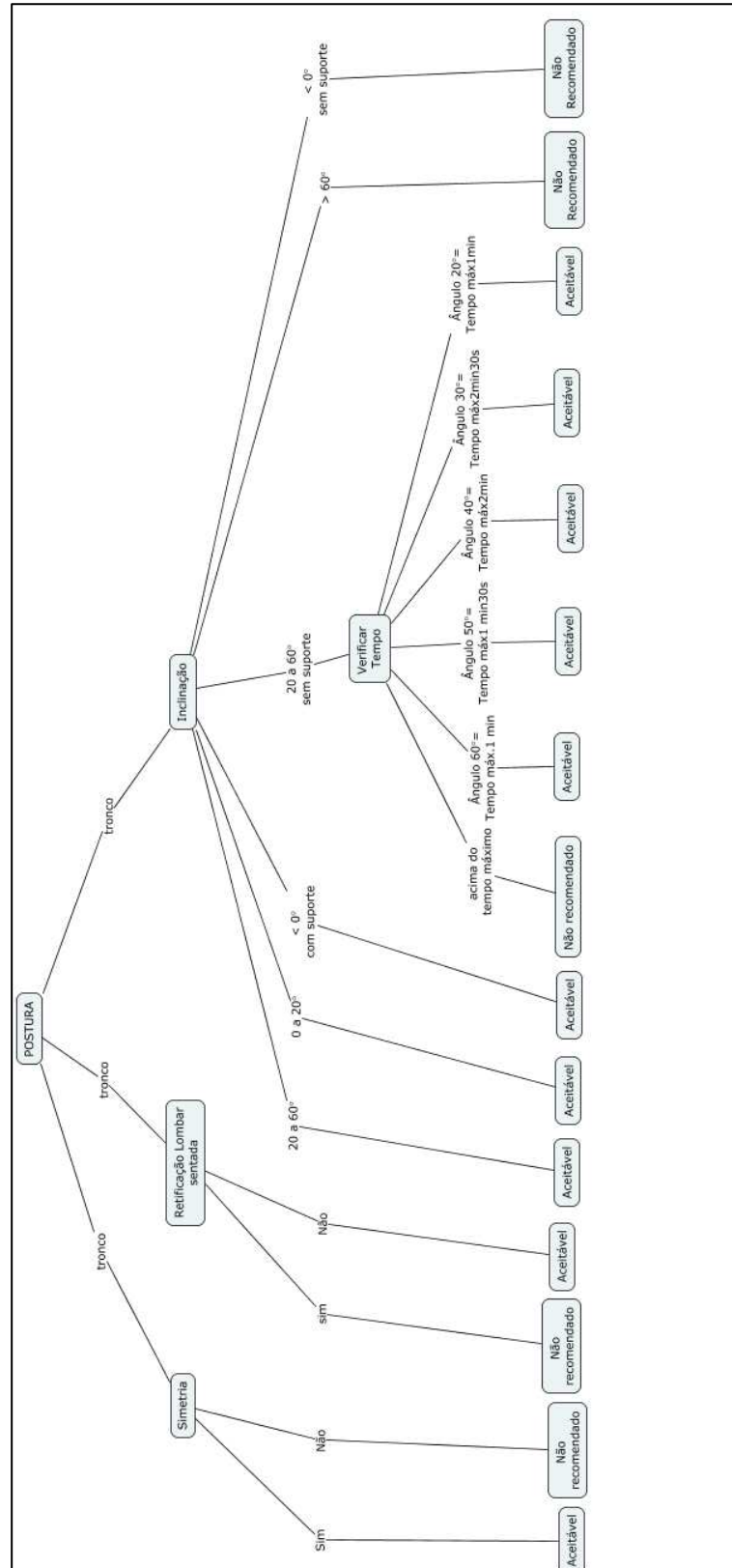
Telefone: 3214-1041 – Horário de Atendimento: das 8:00 as 12:00hs.

E-mail: comitedeeticaufal@gmail.com

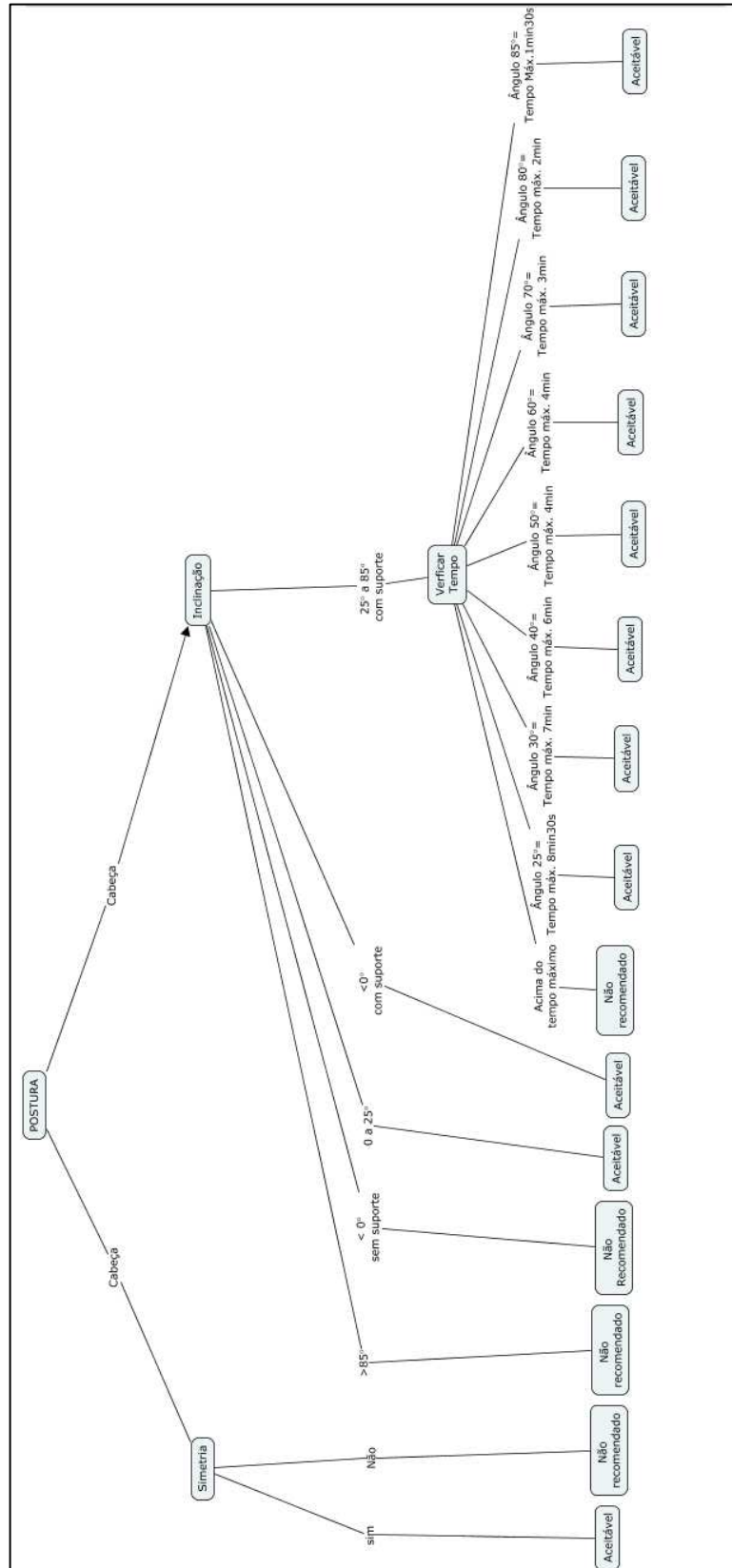
Maceió, de de .

Assinatura ou impressão datiloscópica d(o,a) voluntári(o,a) ou responsável legal e rubricar as demais folhas	Thayse Justino Montenegro Falcão (Pesquisador Responsável)
	Leandro Dias da Silva (Co-Orientador)
	Evandro de Barros Costa (Orientador)

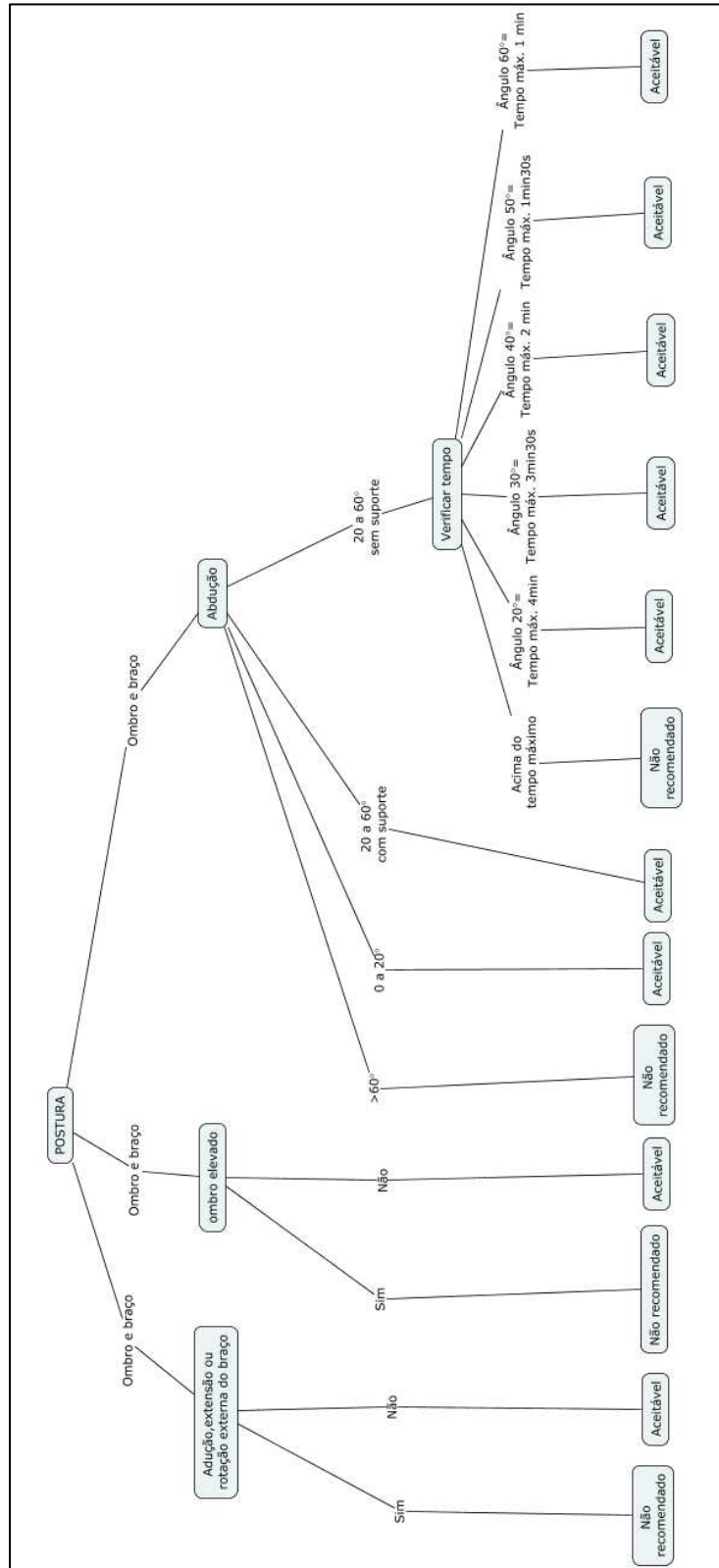
APÊNDICE C: Árvore de Decisão (Tronco)



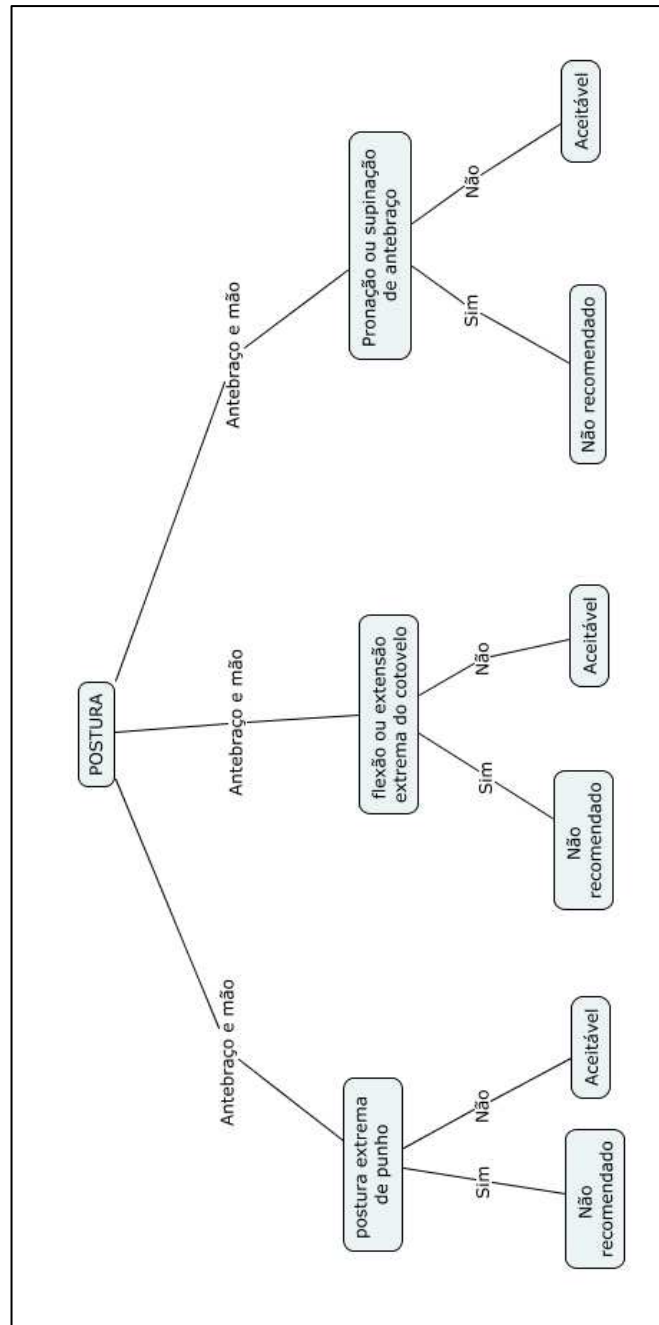
APÊNDICE D: Árvore de Decisão (Cabeça)



APÊNDICE E: Árvore de Decisão (Ombro e Braço)



APÊNDICE F: Árvore de Decisão (Antebraço e mão)



APÊNDICE G: Código de referência de flexão de pescoço

```
/// <Neck Flexion>
/// Trunk Flexion calculus
/// A point based in the X and Z axis of SpineShoulder variable and Y axl of Head is projected in order to calculate the neck flexion
/// </Flexion>
/// <param name="body"></param>
/// <Angle></Angle>
public static double NeckFlexion(this Body body)
{
    Joint head = body.Joints[JointType.Head];
    Joint spineShoulder = body.Joints[JointType.SpineShoulder];
    Joint spineShoulder2 = new Joint();

    spineShoulder2.Position.X = spineShoulder.Position.X;
    spineShoulder2.Position.Z = spineShoulder.Position.Z;
    spineShoulder2.Position.Y = head.Position.Y;

    Vector3 u = new Vector3(spineShoulder.Position.X - spineShoulder2.Position.X, spineShoulder.Position.Y - spineShoulder2.Position.Y,
        0);
    Vector3 v = new Vector3(spineShoulder.Position.X - head.Position.X, spineShoulder.Position.Y - head.Position.Y,
        0);

    Double cosTheta = Vector3.Dot(Vector3.Normalize(u), Vector3.Normalize(v));
    Double ThetaInDegrees = Math.Acos(cosTheta) * 180 / Math.PI;

    return ThetaInDegrees;
}
```

APÊNDICE H: Código de referência de abdução de ombro

```

/// <Shoulder Abduction>
/// Abduction calculus
/// Use only X and Y axis
/// </Abduction>
/// <param name="body"></param>
/// <Angle></Angle>
public static double RightShoulderAbduction(this Body body)
{
    Joint rightElbow = body.Joints[JointType.ElbowRight];
    Joint rightShoulder = body.Joints[JointType.ShoulderRight];
    Joint rightHip = body.Joints[JointType.HipRight];

    //Vector3 v = new Vector3(3,3,3);
    Vector3 u = new Vector3(rightElbow.Position.X - rightShoulder.Position.X, rightElbow.Position.Y - rightShoulder.Position.Y,
        0);
    Vector3 v = new Vector3(rightHip.Position.X - rightShoulder.Position.X, rightHip.Position.Y - rightShoulder.Position.Y,
        0);

    Double cosTheta = Vector3.Dot(Vector3.Normalize(u), Vector3.Normalize(v));

    Double ThetaInDegrees = Math.Acos(cosTheta) * 180 / Math.PI;

    return ThetaInDegrees;
}

/// <Shoulder Abduction>
/// Abduction calculus
/// Use only X and Y axis
/// </Abduction>
/// <param name="body"></param>
/// <Angle></Angle>
public static double LeftShoulderAbduction(this Body body)
{
    Joint leftElbow = body.Joints[JointType.ElbowLeft];
    Joint leftShoulder = body.Joints[JointType.ShoulderLeft];
    Joint leftHip = body.Joints[JointType.HipLeft];

    //Vector3 v = new Vector3(3,3,3);
    Vector3 u = new Vector3(leftElbow.Position.X - leftShoulder.Position.X, leftElbow.Position.Y - leftShoulder.Position.Y,
        0);
    Vector3 v = new Vector3(leftHip.Position.X - leftShoulder.Position.X, leftHip.Position.Y - leftShoulder.Position.Y,
        0);

    Double cosTheta = Vector3.Dot(Vector3.Normalize(u), Vector3.Normalize(v));

    Double ThetaInDegrees = Math.Acos(cosTheta) * 180 / Math.PI;

    return ThetaInDegrees;
}
}

```

APÊNDICE I: Código de referência de flexão de ombro

```

/// <Shoulder Flexion>
/// Abduction calculus
/// Use only Y and Z axis
/// </Flexion>
/// <param name="body"></param>
/// <Angle></Angle>
public static double RightShoulderFlexion(this Body body)
{
    Joint rightElbow = body.Joints[JointType.ElbowRight];
    Joint rightShoulder = body.Joints[JointType.ShoulderRight];
    Joint rightHip = body.Joints[JointType.HipRight];

    //Vector3 v = new Vector3(3,3,3);
    Vector3 u = new Vector3(0, rightElbow.Position.Y - rightShoulder.Position.Y,
        rightElbow.Position.Z - rightShoulder.Position.Z);
    Vector3 v = new Vector3(0, rightHip.Position.Y - rightShoulder.Position.Y,
        rightHip.Position.Z - rightShoulder.Position.Z);

    Double cosTheta = Vector3.Dot(Vector3.Normalize(u), Vector3.Normalize(v));

    Double ThetaInDegrees = Math.Acos(cosTheta) * 180 / Math.PI;

    return ThetaInDegrees;
}

/// <Shoulder Flexion>
/// Abduction calculus
/// Use only Y and Z axis
/// </Flexion>
/// <param name="body"></param>
/// <Angle></Angle>
public static double LeftShoulderFlexion(this Body body)
{
    Joint leftElbow = body.Joints[JointType.ElbowLeft];
    Joint leftShoulder = body.Joints[JointType.ShoulderLeft];
    Joint leftHip = body.Joints[JointType.HipLeft];

    //Vector3 v = new Vector3(3,3,3);
    Vector3 u = new Vector3(0, leftElbow.Position.Y - leftShoulder.Position.Y,
        leftElbow.Position.Z - leftShoulder.Position.Z);
    Vector3 v = new Vector3(0, leftHip.Position.Y - leftShoulder.Position.Y,
        leftHip.Position.Z - leftShoulder.Position.Z);

    Double cosTheta = Vector3.Dot(Vector3.Normalize(u), Vector3.Normalize(v));

    Double ThetaInDegrees = Math.Acos(cosTheta) * 180 / Math.PI;

    return ThetaInDegrees;
}

```

APÊNDICE J: Código de referência de inclinação de tronco

```
/// <Trunk Flexion>
/// Trunk flexion calculus
/// A point based in the X and Z axis of SpineBase variable and Y axi of SpineShoulder is projected in order to calculate the trunk flexion
/// </Flexion>
/// <param name="body"></param>
/// <Angle></Angle>
public static double TrunkFlexion(this Body body)
{
    Joint spineBase = body.Joints[JointType.SpineBase];
    Joint spineShoulder = body.Joints[JointType.SpineShoulder];
    Joint spineShoulder2 = new Joint();

    spineShoulder2.Position.X = spineBase.Position.X;
    spineShoulder2.Position.Z = spineBase.Position.Z;
    spineShoulder2.Position.Y = spineShoulder.Position.Y;

    Vector3 u = new Vector3(spineBase.Position.X - spineShoulder2.Position.X, spineBase.Position.Y - spineShoulder2.Position.Y,
        0);
    Vector3 v = new Vector3(spineBase.Position.X - spineShoulder.Position.X, spineBase.Position.Y - spineShoulder.Position.Y,
        0);

    Double cosTheta = Vector3.Dot(Vector3.Normalize(u), Vector3.Normalize(v));
    Double ThetaInDegrees = Math.Acos(cosTheta) * 180 / Math.PI;

    return ThetaInDegrees;
}
```

APÊNDICE K: Código de determinação de risco angular

```
/// <Risks>
/// Risks based on given angles that changes the variable color into the interface
/// </Risks>
/// <param name="variables"></param>
/// <Colors></Colors>

public Color shoulderAbductionRisk(double shoulderAbduction)
{
    if(shoulderAbduction > 20)
    {
        return Colors.Red;
    }
    else
    {
        return Colors.Green;
    }
}
```

```
public Color shoulderFlexionRisk(double shoulderFlexion)
{
    if (shoulderFlexion > 35)
    {
        return Colors.Red;
    }
    else
    {
        return Colors.Green;
    }
}

public Color neckFlexionRisk(double neckFlexion)
{
    if (neckFlexion > 25 || neckFlexion < 0)
    {
        return Colors.Red;
    }
    else
    {
        return Colors.Green;
    }
}

public Color trunkRisk(double trunk)
{
    //Inclinação de tronco anterior <20° (verde), > 20° (vermelho)
    //Inclinação de tronco posterior < 20°(verde), > 20(vermelho)

    if (trunk > 20)
    {
        return Colors.Red;
    }
    else
    {
        return Colors.Green;
    }
}
```

APÊNDICE L: Dados referentes a não recomendação ou aceitabilidade da ISO 11226/RULA.

```

/*
//<Csv File Preparations>
//<The Strings are treated to be in the format that is more suited
//</Csv File Preparations>
//<param name="csvContent"></param>
//<param name="body"></param>
public StringBuilder AngleString(Body body)
{
    StringBuilder csvContent = new StringBuilder();
    string aux;

    //Shoulders csv printer
    if (elevations)
    {
        aux = "Shoulder Elevation;; Not recommended";
    }
    else
    {
        aux = "Shoulder Elevation;; Acceptable";
    }
    csvContent.AppendLine(aux);

    if (inadequates)
    {
        aux = "Inadequate Arm Posture;; Not recommended";
    }
    else
    {
        aux = "Inadequate Arm Posture;; Acceptable";
    }
    csvContent.AppendLine(aux);

    if (this.abductionRisk(rightShoulderAbduction) == Colors.Red)
    {
        aux = "Right Shoulder Abduction;;" + rightShoulderAbduction.ToString() + ";;" + "Time:" + incrementStiner;
    }
    else
    {
        aux = "Right Shoulder Abduction;;" + rightShoulderAbduction.ToString() + ";;";
    }
    csvContent.AppendLine(aux);

    if (this.abductionRisk(leftShoulderAbduction) == Colors.Red)
    {
        aux = "Left Shoulder Abduction;;" + leftShoulderAbduction.ToString() + ";;" + "Time:" + incrementStiner;
    }
    else
    {
        aux = "Left Shoulder Abduction;;" + leftShoulderAbduction.ToString() + ";;";
    }
    csvContent.AppendLine(aux);

    aux = "Right Shoulder Flexion;;" + rightShoulderFlexion.ToString() + ";;";
    csvContent.AppendLine(aux);
    aux = "Left Shoulder Flexion;;" + leftShoulderFlexion.ToString() + ";;";
    csvContent.AppendLine(aux);

    //Neck
    if (symetryN)
    {
        aux = "Neck Symmetry: Not recommended";
    }
    else
    {
        aux = "Neck Symmetry: Acceptable";
    }

    aux = "Neck Flexion;" + neckFlexion.ToString() + " graus";
    csvContent.AppendLine(aux);
    aux = "Neck Extension;" + neckExtension.ToString() + " graus";
    csvContent.AppendLine(aux);

    //Trunk
    if (rectifinedT)
    {
        aux = "Rectified Spine: Not recommended";
    }
    else
    {
        aux = "Rectified Spine: Acceptable";
    }
    if (symetryT)
    {
        aux = "Trunk Symmetry: Not recommended";
    }
    else
    {
        aux = "Trunk Symmetry: Acceptable";
    }

    aux = "Trunk Flexion;" + hipFlexionRight.ToString() + " graus";
    csvContent.AppendLine(aux);
    aux = "Angle Hip Right;" + hipFlexionRight.ToString() + " graus";
    csvContent.AppendLine(aux);
}

```

APÊNDICE M: Dados referentes à