

UNIVERSIDADE FEDERAL DO MARANHÃO  
CENTRO DE CIÊNCIAS EXATAS E TECNOLOGIA  
PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO EM ENGENHARIA DE ELETRICIDADE

DARLAN BRUNO PONTES QUINTANILHA

*Estimação e Análise Automática de Parâmetros de Postura  
Ergonômica usando Sensor de Profundidade*

São Luís  
2013

DARLAN BRUNO PONTES QUINTANILHA

*Estimação e Análise Automática de Parâmetros de Postura  
Ergonômica usando Sensor de Profundidade*

Dissertação apresentada ao Programa de Pós-Graduação em Engenharia de Eletricidade da UFMA, como parte dos requisitos necessários para a obtenção do título de MESTRE em Engenharia de Eletricidade.

**Orientador: Prof. Aristófanés Corrêa Silva, Dr.**

**Coorientador: Prof. Anselmo Cardoso de Paiva, Dr.**

São Luís

2013

Quintanilha, Darlan Bruno Pontes

Estimação e Análise Automática de Parâmetros de Postura Ergonômica usando Sensor de Profundidade / Darlan Bruno Pontes Quintanilha - São Luís, 2013.

66 p.

Impresso por computador (fotocópia).

Orientador: Prof. Aristófanês Corrêa Silva, Dr.; Coorientador: Prof. Anselmo Cardoso de Paiva, Dr..

Dissertação (Mestrado) - Universidade Federal do Maranhão, Programa de Pós-graduação em Engenharia de Eletricidade, 2013.

1.Ergonomia - avaliação corporal 2. Sensor de profundidade.  
I.Título.

CDU 621.3: 331.101.1

*Estimação e Análise Automática de Parâmetros de Postura  
Ergonômica usando Sensor de Profundidade*

DARLAN BRUNO PONTES QUINTANILHA

Dissertação aprovada em 19 de fevereiro de 2013



Prof. Aristófares Corrêa Silva, Dr.

(Orientador)



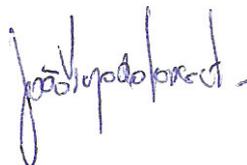
Prof. Anselmo Cardoso de Paiva, Dr.

(Coorientador)



Prof. Perfilino Eugênio Ferreira Júnior, Dr.

(Membro da Banca Examinadora)



Prof. João Viana da Fonseca Neto, Dr.

(Membro da Banca Examinadora)

*Aos meus pais e irmãos.*

*À Fábria pelo carinho e compreensão.*

*Aos amigos, pelo apoio e companheirismo.*

## Resumo

Durante uma jornada de trabalho, uma pessoa pode assumir inúmeras posturas e demandar esforços musculares que podem causar distúrbios osteomusculares relacionados ao trabalho (DORT). Nesta situação, as articulações ficarão desgastadas por um longo período de tempo, causando fadiga, lesões ou, em casos graves, levar à deformação permanente. Nesse sentido, a análise postural é essencial para avaliar a atividade de uma pessoa em um ambiente de trabalho, no entanto os métodos tradicionais de monitoramento são manuais, podendo ser exaustivos, entediantes e ineficientes. Uma abordagem automatizada utilizando sensores de profundidade, por outro lado, pode fornecer informações valiosas sobre o comportamento relacionado à atividade da pessoa. Nesse sentido, este trabalho apresenta uma metodologia com objetivo de auxiliar o profissional de ergonomia na utilização de métodos de avaliação de postura: o 3DSSPP (*Three Dimensional Static Strength Prediction Programme*) e o RULA (*Rapid Upper Limb Assessment*), utilizando um sensor de profundidade para extração de informações precisas para definição de parâmetros de postura. A estimação e análise de parâmetros de postura baseados nos dois métodos de avaliação escolhidos apresentaram bons resultados, o método RULA apresentou uma acurácia de 71,67%.

Palavras-chaves: Ergonomia, avaliação postural, sensor de profundidade.

## **Abstract**

During a workday, a person can take many positions and require muscle strain that can cause work-related musculoskeletal diseases (MSDs). In this situation, the joints will become worn over a long period of time, causing fatigue, injuries, or in severe cases, can lead to permanent deformation. In this sense, postural analysis is essential to evaluate the activity of a person in a work environment, however the traditional monitoring methods are manual, which can be exhausting, tedious and inefficient. An automated approach using sensors depth, by contrast, can provide valuable information about the behavior related to the activity of the person. In this sense, this work presents a methodology for the purpose of assisting the professional use of the ergonomic assessment methods posture: the 3DSSPP (Three Dimensional Static Strength Prediction Program) and RULA (Rapid Upper Limb Assessment) using a depth sensor to extract information for accurate setting of posture. The estimation and analysis of posture parameters based on two valuation methods chosen presented good results, the RULA method showed an accuracy of 71.67%.

Keywords: Ergonomics, postural assessment, depth sensor.

## Agradecimentos

À Deus;

À minha família, pelo apoio e incentivo;

À Fábria, pelo carinho e compreensão;

Ao meu orientador Dr. Aristófanés Silva e coorientador Dr. Anselmo Paiva, pelo apoio, contribuições e paciência;

À Prof. Ivana Maia, pela contribuição e esclarecimentos durante a pesquisa.

Ao Hiarison Gigante, por desenvolver o site do SIAVE (Sistema de Avaliação Ergonômica) para que profissionais de ergonomia possam classificar posturas de acordo com os métodos de avaliação, ajudando na avaliação da metodologia proposta.

Ao CNPQ, pelo suporte financeiro durante o período do mestrado;

Aos professores do Programa de Pós-Graduação em Engenharia de Eletricidade pelos seus ensinamentos e aos funcionários do curso, que durante esses anos, contribuíram de algum modo para o nosso enriquecimento pessoal e profissional;

A todos que contribuíram, mas que por falta de espaço não foram citados.

*“Quando os homens são puros, as leis são desnecessárias; quando são corrompidos, as leis são inúteis”.*

*Benjamin Disraeli*

## Lista de Tabelas

2.1	Escores dos segmentos do corpo do grupo A. Fonte: (MOTTA, 2009) . . . .	32
2.2	Escores dos segmentos do corpo do grupo B. Fonte: (MOTTA, 2009) . . . .	33
2.3	Combinação dos escores do grupo A. Fonte: adaptado de (MCATAMNEY; CORLETT, 1993) . . . . .	34
2.4	Combinação dos escores do grupo B. Fonte: adaptado de (MCATAMNEY; CORLETT, 1993) . . . . .	34
2.5	Combinação dos escores do grupo A com o grupo B. Fonte: adaptado de (MCATAMNEY; CORLETT, 1993) . . . . .	34
2.6	Interpretação dos resultados. Fonte: adaptado de (MCATAMNEY; COR- LETT, 1993) . . . . .	34
4.1	Resultado da avaliação do RULA estático . . . . .	58

## Lista de Figuras

2.1	Kinect: (a) localizacao dos sensores e (b) diagrama de blocos. Fonte: (PRIMESENSE, 2005) . . . . .	22
2.2	Arquitetura do OpenNI Framework. Fonte: (NITE, 2013) . . . . .	24
2.3	Bases ortonormais das articulações do esqueleto . . . . .	25
2.4	Medição do ângulo horizontal dos braços. Fonte: (3DSSPP, 2011) . . . . .	26
2.5	Medição do ângulo horizontal das pernas. Fonte: (3DSSPP, 2011) . . . . .	26
2.6	Medição do ângulo vertical dos braços. Fonte: (3DSSPP, 2011) . . . . .	27
2.7	Medição do ângulo vertical das pernas. Fonte: (3DSSPP, 2011) . . . . .	27
2.8	Exemplos de medição dos ângulos do tronco: (a) flexão do tronco; (b) e (c) flexão lateral de tronco; (d) e (e) rotação axial do tronco. Fonte: (3DSSPP, 2011) . . . . .	29
2.9	Fuxograma de aplicação do método RULA. Fonte: adaptado de (GANDAVADI; RAMSAY; BURKE, 2007) . . . . .	31
2.10	Projeção de um vetor $\vec{v}$ . Fonte: adaptado de (CAROLI; CALLIOLI; FEITOSA, 1986) . . . . .	36
2.11	A projeção ortogonal do vetor $\vec{v}$ no plano $\pi$ . Fonte: (CEDERJ, 2011) . . . . .	36
2.12	Base ortonormal $\beta = \{\vec{u}_1, \vec{u}_2, \vec{u}_3\}$ . Fonte: (CEDERJ, 2011) . . . . .	37
2.13	Projeção ortogonal do vetor $\vec{v}$ no plano $\pi$ na base $\beta$ . Fonte: (CEDERJ, 2011) . . . . .	37
2.14	Distância entre um ponto $P_0$ e um plano $\pi$ . Fonte: adaptado de (ALHANATI, 2013) . . . . .	38
2.15	Ângulo entre Vetores. Fonte: (BOULOS; CAMARGO, 2003) . . . . .	39
2.16	Projeção ortogonal da reta. Fonte: (STEINBRUCH; WINTERLE, 1987) . . . . .	40

3.1	Fluxograma da metodologia proposta . . . . .	41
3.2	Posição de calibração (Psi). Fonte: (CHIKAMASA, 2011) . . . . .	43
3.3	Articulações do esqueleto encontradas pelo OpenNI/NiTE . . . . .	44
3.4	Orientações das articulações do esqueleto . . . . .	45
3.5	Sistema de coordenadas: (a) coordenadas projetivas e (b) coordenadas reais. Fonte: (CHIKAMASA, 2011) . . . . .	45
3.6	Ilustração dos ângulos horizontais no 3D SSPP: (a) projeção do membros e (b) ângulos entre projeções . . . . .	46
3.7	Ilustração dos ângulos verticais no 3D SSPP . . . . .	47
3.8	Ilustração dos ângulos do tronco no 3D SSPP: (a) flexão, (b) flexão lateral e (c) rotação axial . . . . .	47
3.9	Ilustração dos ângulos dos membros superiores no RULA: (a) braço e (b) antebraço . . . . .	48
3.10	Ilustração dos ângulos do pescoço no RULA: (a) flexão, (b) flexão lateral e (c) rotação axial . . . . .	48
3.11	Informações visuais . . . . .	49
3.12	Perspectivas de captura . . . . .	50
3.13	Avaliação no modo estático: (a) 3D SSPP e (b) RULA . . . . .	51
3.14	Linha de tempo com informações a duração e escore de posturas . . . . .	51
4.1	Erros na detecção do esqueleto: (a) braço muito próximo ao corpo e (b) cabeça muito curvada . . . . .	54
4.2	Frames com postura do esqueleto sobre imagem RGB: (a) frame 14 e (b) frame 49 . . . . .	54
4.3	Ângulos das articulações do corpo numa sequência de 100 frames, de acordo com 3D SSPP . . . . .	55
4.4	Site SIAVE (Sistema de Avaliação Ergonômica) . . . . .	57

4.5	Análise dos membros superiores em uma sequência de vídeo: lado esquerdo, (a) ângulos e (b) escores; lado direito, (c) ângulos e (d) escores . . . . .	60
4.6	Análise do pescoço e tronco em uma sequência de vídeos: (a) ângulos e (b) escores . . . . .	61
4.7	Problemas de detecção de postura: (a) ombros levantados e (b) rotação do axial do tronco . . . . .	61

## Lista de Abreviaturas e Siglas

3D SSPP	<i>3D Static Strength Prediction Program</i>
API	<i>Application Programming Interface</i>
DORT	<i>Distúrbios Osteomusculares Relacionados ao Trabalho</i>
IR	<i>Infra-Red</i>
LER	<i>Lesão por Esforço Repetitivo</i>
NCA	<i>Núcleo de Informática Aplicada</i>
NIOSH	<i>National Institute for Occupational Safety and Health</i>
OpenNI	<i>Open Natural Interaction</i>
REBA	<i>Rapid Entire Body Assessment</i>
RGB	<i>Red-Green-Blue</i>
SIAVE	<i>Sistema de Avaliação Ergonômica</i>
RULA	<i>Rapid Upper Limb Assessment</i>
TOF	<i>Time of Flight</i>

# Sumário

<b>Lista de Tabelas</b>	<b>6</b>
<b>Lista de Figuras</b>	<b>7</b>
<b>Lista de Abreviaturas e Siglas</b>	<b>10</b>
<b>1 Introdução</b>	<b>14</b>
1.1 Objetivos . . . . .	16
1.1.1 Objetivos Específicos . . . . .	16
1.2 Trabalhos Relacionados . . . . .	16
1.2.1 Detecção de Postura . . . . .	17
1.2.2 Análise Ergonômica do Trabalho . . . . .	18
1.3 Organização do Trabalho . . . . .	19
<b>2 Fundamentação Teórica</b>	<b>20</b>
2.1 Tecnologias . . . . .	20
2.1.1 Kinect . . . . .	20
2.1.2 OpenNI . . . . .	21
2.1.3 NiTE . . . . .	23
2.2 Avaliação Ergonômica . . . . .	23
2.2.1 Modelo Biomecânico (3D SSPP) . . . . .	24
2.2.1.1 Membros . . . . .	25
2.2.1.2 Tronco . . . . .	28
2.2.2 RULA . . . . .	28

SUMÁRIO	12
2.3 Medidas Geométricas . . . . .	35
2.3.1 Equação do Plano . . . . .	35
2.3.2 Projeção de um Vetor . . . . .	35
2.3.3 Projeção de um Vetor sobre um Plano . . . . .	36
2.3.4 Distância entre um Ponto e um Plano . . . . .	38
2.3.5 Ângulo entre Vetores no Espaço . . . . .	39
2.3.6 Ângulo entre uma Reta e um Plano . . . . .	39
<b>3 Metodologia Proposta</b>	<b>41</b>
3.1 Software e Hardware . . . . .	42
3.2 Aquisição de Dados . . . . .	42
3.3 Detecção de Esqueleto . . . . .	43
3.4 Extração de Articulações da Postura . . . . .	44
3.5 Extração das Medidas Angulares . . . . .	45
3.5.1 3D SSPP . . . . .	46
3.5.2 RULA . . . . .	47
3.6 Software . . . . .	49
3.6.1 Funcionalidades . . . . .	49
<b>4 Avaliação da Metodologia</b>	<b>53</b>
4.1 Detecção do Esqueleto . . . . .	53
4.2 Modo Estático . . . . .	54
4.3 Modo Dinâmico . . . . .	59
4.4 Problemas encontrados . . . . .	61
<b>5 Conclusão</b>	<b>62</b>
5.1 Trabalhos Futuros . . . . .	62



# 1 Introdução

Lesões por esforços repetitivos (LER) ou distúrbios osteomusculares relacionados ao trabalho (DORT) são termos de natureza coletiva que traduzem quadros clínicos de origem ocupacional decorrentes de distúrbios funcionais e/ou orgânicos resultantes de fadiga localizada e afecções de nervos, músculos, tendões, sinóvias, fâscias e ligamentos, de forma isolada ou associada (PINTO; MORAES; MINGHINI, 2005).

Dentre as incapacidades causadas pela LER/DORT estão a diminuição da destreza manual, a dificuldade para manusear pequenos objetos e a dificuldade para manter os membros superiores elevados.

As queixas mais comuns entre as pessoas com LER/DORT são a dor localizada, irradiada ou generalizada, desconforto, fadiga e sensação de peso. Muitos relatam formigamento, dormência, sensação de diminuição de força, edema e enrijecimento muscular, choque, falta de firmeza nas mãos, sudorese excessiva, alodinia (sensação de dor como resposta a estímulos não nocivos em pele normal). As queixas são encontradas em diferentes graus de gravidade do quadro clínico (MAENO et al., 2001). É importante caracterizar as queixas quanto ao tempo de duração, localização, intensidade, tipo ou padrão, momentos e formas de instalação, fatores de melhora e piora, variações no tempo.

O início dos sintomas é enganador, com predominância nos finais de jornada de trabalho ou durante os picos de produção, ocorrendo alívio com o repouso noturno e nos fins de semana. Poucas vezes o funcionário percebe da ocorrência precocemente. Por serem intermitentes, de curta duração e de leve intensidade, confunde-se com cansaço temporário. Devido a necessidade de responder às exigências do trabalho, o medo de desemprego e a falta de informação, estimulam o funcionário a suportar seus sintomas e a continuar trabalhando como se nada estivesse ocorrendo.

Aos poucos, os sintomas intermitentes tornam-se presentes por mais tempo durante a jornada de trabalho e, às vezes, passam a invadir as noites e finais de semana. Em geral, o alerta só ocorre para o funcionário quando os sintomas passam a existir, mesmo por ocasião da realização de esforços mínimos, comprometendo a capacidade funcional, seja no trabalho ou em casa.

Visando um mercado mais competitivo, as empresas devem se preocupar com a saúde de seus colaboradores, para que estes possam produzir tanto com eficiência quanto com melhores condições de trabalho. Nesse contexto, a ergonomia se apresenta como participante do processo, ao adequar o trabalho ao ser humano através de métodos como os de análise postural e adaptação do posto de trabalho. Ao oferecer melhores condições de trabalho, a ergonomia reduz fatores como a fadiga e o *stress* e, conseqüentemente, promove o aumento do bem-estar e da produtividade dos funcionários (MOTTA, 2009).

Nesse sentido, a análise postural é essencial para avaliar prática de atividades em ambientes de trabalho que são potencialmente danosos ao sistema músculo-esquelético. No entanto, os métodos tradicionais de monitoramento são manuais e dependem de inúmeras variáveis como: análise angular dos membros, tronco e pescoço, aplicação de força, frequência e o tempo gasto em cada postura (PAVANI; QUELHAS, 2006), tornando a avaliação exaustiva, entediante e ineficiente.

Fedorak et al. (apud FERREIRA, 2005) verificaram a confiabilidade entre avaliadores na avaliação visual da lordose cervical e lombar. Vinte e oito terapeutas com formação em quiropraxia, fisioterapia, fisioterapia, reumatologia e cirurgias ortopédicas, foram recrutados para avaliar a postura de sujeitos fotografados (com e sem dor lombar). Os profissionais avaliaram fotografias de 36 indivíduos, 17 com dor lombar e 19 sem dor, sendo que não foram utilizados marcadores nos sujeitos fotografados. Não foi encontrada diferença estatisticamente significativa entre as avaliações dos cinco grupos de profissionais. Os autores concluíram que a avaliação visual da lordose cervical e lombar não foi confiável e sugerem que somente o uso da avaliação visual não é recomendado para examinar a postura do paciente, particularmente na comparação entre profissionais.

Uma abordagem automatizada utilizando uma sequência de vídeo, por outro lado, pode fornecer informações valiosas sobre o comportamento relacionado a atividade da pessoa, no entanto são sensíveis às condições de iluminação. Para superar as limitações de observações visuais, vários autores têm recentemente utilizado sensores de profundidade para segmentação de objetos em movimento. A utilização desses sensores realiza a medição de profundidade independente da iluminação (SCHWARZ et al., 2011).

## 1.1 Objetivos

Este estudo tem como objetivo em desenvolver uma metodologia computacional através de um conjunto de regras pré-definidas para auxiliar o profissional de ergonomia na aplicação de métodos de avaliação ergonômica, usando um sensor de profundidade para extração de informações precisas para definição de parâmetros de postura.

### 1.1.1 Objetivos Específicos

Destaca-se como objetivos específicos deste trabalho:

- Implementar técnicas de processamento de imagens que permitam a detecção de pessoas em imagens de vídeo existentes;
- Implementar técnicas de rastreamento, para ser capaz de corrigir deformações da postura em um determinado quadro da sequência de vídeo baseado nos quadros anteriores;
- Implementar a extração de parâmetros utilizados em metodologias de outros trabalhos para análise postural (3D SSPP e RULA);
- Integrar as técnicas implementadas que tenham um melhor desempenho em tempo real para criar um método computacional automático para estimação de parâmetros e análise de postura.

## 1.2 Trabalhos Relacionados

Sistemas de detecção e avaliação de postura vêm sendo usados com relativo sucesso no auxílio dos profissionais em ergonomia. A literatura disponível traz trabalhos reconhecidos que tratam de objetivos semelhantes ao método proposto, constatando que o processo de avaliação ergonômica um grande desafio.

### 1.2.1 Detecção de Postura

Shotton et al. (2011) propõem um método para prever rapidamente e com precisão as posições 3D das articulações do corpo de uma única imagem de profundidade, sem usar informação temporal, ou seja, baseado somente nos dados do *frame* correspondente. Uma bordagem foi utilizada para reconhecimento de objeto, projetando uma representação intermediária das partes do corpo que mapeia o problema difícil de estimação de pose em um problema mais simples de classificação por *pixel*. O uso de um grande e variado conjunto de dados para treinamento permitiu que o classificador estimasse partes do corpo invariantes a postura, forma do corpo, roupas, etc. A avaliação apresentou alta precisão em conjuntos de testes tanto sintéticos e reais, e investigou o efeito dos parâmetros de vários treinamentos.

Diraco, Leone e Siciliano (2011) utilizaram uma abordagem topológica, a fim de definir descritores adequados para calcular a localização e a orientação das articulações do corpo. Duas funções *Morse* foram exploradas, a primeira forneceu um mapeamento da distância euclidiana para lidar com as auto-oclusões do corpo, e a segunda foi baseada na distância geodésica e forneceu uma descrição do grafo *Reeb* das principais partes do corpo que são cabeça, tronco, braços e pernas. Um mapa geodésico do corpo foi obtido calculando uma malha *Delaunay* a partir do mapa de profundidade e, após calcular as distâncias geodésicas, aplicou-se o algoritmo *Dijkstra* para malha previamente calculada. No final, um método de remapeamento foi realizado para lidar com o problema de auto-oclusão que ocorre nos dados de profundidade.

Schwarz et al. (2011) apresentaram um método para estimativa de postura para todo o corpo humano usando imagens de uma câmera *Time-of-flight* (TOF). A abordagem consistiu em detectar marcadores anatômicos em dados 3D e adaptaram um modelo de esqueleto do corpo usando cinemática inversa. Medidas geodésicas foram utilizadas para localizar pontos anatômicos independentes da postura e, seguidamente, empregaram a informação de movimento obtido a partir do fluxo óptico para a diferenciação de outras partes do corpo causada pela auto-oclusão.

### 1.2.2 Análise Ergonômica do Trabalho

A Análise Ergonômica do Trabalho refere-se a legislação brasileira na Norma Regulamentadora 17 (MTE, 1990) e à Ergonomia de forma abrangente, incluindo um estudo detalhado dos postos de trabalho a fim de detectar os fatores de riscos ocupacionais capazes de fornecer subsídios para as soluções ergonômicas para a empresa, adequando-a à legislação.

Segundo Grandjean e Grandjean (1968), o objetivo prático da Ergonomia é a adaptação do posto de trabalho, dos instrumentos, das máquinas, dos horários, do meio ambiente às exigências do homem. A realização de tais objetivos, ao nível industrial, propicia uma facilidade do trabalho e um rendimento do esforço humano.

Ferreira (2005) avaliou o alinhamento da postura, o controle postural e a correlação entre ambos, em adultos jovens e saudáveis entre 19 e 45 anos. O procedimento consistiu do preenchimento de protocolo de anamnese, com colocação de marcadores em pontos anatômicos específicos. A análise das fotos foi realizada com o *software* de análise postural (SAPO). Nos resultados, foram identificados valores quantitativos para as variáveis de análise postural para os segmentos da cabeça, membros superiores, membros inferiores e tronco, bem como, a frequência das inclinações para direita e esquerda. Nas medições da cabeça, observou-se inclinação em 87,9% da amostra, sendo 67% para direita. Houve predomínio de inclinação do ombro e da pelve à direita respectivamente em 67,8% e 42,6% da população estudada. Os membros inferiores apresentaram alinhamento médio de 178 graus e o tronco predomínio de inclinação à direita em 66,1%.

Wong e Wong (2009) apresentaram um método usando acelerômetros 3-D, giroscópios, e um algoritmo *autoreset* para rastrear os movimentos do tronco e estimar as alterações regionais do mesmo nos planos sagital e coronal. As medições angulares dos módulos sensores foram utilizadas para estimar as mudanças de curvatura da coluna vertebral de nove indivíduos saudáveis durante seus movimentos do tronco. O método utilizado pode tornar-se um sistema portátil de rastreamento e monitoramento de postura em pessoas com desvios posturais, mesmo durante suas atividades diárias normais.

Ray e Teizer (2012) desenvolveram uma abordagem automatizada para a estimativa e classificação da postura usando uma câmera de profundidade para análise de postura e categorizá-la como ergonômica ou não-ergonômica. Primeiro classificou-se a postura

do trabalhador para determinar se este encontra-se em pé, curvado, sentado ou rastejando e, então, estimou-se a postura do trabalhador usando *framework* OpenNI para obter os ângulos articulares e localizações espaciais do corpo. Então, um conjunto de regras é formulado para categorizar a informação postural em tarefas ergonômicas ou não-ergonômicas.

Liao, Miaou e Li (2010) propuseram um sistema de análise de postura de caminhada humana sem a necessidade de marcadores. O sistema pode ser aplicado em casa ou utilizado em instituições de saúde e analisa a postura de caminhada humana com base em imagens de visão lateral e de visão frontal do sujeito extraindo quatro características: a linha de corpo, linha do pescoço, o centro de gravidade e o comprimento do passo. Os resultados experimentais mostraram que o estudo extrai com sucesso todas as quatro características a partir da imagem da silhueta do corpo humano.

## 1.3 Organização do Trabalho

Este trabalho será composto por mais quatro capítulos, descritos resumidamente a seguir.

O Capítulo 2 expõe a fundamentação teórica necessária para a compreensão deste trabalho. São descritos as tecnologias utilizadas no trabalho, dispositivos e bibliotecas, uma explicação dos métodos de avaliação ergonômica utilizados e, por último, algumas medidas geométricas, necessárias para extração de parâmetros dos métodos de avaliação citados.

O Capítulo 3 descreve a metodologia utilizada para avaliação ergonômica usando sensores de profundidades de acordo com os métodos de avaliação escolhidos, condições do ambiente e materiais utilizados.

No Capítulo 4 é apresentada a avaliação da metodologia proposta e a descrição de alguns problemas encontrados.

O Capítulo 5 apresenta a conclusão sobre o trabalho, mostrando a eficiência dos métodos utilizados e apresentando algumas sugestões para trabalhos futuros.

## 2 Fundamentação Teórica

Neste capítulo são apresentados os fundamentos teóricos necessários para o entendimento da metodologia deste trabalho.

São explicadas algumas tecnologias comumente conhecidas em aplicações com Interação Natural: o Kinect, como dispositivo responsável pela aquisição dos dados do ambiente analisado; o OpenNI Framework, que permite operar e acessar os dados brutos do sensor; o NiTE, que fornece algoritmos de percepção como localização e rastreamento de objetos.

Além disso, são apresentados os métodos de avaliação ergonômica usados na metodologia proposta: Modelo Biomecânico (3D SSPP) e RULA.

Por último são apresentadas algumas medidas geométricas necessárias para o entendimento da etapa de extração das medidas angulares dos métodos de avaliação.

### 2.1 Tecnologias

Uma das limitações identificadas nos trabalhos relacionados na detecção de postura é a incapacidade da detecção das partes do corpo. Das tecnologias estudadas a que apresentou as características que facilitam esta detecção foi a de câmeras de profundidade, nesse caso o Kinect, através do *framework* OpenNI e do *middleware* NiTE.

#### 2.1.1 Kinect

O Kinect (2010) é um periférico vendido pela Microsoft para uso no console Xbox 360, que permite ao usuário interagir de forma natural com o mesmo, através de gestos corporais e comandos de voz, com a finalidade de entretenimento. O periférico foi desenvolvido em uma parceria da Microsoft com uma empresa israelense que produzia câmeras que retornam mapas de profundidade, a Primesense (2005). A Primesense foi responsável pela tecnologia de sensoriamento 3D (*Light Coding*) usada no *hardware* do Kinect.

O Kinect possui um sofisticado algoritmo de processamento paralelo necessário para extrair o mapa de profundidade a partir da luz estruturada recebida. As imagens são alinhadas pixel a pixel para possuir maior precisão nas informações dos sensores, ou seja, cada pixel de imagem colorida é alinhado a um pixel da imagem de profundidade (NUNES et al., 2011).

O Kinect possui as seguintes características (OPENKINECT, 2011; MICROSOFT, 2012):

- Sensores:
  - Sensor RGB (640x480 @ 30 Hz, 8 bits);
  - Sensor de profundidade (640x480 @ 30 Hz, 11 bits);
  - Microfones embutidos (2 unidades);
  - Motor de inclinação;
- Campo de Visão:
  - Sensor profundidade: 58,5° hoz; 45,6° ver; 70° diag;
  - Sensor RGB: 62° hoz; 48,6° ver; 73,9° diag;
  - Inclinação física do dispositivo:  $\pm 27^\circ$ ;
  - Profundidade: 0,8 - 3,5 metros;
- Ambiente
  - Ambiente operacional: Interno;
  - Temperatura operacional: 0°C - 40°C;

A Figura 2.1 apresenta o dispositivo físico com posicionamento dos sensores e o diagrama esquemático do Kinect. Na figura, é possível identificar como os sensores estão conectados e quais são os fluxos de dados gerados pelo dispositivo.

### 2.1.2 OpenNI

OpenNI (2010) é uma organização sem fins lucrativos formada para promover e padronizar a compatibilidade e a interoperabilidade de Interação Natural (IN) de dispositivos,

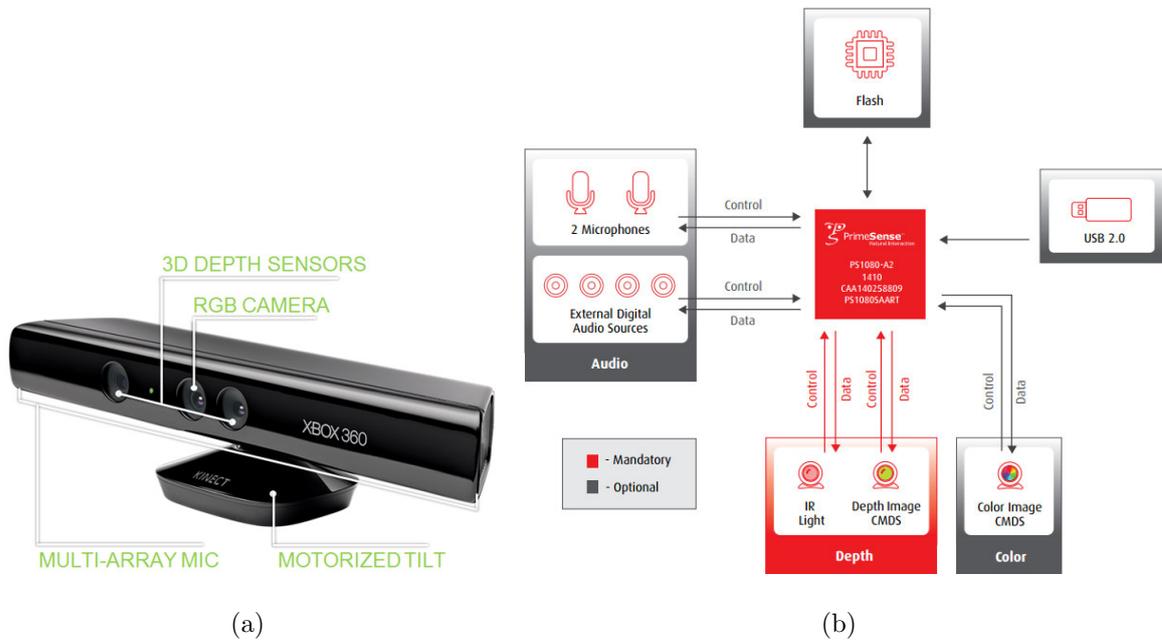


Figura 2.1: Kinect: (a) localização dos sensores e (b) diagrama de blocos. Fonte: (PRIMESENSE, 2005)

aplicações e *middleware*. Um de seus principais membros é Primesense, entre outros temos a Willow Garage (2006), especialistas em aplicações de robótica, Open Perception Open Perception (2012), desenvolvedores da *Point Cloud Library* (PCL), ASUS (1990), fabricante de *hardware* para aplicações e jogos controlados por movimento do corpo inteiro e Side-Kick (2007), especialista na produção de jogos controlados por movimento. Hoje, OpenNI é a maior comunidade de desenvolvimento de sensoriamento 3D (OPENNI, 2010).

A OpenNI fornece aos desenvolvedores uma plataforma de código aberto permitindo-lhes desenvolver *middlewares* de Interação Natural e aplicações para mercados como a robótica, TV e jogos, computadores, dispositivos móveis, serviços de saúde, indústria, exposições interativas, etc. A Interface de Programação de Aplicativos (*Application Programming Interface - API*) do OpenNI permite que aplicativos possam ser escritos e portados sem esforço adicional para operar em cima de módulos de *middlewares* diferentes. A API também permite que os desenvolvedores de *middlewares* possam escrever algoritmos em cima de formatos de dados brutos, independentemente de qual dispositivo sensor os produziu, e oferece aos fabricantes de sensores a capacidade de construir sensores que podem funcionar em qualquer aplicação compatível com OpenNI.

### 2.1.3 NiTE

A PrimeSense NiTE (2013) é um robusto *middleware* de visão computacional 3D, apresentando um mínimo processamento da CPU e suporte multiplataforma. Este *middleware* fornece uma API de suporte para aplicação de controle do usuário, controle por gestos das mãos ou controle do corpo inteiro. Os algoritmos utilizam informações de profundidade, cor, infra-vermelho e áudio recebido do dispositivo de *hardware*. A API fornece suporte para voz e reconhecimento de comando de voz, gestos com as mãos e rastreamento de movimento corporal (NITE, 2013).

O *middleware* interpreta os dados de profundidade do sensor, criando uma matriz com um mapa de distância em milímetros. Sua principal funcionalidade é o rastreamento de usuários ativos: estimacão da posição no espaço 3D de pontos importantes do corpo humano, denominados *joints* ou articulações.

A tecnologia de detecção PrimeSense 3D é uma solução em camadas, combinando *hardware* e *software* (veja a Figura 2.2). A camada física de profundidade, a camada de nível mais baixo, inclui a projeção de luz infra-vermelha, sensores de imagem de profundidade (IR) e de cores (RGB) e microfones. Acima, está a camada PrimeSense SoC, que manipula funções como, cálculo dedicado a aquisição de profundidade; correspondência entre as imagens de profundidade e RGB; espelhamento; etc. A camada OpenNI funciona simultaneamente com o sensor, a API permite que o *host* possa operar o sensor e acessar todos os dados brutos reunidos. O NiTE é a camada de algoritmos de percepção permitindo usar funções como localização e rastreamento das mãos; analisador de cena (separação de usuários de fundo); rastreamento das articulações do esqueleto; reconhecimento de vários gestos, etc.(NITE, 2013).

## 2.2 Avaliação Ergonômica

A fim de facilitar e padronizar medidas relacionadas ao esforço envolvido na postura, pesquisadores desenvolveram métodos práticos de registro e análise de postura. Para isso, é necessário conhecer as atividades, as cargas transportadas, o local de trabalho e fotografar ou gravar vídeos do ambiente analisado para extração de medidas. As medidas mais comuns são os ângulos entre partes do corpo ou seus ângulos em relação ao ambiente.

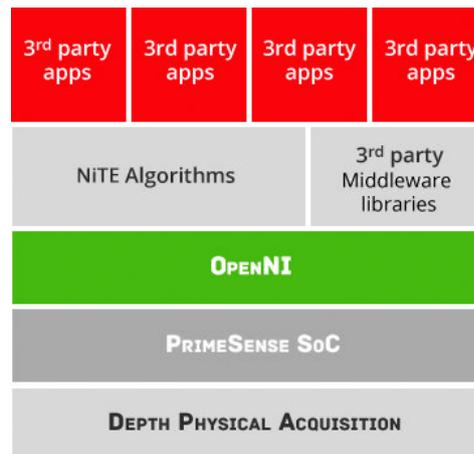


Figura 2.2: Arquitetura do OpenNI Framework. Fonte: (NITE, 2013)

Em seguida são citados dois métodos de avaliação: o modelo biomecânico da Universidade de Michigan (3DSSPP) e o RULA.

### 2.2.1 Modelo Biomecânico (3D SSPP)

O *software* 3D SSPP (*Three Dimensional Static Strength Prediction Programme*) foi desenvolvido baseado no modelo biomecânico da Universidade de Michigan (3DSSPP, 2011) e prevê requisitos de resistência estática para tarefas tais como elevação, pressão, impulso e atração. O *software* fornece uma simulação de trabalho aproximada que inclui dados de postura, parâmetros de força e antropometria masculina e feminina. A saída inclui o percentual de homens e mulheres que têm a força para realizar o trabalho descrito, forças de compressão da coluna vertebral e os dados com as orientações NIOSH (*National Institute for Occupational Safety and Health*). O usuário pode analisar torções e inclinações do tronco e criar entradas complexas de força na mão. Análise é auxiliada por um recurso de geração de postura e ilustrações gráficas tridimensionais humanas.

O 3D SSPP pode ser usado como auxílio na avaliação das exigências físicas de um trabalho prescrito. Além disso, o *software* pode auxiliar o analista na avaliação de projetos de trabalho propostos e redesenha-los antes da construção real ou reconstrução do local de trabalho ou tarefa. O programa é aplicável a movimentos de trabalho no espaço tridimensional.

O 3D SSPP é mais útil para a análise de movimentos “lentos” usados nas tarefas de movimentação de materiais pesados, uma vez que pode-se supor nos cálculos biomecânicos

que os efeitos da aceleração e impulso são insignificantes. Tais tarefas podem ser melhor avaliadas numa sequência de posturas estáticas e analisando cada postura individualmente. O *software* não deve ser utilizado como o único determinante do desempenho da força do trabalhador ou modelo de trabalho com base no desempenho. Outros critérios de julgamento profissional são necessários para projetar um trabalho seguro e produtivo.

A análise estática do modelo biomecânico é realizada em duas partes do corpo: membros e tronco. A maior parte dos ângulos dos segmentos corporais é medida como ângulos globais em relação ao ambiente. Antebraço, braço, coxa, perna são todos descritos da mesma forma por dois ângulos: um ângulo horizontal e um ângulo vertical. O tronco é descrito usando três ângulos: flexão, flexão lateral e rotação axial do tronco.

Para entender melhor as medições dos ângulos a Figura 2.3 mostra as bases ortonormais de cada articulação do corpo para orientações dos membros ( $\beta_M = \{M_x, M_y, M_z\}$ ). Os eixos X, Y e Z de cada articulação são representados pelas cores vermelha, verde e azul, respectivamente.

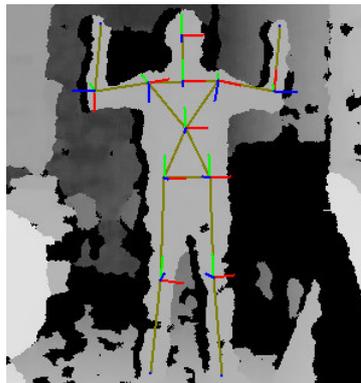


Figura 2.3: Bases ortonormais das articulações do esqueleto

### 2.2.1.1 Membros

Os ângulos horizontais são medidos entre o vetor de orientação X do torso e a projeção do segmento do membro analisado para o plano XZ da projeção real (olhando para baixo). As Figuras 2.4 e 2.5 mostram, respectivamente, a medição dos ângulos horizontais dos braços e das pernas.

Os ângulos verticais são medidos entre o segmento do membro analisado e a projeção do mesmo no plano XZ. As Figuras 2.6 e 2.7 mostram, respectivamente, a medição dos ângulos verticais dos braços e das pernas.

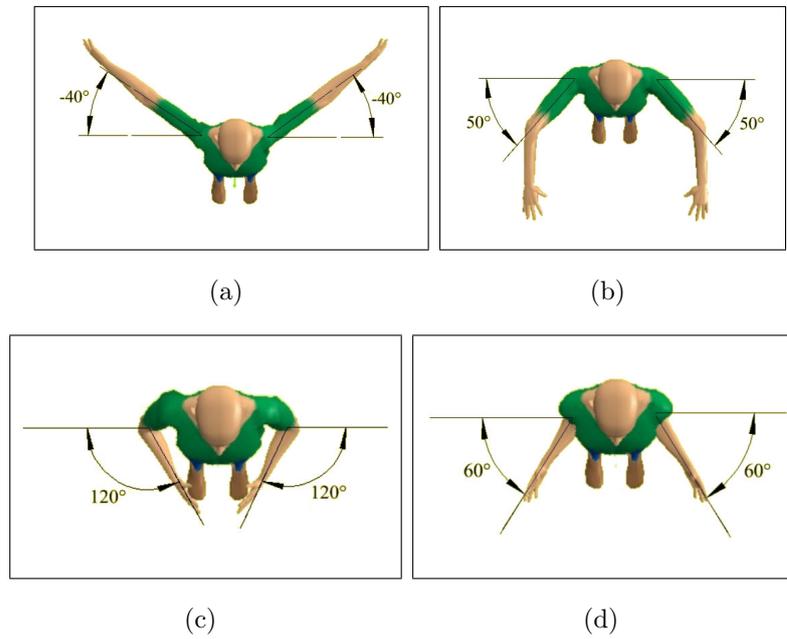


Figura 2.4: Medição do ângulo horizontal dos braços. Fonte: (3DSSPP, 2011)

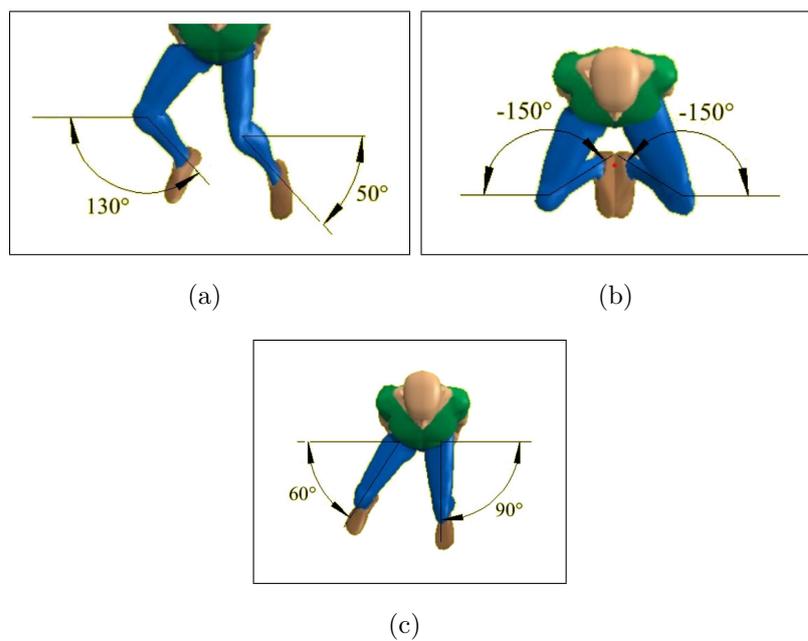


Figura 2.5: Medição do ângulo horizontal das pernas. Fonte: (3DSSPP, 2011)

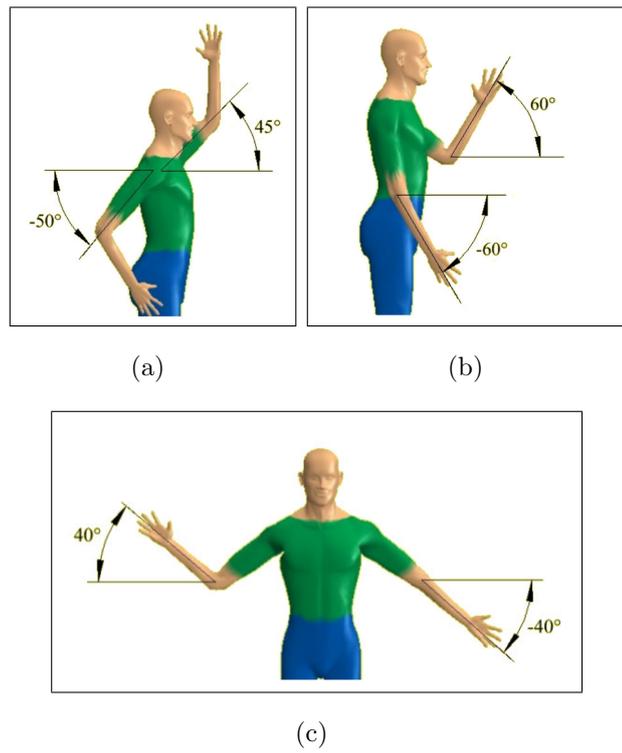


Figura 2.6: Medição do ângulo vertical dos braços. Fonte: (3DSSPP, 2011)

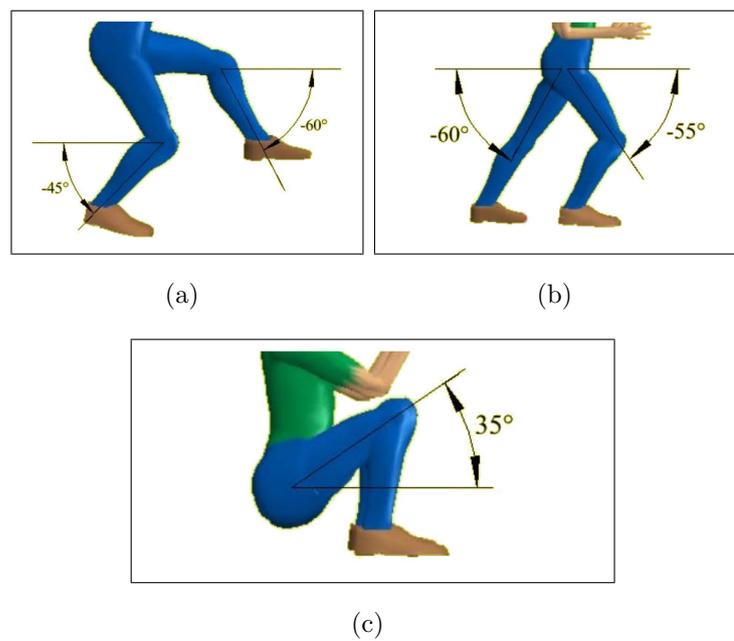


Figura 2.7: Medição do ângulo vertical das pernas. Fonte: (3DSSPP, 2011)

### 2.2.1.2 Tronco

O tronco é analisado por três medidas angulares: flexão do tronco, flexão lateral de tronco e rotação axial do tronco.

O ângulo de flexão do tronco é o ângulo entre o segmento do tronco (definido pelo ponto médio do segmento que liga os quadris até o ponto médio do segmento que liga os ombros) e a projeção do mesmo no plano XZ (Figura 2.8(a)). Quando em pé em linha reta, o ângulo do tronco é de  $90^\circ$ . Se o tronco está nivelado com o plano horizontal (solo), o ângulo é de  $0^\circ$ .

O ângulo flexão lateral do tronco é formado entre o eixo do tronco e o eixo Y do sistema de coordenadas. Se o tronco está inclinado para o lado direito do corpo, o ângulo é positivo (Figura 2.8(b)). Se o tronco está inclinado para o lado oposto, o ângulo é negativo (Figura 2.8(c)).

O ângulo de rotação axial do tronco é definido como o ângulo formado ao girar o segmento cujos extremos são o centro do segmento ligando os ombros e o centro do segmentos ligando os quadris. A rotação deve ser medida como o ângulo formado entre o segmento definido pelas articulações dos ombros em relação ao eixo formado pelos quadris. Se o ombro esquerdo é rotacionado para trás deste eixo, o ângulo é positivo (Figura 2.8(d)). Se o movimento oposto for realizado, o ângulo é negativo (Figura 2.8(e)).

## 2.2.2 RULA

O Método RULA (*Rapid Upper Limb Assessment*) foi desenvolvido por McAtamney e Corlett (1993) para investigar a exposição de trabalhadores a fatores de risco associados à sobrecarga de posturas repetitivas em membros superiores relacionadas ao trabalho. Este método deve ser utilizado em um contexto de avaliação ergonômica geral, pois a função principal do método é identificar a necessidade de uma análise mais profunda do risco com outros métodos, sendo considerado como instrumento de investigação genérica (PAVANI; QUELHAS, 2006).

O RULA foi concebido com base no método OWAS (*Ovako Working Posture Analyzing System*) desenvolvido por Karhu et al. (1981), que representa posturas através de números (escores), que são associados a um sistema de codificação, critérios biomecânicos

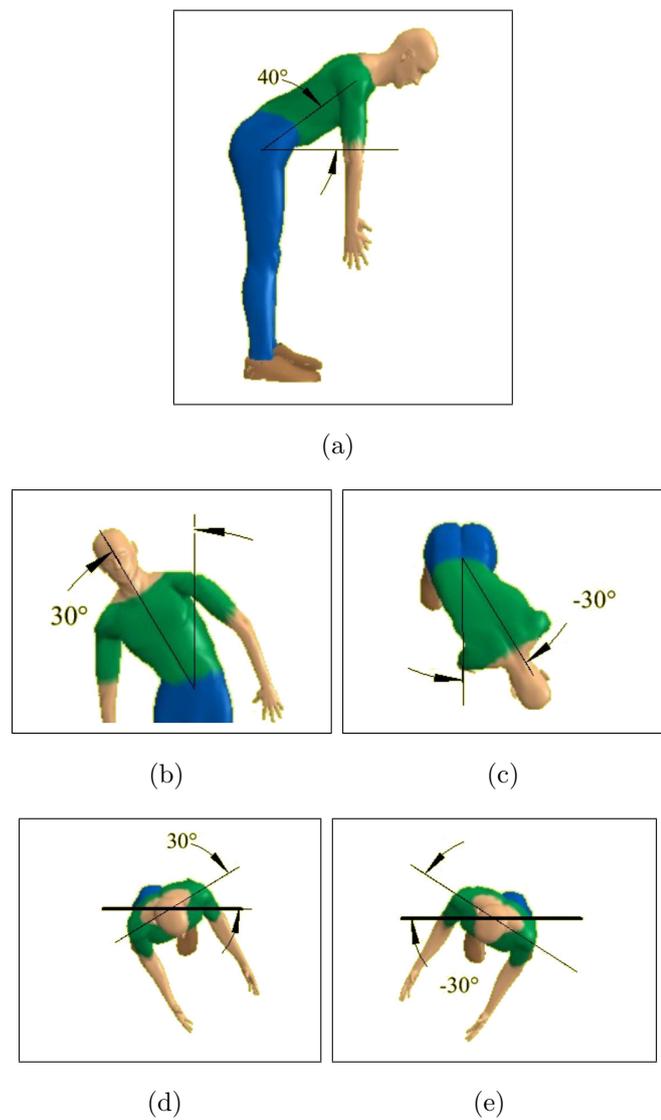


Figura 2.8: Exemplos de medição dos ângulos do tronco: (a) flexão do tronco; (b) e (c) flexão lateral de tronco; (d) e (e) rotação axial do tronco. Fonte: (3DSSPP, 2011)

e de função muscular, que classificam cada combinação postural da maior para a menor carga (AGUIAR, 2009).

O método RULA pode ter várias aplicações, sendo que as quatro principais são (MOTTA, 2009):

- Medição de risco músculo-esquelético, usualmente como parte de uma ampla investigação ergonômica;
- Comparação do esforço músculo-esquelético entre design da estação de trabalho atual e modificada;
- Avaliar resultados como produtividade ou compatibilidade de equipamentos;
- Orientar trabalhadores sobre riscos músculo-esqueléticos criados por diferentes posturas de trabalho.

O primeiro passo na aplicação do RULA é a seleção dos postos de trabalho e das posturas mais significativas, levando-se em conta a duração do ciclo de trabalho e a carga postural.

As medições sobre as posturas definidas no método são fundamentalmente angulares, estas podem ser realizadas diretamente sobre os trabalhadores, através da análise de fotografias ou sequências de vídeos do ciclo de trabalho.

O avaliador pode aplicar o método tanto no lado esquerdo e quanto no lado direito do corpo, separadamente. No entanto, segundo o método, somente o lado que apresentar esforço mais crítico deverá ser considerado.

A aplicação do RULA baseia-se na análise de três variáveis: postura dos segmentos corporais, atividade muscular e força ou carga aplicada. Para a classificação das posturas, o RULA divide o corpo humano em dois grupos, Grupo A, que inclui o braço, antebraço e pulso, e o Grupo B, que inclui pescoço, tronco e pernas. Isto garante que todas as posturas do corpo sejam verificadas, pois assegura que qualquer postura do pescoço, tronco ou pernas que influencie na postura de membros superiores seja incluída na avaliação. O método RULA é aplicado de acordo com o fluxograma mostrado na Figura 2.9.

Cada segmento corporal é classificado através de diagramas posturais, que identificam o segmento a estudar, os critérios de avaliação e as pontuações a atribuir. As Tabelas

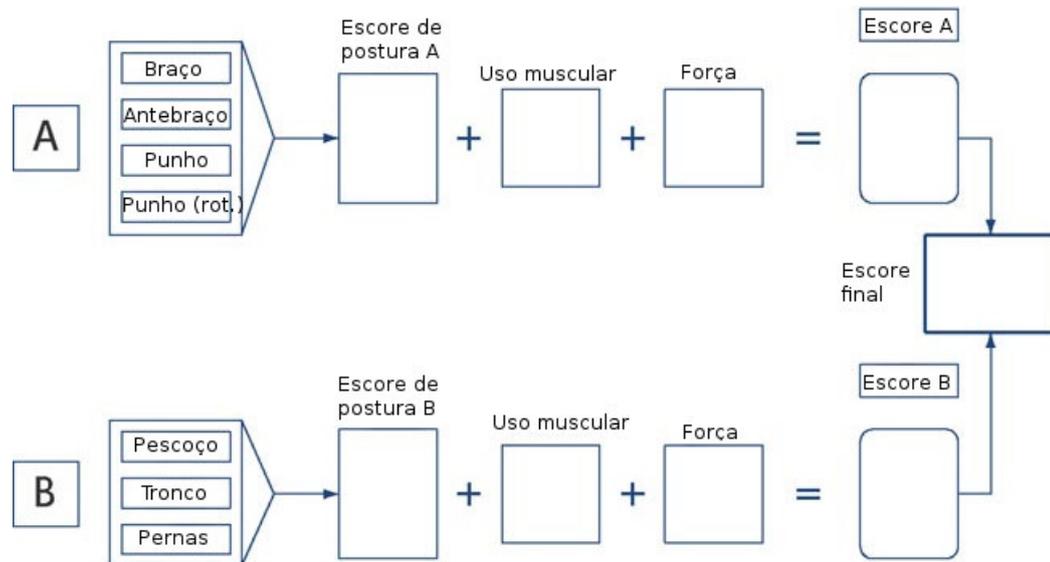


Figura 2.9: Fuxograma de aplicação do método RULA. Fonte: adaptado de (GANDAVADI; RAMSAY; BURKE, 2007)

2.1 e 2.2 representam as posturas dos diversos segmentos do corpo e suas respectivas contribuições para os escores dos grupos A e B.

Depois de classificados os segmentos corporais, os escores de cada segmento corporal são relacionados através de um sistema de tabelas que pertence ao método, e então atribui-se um valor ao grupo A e ao grupo B (veja as Tabelas 2.3 e 2.4). Depois de avaliadas as posturas dos grupos A e B, são adicionados escores tendo-se em conta a avaliação da atividade muscular e a força ou carga aplicada, obtendo-se assim um escore final para cada grupo.

Em seguida, os escores finais do grupo A e do grupo B são relacionados através de uma terceira tabela (2.5), também pertencente ao método, que retorna o valor final do RULA da imagem analisada. E então, após analisar uma sequência de imagens, deverá ser feita uma avaliação ponderando o tempo de cada tarefa, no ciclo de trabalho.

Desse escore final é determinada a urgência das medidas a serem adotadas. Essas medidas se encontram na Tabela 2.6. Esta técnica ergonômica aborda resultados de risco entre uma pontuação de 1 a 7, onde pontuações mais altas significam altos níveis de risco aparente. Um índice baixo no RULA não garante, entretanto, que o local de trabalho esteja livre de riscos ergonômicos, assim como uma alta pontuação não assegura que um problema severo existe.

Tabela 2.1: Escores dos segmentos do corpo do grupo A. Fonte: (MOTTA, 2009)

GRUPO A - POSIÇÕES						
Escores	1	2	2	3	4	Ajustes
BRAÇO	 <p>20° de extensão a 20° de flexão</p>	 <p>&gt; 20° de extensão</p>	 <p>20° a 45° de flexão</p>	 <p>&gt;45 a 90° de flexão</p>	 <p>≥ 90° de flexão</p>	<p>+1 se ombro elevado ou braço abduzido</p> <p>-1 se posição de tronco inclinada ou peso do braço suportado</p>
ANTE-BRAÇO	 <p>60° a 100° de flexão</p>	 <p>&lt; 60° de flexão</p>	 <p>&gt;100° de flexão</p>			 <p>+1 se houver rotação interna do braço e antebraço passando da linha média do corpo ou rotação externa do braço</p>
PUNHO	 <p>Neutra ou meia inclinação de pronação ou supinação</p>	 <p>0 a 15° de flexão ou extensão ou total pronação ou supinação</p>		 <p>≥ 15° de flexão ou extensão</p>	 <p>+1 se em desvio ulnar ou radial</p>	

Tabela 2.2: Escores dos segmentos do corpo do grupo B. Fonte: (MOTTA, 2009)

GRUPO B - POSIÇÕES					
Escores	1	2	3	4	Ajustes
PESCOÇO	 0 a 10° de flexão	 10 a 20° de flexão	 > 20° de flexão	 extensão	+ 1 se o pescoço está torcido ou inclinado lateralmente
TRONCO	 0° ou bem apoiado quando sentado	 0 a 20° de flexão	 20 a 60° de flexão	 > 60° de flexão	+ 1 se o tronco está torcido ou inclinado lateralmente
PERNAS	 Pernas e pés bem apoiados e equilibrados	 Ao contrário			

Tabela 2.3: Combinação dos escores do grupo A. Fonte: adaptado de (MCATAMNEY; CORLETT, 1993)

Braço	Antebraço	Punho							
		1		2		3		4	
		rot		rot		rot		rot	
		1	2	1	2	1	2	1	2
1	1	2	2	2	2	2	3	3	3
	2	2	2	2	2	3	3	3	3
	3	2	3	2	3	3	3	4	4
2	1	2	2	2	3	3	3	4	4
	2	2	2	2	3	3	3	4	4
	3	2	3	3	3	3	4	4	5
3	1	2	3	3	3	4	4	5	5
	2	2	3	3	3	4	4	5	5
	3	2	3	3	4	4	4	5	5
4	1	3	4	4	4	4	4	5	5
	2	3	4	4	4	4	4	5	5
	3	3	4	4	5	5	5	6	6
5	1	5	5	5	5	5	5	6	6
	2	5	6	6	6	6	7	7	7
	3	6	6	6	7	7	7	7	8
6	1	7	7	7	7	7	8	8	9
	2	7	8	8	8	8	9	9	9
	3	9	9	9	9	9	9	9	9

Tabela 2.4: Combinação dos escores do grupo B. Fonte: adaptado de (MCATAMNEY; CORLETT, 1993)

Pescoço	Tronco											
	1		2		3		4		5		6	
	Pernas		Pernas		Pernas		Pernas		Pernas		Pernas	
	1	2	1	2	1	2	1	2	1	2	1	2
1	1	2	1	2	2	3	3	4	4	4	4	4
2	1	2	2	2	3	4	4	5	5	5	5	5
3	2	2	2	3	3	4	4	5	5	6	6	6
4	3	3	3	3	3	4	4	5	5	6	6	6
5	4	4	4	4	4	5	5	6	6	6	6	6

Tabela 2.5: Combinação dos escores do grupo A com o grupo B. Fonte: adaptado de (MCATAMNEY; CORLETT, 1993)

A/B	1	2	3	4	5	6	7+
1	1	2	3	3	4	5	5
2	2	2	3	4	4	5	5
3	3	3	3	4	4	5	6
4	3	3	3	4	5	6	6
5	4	4	4	5	6	7	7
6	4	4	5	6	6	7	7
7	5	5	6	6	7	7	7
8+	5	5	6	7	7	7	7

Tabela 2.6: Interpretação dos resultados. Fonte: adaptado de (MCATAMNEY; CORLETT, 1993)

Níveis	Pontuação	Medida
1	1-2	Postura aceitável se não repetida ou mantida durante longos períodos.
2	3-4	Investigar, possibilidade de requerer mudanças.
3	5-6	Investigar, realizar mudanças rapidamente.
4	7 ou mais	Mudanças imediatas.

## 2.3 Medidas Geométricas

As medidas angulares entre os membros do corpo ou em relação ao ambiente são as medidas mais comuns relacionadas ao esforço envolvido na postura. Para a extração destas medidas, é necessário o entendimento de algumas medidas geométricas descritas a seguir.

### 2.3.1 Equação do Plano

Suponha que exista um plano  $\pi$  no espaço, de vetor normal  $\vec{N} = (a, b, c)$  e passa pelo ponto  $P_0 = (x_0, y_0, z_0)$ . Se um ponto  $P = (x, y, z)$  do espaço está neste plano, então o vetor  $\vec{P_0P} = (x - x_0, y - y_0, z - z_0)$  deve ser perpendicular a  $\vec{N}$  (CAROLI; CALLIOLI; FEITOSA, 1986). Sendo assim, o plano  $\pi$  pode ser descrito como sendo o conjunto de pontos  $P$  do espaço que resolvem a equação vetorial

$$\langle \vec{N}, \vec{P_0P} \rangle = 0$$

Escrevendo os vetores em coordenadas, tem-se

$$\langle \vec{N}, \vec{P_0P} \rangle = a(x - x_0) + b(y - y_0) + c(z - z_0)$$

Portanto, a equação vetorial  $\langle \vec{N}, \vec{P_0P} \rangle = 0$  corresponde à equação cartesiana

$$a(x - x_0) + b(y - y_0) + c(z - z_0) = 0 \quad (2.1)$$

Então, tomando  $d = -ax_0 - by_0 - cz_0$ , obtém-se a equação geral do plano  $\pi$ :

$$ax + by + cz + d = 0 \quad (2.2)$$

### 2.3.2 Projeção de um Vetor

Seja  $\vec{u}$  um vetor unitário e  $\vec{v}$  um vetor qualquer. O vetor  $\vec{v}$  se exprime, de maneira única na forma

$$\vec{v} = \vec{v}_1 + \vec{v}_2$$

onde  $\vec{v}_1$  é paralelo a  $\vec{u}$  e  $\vec{v}_2$  ortogonal a  $\vec{u}$  (veja Figura 2.10). O vetor  $\vec{v}_1$  diz-se projeção do vetor  $\vec{v}$  na direção do vetor  $\vec{u}$  (CAROLI; CALLIOLI; FEITOSA, 1986).

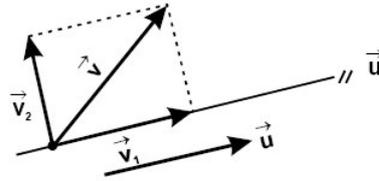


Figura 2.10: Projeção de um vetor  $\vec{v}$ . Fonte: adaptado de (CAROLI; CALLIOLI; FEITOSA, 1986)

Sendo  $\vec{v}_1$  paralelo a  $\vec{u}$ , temos  $\vec{v}_1 = \alpha\vec{u}$  e  $\vec{v} = \alpha\vec{u} + \vec{v}_2$ . Multiplicando escalarmente por  $\vec{u}$ , temos, sendo  $\langle \vec{v}_2, \vec{u} \rangle = 0$ ,

$$\langle \vec{v}, \vec{u} \rangle = \langle \alpha\vec{u}, \vec{u} \rangle = \alpha\langle \vec{u}, \vec{u} \rangle = \alpha$$

Finalmente, temos:

$$\begin{aligned} \vec{v}_1 &= \langle \vec{v}, \vec{u} \rangle \vec{u} \\ \text{proj}_{\vec{u}} \vec{v} &= \langle \vec{v}, \vec{u} \rangle \vec{u} \end{aligned} \quad (2.3)$$

### 2.3.3 Projeção de um Vetor sobre um Plano

Seja  $T : \mathbb{R}^3 \rightarrow \mathbb{R}^3$  a projeção ortogonal sobre um plano  $\pi$ . Geometricamente, essa transformação é representada pela Figura 2.11.

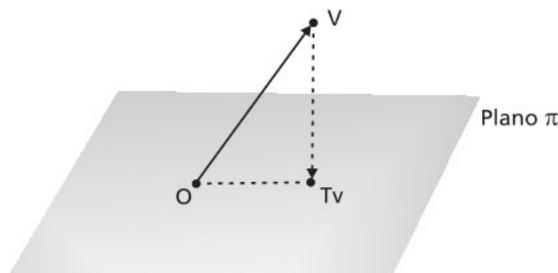


Figura 2.11: A projeção ortogonal do vetor  $\vec{v}$  no plano  $\pi$ . Fonte: (CEDERJ, 2011)

Sabendo que  $\beta = \{\vec{u}_1, \vec{u}_2, \vec{u}_3\}$  é a base ortonormal com origem  $O$  (Figura 2.12), pode-se representar a transformação  $T$  nessa base. O vetor  $\vec{u}_3$  é definido como vetor normal ao plano  $\pi$  e os vetores  $\vec{u}_1$  e  $\vec{u}_2$  são ortogonais e pertencem a esse plano.

A projeção ortogonal de um vetor  $\vec{v}$  sobre o plano  $\pi$  é dada por (CEDERJ, 2011)

$$\begin{aligned} T : \mathbb{R}^3 &\rightarrow \mathbb{R}^3 \\ v \mapsto Tv &= \frac{\langle \vec{v}, \vec{u}_1 \rangle}{\langle \vec{u}_1, \vec{u}_1 \rangle} \vec{u}_1 + \frac{\langle \vec{v}, \vec{u}_2 \rangle}{\langle \vec{u}_2, \vec{u}_2 \rangle} \vec{u}_2, \end{aligned}$$

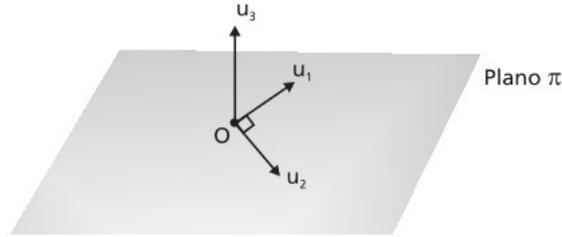


Figura 2.12: Base ortonormal  $\beta = \{\vec{u}_1, \vec{u}_2, \vec{u}_3\}$ . Fonte: (CEDERJ, 2011)

onde  $T$  é uma transformação linear. Para obter a fórmula acima  $Tv$  é visto da forma  $Tv = k_1\vec{u}_1 + k_2\vec{u}_2$  de modo que  $v - k_1\vec{u}_1 - k_2\vec{u}_2$  seja ortogonal a  $\vec{u}_1$  e  $\vec{u}_2$ , como mostra a Figura 2.13.

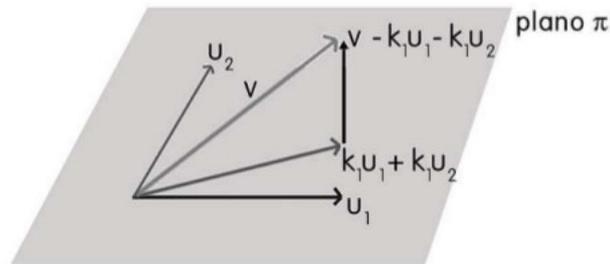


Figura 2.13: Projeção ortogonal do vetor  $\vec{v}$  no plano  $\pi$  na base  $\beta$ . Fonte: (CEDERJ, 2011)

Assim, da ortogonalidade entre  $\vec{v} - k_1\vec{u}_1 - k_2\vec{u}_2$  e  $\vec{u}_1$ , tem-se

$$\begin{aligned} 0 &= \langle \vec{v} - k_1\vec{u}_1 - k_2\vec{u}_2, \vec{u}_1 \rangle \\ &= \langle \vec{v}, \vec{u}_1 \rangle - \langle k_1\vec{u}_1, \vec{u}_1 \rangle - \langle k_2\vec{u}_2, \vec{u}_1 \rangle \\ &= \langle \vec{v}, \vec{u}_1 \rangle - k_1\langle \vec{u}_1, \vec{u}_1 \rangle - k_2\langle \vec{u}_2, \vec{u}_1 \rangle. \end{aligned}$$

Já que  $\langle \vec{u}_2, \vec{u}_1 \rangle = 0$ ,

$$\begin{aligned} k_1\langle \vec{u}_1, \vec{u}_1 \rangle &= \langle \vec{v}, \vec{u}_1 \rangle \\ k_1 &= \frac{\langle \vec{v}, \vec{u}_1 \rangle}{\langle \vec{u}_1, \vec{u}_1 \rangle}, \end{aligned}$$

pois  $\vec{u}_1 \neq \vec{0}$ .

Analogamente,

$$k_2 = \frac{\langle \vec{v}, \vec{u}_2 \rangle}{\langle \vec{u}_2, \vec{u}_2 \rangle},$$

desde que  $\vec{u}_2 \neq \vec{0}$  e, portanto,

$$Tv = k_1\vec{u}_1 + k_2\vec{u}_2 = \frac{\langle \vec{v}, \vec{u}_1 \rangle}{\langle \vec{u}_1, \vec{u}_1 \rangle}\vec{u}_1 + \frac{\langle \vec{v}, \vec{u}_2 \rangle}{\langle \vec{u}_2, \vec{u}_2 \rangle}\vec{u}_2.$$

Usando o fato de que  $\vec{u}_1$  e  $\vec{u}_2$  serem vetores unitários, isto é,  $\langle \vec{u}_1, \vec{u}_1 \rangle = \langle \vec{u}_2, \vec{u}_2 \rangle = 1$ , é obtido

$$Tv = \langle \vec{v}, \vec{u}_1 \rangle \vec{u}_1 + \langle \vec{v}, \vec{u}_2 \rangle \vec{u}_2 \quad (2.4)$$

### 2.3.4 Distância entre um Ponto e um Plano

Seja  $P_0(x_0, y_0, z_0)$  um ponto não pertencente a um plano  $\pi: ax + by + cz + d = 0$ . Para determinar a distância  $d(P_0, \pi)$ , toma-se um ponto  $A(x_1, y_1, z_1)$  do plano. Considere o vetor  $\vec{AP}_0$  contendo duas componentes: uma está contida no plano  $\pi$  enquanto que a outra tem a mesma direção da normal do plano  $\pi$  (Figura 2.14). A componente na direção da normal  $\vec{N}$  tem comprimento igual à distância procurada (ALHANATI, 2013).

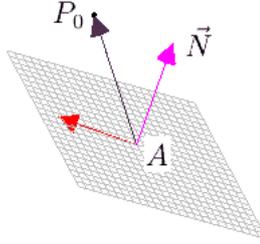


Figura 2.14: Distância entre um ponto  $P_0$  e um plano  $\pi$ . Fonte: adaptado de (ALHANATI, 2013)

Assim, para encontrar o valor da distância entre  $P_0$  e  $\pi$ , basta calcular a norma da projeção de  $\vec{AP}_0$  sobre o vetor normal  $\vec{N}$  ao plano  $\pi$ , ou seja,

$$\begin{aligned} d(P_0, \pi) &= |\text{proj}_{\vec{n}} \vec{AP}_0| = \left| \frac{\langle \vec{AP}_0, \vec{n} \rangle}{\langle \vec{n}, \vec{n} \rangle} \right| = \left| (x_0 - x_1, y_0 - y_1, z_0 - z_1) \cdot \frac{(a, b, c)}{\sqrt{a^2 + b^2 + c^2}} \right| \\ &= \left| \frac{a(x_0 - x_1) + b(y_0 - y_1) + c(z_0 - z_1)}{\sqrt{a^2 + b^2 + c^2}} \right| \\ &= \left| \frac{ax_0 + by_0 + cz_0 - ax_1 - by_1 - cz_1}{\sqrt{a^2 + b^2 + c^2}} \right| \end{aligned}$$

Como  $A$  é um ponto do plano  $\pi$ , satisfaz a condição  $ax_1 + by_1 + cz_1 + d = 0$ . Portanto

$$d(P_0, \pi) = \left| \frac{ax_0 + by_0 + cz_0 + d}{\sqrt{a^2 + b^2 + c^2}} \right| \quad (2.5)$$

### 2.3.5 Ângulo entre Vetores no Espaço

Dois vetores,  $\vec{u}$  e  $\vec{v}$ , no espaço formam dois ângulos entre si cuja soma é  $2\pi$ , em radianos. Lembrando que dois vetores não paralelos determinam um plano no espaço, pode-se escolher representantes destes vetores com o mesmo ponto inicial (Figura 2.15). Sendo assim, é possível ver que as duas semi-retas que contêm estes vetores determinam dois ângulos cuja soma é  $2\pi$ . O ângulo entre os dois vetores é definido como sendo o menor destes dois ângulos. Conseqüentemente o ângulo entre dois vetores tem sempre um valor entre 0 e  $\pi$ . Se os vetores são paralelos e têm o mesmo sentido, o ângulo entre eles é igual a 0, enquanto que se eles são paralelos mas de sentidos opostos, então o ângulo entre eles é igual a  $\pi$  (BOULOS; CAMARGO, 2003).

Usando o produto escalar, pode-se calcular precisamente o ângulo entre dois vetores  $\vec{u}$  e  $\vec{v}$  conhecidos. Como

$$\cos \Theta = \frac{\langle \vec{u}, \vec{v} \rangle}{\|\vec{u}\| \cdot \|\vec{v}\|}$$

segue que o ângulo  $\Theta$  entre os vetores  $\vec{v}$  e  $\vec{u}$  é dado por

$$\Theta = \arccos \left( \frac{\langle \vec{u}, \vec{v} \rangle}{\|\vec{u}\| \cdot \|\vec{v}\|} \right) \quad (2.6)$$

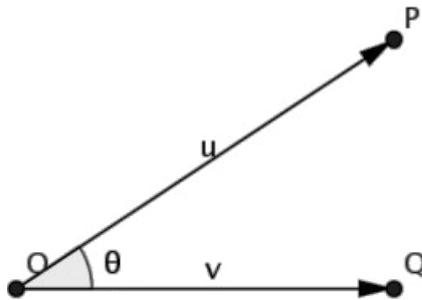


Figura 2.15: Ângulo entre Vetores. Fonte: (BOULOS; CAMARGO, 2003)

### 2.3.6 Ângulo entre uma Reta e um Plano

O ângulo entre uma reta  $r$  com a direção  $\vec{v}_r$  e um plano  $\pi$ , quando eles se interceptam em um ponto, é definido como sendo o menor ângulo possível entre todos os ângulos que a reta  $r$  faz com as retas contidas no plano que a interceptam (STEINBRUCH; WINTERLE, 1987). Este menor ângulo é realizado justamente pela reta do plano que é a projeção ortogonal da reta  $r$  sobre o plano  $\pi$  (veja a Figura 2.16).

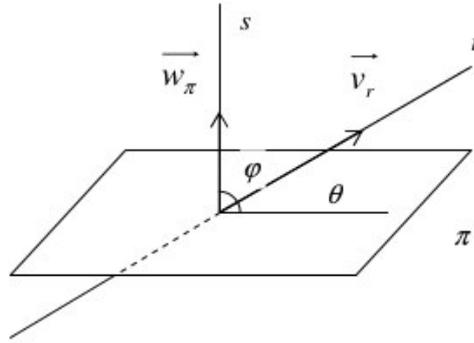


Figura 2.16: Projeção ortogonal da reta. Fonte: (STEINBRUCH; WINTERLE, 1987)

Se a reta nunca intercepta o plano ou está inteiramente contida no plano (isto é, ela é paralela ao plano), o ângulo entre a reta e o plano é igual a 0.

O ângulo  $\varphi$  é o ângulo entre a reta na direção do vetor normal  $\vec{w}_\pi$  do plano  $\pi$  e o vetor direção  $\vec{v}_r$  da reta  $r$ , ou seja

$$\cos \varphi = \frac{\langle \vec{w}_\pi, \vec{v}_r \rangle}{\|\vec{w}_\pi\| \cdot \|\vec{v}_r\|}$$

Sabendo que  $\theta + \varphi = \frac{\pi}{2}$  e  $\cos \varphi = \sin \theta$ , temos

$$\sin \theta = \sin\left(\frac{\pi}{2} - \varphi\right) = \sin \frac{\pi}{2} \cos \varphi - \sin \varphi \cos \frac{\pi}{2} = \cos \varphi$$

Portanto, o ângulo entre a reta  $r$  e o plano  $\pi$  é dado por

$$\theta = \arcsin \left( \frac{\langle \vec{w}_\pi, \vec{v}_r \rangle}{\|\vec{w}_\pi\| \cdot \|\vec{v}_r\|} \right) \quad (2.7)$$

### 3 Metodologia Proposta

Na avaliação dos riscos ergonômicos em um ambiente de trabalho, sequências de vídeos são gravadas para que o profissional de ergonomia possa analisar posteriormente o cenário e realizar uma avaliação completa.

Nesse sentido, este trabalho apresenta uma metodologia com objetivo de auxiliar o profissional de ergonomia na utilização de métodos de avaliação ergonômica, utilizando um sensor de profundidade para extração de informações precisas para definição de parâmetros de postura.

Primeiramente são apresentados os *softwares* e os *hardwares* utilizados para a implementação da metodologia deste trabalho. Em seguida, a aquisição dos dados do Kinect para extração de informações. Posteriormente, o esqueleto é detectado através do *framework* OpenNI e *middleware* NiTE. Informações de localização e orientação são extraídas do esqueleto para o cálculo de medidas angulares de acordo com os métodos de avaliação ergonômica definidos, modelo biomecânico 3DSSPP e RULA. Em seguida, dois modos de classificação são aplicados nos métodos de avaliação citados, avaliação estática e avaliação dinâmica. Por último, são apresentados os detalhes da funcionalidade do *software* implementado. A Figura 3.1 descreve o esquema da metodologia descrita anteriormente.

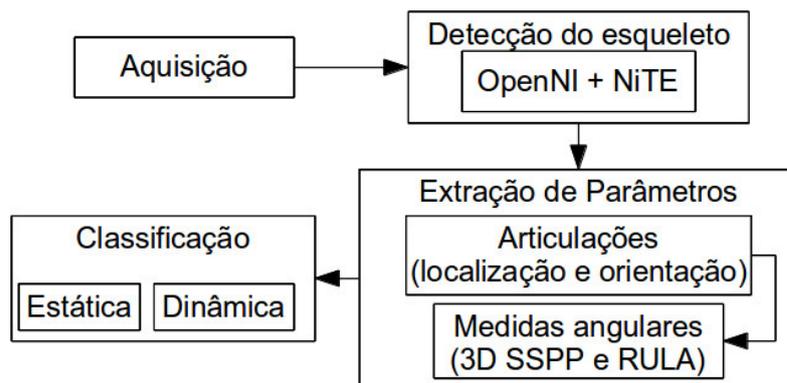


Figura 3.1: Fluxograma da metodologia proposta

## 3.1 Software e Hardware

Para a implementação dos métodos descritos deste trabalho utilizou-se a linguagem C++, através do ambiente de desenvolvimento *Qt Creator* no ambiente Linux.

A manipulação das imagens foi realizada através das funções da biblioteca OpenCV (INTEL, 2010), disponível gratuitamente na *internet*. A biblioteca pode ser usada com a linguagem C++, fornecendo classes simples e funções para carregar, salvar, processar e exibir imagens. Possui grande portabilidade, funcionando perfeitamente em ambientes Unix/X11, Windows, MacOS X e sistemas operacionais FreeBSD.

Outra biblioteca utilizada foi o *framework* OpenNI, que juntamente com o *middleware* NiTE, permite desenvolver aplicações de Interação Natural com suporte a rastreamento de usuários e de movimentos. Ambas na linguagem C++ e funcionam em ambientes Mac, Linux e Windows.

Os testes da metodologia foram realizados em um notebook com as seguintes configurações:

- Processador Intel Core i5-2410M CPU @ 2.30GHz x 4;
- Memória Ram 4 GiB DDR3 1333 Mhz;
- Placa de Vídeo Integrada Intel HD Graphics 3000;
- Sistema Operacional Ubuntu 12.04 LTS (Precise);

## 3.2 Aquisição de Dados

O dispositivo escolhido para a aquisição dos dados é o multi-sensor Kinect. A escolha do *hardware* se deve a facilidade de acesso em função da disponibilidade e do preço. Por ser um acessório para video games, cuja demanda é superior, o Kinect apresenta um preço inferior se comparado às demais câmeras de profundidade existentes.

As informações necessárias para metodologia são extraídas do sensor RGB e sensor de profundidade. A sequência de vídeo capturada, em ambos sensores, possuem resolução de 640x480 *pixels* e 30 *frames* por segundo. Os dados capturados podem ser analisados em tempo real ou podem ser gravados em um arquivo para uma posterior análise.

O Kinect foi posicionado a 2,5 metros da pessoa analisada, 1,2 metros de altura em relação ao chão e uma inclinação vertical de  $-10^\circ$ .

### 3.3 Detecção de Esqueleto

A detecção de esqueleto tem como objetivo identificar a posição de cada uma das articulações do usuário de forma a utilizar a relação entre as articulações como forma de corrigir e aprimorar o processo de detecção. Para isso é utilizado um modelo de esqueleto onde a posição e orientação das articulações do esqueleto são atualizadas de uma maneira que tenha relação com os pontos identificados através da imagem da câmera (SCHHÖNAUER; PINTARIC; KAUFMANN, 2011 apud BRÜCKHEIMER, 2011).

A detecção de esqueleto leva em consideração um modelo dinâmico que tem a capacidade de se adaptar às medidas da pessoa. Nesse caso, após o usuário estiver no estado passivo, ou seja, somente detectado pelo sistema, é necessária a realização de um processo de calibração automática antes que a análise de postura possa ser utilizada. A calibração é executada no início da captura e para isso é necessário que o usuário realize a posição de calibração *Psi* (braços levantados) representada na Figura 3.2. Leva esse nome pela semelhança da silhueta de uma pessoa nessa pose com a forma da letra grega  $\Psi$ . Depois de alguns segundos, a calibragem está completa.

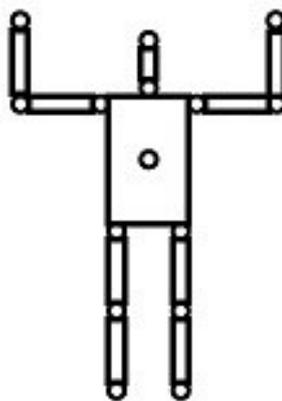


Figura 3.2: Posição de calibração (Psi). Fonte: (CHIKAMASA, 2011)

Entre as restrições existentes para a correta calibração estão (PRIMESENSE, 2010; BRÜCKHEIMER, 2011):

- A maior parte do corpo da pessoa deve estar dentro do quadro da câmera;

- A distância ideal para a calibração é de 2,5 metros;
- As roupas utilizadas pela pessoa podem influenciar os resultados. É necessário que a utilização de roupas que alterem pouco a forma do corpo da pessoa;
- A cabeça e as mãos da pessoa devem estar completamente visíveis durante a calibração;

### 3.4 Extração de Articulações da Postura

Na extração de articulações da postura, é utilizado o OpenNI Framework (2010) que, juntamente com o NiTE (2013), oferece suporte na identificação do usuário e no rastreamento do movimento corporal. O conjunto, OpenNI/NiTE, define 15 articulações do esqueleto para o usuário manipulá-las que podem ser vistas na Figura 3.3.

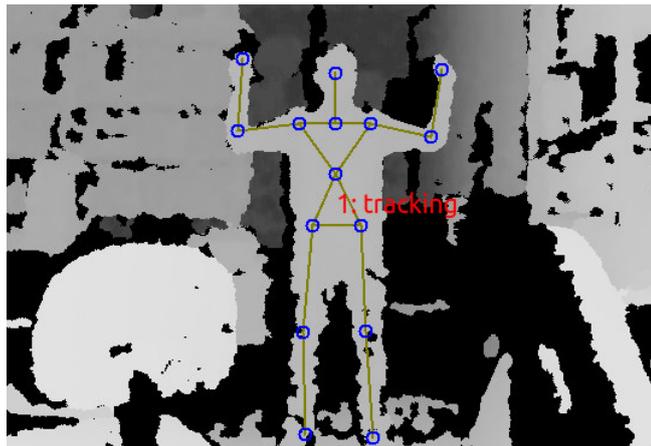


Figura 3.3: Articulações do esqueleto encontradas pelo OpenNI/NiTE

As articulações do esqueleto possuem informações como: a *localização real*, é a conversão de um pixel da imagem projetada em duas dimensões para o mundo real; a *confiança*, é o grau de confiança da localização da articulação; a *orientação*, é uma base ortonormal com origem na articulação que descreve a rotação real desta; e a *confiança da orientação*, é o grau de confiança desta rotação real.

A Figura 3.4 mostra as orientações que descrevem as rotações das articulações. Os eixos X, Y e Z de cada articulação são representados pelas cores vermelha, verde e azul, respectivamente.

A posição e a orientação destas articulações do modelo são disponibilizadas em um

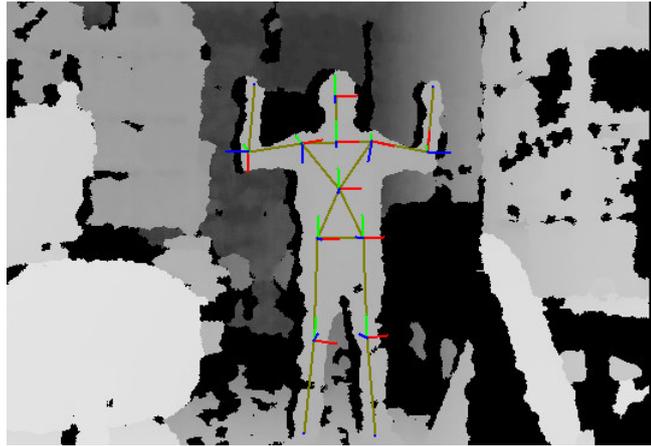


Figura 3.4: Orientações das articulações do esqueleto

sistema de coordenadas definido da seguinte forma: coordenadas projetivas, com  $X$ ,  $Y$  em *pixels* e  $Z$  em milímetros, e coordenadas reais, com  $X$ ,  $Y$ ,  $Z$  em milímetros (vide Figura 3.5).

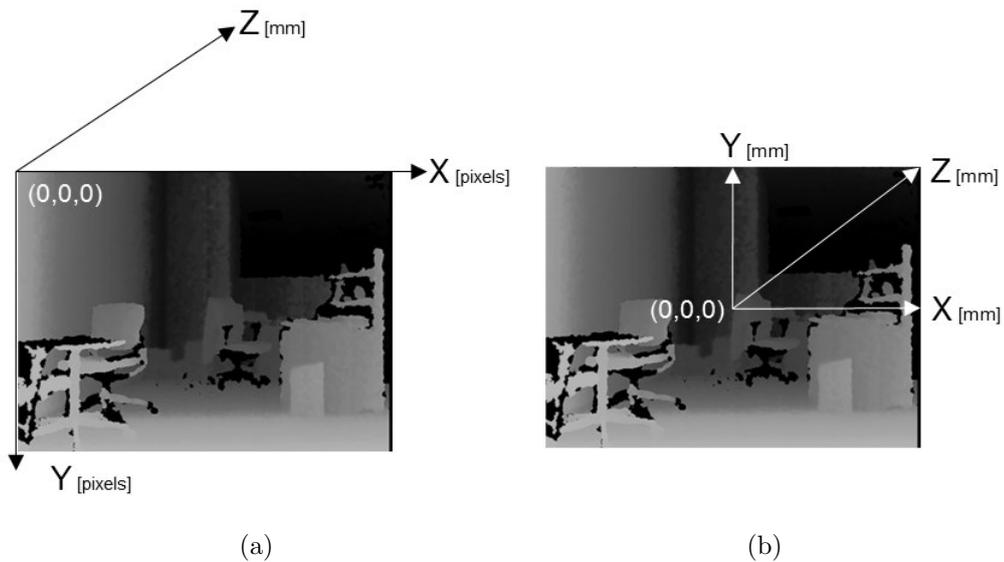


Figura 3.5: Sistema de coordenadas: (a) coordenadas projetivas e (b) coordenadas reais.

Fonte: (CHIKAMASA, 2011)

A partir das informações da localização e orientação das articulações é possível calcular geometricamente os ângulos dos membros de acordo com o método de avaliação postural pré-definido.

## 3.5 Extração das Medidas Angulares

O cálculo das medidas angulares é realizado a partir da conclusão da calibração do usuário. Em seguida, de acordo com os métodos de avaliação apresentados na Seção 2.2, são extraídas medidas angulares entre os membros através da combinação da localização e/ou orientação de cada articulação do usuário.

### 3.5.1 3D SSPP

Sendo o vetor  $\vec{M}$  definido pela subtração de dois pontos da extremidade de um determinado membro (braço, antebraço, coxa e perna),  $T$  é a articulação localizada no torso da pessoa, com vetores de orientação  $\vec{T}_x$ ,  $\vec{T}_y$  e  $\vec{T}_z$  e o plano  $Sxz$  é formado pelos eixos  $X$  e  $Z$  do sistema de coordenadas reais, o ângulo horizontal dos membros, segundo 3D SSPP, é calculado entre a projeção ortogonal do vetor  $\vec{M}$  no plano  $Sxz$  e a projeção do vetor  $\vec{T}_x$ , também sobre o plano  $Sxz$ . A projeção é calculada segundo a Eq. (2.4) e o ângulo entre as projeções é calculado através da função trigonométrica inversa do cosseno, Eq. (2.6). A Figura 3.6 mostra uma ilustração do cálculo dos ângulos horizontais dos antebraços.

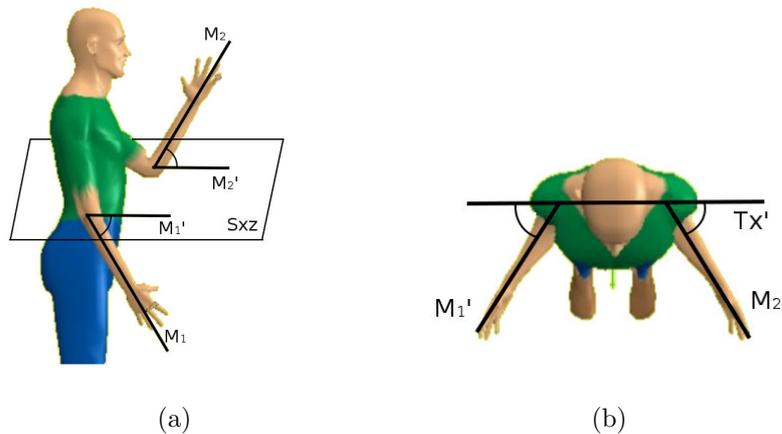


Figura 3.6: Ilustração dos ângulos horizontais no 3D SSPP: (a) projeção do membros e (b) ângulos entre projeções

Os ângulos verticais, por outro lado, são medidos entre o vetor  $\vec{M}$  e o plano  $Sxz$ , calculados de acordo com a Eq. (2.7). Caso o vetor  $\vec{M}$  esteja acima do plano  $Sxz$ , o ângulo é positivo, caso contrário, negativo. A Figura 3.7 mostra uma ilustração do cálculo dos ângulos verticais dos antebraços.

Sabendo que  $T$  é a articulação localizada no torso da pessoa, com vetores de orientação

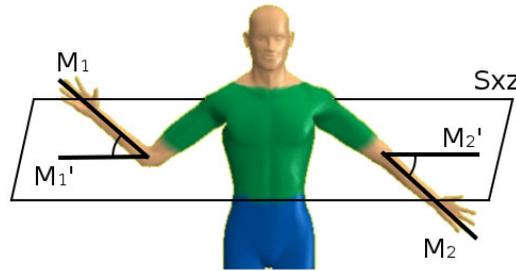


Figura 3.7: Ilustração dos ângulos verticais no 3D SSPP

$\vec{T}_x$ ,  $\vec{T}_y$  e  $\vec{T}_z$ ,  $P$  é o ponto médio entre as articulações de ambos ombros, com vetores de orientação  $\vec{P}_x$ ,  $\vec{P}_y$  e  $\vec{P}_z$ ,  $Q$  é o ponto médio entre as articulações dos quadris, com vetores de orientação  $\vec{Q}_x$ ,  $\vec{Q}_y$  e  $\vec{Q}_z$ , e plano  $Sxz$  é formado pelos eixos  $X$  e  $Z$  do sistema de coordenadas reais, pode-se afirmar que o ângulo de flexão do tronco é medido entre o vetor  $\vec{T}_y$  e sua projeção ortogonal  $\vec{T}'_y$  no plano  $Sxz$  (Figura 3.8(a)). Continuamente, o ângulo de flexão lateral do tronco é medido entre o vetor  $T_y$  e o eixo  $Y$  do sistema de coordenadas reais (Figura 3.8(b)). Por último, o ângulo de rotação axial do tronco é medido entre a projeção ortogonal do vetor  $\vec{P}_x$  no plano  $Sxz$  e a projeção ortogonal do vetor  $Q_x$ , também no plano  $Sxz$  (Figura 3.8(c)).

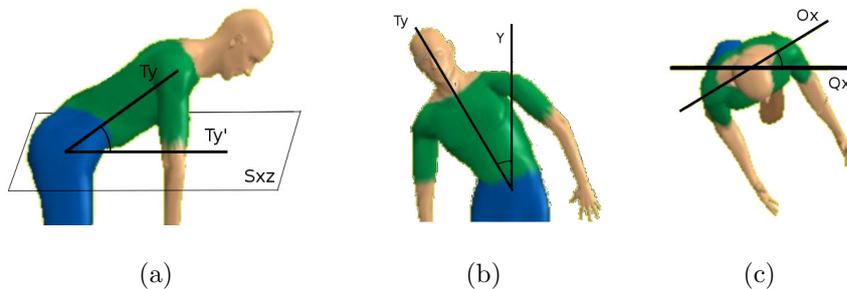


Figura 3.8: Ilustração dos ângulos do tronco no 3D SSPP: (a) flexão, (b) flexão lateral e (c) rotação axial

### 3.5.2 RULA

No método RULA, a medição do ângulo do braço é aplicada entre o vetor de orientação  $B_x$  do braço e o vetor inverso à orientação  $T_y$  do torso (Figura 3.9(a)). Por outro lado, a medição angular do antebraço é calculada entre a orientação  $B_x$  do braço e a orientação  $A_x$  do antebraço (Figura 3.9(b)). Devido aos dados extraídos do punho serem muito sensíveis a distância de captura do sensor de profundidade e a limitação do *framework* OpenNI e o *middleware* NiTE não oferecer localização e orientação da articulação, não

foi possível extrair medidas do punho.

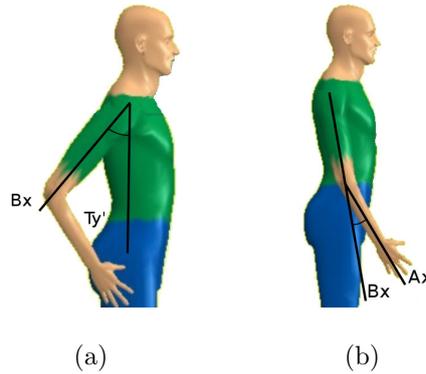


Figura 3.9: Ilustração dos ângulos dos membros superiores no RULA: (a) braço e (b) antebraço

Sabendo que  $C$  é a articulação localizada no centro da cabeça, com vetores de orientação  $\vec{C}_x$ ,  $\vec{C}_y$  e  $\vec{C}_z$ ,  $P$  é o ponto médio entre os ombros, com vetores de orientação  $\vec{P}_x$ ,  $\vec{P}_y$ , e  $\vec{P}_z$  e um plano  $Pij$  é formado por dois vetores  $\vec{P}_i$  e  $\vec{P}_j$  e um ponto  $P$ , pode-se afirmar que o ângulo de flexão do pescoço é calculado entre o vetor  $\vec{C}_y$  e o plano  $Pxy$  (Figura 3.10(a)), o ângulo de flexão lateral do pescoço é calculado entre o vetor  $\vec{C}_y$  e o plano  $Pyz$  (Figura 3.10(b)), e o ângulo de rotação axial do pescoço é calculado entre a projeção do vetor  $\vec{C}_x$  no plano  $Pxz$  e o vetor  $\vec{P}_x$  (Figura 3.10(c)).

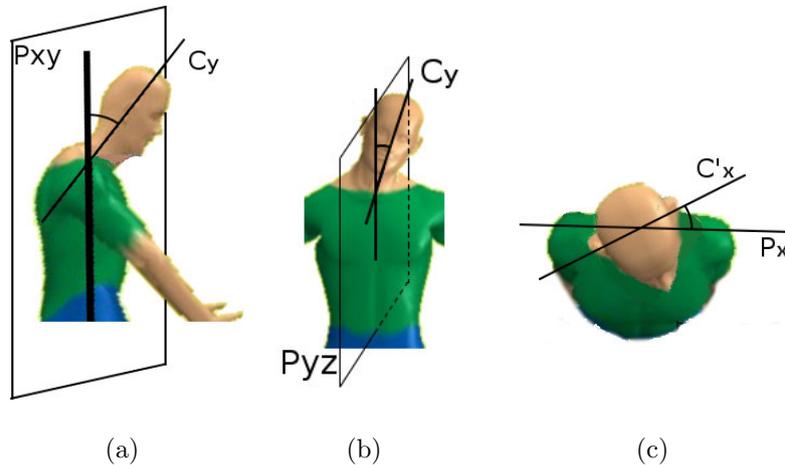


Figura 3.10: Ilustração dos ângulos do pescoço no RULA: (a) flexão, (b) flexão lateral e (c) rotação axial

As medidas angulares do tronco no método RULA são idênticas as medidas angulares do tronco no 3D SSPP discutido na seção anterior.

Seja  $d(A, \pi)$  a distância de um ponto  $A$  a um plano  $\pi$  (visto na Seção 2.3.4), sabendo que  $S: ax + by + cz + d = 0$  é a equação do plano que descreve o chão do ambiente,  $P_e$  é

um ponto de define a localização do pé esquerdo e o ponto  $P_d$ , do pé direito, os pés são considerados “apoiados” caso  $\max(d(P_e, S), d(P_d, S)) < t$ , onde  $t$  é a distância limite de 10 cm.

## 3.6 Software

Como resultado da metodologia foi desenvolvido um *software* cujo objetivo é auxiliar profissional de ergonomia na avaliação postural, onde este poderá analisar toda sequência de vídeo gravada pelo Kinect. O *software* fornece informações mais precisas relacionadas aos movimentos do usuário para definição de parâmetros de postura.

O *software* foi desenvolvido seguindo os seguintes critérios:

- Gratuito, permitindo a distribuição sem custos.
- Multi-plataforma.
- Livre escolha do dispositivo de captura. Nesse caso, de acordo com os dispositivos suportados pelo OpenNI (2010) e NiTE (2013).

### 3.6.1 Funcionalidades

Esta seção apresenta algumas funcionalidades do *software* apresentando algumas características e descrevendo o comportamento em determinadas situações.

O *software* possui a opção de legendas onde é possível selecionar que tipo de informações deseja visualizar como: imagem em profundidade e/ou RGB (as imagens são previamente calibradas para sobreposição), localização e orientação das articulações, esqueleto completo e informações do estado de rastreamento da pessoa analisada (vide Figura 3.11).

A postura pode ser analisada em quatro perspectivas. A primeira é observada ortogonalmente ao plano XY do sistema de coordenadas reais, explicado na Seção 3.4 (Figura 3.12(a)), enquanto a segunda e terceira são observadas ortogonalmente ao plano XZ (vista de cima) e plano YZ (vista lateral), mostrados nas Figuras 3.12(b) e 3.12(c) respectivamente. Na perspectiva em 3D, o usuário pode rotacionar e aproximar no cenário para encontrar o melhor ponto de vista (Figura 3.12(d)).

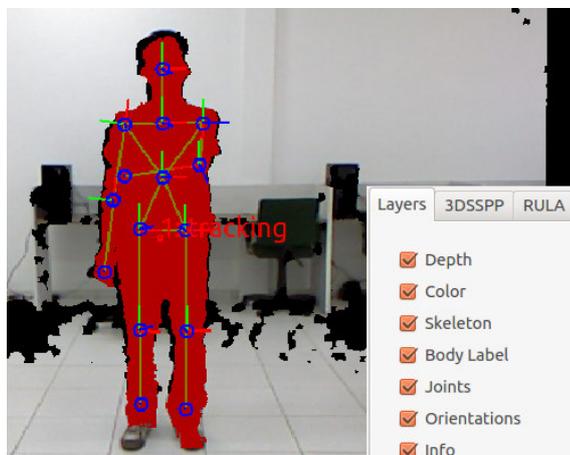


Figura 3.11: Informações visuais

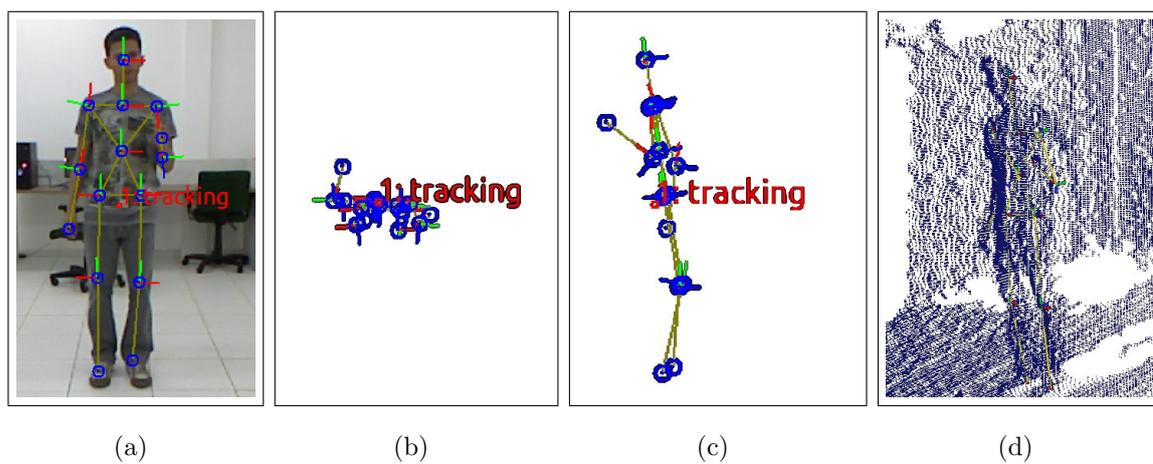


Figura 3.12: Perspectivas de captura

O *software* realiza dois tipos de análise, a estática, onde são analisados os dados de uma única imagem, e a dinâmica, onde toda a sequência de vídeo é analisada.

Na avaliação do modo estático é analisado somente o *frame* corrente, ou seja, o tempo de duração e frequência de uma postura não levados em consideração. Este modo de avaliação é realizado no modelo biomecânico 3DSSPP, onde os valores de saída são os ângulos de ligação entre os membros, e no RULA, resultando no ângulo de ligação e escore da postura de cada membro, representados respectivamente pelas Figuras 3.13(a) e 3.13(b). As medições são calculadas conforme as medições angulares descritas na Seção 2.2.

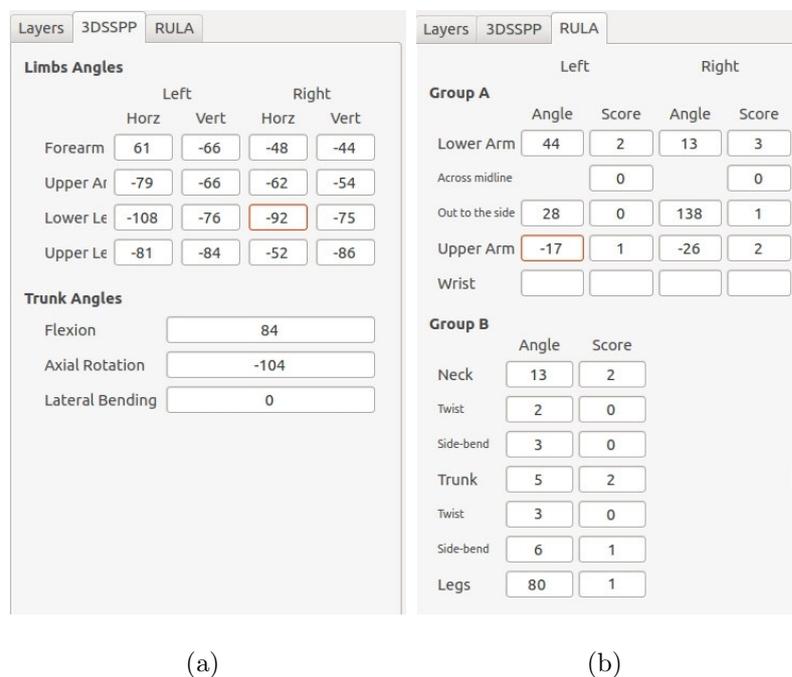


Figura 3.13: Avaliação no modo estático: (a) 3D SSPP e (b) RULA

No entanto, a avaliação no modo dinâmico uma sequência de *frames* é analisada. Nesse caso, somente o método RULA foi computado analisando o tempo de duração de cada postura dos segmentos do corpo.

Uma linha de tempo foi criada para uma análise visual da duração e frequência das posturas de cada membro. O comprimento de cada trecho define a duração de determinada postura enquanto a intensidade da cor define o valor do escore, onde branco equivale ao escore 1 e o vermelho, escore 5. A cor cinza significa ou que o usuário ainda não iniciou a calibração do corpo (Seção 4.1) para realização das medições na postura ou que os ângulos não puderam ser medidos devido a limitação do sensor, visto na Figura 3.14.

Caso alguma medida não tenha sido calculada corretamente, normalmente devido a

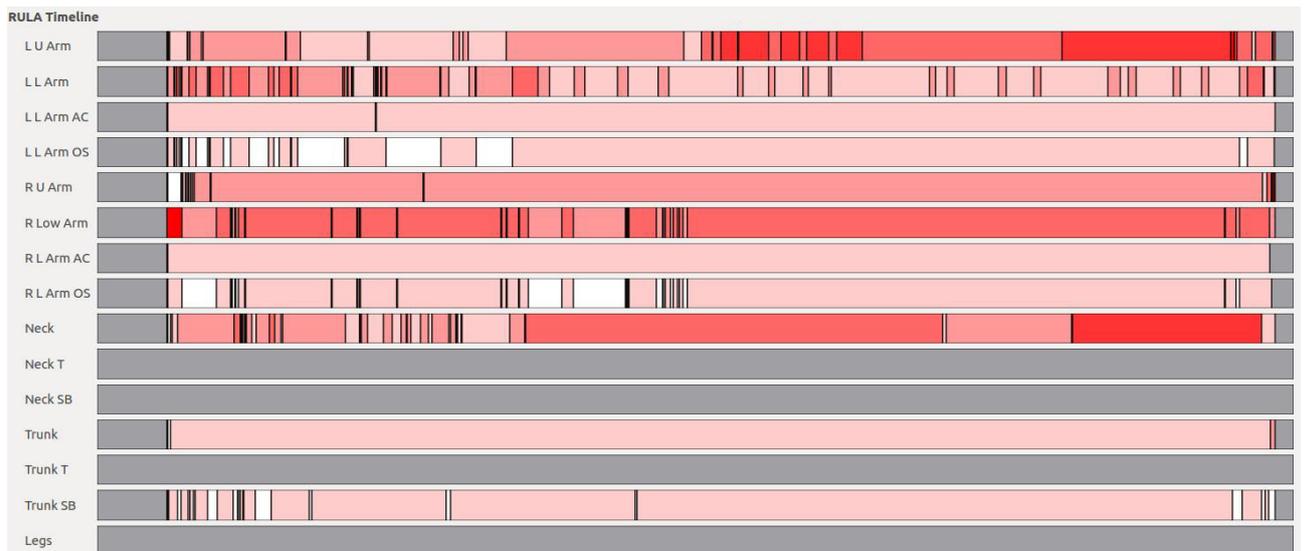


Figura 3.14: Linha de tempo com informações a duração e escore de posturas

oclusão de membros que pode retornar uma falsa localização de uma ou mais articulações, o avaliador pode editar esta linha de tempo como adicionar, modificar ou remover alguma postura.

No próximo capítulo serão apresentados os resultados obtidos pela metodologia adotada neste trabalho.

## 4 Avaliação da Metodologia

Este capítulo apresenta e discute os resultados obtidos na avaliação da metodologia proposta sobre os métodos de avaliação ergonômica usados, 3D SSPP e RULA, usando dados capturados pelo Kinect.

A avaliação da metodologia foi realizada em um ambiente fechado, onde a temperatura ambiente constava aproximadamente 25°C. Foram selecionados 2 voluntários, um do sexo masculino com 1,75 m de altura e outro do sexo feminino com 1,60 m de altura para avaliação das medidas de postura. O multi-sensor Kinect foi posicionado a 2,5 metros do voluntário, 1,2 metros de altura em relação ao chão e uma inclinação vertical de -10°.

A avaliação foi realizada em três testes: a detecção do esqueleto, o modo estático e o modo dinâmico.

### 4.1 Detecção do Esqueleto

A avaliação da detecção de esqueleto foi realizada, através de teste empíricos, no sistema de detecção de esqueleto do *framework* OpenNI e o *middleware* NiTE. Sendo assim, percebeu-se a existência dos seguintes problemas que podem causar limitações no *software*:

- Imprecisão na detecção das pernas quando estas estão justapostas.
- A redução ou ausência na detecção dos braços quando estão muito próximos ao corpo (veja Figura 4.1(a)).
- Algumas vezes ocorre ausência de detecção da cabeça quando encontra-se muito curvada para frente do tronco (veja Figura 4.1(b)).
- Em alguns casos quando o usuário realiza um movimento muito rápido, o sistema não detecta as articulações corretamente.
- As situações citadas podem ocasionar a necessidade de uma nova calibração do usuário para estabilização do modelo do esqueleto.

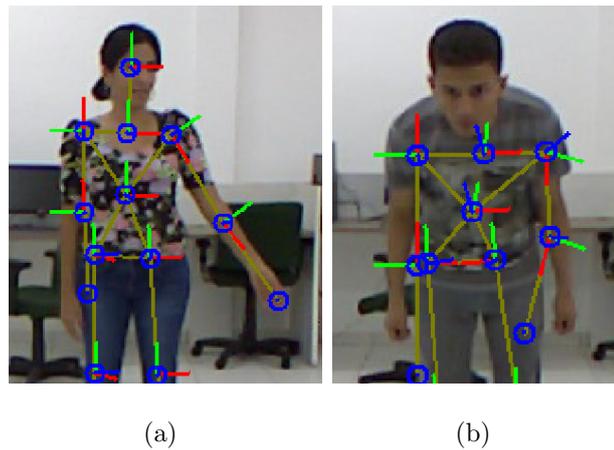


Figura 4.1: Erros na detecção do esqueleto: (a) braço muito próximo ao corpo e (b) cabeça muito curvada

## 4.2 Modo Estático

No sentido de auxiliar o profissional de ergonomia usuário do *software* 3D SSPP, neste trabalho foram calculados automaticamente alguns parâmetros angulares necessários para o uso do mesmo.

Um exemplo de uma sequência de movimentos de uma pessoa removendo uma caixa do chão de um ambiente é mostrado na Figura 4.2. Os ângulos medidos nas articulações deste movimento, de acordo com o 3D SSPP, são ilustrados nos gráficos da Figura 4.3 computados em uma sequência de 100 *frames*.

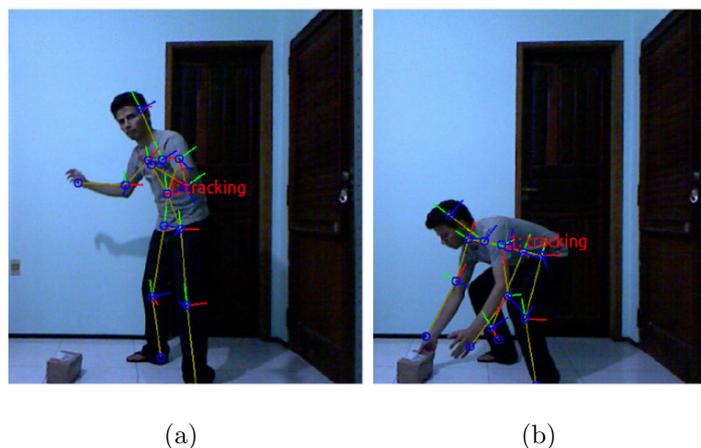
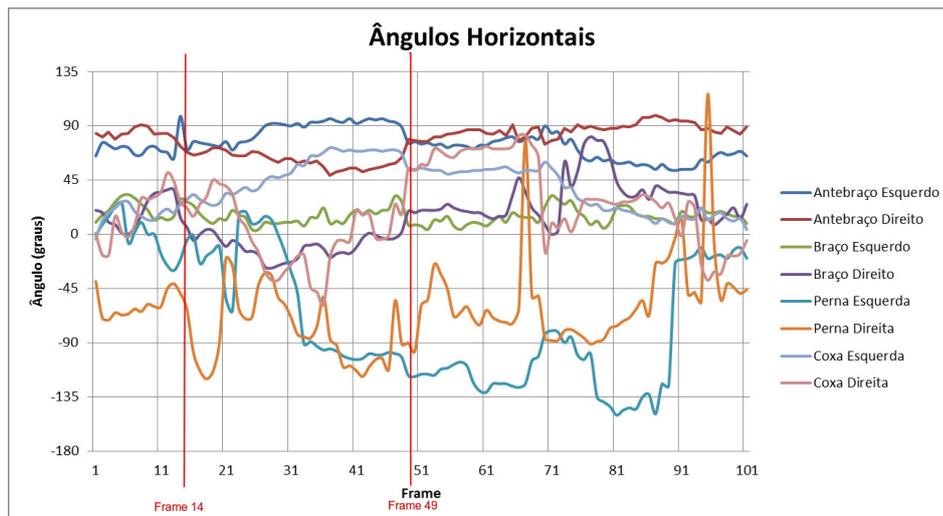
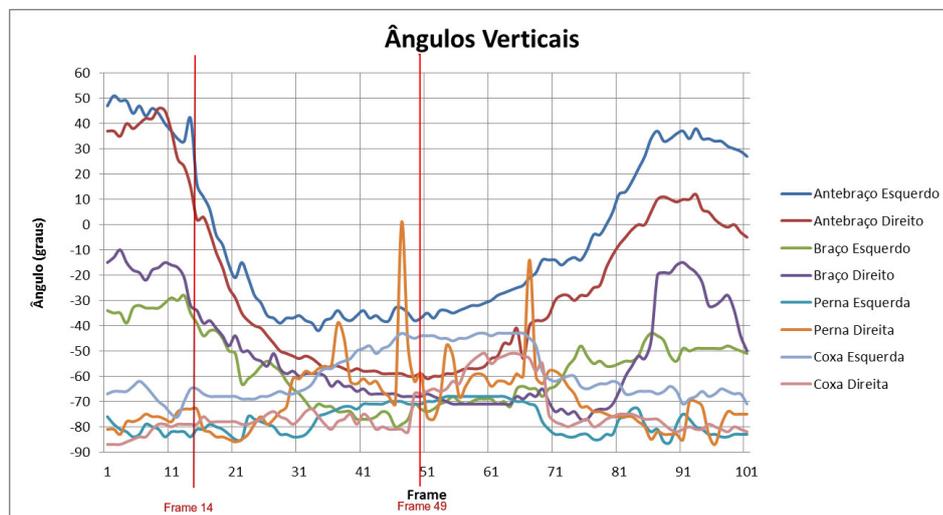


Figura 4.2: Frames com postura do esqueleto sobre imagem RGB: (a) frame 14 e (b) frame 49

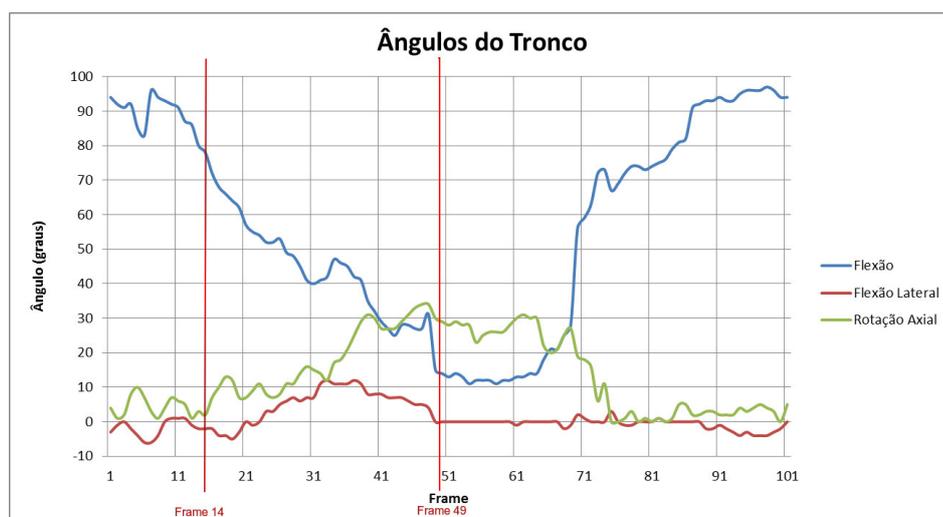
Observando *Frame* 14 da sequência de movimentos (Figura 4.2(a)), de acordo com as medidas descritas na Seção 2.2.1, é possível ver que os ângulos horizontais dos antebraços, braços e coxas são positivos por estarem “inclinados” para frente do corpo, enquanto os



(a)



(b)



(c)

Figura 4.3: Ângulos das articulações do corpo numa sequência de 100 frames, de acordo com 3D SSPP

ângulos horizontais das pernas são negativos por estarem “inclinados” para o lado oposto, como mostra o gráfico da Figura 4.3(a). Analisando visualmente os ângulos verticais do mesmo *frame*, os únicos membros com ângulos positivos são os antebraços (veja o gráfico da Figura 4.3(b)). Em relação as medidas do tronco, o gráfico da Figura 4.3(c) mostra que este encontra-se levemente inclinado para frente, sem flexão lateral ou rotação axial.

Enquanto no *Frame* 39 mostrado na Figura 4.2(b), ocorre uma semelhança dos ângulos horizontais do *Frame* 14, pois novamente, somente os ângulos das pernas são negativos (Figura 4.3(a)). No entanto, observando os ângulos verticais deste *frame*, os ângulos dos membros superiores reduzem consideravelmente mostrando que estão direcionados ao chão. Nos ângulos dos tronco, é visto que ocorreu uma flexão acentuada com valor do ângulo próximo a  $0^\circ$  (paralelo ao chão), apresentou uma rotação axial de  $30^\circ$  e não ocorreu flexão lateral (Figura 4.3(c)).

Analisando os gráficos, é visível que os ângulos horizontais dos membros inferiores apresentam picos e mudanças bruscas comparados aos superiores. Isto ocorre devido os vetores que descrevem as coxas e pernas, em determinadas posturas, serem “quase” ortogonais ao plano *Sxz* do sistema de coordenadas reais (descrito na Seção 3.5.1), como a medição do ângulo baseia-se na projeção do membro neste plano, uma leve mudança no ângulo vertical do membro (veja a Figura 4.3(b)) pode causar uma brusca mudança no ângulo horizontal do mesmo. De modo geral, a localização e orientação das articulações das pernas são levemente mais instáveis que as demais articulações definidas pelo OpenNI/NiTE.

A validação dos resultados do modo estático do método RULA foi realizada por um profissional de ergonomia através do SIAVE (Sistema de Avaliação Ergonômica, acesso em <http://siave.gigante.pro>) (NCA-UFMA, 2013), um site para que profissionais de ergonomia possam classificar posturas de acordo com métodos ergonômicos de avaliação, ajudando na avaliação de trabalhos em desenvolvimento do NCA (Núcleo de Informática Aplicada) relacionados a avaliação ergonômica (veja a Figura 4.4). O profissional analisou 60 imagens das mais variadas combinações de posturas dos membros do corpo de 2 voluntários, dando um total de 120 imagens. As posturas foram analisadas separadamente em dois grupos: grupo A, braço e antebraço, e grupo B, pescoço, tronco e pernas, igualmente ao método RULA. No total, no grupo A foram analisadas 44 posturas (22 por voluntário) enquanto no grupo B foram 76 posturas (38 por voluntário). A Tabela 4.1

mostra o resultado da avaliação.

Figura 4.4: Site SIAVE (Sistema de Avaliação Ergonômica)

Para melhor entendimento, cada grupo (A ou B) é classificado como incorreto quando ao menos uma parte do corpo pertencente a este grupo foi classificada incorretamente. Por exemplo, analisando uma determinada postura a metodologia classificou corretamente o pescoço e tronco (flexão, flexão lateral e rotação axial de cada), no entanto classificou as pernas incorretamente fazendo com que o grupo B ao todo seja classificado como incorreto.

Sendo assim, o resultado do grupo A apresentou uma acurácia de 90,91%, onde em um total de 44 posturas, 4 foram classificadas incorretamente, mostrando que a metodologia proposta foi mais eficiente na avaliação da região superior do corpo. O resultado do grupo

Tabela 4.1: Resultado da avaliação do RULA estático

	<b>Acertos/Total</b>	<b>Acurácia (%)</b>
<b>Grupo A</b>	<b>40/44</b>	<b>90,91%</b>
Braço	44/44	100%
Braço (ombro)	40/44	90,91%
Braço (abduzido)	44/44	100%
Antebraço	44/44	100%
Antebraço (linha média)	44/44	100%
Antebraço (rot. externa)	44/44	100%
<b>GrupoB</b>	<b>46/76</b>	<b>60,53%</b>
Pescoço (flexão)	68/76	89,47%
Pescoço (rotação axial)	68/76	89,47%
Pescoço (flexão lateral)	76/76	100%
Tronco (flexão)	66/76	86,84%
Tronco (rotação axial)	70/76	92,11%
Tronco (flexão lateral)	76/76	100%
Pernas	74/76	97,37%
<b>Total</b>	<b>86/120</b>	<b>71,67%</b>

B apresentou uma acurácia de 60,53% ao combinar os resultados do pescoço, tronco e pernas, no entanto a menor acurácia de um membro analisado individualmente foi de 86,84%. De modo geral, a metodologia classificou corretamente todas as partes do corpo em 86 imagens (120 no total), resultando em uma acurácia de 71,67%.

A baixa acurácia do grupo B é causada por instabilidade intermitente da localização e orientação dos membros inferiores e cabeça, visto na Seção 4.1, assim como erros na medição da rotação axial do tronco, explicado na Seção 4.4.

Deve-se ressaltar que esta avaliação foi realizada por um único profissional de ergonomia, sendo necessária uma avaliação com mais especialistas para que se possa fazer uma comparação estatística entre os profissionais e a metodologia proposta, como aplicado em Fedorak et al. (2003).

### 4.3 Modo Dinâmico

A avaliação do modo dinâmico foi realizada através de uma simulação de movimentos criada a partir da combinação das posturas de cada membro.

A análise dinâmica da medição dos membros superiores, segundo RULA, foi aplicada descrevendo os ângulos medidos em um movimento simulando as 15 combinações de postura dos membros superiores, 5 posturas do braço e 3 posturas do antebraço em uma sequência de *frames*, descritas na Tabela 2.2. Em outras palavras, o braço esquerdo permaneceu “fixo” em cada uma das 5 posturas, enquanto o antebraço fazia o movimento de “esticado” a “contraído” ( $0^\circ$  a  $130^\circ$ , aproximadamente). A Figura 4.5(a) mostra um gráfico com as medições dos ângulos do braço e antebraço esquerdo (em vermelho e azul, respectivamente) ao decorrer da sequência de vídeo deste movimento. Ainda neste gráfico, um vale em azul significa que o antebraço esquerdo estava completamente esticado, enquanto um pico, completamente contraído. Complementarmente, o gráfico da Figura 4.5(b) mostra os escores correspondentes aos ângulos analisados desta sequência de movimentos.

Seguindo o mesmo raciocínio, o gráfico da Figura 4.5(c) mostra as medições dos ângulos do braço e antebraço direito (em vermelho e azul, respectivamente), enquanto o gráfico da Figura 4.5(d) mostra os escores correspondente a estes ângulos. No entanto, os gráficos

descrevem uma simulação realizada por um segundo voluntário, onde percebe-se que este teve dificuldade permanecer imóvel o braço direito enquanto movia o antebraço.

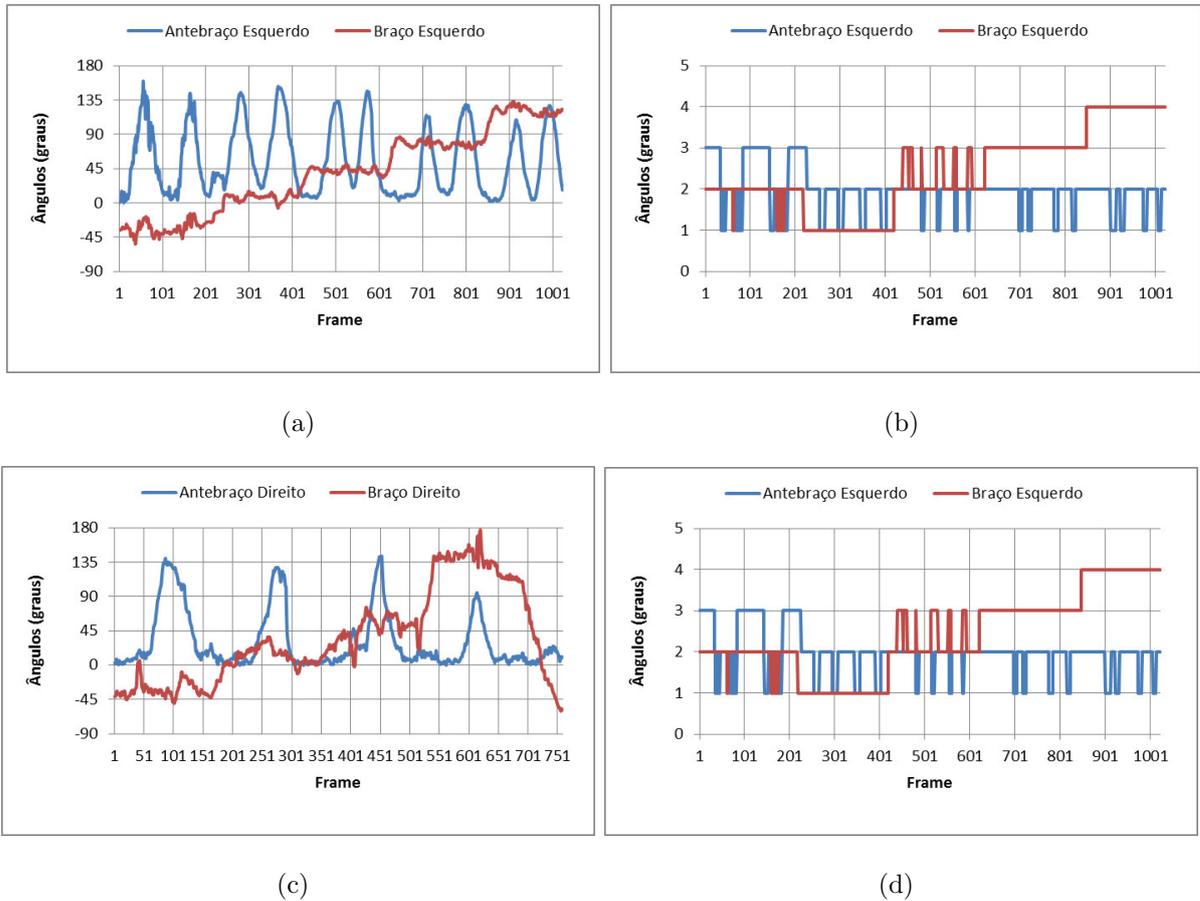


Figura 4.5: Análise dos membros superiores em uma sequência de vídeo: lado esquerdo, (a) ângulos e (b) escores; lado direito, (c) ângulos e (d) escores

Por último, a Figura 4.6 mostra os ângulos e escores medidos de uma combinação de posturas entre o pescoço e o tronco em uma sequência de *frames*.

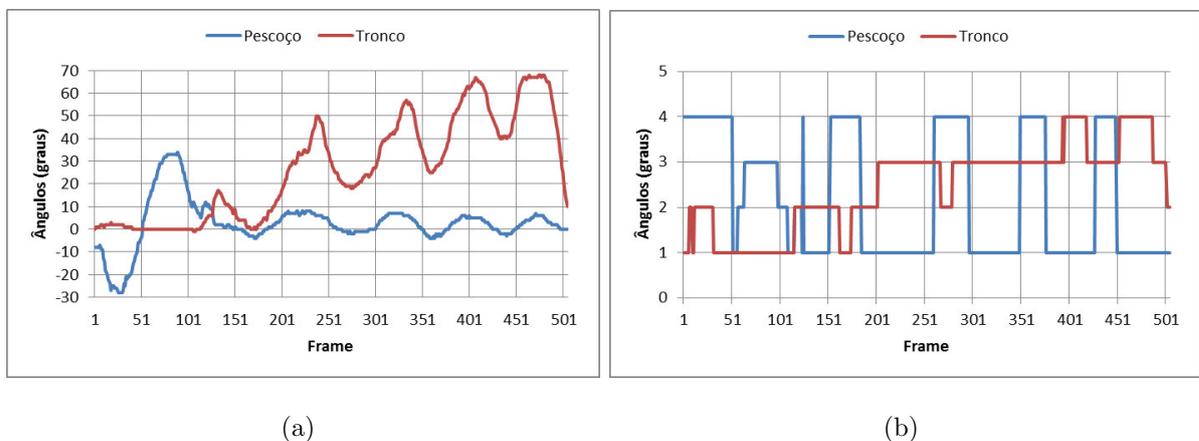


Figura 4.6: Análise do pescoço e tronco em uma sequência de vídeos: (a) ângulos e (b) escores

Para complementar a avaliação, uma demonstração do uso do *software* desenvolvido com a metodologia proposta pode ser vista com mais detalhes na seguinte página: <http://goo.gl/1lkkG>.

## 4.4 Problemas encontrados

Alguns problemas foram encontrados na metodologia devido a má localização ou orientação das articulações. A situação “ombros levantados” na análise dos braços no método RULA não pode ser analisada, pois há uma falha na localização da articulação do ombro utilizando o OpenNI, mostrado na Figura 4.7(a).

Na medição de rotação do eixo do tronco outro problema é encontrado, algumas vezes este ângulo permanece com valor igual a zero, pois o segmento formado pelos ombros fica paralelo ao segmento formado pelas articulações dos quadris, visto na Figura 4.7(b).

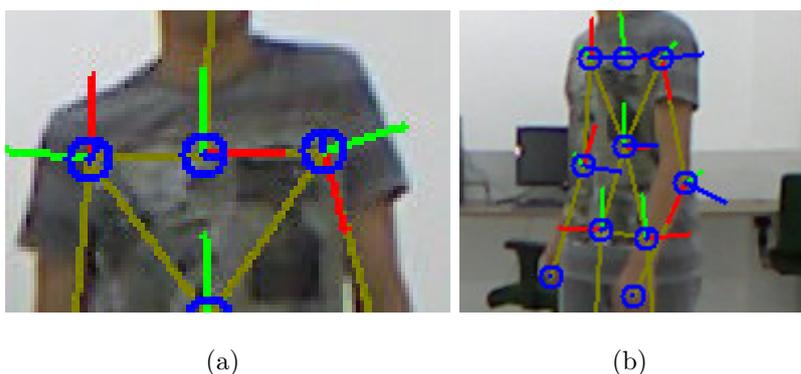


Figura 4.7: Problemas de detecção de postura: (a) ombros levantados e (b) rotação do axial do tronco

## 5 Conclusão

Neste trabalho foi apresentada uma metodologia de avaliação dos riscos ergonômicos que utiliza um sensor de profundidade para monitorar uma pessoa em um ambiente de trabalho. O *software* desenvolvido provou ser computacionalmente barato e pode funcionar em tempo real.

A metodologia apresentada subdivide-se em detecção da pessoa, extração do esqueleto através do *framework* OpenNI e *middleware* NiTE, extração de parâmetros de postura e avaliação ergonômica dos métodos 3D SSPP e RULA.

Os resultados foram promissores, indicando que uma abordagem automatizada utilizando sensores de profundidade torna-se possível a extração de informações precisas para definição de parâmetros de postura. Sendo assim, a metodologia computacional deste trabalho constitui-se de um *software* que usa um conjunto de regras pré-definidas para auxiliar o profissional de ergonomia na aplicação de métodos de avaliação ergonômica.

No entanto, alguns problemas devem ser destacados devido as limitações impostas pelo sensor: distância de alcance do sensor, tornando-se difícil de rastrear objetos que estão acima de 5 metros de distância da câmera; e o uso do sensor em ambientes relativamente abertos, pois os raios solares infravermelhos interferem na captura da profundidade do cenário.

Finalmente, este trabalho apresenta a possibilidade da integração de diversos métodos de análise ergonômica com o propósito de prevenção ou minimização das lesões posturais na prática de uma atividade.

### 5.1 Trabalhos Futuros

Durante a construção desse trabalho, surgiram algumas limitações que não puderam ser concluídas e inclusas, propondo assim para trabalhos futuros:

- Extrair parâmetros angulares relacionados ao punho;

- 
- Implementar melhorias na avaliação do grupo B no método RULA;
  - Validação da metodologia em um ambiente de trabalho real;
  - Adicionar outros métodos de avaliação ergonômica conhecido na literatura. Temos como exemplo o REBA (HIGNETT; MCATAMNEY, 2000);
  - Oferecer ao usuário a opção de inserir informações do massa da carga para uma completa avaliação no método RULA;
  - Implementar funcionalidade de modificação manual das articulações da postura numa análise no modo estático;
  - Adicionar o uso de múltiplos sensores de profundidade para análise do ambiente de trabalho mais completa;

## Referências

- 3DSSPP. *3D Static Strength Prediction Program*. 6.0.5. ed. Michigan, 2011.
- AGUIAR, J. J. *Análise da fiabilidade e repetibilidade de ferramenta de análise ergonómica: o exemplo simplificado do RULA*. Dissertação (Mestrado em Engenharia de Segurança e Higiene Ocupacionais) — Segurança e Higiene Ocupacionais (FEUP), 2009.
- ALHANATI, L. S. *Projeções ortogonais*. 2013. Disponível em: <<http://alfaconnection.net>>. Acesso em: 19 jan. 2013.
- ASUS. *ASUS Web Site*. 1990. Disponível em: <<http://asus.com>>. Acesso em: 14 jan. 2013.
- BOULOS, P.; CAMARGO, I. de. *Geometria Analítica: um tratamento vetorial*. 3. ed. São Paulo: Makron Books, 2003.
- BRÜCKHEIMER, A. D. *Detecção Corporal 3D na Reabilitação Virtual*. Dissertação (Monografia em Ciência da Computação) — UDESC, Joinville, 2011.
- CAROLI, A. de; CALLIOLI, C. A.; FEITOSA, M. O. *Matrizes, vetores, geometria analítica: teoria e exercícios*. 17. ed. São Paulo: ?, 1986.
- CEDERJ. *Álgebra Linear*. 2011. Disponível em: <<http://www.ebah.com.br/content/ABAAAAYiYAB/aulas-cederj-algebra-linear-volume2-19-a-32>>. Acesso em: 27 jan. 2013.
- CHIKAMASA, T. *Simulink Support for Kinect*. jul 2011. Disponível em: <<http://www.mathworks.nl/matlabcentral/fileexchange/32318-simulink-support-for-kinect>>. Acesso em: 22 jan. 2013.
- DEMAT-UFMG. *Aulas Online*. 2008. Disponível em: <<http://www.mat.ufmg.br>>. Acesso em: 19 jan. 2013.
- DIRACO, G.; LEONE, A.; SICILIANO, P. Geodesic-based human posture analysis by using a single 3d tof camera. In: *Industrial Electronics (ISIE), 2011 IEEE International Symposium on*. [S.l.: s.n.], 2011. p. 1329–1334.

FEDORAK, C. et al. Reliability of the visual assessment of cervical and lumbar lordosis: how good are we? *Spine*, v. 28, n. 16, p. 1857–1859, Agosto 2003.

FERREIRA, E. A. G. *Postura e controle postural: desenvolvimento e aplicação de método quantitativo de avaliação postural*. Tese (Doutorado) — FMUSP, São Paulo, 2005.

GANDAVADI, A.; RAMSAY, J. R. E.; BURKE, F. J. T. Assessment of dental student posture in two seating conditions using rula methodology - a pilot study. *British Dental Journal*, v. 203, p. 601–605, nov. 2007.

GRANDJEAN, E.; GRANDJEAN, E. Fatigue: Its physiological and psychological significance. *Ergonomics*, v. 11, n. 5, p. 427–436, set 1968. PMID: 4386659. Disponível em: <<http://www.tandfonline.com/doi/abs/10.1080/00140136808930992>>.

HIGNETT, S.; MCATAMNEY, L. Rapid entire body assessment (reba). *Applied Ergonomics*, v. 31, n. 2, p. 201–205, 2000. ISSN 0003-6870. Disponível em: <<http://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S0003687099000393>>.

INTEL TECHNOLOGY AND RESEARCH. Open cv, open computer vision library. 2010. Disponível em: <<http://opencv.org>>.

KARHU, O. et al. Observing working postures in industry: Examples of owas application. *Applied Ergonomics*, v. 12, n. 1, p. 13–17, 1981. ISSN 0003-6870. Disponível em: <<http://www.sciencedirect.com/science/article/pii/0003687081900880>>.

KINECT. *Kinect Web Site*. 2010. Disponível em: <<http://www.xbox.com/pt-br/kinect>>. Acesso em: 14 jan. 2013.

LIAO, T.-Y.; MIAOU, S.-G.; LI, Y.-R. A vision-based walking posture analysis system without markers. In: *Signal Processing Systems (ICSPS), 2010 2nd International Conference on*. [S.l.: s.n.], 2010. v. 3, p. 254–258.

MAENO, M. et al. *Diagnóstico, Tratamento, Reabilitação, Prevenção e Fisiopatologia das LER/DORT*. Brasília, DF, 2001.

MCATAMNEY, L.; CORLETT, E. N. Rula: A survey method for the investigation of work related upper limb disorders. *Applied Ergonomics*, v. 24, n. 2, p. 91–92, 1993.

- MICROSOFT. *MSDN Library: Constants*. 2012. Disponível em: <<http://msdn.microsoft.com/en-us/library/hh855368>>. Acesso em: 14 jan. 2013.
- MOTTA, F. V. *Avaliação Ergonômica de Postos de Trabalho no Setor de Pré-impressão de uma Indústria Gráfica*. Dissertação (Engenharia de Produção) — UFJF, Juiz de Fora, MG, Brasil, Junho 2009.
- MTE. Ministério do Trabalho e Emprego. *Norma Regulamentadora N° 17 - Ergonomia*. [S.l.], 1990. Disponível em: <<http://portal.mte.gov.br/legislacao/normas-regulamentadoras-1.htm>>. Acesso em: 9 jan. 2013.
- NCA-UFMA. Núcleo de Computação Aplicada - UFMA. *SIAVE: Sistema de Avaliação Ergonômica*. 2013. Disponível em: <<http://siave.gigante.pro>>. Acesso em: 23 jan. 2013.
- NITE. Natural Interaction Middleware. *Nite Middleware: Solutions*. 2013. Disponível em: <<http://www.primesense.com/solutions/nite-middleware/>>. Acesso em: 12 jan. 2013.
- NUNES, M. A. S. N. et al. Uso do kinect para a extração de características afetivas do usuário. In: *In: Towards Affective Computing in Education: how to enhance the student affective experience to foster learning? (SBIE-WIE 2011 Workshop)*. Aracaju: Anais do XXII SBIE - XVII WIE, 2011. p. 1808–1815.
- OPEN PERCEPTION. *Open Perception Web Site*. 2012. Disponível em: <<http://www.openperception.org>>. Acesso em: 14 jan. 2013.
- OPENKINECT. *Imaging Information - Information about the imaging data returned by the Kinect*. 2011. Disponível em: <<http://openkinect.org/wiki>>. Acesso em: 14 jan. 2013.
- OPENNI. Open Natural Interaction. *About OpenNI*. 2010. Disponível em: <<http://openni.org/about>>. Acesso em: 23 jul. 2012.
- PAVANI, R. A.; QUELHAS, O. L. G. A avaliação dos riscos ergonômicos como ferramenta gerencial em saúde ocupacional. *XIII SIMPEP*, Bauru, Brasil, 2006.
- PINTO, P. R.; MORAES, G. C.; MINGHINI, B. V. Confiabilidade de um modelo de avaliação para portadores de ler/dort: A experiência de um serviço público de saúde. *Revista Brasileira de Fisioterapia*, v. 9, n. 1, p. 85–91, 2005.

PRIMESENSE. *Primesense: About*. 2005. Disponível em:

<<http://www.primesense.com>>. Acesso em: 14 jan. 2013.

PRIMESENSE. *Prime Sensor NITE 1.3 Algorithms notes*. [S.l.], 2010. Disponível em:

<<http://www.primesense.com>>. Acesso em: 22 jan. 2013.

RAY, S. J.; TEIZER, J. Real-time construction worker posture analysis for ergonomics training. *Advanced Engineering Informatics*, v. 26, n. 2, p. 439–455, Abril 2012.

SCHHÖNAUER, C.; PINTARIC, T.; KAUFMANN, H. Full body interaction for serious games in motor rehabilitation. In: *Proceedings of the 2nd Augmented Human International Conference*. New York, NY, USA: ACM, 2011, 2011. Disponível em: <<http://doi.acm.org/10.1145/1959826.1959830>>.

SCHWARZ, L. A. et al. Estimating human 3d pose from time-of-flight images based on geodesic distances and optical flow. In: *Automatic Face Gesture Recognition and Workshops (FG 2011), 2011 IEEE International Conference on*. [S.l.: s.n.], 2011. p. 700–706.

SHOTTON, J. et al. Real-time human pose recognition in parts from single depth images. In: *Computer Vision and Pattern Recognition (CVPR), 2011 IEEE Conference on*. [S.l.: s.n.], 2011. p. 1297–1304. ISSN 1063-6919.

SIDE-KICK. *Side-Kick Web Site*. 2007. Disponível em: <<http://www.sidekick.co.il>>. Acesso em: 14 jan. 2013.

STEINBRUCH, A.; WINTERLE, P. *Geometria Analítica*. 3. ed. São Paulo: Makron Books, 1987.

WILLOW GARAGE. *Willow Garage Web Site*. 2006. Disponível em: <<http://www.willowgarage.com>>. Acesso em: 14 jan. 2013.

WONG, W.-Y.; WONG, M.-S. Measurement of postural change in trunk movements using three sensor modules. *Instrumentation and Measurement, IEEE Transactions on*, v. 58, n. 8, p. 2737–2742, aug 2009.