



MONITORIZAÇÃO NÃO INVASIVA DA FREQUÊNCIA RESPIRATÓRIA POR MÉTODO OPTOELETRÔNICO: ENSAIOS IN VITRO COM O KINECT

Luiggi Araújo Lustosa

Dissertação de Mestrado apresentada ao Programa de Pós-graduação em Engenharia Biomédica, COPPE, da Universidade Federal do Rio de Janeiro, como parte dos requisitos necessários à obtenção do título de Mestre em Engenharia Biomédica.

Orientadores: Frederico Caetano Jandre de Assis

Tavares

Antonio Giannella Neto

Rio de Janeiro

Março de 2013

MONITORIZAÇÃO NÃO INVASIVA DA FREQUÊNCIA RESPIRATÓRIA POR
MÉTODO OPTOELETRÔNICO: ENSAIOS IN VITRO COM O KINECT

Luiggi Araújo Lustosa

DISSERTAÇÃO SUBMETIDA AO CORPO DOCENTE DO INSTITUTO ALBERTO
LUIZ COIMBRA DE PÓS-GRADUAÇÃO E PESQUISA DE ENGENHARIA
(COPPE) DA UNIVERSIDADE FEDERAL DO RIO DE JANEIRO COMO PARTE
DOS REQUISITOS NECESSÁRIOS PARA A OBTENÇÃO DO GRAU DE MESTRE
EM CIÊNCIAS EM ENGENHARIA BIOMÉDICA.

Examinada por:

Prof. Frederico Caetano Jandre de Assis Tavares, D.Sc.

Prof. Luciano Luporini Menegaldo, D.Sc.

Prof^a. Claudia Maria Lima Werner, D.Sc.

RIO DE JANEIRO, RJ - BRASIL

MARÇO DE 2013

Lustosa, Luiggi Araújo

Monitorização Não Invasiva da Frequência Respiratória por Método Optoeletrônico: Ensaio In Vitro com o Kinect / Luiggi Araújo Lustosa – Rio de Janeiro: UFRJ/COPPE, 2013.

XI, 51 p.: il.; 29,7 cm.

Orientadores: Frederico Caetano Jandre de Assis
Tavares

Antonio Giannella Neto

Dissertação (mestrado) – UFRJ/ COPPE/ Programa de Engenharia Biomédica, 2013.

Referências Bibliográficas: p. 49-51.

1. Monitorização não invasiva. 2. Frequência respiratória. 3. Microsoft Kinect®. I. Tavares, Frederico Caetano Jandre de Assis *et al.* II. Universidade Federal do Rio de Janeiro, COPPE, Programa de Engenharia Biomédica. III. Título.

DEDICATÓRIA

Dedico este trabalho ao meu pai, por me lembrar da importância de buscar o próprio crescimento e aprimoramento, e por me ensinar a acreditar e buscar concretizar os meus sonhos.

AGRADECIMENTOS

Agradeço a Deus e a Meishu-Sama por todo amor, proteção e aprendizado (até mesmo com as dificuldades colocadas no caminho). Realmente é caminhando dentro da Vontade de Deus que harmonizamos o mundo a nossa volta.

Minha sincera gratidão ao Luciano Kagami, nosso grande Engenheiro do LEP, e que está sempre trabalhando para que tudo dê certo. Obrigado pela grande atenção dispensada, por estar sempre nos ajudando... Muitas vezes só de comentar com ele um pequeno problema, já o encontrava resolvendo tudo pouco tempo depois, sem nem ter pedido a ele qualquer coisa. Obrigado por ser tão atencioso em tudo!!

Agradeço também aos meus pais e familiares por me darem todo apoio para que pudesse estar estudando durante esse tempo e por lutarem pelo meu desenvolvimento pessoal e profissional. Pai muito obrigado também por me manter no caminho em meio aos muitos questionamentos.... “é por aí mesmo?”, “isso está certo?”... sempre me dando visão e perspectiva quando eu enxergava empecilhos.

Entram nos agradecimentos também os amigos do LEP, que muitas vezes estiveram por trás dos bastidores me dando uma força em melhorar as rotinas, ensinando os protocolos de calibração, me dando uma sugestão de vez em quando... Não só por isso, mas também por garantirem um bom ambiente de trabalho e fazer toda a vivência do LEP muito positiva, vocês são 100%! Marcelo Nunes, Fernanda Albuquerque, Leonardo Neumamm, Bruno Bergamini, Niedja Carvalho, Alcendino Neto, Ana Diniz, e todos os demais amigos do LEP, muitíssimo obrigado!!!

Agradeço também aos orientadores, por irem me dando o caminho e por me ajudarem a enxergar as soluções nas pesquisas. Professor Antonio Giannella sempre com uma opinião sensata e experiente. Professor Jandre com sua grande paciência em ensinar... Às vezes me explicando tudo pacientemente até que pudesse entender, outros momentos não explicando nada, nenhuma pista, me deixando solto e me fazendo aprender a “me virar”... Obrigado aos dois pela formação.

Minha gratidão por uma pessoa linda que entrou na minha vida já nos últimos meses dessa jornada e que me ajudou a manter todo o gás para seguir com força até o fim! Binha, obrigado por me incentivar sempre, muitas vezes compartilhando de horas a mais de trabalho do meu lado, você foi essencial, “a namorada mais linda”!!!

A todos que me deram o forte apoio espiritual durante todo o mestrado, com muito Johrei, oração, orientação e ensinamentos. Muitíssimo obrigado, aos sacerdotes

que me acompanharam (Ministro Marcos Mattiuzzo e Ministra Zenilda Ramos), aos amigos (Patrícia Roque, Patrícia Wigg, Mariana Bispo, entre muitos outros) e aos missionários do Johrei Center!! Vocês também estiveram por trás disso tudo, muito obrigado!!

Aos amigos de turma do começo do mestrado (turma 2011), obrigado! Quantas vezes estudando até tarde, os momentos estudando junto fora do fundão, e as saídas combinadas... juntos somos uma grande família!

Meus agradecimentos a tantas outras pessoas não citadas aqui, mas que nem por isso foram menos importantes... professores, Alexandre Jacobina (grande Alex!), funcionários da COPPE, amigos particulares, familiares.

Obrigado por tudo!

Resumo da Dissertação apresentada à COPPE/UFRJ como parte dos requisitos necessários para a obtenção do grau de Mestre em Ciências (M.Sc.)

MONITORIZAÇÃO NÃO INVASIVA DA FREQUÊNCIA RESPIRATÓRIA POR MÉTODO OPTOELETRÔNICO: ENSAIOS IN VITRO COM O KINECT

Luiggi Araújo Lustosa

Março/2013

Orientadores: Frederico Caetano Jandre de Assis Tavares

Antonio Giannella Neto

Programa: Engenharia Biomédica

A frequência respiratória (FR) é um parâmetro básico e importante para a ventilação pulmonar. Pesquisas indicam que o uso de máscaras e bocais pode modificar o padrão natural da respiração, evidenciando os benefícios de uma monitorização optoeletrônica. O objetivo deste estudo foi verificar se por meio do sensor optoeletrônico Microsoft Kinect® é possível detectar a frequência respiratória em simulações físicas, comparando seu traçado respiratório com o obtido por um pneumotacógrafo (PT), um padrão ouro. Para simulação física, um balão de látex foi acoplado um ventilador mecânico, tendo seu volume corrente (V_T) e FR controlados. Todos os 1728 ciclos respiratórios gerados puderam ser detectados, e o traçado respiratório do Kinect® apresentou correlação entre 0,8996 e 0,9825 com os sinais de volume obtidos por meio do PT. As transições entre inspiração e expiração apresentaram uma variabilidade pequena em relação ao PT (entre 0,01 s e 0,14 s), e a amplitude pico a pico do traçado do Kinect® acompanhou os aumentos no V_T , indicando a possibilidade de se estimar o volume pulmonar por meio deste sensor. O Kinect® parece satisfatório para monitorização, entretanto novos estudos com voluntários e ajustes na rotina de processamentos elaborada ainda são necessários para avaliar a aplicação prática do Kinect® na monitorização.

Abstract of Dissertation presented to COPPE/UFRJ as a partial fulfillment of the requirements for the degree of Master of Science (M.Sc.)

NON INVASIVE MONITORING OF RESPIRATORY FREQUENCY BY
OPTOELECTRONIC METHOD: IN VITRO TESTS WITH KINECT

Luigi Araújo Lustosa

March/2013

Advisors: Frederico Caetano Jandre de Assis Tavares
Antonio Giannella Neto

Department: Biomedical Engineering

The respiratory rate (RR) is a primary and important parameter for ventilation. Researches indicate that the use of masks and mouthpieces can modify the natural pattern of breathing, which evidences the benefits of an optoelectronic monitoring. The aim of this study was to determine whether RR can be detected using the optoelectronic sensor Microsoft Kinect® in physical simulations, comparing its respiratory trace with that obtained by a pneumotachograph (PT), a gold standard. For physical simulation, a latex balloon was coupled to a mechanical ventilator, having its tidal volume (V_T) and RR controlled. All 1728 respiratory cycles generated could be detected, and the correlation between respiratory traces from Kinect those obtained with PT were between 0.8996 and 0.9825. The transitions between inspiration and expiration showed a small variability compared to PT (from 0.01 up 0.14 s), and peak to peak amplitude of Kinect® respiratory trace followed increments in V_T , indicating the possibility of estimating pulmonary volume with this sensor. Kinect® seems to be satisfactory for monitoring, however, new studies with volunteers, and further adjustments in processing routines are still needed to evaluate the practical application of Kinect® in the respiratory monitoring.

Sumário

1. Introdução	1
1.1. Justificativa	2
1.2. Objetivos.....	3
1.2.1. Objetivos gerais	3
1.2.2. Objetivos específicos	3
2. Revisão de Literatura	4
2.1. Cinemática torácica e os ciclos respiratórios.....	4
2.1.1. Função e estrutura do sistema respiratório	4
2.1.2. Volumes pulmonares	5
2.1.3. Mecânica respiratória.....	7
2.2. Ventilação mecânica por pressão positiva	8
2.3. Efeitos do contato físico na monitorização da respiração	10
2.4. O sensor Microsoft Kinect®.....	11
2.4.1. Características técnicas	12
2.4.2. Princípio do cálculo da profundidade	14
2.4.3. Aquisição dos mapas de profundidade com a OpenNI.....	15
2.4.4. Experimentos com o Kinect® na área da saúde	15
3. Metodologia	18
3.1. Desenho do estudo	18
3.2. Materiais	18
3.2.1. Microsoft Kinect®	18
3.2.2. Pneumotacógrafo	19
3.2.3. Simulação física da ventilação.....	19
3.3. Procedimentos.....	21
3.3.1. Aquisição dos mapas de profundidade em ambiente LabView	21
3.3.2. Teste da Frequência de Amostragem do Microsoft Kinect®	21

3.3.3. Calibração do Pneumotacógrafo	22
3.4. Protocolo Experimental	23
3.5. Análise e processamento dos sinais	24
3.5.1. Processamento do sinal de Profundidade Média	24
3.5.2. Processamento dos sinais do pneumotacógrafo.....	26
3.5.3. Detecção dos ciclos respiratórios com o sinal de Profundidade Média	27
3.5.4. Sincronização dos sinais de volume e de profundidade média.....	28
3.6. Análise dos dados	29
3.7. Análise estatística	29
4. Resultados.....	31
4.1. Análise da frequência de amostragem do Kinect®	31
4.2. Calibração do pneumotacógrafo	32
4.3. Análise do janelamento do filtro média móvel.....	33
4.4. Resultados gerais da ventilação simulada.....	34
4.5. Análise da detecção das transições inspiratórias e expiratórias.....	35
4.6. Análise preliminar das discriminações de volume corrente	37
5. Discussão.....	38
5.1. Detecção dos ciclos e semiciclos respiratórios	40
5.2. Discriminação de variações no volume corrente	41
5.3. Análises complementares e considerações para aplicação prática	42
5.4. Limitações do estudo	46
6. Conclusão.....	48
7. Referências Bibliográficas.....	49

Lista de Siglas

Sigla:	Significado:
3D	Três dimensões (espaço tridimensional)
ASR	Arritmia Sinusal Respiratória
CMOS	Complementary Metal-Oxide-Semiconductor
CMV	<i>Continuous Mandatory Ventilation</i> (ventilação mandatória contínua)
DAS	Data Acquisition System
ECG	Eletrocardiograma
FR	Frequência Respiratória
IV	Infravermelho
PEEP	<i>Positive End Expiratory Pressure</i> (Pressão expiratória positiva final)
POE	Pletismografia Optoeletrônica
PT	Pneumotacógrafo
RGB	<i>Red Green and Blue</i> (relativo ao sistema de cores vermelho, verde e azul)
RR	Referente ao intervalo de tempo entre duas ondas R no traçado do eletrocardiograma
SDK	Kit de Desenvolvimento de Software
VI	Virtual Instrument (Programa desenvolvido em LabView)
VM	Volume Minuto
V_T	Volume Corrente

1. Introdução

A frequência respiratória (FR) é um parâmetro básico da ventilação pulmonar. Ela é um sinalizador importante da fisiologia pulmonar, sendo bastante utilizado na clínica para mensuração da progressão de doenças, ou como um indicativo da necessidade de uma intervenção rápida para resolução de alguma emergência (AL-KHALIDI *et al.*, 2011).

O controle do ritmo respiratório, isto é, da amplitude da expansão pulmonar e da duração dos ciclos respiratórios, é realizado por grupos de neurônios específicos localizados no tronco cerebral, os quais conduzem a respiração de maneira automática. Contudo, apesar deste controle automático, sabe-se que um indivíduo pode modificar seu padrão respiratório de maneira voluntária (por meio das áreas do córtex cerebral), por exemplo, realizando ciclos respiratórios mais longos, inspirações profundas ou apneia. Sabe-se também que diferentes estados emocionais podem influenciar a FR, estimulando a aumentar ou diminuir o volume minuto de acordo com a emoção sentida (DENOT-LEDUNOIS *et al.*, 1998), e esta manipulação consciente do padrão ventilatório pode ser muito prejudicial nos estudos que avaliam a respiração no seu estado mais natural.

É conhecido que quanto mais a pessoa se torna consciente da sua respiração, mais o seu padrão respiratório se altera (HAN *et al.*, 1997). Além disso, diferentes estudos mostram que a respiração realizada por meio de máscaras e bucais, aumentam o volume de ar mobilizado para o interior dos pulmões (o volume corrente), os períodos de tempo inspiratórios e expiratórios (diminuindo a FR), e o volume total mobilizado por minuto ventilatório (HAN *et al.*, 1997; TOBIN *et al.*, 1983; WESTERN; PATRICK, 1988).

Dentro deste contexto, percebe-se que poder monitorizar a respiração com o mínimo de contato físico seria ideal para eliminar alterações respiratórias decorrentes do uso dos equipamentos de monitorização. Uma forma alternativa de monitorização da respiração sem contato físico pode ser realizada com sensor Microsoft Kinect® (Microsoft, EUA). Este aparelho é um componente acessório do console Microsoft XBOX 360 (Microsoft, EUA), e funciona como uma câmera capaz de extrair mapas de profundidade do ambiente visualizado (OPENKINECT ORG, 2011). Com a instalação deste sensor no computador, é possível salvar os mapas de profundidade gerados e ter

suas informações exploradas para, por exemplo, capturar a movimentação do tórax durante a respiração.

Atualmente as ferramentas padrão para a monitorização respiratória empregadas pelos estudos fazem uso de máscaras ou bocais, e mesmo os métodos que captam o sinal ventilatório de maneira menos perceptiva (como as cintas elásticas, cateter nasal, pletismografia optoeletrônica ou o sinal derivado do eletrocardiograma) requerem algum contato físico com o voluntário, podendo causar desconforto e estresse durante a avaliação (FOLKE *et al.*, 2003). Além disso, sabe-se que alguns destes equipamentos são caros.

O emprego do sensor Kinect® na monitorização da respiração pode trazer muitas vantagens para prática clínica e de pesquisa. Este aparelho possui um baixo custo (cerca de U\$ 90,00 na Microsoft Store Online) em relação aos equipamentos optoeletrônicos tradicionais, e um tamanho pequeno, facilitando seu transporte e uso em diferentes ambientes. Ressalta-se também que, além destas vantagens, a monitorização da respiração com este sensor poderia ser pouco perceptível, o que permitiria uma observação do padrão ventilatório na sua forma mais natural.

Frente a estas vantagens, alguns pesquisadores (ALNOWAMI *et al.*, 2012; BURBA *et al.*, 2012; LUSTOSA *et al.*, 2012; XIA; SIOCHI, 2012) já se anteciparam e demonstraram o uso do sensor para obtenção de um traçado respiratório satisfatório comparado a sinais de referência. Outras pesquisas mais recentes (AOKI *et al.*, 2012; YU *et al.*, 2012) evidenciaram, inclusive, a possibilidade de se estimar o volume de ar mobilizado pelo pulmão por meio dos mapas de profundidade do sensor.

A investigação do desempenho do sensor Microsoft Kinect® comparado a métodos de monitorização da ventilação considerados padrão ouro, como o pneumotacógrafo, é fundamental para implementação desta nova ferramenta em pesquisa e clínica. Portanto, para avaliação do potencial deste sensor, é proposta a comparação dos sinais dos movimentos respiratórios observados por meio do Kinect®, com os sinais de vazão e volume obtidos com o pneumotacógrafo durante simulações da ventilação pulmonar mecânica com um balão de látex.

1.1. Justificativa

Justifica-se a investigação de ferramentas que possam monitorizar a respiração com o mínimo de contato físico e invasividade para que um padrão

respiratório mais natural dos indivíduos possa ser analisado. Além disso, a ausência do contato físico oferece maior conforto aos voluntários estudados em pesquisas.

Acrescenta-se também que a obtenção de um traçado respiratório com o sensor pode contribuir para as investigações da estimativa do volume corrente pulmonar. Esta alternativa torna a aplicação da ferramenta ainda mais relevante, visto que os equipamentos optoeletrônicos tradicionais têm um elevado custo.

1.2. Objetivos

1.2.1. Objetivos gerais

- Avaliar a capacidade do sensor Microsoft Kinect® em detectar a frequência respiratória em simulações físicas;

1.2.2. Objetivos específicos

- Comparar o desempenho deste dispositivo com relação a um padrão ouro (pneumotacógrafo) na observação dos ciclos respiratórios;
- Verificar a capacidade do Microsoft Kinect® em detectar as transições inspiratórias e expiratórias durante o ciclo respiratório;
- Verificar a capacidade do sensor em discriminar variações no volume corrente;

2. Revisão de Literatura

Para avaliar o sinal respiratório produzido por este novo sensor, é importante compreender que tipo de informação pode estar contida no traçado resultante do processamento dos dados oferecidos pelo aparelho. Para isto torna-se necessário um aprofundamento não só sobre a fisiologia da respiração, mas também um estudo sobre o funcionamento do sensor.

É apresentado na revisão de literatura o estudo da função do sistema respiratório, e da fisiologia associada aos movimentos respiratórios. Uma apresentação sucinta sobre a ventilação pulmonar mecânica também será feita, a fim de que se possa compreender como um aparelho pode gerar os movimentos respiratórios pulmonares.

Separadamente será descrito o sensor Microsoft Kinect®, incluindo a apresentação do aparelho, suas características técnicas, o modo de funcionamento do sensor de profundidade, e quais contribuições recentes na área da saúde puderam ser obtidas com seu emprego.

2.1. Cinemática torácica e os ciclos respiratórios

2.1.1. Função e estrutura do sistema respiratório

Os diferentes tecidos do corpo necessitam de oxigênio para produção de energia e manutenção das suas funções celulares, e ao mesmo tempo produzem como consequência destas ações metabólicas o dióxido de carbono. Cabe aos pulmões o papel de remover este dióxido de carbono produzido e obter o oxigênio do meio ambiente para provê-lo às células do corpo.

A contínua movimentação torácica durante a respiração espontânea garante que os gases sejam renovados. Durante a respiração, duas fases distintas e consecutivas podem ser observadas: uma inspiratória e outra expiratória. Na primeira, a expansão torácica permite que o ar do meio ambiente rico em oxigênio penetre as vias aéreas pulmonares, o qual ao entrar em contato com os capilares pulmonares sofre troca gasosa com a corrente sanguínea (pobre em oxigênio e rica em dióxido de carbono). Na fase seguinte, o recolhimento da caixa torácica esvazia o pulmão da quantidade de ar mobilizado, e dessa forma, o dióxido de carbono é eliminado para o meio ambiente.

Para que o movimento inspiratório possa ocorrer, é necessária a contração dos músculos inspiratórios, o que inclui o diafragma, os intercostais externos e os músculos conhecidos como acessórios da inspiração (AIRES, 2008; GUYTON, 2006;

LEVITZKY, 2007; WEST, 2008). Em condições normais, e durante o repouso, apenas a contração do diafragma já responde pela maior parte do volume de ar que entra nos pulmões (cerca de dois terços) (LEVITZKY, 2007). Este músculo é uma estrutura músculo-fibrinosa em forma de cúpula que separa as cavidades abdominal e torácica (DRAKE, 2005). Quando se contrai, a cúpula diafragmática se rebaixa, impelindo o conteúdo abdominal para baixo e para fora, enquanto simultaneamente traciona as costelas mais inferiores da caixa torácica para cima e para fora. Com estes movimentos há uma expansão craniocaudal e anteroposterior da caixa torácica (AIRES, 2008; GUYTON, 2006; LEVITZKY, 2007).

Durante o repouso, o movimento de expiração é essencialmente passivo, pois ao final da inspiração há distensão dos tecidos elásticos pulmonares e consequente armazenamento de energia potencial, o que leva ao recolhimento elástico com o decréscimo do tônus muscular dos músculos inspiratórios (AIRES, 2008). Dessa forma, de maneira gradual e suave, o ar é expelido para o ambiente.

O trajeto anatômico da passagem do ar tem início nas vias aéreas superiores, iniciando pelo nariz (ou boca), nasofaringe, orofaringe, laringe, alcançando por fim a árvore traqueobrônquica. Esta árvore tem início na traqueia, e se subdivide progressivamente por bifurcação, em brônquios principais (1ª geração), brônquios lobares, segmentares e subsegmentares, e bronquíolos terminais (da 5ª a 16ª geração). Todo este trajeto corresponde à zona de transporte do sistema respiratório, destinada de fato à condução e acondicionamento do ar (AIRES, 2008; LEVITZKY, 2007).

A partir da 17ª geração, inicia-se a zona de transição (17ª a 19ª geração) composta pelos bronquíolos respiratórios em que os primeiros sacos alveolares começam a aparecer e as células ciliadas do epitélio bronquilar começam a desaparecer (AIRES, 2008). Por fim, inicia-se a zona respiratória em que as subdivisões dos bronquíolos continuam e alcançam os dutos respiratórios (20ª a 22ª geração) e finalmente os sacos alveolares (23ª geração). Esta zona contém diversas unidades alvéolo-capilares que são pequenas dilatações esféricas revestidas por um tecido epitelial muito fino, contendo em seu interior os capilares para troca gasosa (LEVITZKY, 2007).

2.1.2. Volumes pulmonares

Para melhor estudo destes volumes de ar mobilizados durante o ciclo respiratório, distinguem-se didaticamente quatro volumes e capacidades pulmonares

(AIRES, 2008; GUYTON, 2006; LEVITZKY, 2007; WEST, 2008), descritas a seguir (Figura 2-1):

- **Volume corrente (V_T – *tidal volume*):** é denominado volume corrente o volume de ar mobilizado durante um ciclo respiratório normal (aproximadamente 500 mL no adulto médio);
- **Volume de reserva inspiratório:** este é o volume máximo que pode ser inspirado voluntariamente acima do volume inspirado em condições basais (i.e. em repouso);
- **Volume de reserva expiratório:** este volume é a quantidade de ar expelido durante uma expiração máxima a partir de uma expiração basal;
- **Volume residual:** é o volume de ar remanescente nos pulmões após uma expiração máxima.

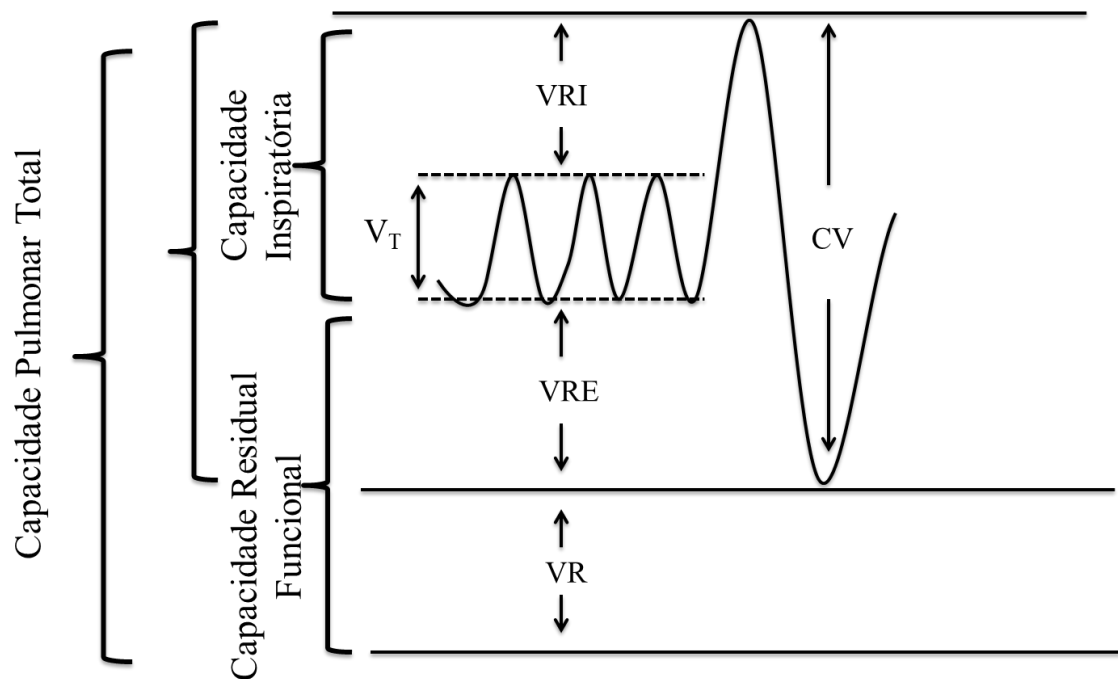


Figura 2-1. Esquema dos volumes e capacidades pulmonares. V_T : Volume corrente; VRI: Volume de reserva inspiratório; VRE: Volume de reserva expiratório; VR: Volume residual; CV: Capacidade vital.

As capacidades pulmonares são compostas de dois ou mais volumes pulmonares combinados:

- **Capacidade vital:** é o volume de ar expelido a partir de uma inspiração voluntária máxima até que os pulmões atinjam o volume residual;
- **Capacidade inspiratória:** é o volume máximo inspirado a partir de uma expiração basal;

- **Capacidade residual funcional:** é a quantidade de ar remanescente nos pulmões após uma expiração basal;
- **Capacidade pulmonar total:** quantidade de ar contida nos pulmões após um esforço inspiratório máximo.

Outras definições importantes com relação à ventilação pulmonar também cabem ser descritas para fins didáticos. Denomina-se frequência respiratória (FR) a quantidade de ciclos respiratórios realizados por minuto, e o seu produto com o V_T gera o volume minuto (i.e., o volume total de ar mobilizado por minuto).

2.1.3. Mecânica respiratória

As estruturas do sistema respiratório que garantem que estes volumes pulmonares sejam mobilizados podem ser divididas em dois componentes gerais: a parede torácica e os pulmões (AIRES, 2008; WARD, M. E. *et al.*, 1992). Entende-se por parede torácica todas as estruturas que se movem durante o ciclo respiratório à exceção do pulmão, o que inclui até mesmo a parede abdominal, já que esta também se mobiliza durante a respiração (WARD, M. E. *et al.*, 1992).

Os pulmões são separados da caixa torácica por uma fina camada dupla de células mesoteliais achatadas, denominada pleura (LEVITZKY, 2007). Entre a pleura visceral (i.e., a camada que é ligada aos pulmões) e a pleura parietal (i.e., a que reveste a caixa torácica) há uma cavidade, o espaço pleural, preenchida por uma fina película serosa que une as duas pleuras e permite que elas deslizem uma sobre a outra durante os movimentos respiratórios (AIRES, 2008; DRAKE, 2005; LEVITZKY, 2007).

Dentro deste espaço pleural a pressão é subatmosférica (dita também pressão intrapleural negativa) ao final da expiração passiva, e isso se deve às forças de recolhimento elástico da caixa torácica e dos tecidos pulmonares (LEVITZKY, 2007). Durante todo o ciclo respiratório o tecido pulmonar apresenta uma forte tendência a se recolher e colabar, enquanto a caixa torácica (entre 25 a 75 % da capacidade vital pulmonar) tende a se expandir (AIRES, 2008). O resultado deste jogo de forças mantém a pressão negativa dentro da cavidade pleural, e garante também que os alvéolos pulmonares estejam abertos ao final da expiração. Neste instante, a pressão no interior destes alvéolos é a mesma do ambiente externo.

No momento em que um novo ciclo respiratório se inicia, a contração dos músculos inspiratórios tende a expandir a caixa torácica fazendo com que a pleura parietal tracione a visceral, o que conseqüentemente leva à diminuição da pressão

intrapleural. O aumento do gradiente de pressão entre o interior dos alvéolos e a pressão intrapleural devido a esta contração dos músculos inspiratórios tende a distender a parede alveolar, e, por conseguinte, a expansão do volume alveolar diminui a pressão no seu interior durante a inspiração, mobilizando o ar do ambiente para o interior dos pulmões (AIRES, 2008; LEVITZKY, 2007).

A relação entre o volume de ar mobilizado pelos pulmões e a variação de pressão necessária para isto não é constante ao longo do ciclo respiratório. Enquanto o tecido pulmonar se encontra pouco distendido, maiores variações de pressão podem mobilizar maior quantidade de volume, entretanto, quando o pulmão já possui uma quantidade de volume maior e seus tecidos já se encontram muito distendidos, a variação de pressão induz pouco aumento no volume pulmonar (LEVITZKY, 2007).

A relação entre o volume mobilizado e a variação de pressão correspondente denomina-se complacência, a qual indica o quão distensível o tecido pode ser. Avalia-se também a elastância do sistema respiratório, que indica a tendência do tecido em se recolher após a remoção das forças distensivas. Esta última pode ser calculada como o recíproco da complacência (AIRES, 2008; LEVITZKY, 2007; WEST, 2008).

2.2. Ventilação mecânica por pressão positiva

A ventilação mecânica por pressão positiva é um meio de oferecer suporte ventilatório a pacientes em que a ventilação espontânea não é suficiente para que as trocas gasosas ocorram de maneira satisfatória. O princípio deste método de ventilação é forçar a entrada dos gases no pulmão por meio de um gradiente pressórico, gerado pelo aumento da pressão das vias aéreas (CARVALHO *et al.*, 2007).

Segundo o III Consenso de Ventilação Mecânica (CARVALHO *et al.*, 2007), um ciclo respiratório por pressão positiva contém quatro momentos distintos:

- O primeiro é a fase inspiratória, em que a válvula inspiratória é aberta e ocorre a insuflação pulmonar;
- O segundo é a ciclagem, que corresponde ao momento de transição entre uma inspiração e uma expiração;
- O terceiro é a fase expiratória em que a válvula inspiratória se fecha e abre-se a expiratória, neste momento, como as vias aéreas encontram-se com pressão positiva, a expiração ocorre passivamente e a pressão das vias aéreas decai até a pressão expiratória positiva final (PEEP – *positive end expiratory pressure*) determinada pelo ventilador;

- O quarto momento é o disparo de um novo ciclo em que ocorre novamente a troca de abertura entre as válvulas inspiratória e expiratória. O disparo pode ser definido de acordo com o operador do aparelho.

Nos ventiladores mecânicos os ciclos respiratórios podem ser disparados pelo paciente (ventilação assistida-controlada) ou segundo um parâmetro ajustado pelo operador (ventilação controlada), e dependendo da modalidade ventilatória selecionada diferentes parâmetros podem ser ajustados na fase inspiratória.

Com a evolução da tecnologia, inúmeros modos ventilatórios diferentes foram criados, e por uma questão de objetividade somente será descrito neste trabalho o modo ventilatório adotado para o estudo.

No modo de ventilação mandatória contínua (CMV – *continuous mandatory ventilation*) controlada a volume, é ajustado no ventilador mecânico o volume corrente administrado, a relação inspiração:expiração (i.e., a relação que define a proporção de tempo entre a inspiração e a expiração), a frequência respiratória (o total de ciclos respiratórios por minuto) e a PEEP.

Neste modo, o ventilador libera para o paciente o volume corrente ajustado dentro do período inspiratório indiretamente ajustado (já que são definidas a relação inspiração:expiração e a frequência respiratória), e a ciclagem do aparelho é realizada no momento em que todo o volume corrente ajustado é liberado para o paciente. A fase expiratória ocorre de maneira passiva, e um novo ciclo é disparado assim que o ciclo respiratório atinge o período de tempo indiretamente determinado pela frequência respiratória.

A ventilação espontânea (por pressão negativa) conta com uma vantagem em relação à ventilação por pressão positiva. A expansão da caixa torácica, como visto anteriormente, traciona os alvéolos da periferia pulmonar e estes, por sua vez, tracionam os alvéolos mais centrais, um fenômeno conhecido como interdependência (LEVITZKY, 2007). Isso faz com que mesmo os alvéolos mais fechados se abram na medida em que a expansão pulmonar ocorre.

Na ventilação por pressão positiva, a caixa torácica é expandida em função da expansão pulmonar, o que faz com que os alvéolos mais próximos da periferia sejam comprimidos contra a parede torácica. Entretanto, como os parâmetros ventilatórios podem ser regulados, uma manobra de expansão pode minimizar estes efeitos. Nesta manobra, é adotada uma ventilação temporária com um volume corrente alto e PEEP

mais elevada, observando-se após este curto período uma ventilação com a mesma quantidade de volume, porém impondo uma pressão menor no sistema.

2.3. Efeitos do contato físico na monitorização da respiração

O controle do ritmo respiratório espontâneo e periódico (i.e., inconsciente) é realizado pelo centro respiratório, que fica localizado em grupos de neurônios específicos do sistema nervoso central, no bulbo e na ponte (GUYTON, 2006). Os primeiros estão mais relacionados com o controle dos movimentos de inspiração e expiração, e os últimos mais ligados ao controle da profundidade e da frequência da respiração, sendo chamado por alguns autores de centro pneumotáxico (AIRES, 2008; GUYTON, 2006).

Entretanto, apesar de existir um centro respiratório capaz de coordenar o ritmo ventilatório de maneira automática, frequentemente é negligenciado o controle voluntário da respiração e as suas implicações. Sabe-se que as vias neuronais que conduzem os impulsos do córtex cerebral são distintas das que regulam o controle automático (AIRES, 2008; WEST, 2008).

Observa-se que as emoções, a mastigação e a deglutição, a fala são capazes de alterar o padrão respiratório e regular as influências que os centros respiratórios do tronco cerebral exercem, se sobrepondo ao automatismo. Uma tarefa que requer muita atenção pode fazer um indivíduo suprimir o estímulo respiratório, conforme observado por DENOT-LEDUNOIS *et al.* (1998). Quando os voluntários foram colocados a teste com uma tarefa de atenção de nível mais elevado e maior demanda cognitiva, a frequência respiratória caiu drasticamente, sendo descrita pelos pesquisadores como se os voluntários tivessem “se esquecido de respirar”.

Por fim, pode ser observado também que um indivíduo pode acelerar ou diminuir o seu ritmo respiratório de maneira voluntária, podendo, por exemplo, realizar uma apneia prolongada e suprimir temporariamente os estímulos respiratórios causados pela elevação dos níveis de dióxido de carbono na corrente sanguínea.

O controle voluntário da respiração pode ser um fator limitante de estudos que analisam o ritmo respiratório, bem como os instantes em que houve uma mudança de fase respiratória. Mesmo o ritmo respiratório realizado em padrões mais voluntários como os listados acima (e.g., emoção, fala) podem ser alterados por um momento de maior consciência da respiração.

Esta é uma questão potencialmente importante no que se refere à monitorização da respiração, visto que, na medida em que os equipamentos sugerem ao indivíduo que algo em sua respiração está sendo observado, automaticamente cria-se uma maior conscientização de seu padrão respiratório.

Um grupo de pesquisadores avaliou a influência da consciência da respiração no padrão ventilatório (HAN *et al.*, 1997). Durante um determinado momento do estudo foi informado aos voluntários que sua respiração seria monitorizada por 5 minutos, e os resultados demonstraram o aumento dos períodos inspiratórios e expiratórios (indicando um decréscimo da frequência respiratória), sem que houvesse alteração no volume minuto (uma possível compensação com o volume corrente). Além disso, foi observado que os suspiros e as pausas no final da expiração tenderam a ser menos frequentes.

Quando foi solicitado aos voluntários que respirassem por um bocal, o volume corrente foi significativamente maior e a frequência respiratória menor, o que levou a um aumento do volume minuto, apontando para uma respiração mais ativa por parte dos voluntários.

O resultado deste estudo ratificou os dados de estudos anteriores que demonstraram alterações no padrão respiratório com a conscientização da respiração. TOBIN *et al.* (1983) demonstraram que a respiração por um bocal aumentou o V_T e a FR de maneira significativa, e o mesmo resultado foi observado por WESTERN & PATRICK (1988) com o emprego de máscaras em uma tarefa de contagem dos ciclos respiratórios.

O ponto central destes estudos é que quanto mais relaxado e sem foco na respiração estiver o paciente, mais espontâneo será o seu padrão respiratório (HAN *et al.*, 1997; WESTERN; PATRICK, 1988). Este é um dado muito relevante, pois obter um traçado respiratório a partir de um dispositivo sem a necessidade do contato físico com o voluntário eliminaria parte dos desconfortos causados pelo uso dos equipamentos, e liberaria o sistema respiratório para um ritmo respiratório bastante natural e espontâneo.

2.4. O sensor Microsoft Kinect®

O Microsoft Kinect® é um sensor originalmente desenvolvido para o *videogame* XBOX 360, sendo utilizado como o *joystick* (controle) dos jogos que usam interação natural (i.e., uso dos movimentos corporais e gestuais para controlar o jogo). As tecnologias empregadas atualmente com este sensor incluem o reconhecimento de

gestos, de vozes, objetos, rastreamento de usuários e de seus movimentos (ANDERSEN *et al.*, 2012).

O sensor é composto por um conjunto de câmeras (uma RGB e outra infravermelho (IV)), composta de uma câmera CMOS comum e um filtro passa IV), um projetor de IV e um sensor de áudio (OPENKINECT ORG, 2011). O grande potencial deste sensor está na capacidade de mensurar as distâncias entre um objeto observado e a câmera IV. Com os dados de uma grande quantidade de pontos, constrói-se um mapa de profundidade.

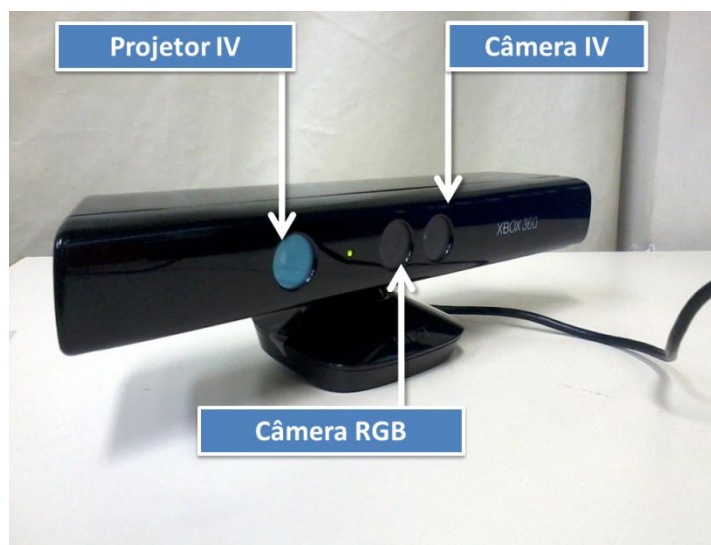


Figura 2-2. Sensor Kinect® e os seus componentes.

O sensor foi inicialmente planejado para uso com o console XBOX 360, entretanto, houve grande interesse dos usuários em usar as informações de profundidade para aplicações práticas além dos jogos, com a vantagem de se ter um custo mais baixo. Para utilização do sensor com os computadores, foi necessária a criação de Kits de Desenvolvimento de Software (SDK) para elaboração de uma interface capaz de extrair os mapas de profundidade. Inicialmente, os primeiros SDKs foram liberados de forma não oficial pela comunidade OpenKinect, sendo seguida de fontes como a OpenNI (comunidade da companhia PrimeSense (EUA), que é a desenvolvedora original dos dispositivos de mapeamento tridimensional) e a própria Microsoft. Hoje a própria Microsoft já disponibiliza os seus próprios SDKs oficiais e um site especial voltado para o desenvolvimento de aplicativos com a ferramenta.

2.4.1. Características técnicas

Vale destacar algumas características do sensor e do cálculo da profundidade estudadas por diferentes pesquisadores. Os mapas de profundidade são gerados com

uma resolução de 640x480 pixels em uma frequência de amostragem nominal de 30 quadros por segundo (ANDERSEN *et al.*, 2012; OPENKINECT ORG, 2011; VIAGER, 2011). Os quadros gerados pela câmera RGB também têm uma resolução espacial de 640x480 pixels, contudo o campo visual capturado por esta câmera é maior do que o da infravermelha (OPENKINECT ORG, 2011). A utilização simultânea da câmera IV e da RGB leva a uma diminuição da frequência de amostragem.

O Kinect® apresenta um limiar de aproximadamente 0,5 m para poder calcular a profundidade (VIAGER, 2011), i.e., para distâncias inferiores, a profundidade não é calculada e o sensor atribui zero à profundidade do pixel correspondente. Não há um limite superior propriamente dito para o sensor, podendo variar de acordo com o SDK instalado (ANDERSEN *et al.*, 2012).

As pesquisas em geral apontam uma relação de linearidade entre o inverso da profundidade e a disparidade mensurada pelo Kinect®, entretanto, medidas percentuais de não linearidade entre a profundidade real e a calculada pelo sensor não são descritas (ANDERSEN *et al.*, 2012; VIAGER, 2011).

Em função da profundidade calculada pelo sensor oscilar dentro do mesmo plano de profundidade, a resolução é dada como a menor diferença entre dois valores adjacentes no mesmo plano de profundidade (ANDERSEN *et al.*, 2012; VIAGER, 2011). De acordo com o experimento realizado por ANDERSEN *et al.* (2012) a resolução em função da distância tem curva semelhante à de uma função exponencial, assumindo desde valores muito próximos a zero milímetro, até valores em torno de 250 mm para planos de profundidades de cerca de 9000 mm (ANDERSEN *et al.*, 2012). Como a profundidade é inversamente proporcional à disparidade, a resolução do sensor também será proporcional aos níveis de disparidade (KHOSHELHAM, 2012).

A precisão do sensor é mais bem observada com uma coleta de uma determinada quantidade de amostras ao longo do tempo. A análise dos valores retornados por um pixel aleatório no mapa de profundidade demonstra que estes valores flutuam entre distâncias discretizadas (e.g., o mesmo pixel pode flutuar entre valores fixos como 2004, 2020 e 2040 mm ao longo do tempo). Quanto maior for o número de amostras coletadas no tempo, maior é a probabilidade de que um pixel assuma novos valores de profundidade. ANDERSEN *et al.* (2012) demonstraram que a quantidade de níveis de discretizações não guarda relação com a profundidade, verificando que o aumento da distância em z concentra maior quantidade de níveis de discretizações na periferia do quadro. A variância dessas flutuações foi analisada, sendo observado o seu aumento nos

contornos dos objetos e das “sombras” geradas pelo sensor (conforme explicação a seguir) (ANDERSEN *et al.*, 2012).

Como há uma distância entre a câmera IV e o emissor de IV, é comum que o emissor de IV faça sombras nos objetos iluminados, que acabam sendo percebidas pela câmera IV, e conseqüentemente nessas regiões a profundidade não pode ser calculada. Para estas regiões o sensor retorna o valor zero de profundidade.

VIAGER, (2011) calculou a resolução espacial em x e y do aparelho com uma placa de diâmetros conhecidos, e obteve uma resolução linear, variando de 1 a 7 mm com o aumento da profundidade.

Por fim, uma última característica relevante do sensor é o tempo de estabilização. Observa-se que para o aparelho assumir seu valor final são necessários 30 segundos decorridos aproximadamente (ANDERSEN *et al.*, 2012).

2.4.2. Princípio do cálculo da profundidade

O princípio geral da mensuração da profundidade de cada ponto com o sensor se dá pela emissão de um padrão pontilhado IV sobre o ambiente. Após esta projeção, o sensor calcula a profundidade de cada ponto registrado pela câmera IV, assim como a distância vertical e horizontal do ponto registrado com relação ao ponto de referência, ou seja, para cada ponto há uma tripla de coordenadas (x,y,z) . A origem deste sistema de coordenadas está no centro da câmera de IV, sendo o eixo z ortogonal ao plano da imagem em direção ao objeto observado, o eixo x perpendicular ao eixo z , em direção ao emissor de IV, e o eixo y ortogonal aos eixos z e x .

A profundidade de cada ponto é calculada pelo Kinect® com base em um plano de referência calibrado (no eixo z), e para cada ponto observado é calculado o afastamento em relação este referencial. KHOSHELHAM (2012) apresentou um modelo matemático para o cálculo da profundidade. Quando um ponto se afasta ou se aproxima em relação ao ponto referencial dentro do plano da imagem, há um deslocamento simultâneo no eixo x , que corresponde a uma disparidade d no espaço da imagem. Esta medida corresponde ao que de fato é mensurado pelo Kinect® em cada ponto, criando-se uma imagem de disparidades para cada quadro gerado. Para cada pixel é então armazenado um valor, sendo posteriormente normalizados para um inteiro de 11 bits, e deixando-se um bit reservado para demarcar os pixels em que a disparidade não pôde ser mensurada.

Com a estimação da disparidade, a profundidade z_k de um determinado ponto pode ser calculada por semelhança de triângulos, com base na profundidade z_o calibrada (plano de referência) e demais características do sensor como: a distância focal f da câmera IV e a distância entre a câmera IV e o emissor. Por fim, as coordenadas x e y podem ser calculadas com base na profundidade medida e nos coeficientes de correção das distorções da lente (KHOSHELHAM, 2012).

2.4.3. Aquisição dos mapas de profundidade com a OpenNI

A proposta de criação de um *framework* para o uso do Kinect® está ligada a dar um sentido mais real à nuvem de pontos 3D criada pelo sensor, e permitir que o *software* final opere somente com os dados já interpretados, liberando os desenvolvedores de aplicativos do processamento do dado bruto. Atualmente, existem três plataformas distintas para trabalhar com estas informações, o conjunto de SDK: a OpenKinect, a OpenNI e a Microsoft SDK.

A OpenNI trabalha como uma intermediadora entre *hardware* que produz o sinal bruto, o *middleware* que dá um sentido apropriado ao sinal adquirido com o sensor, e o *software* final que irá operar com os movimentos do corpo, das mãos, ou simplesmente com os mapas de profundidade.

Atualmente, os sensores suportados pela OpenNI são câmeras IV e RGB, e sensores 3D. Os componentes de *middleware* suportados envolvem: o rastreamento do corpo (localização das articulações, centro de massa, orientação, etc), rastreamento das mãos (retornando a sua posição no espaço), detecção de gestos específicos, e análise de cenários.

Mais especificamente, a OpenNI lida com a produção de nodos que intermediam a comunicação entre as diferentes partes do processamento da informação. Para aquisição dos mapas de profundidade, por exemplo, é criado um nodo que gera profundidade (*depth generator*), o qual colhe o dado bruto do sensor e (por meio dos *middlewares*) o transforma em um mapa de profundidade a ser trabalhado diretamente no *software*, ou por outros nodos capazes de gerar um usuário ou um rastreador da mão.

2.4.4. Experimentos com o Kinect® na área da saúde

A partir do uso dos diferentes SDK, muitos pesquisadores elaboraram diferentes usos para o Kinect® na área da saúde. Entre estes se encontram aplicações como interação natural em programas de reabilitação de pacientes (CHANG *et al.*, 2011),

avaliação da marcha em pacientes idosos (STONE; SKUBIC, 2011), e interface para manuseio de exames de imagem (GALLO *et al.*, 2011).

A reconstrução da superfície torácica a partir dos mapas de profundidade também foi apontada como uma potencial aplicação do Kinect e, concomitantemente com a realização do presente trabalho, outros estudos se voltaram para a avaliação do Kinect para a monitorização respiratória.

No primeiro semestre de 2012, estudos aprofundaram a análise dos movimentos respiratórios e utilizaram o sensor para extrair um traçado respiratório, buscando determinar a frequência respiratória de voluntários em posição estática, deitados sobre algum anteparo (ALNOWAMI *et al.*, 2012; XIA; SIOCHI, 2012). Os experimentos conseguiram obter o traçado respiratório e boa correspondência do sinal respiratório com outros aparelhos considerados confiáveis para comparação (cinta pletismográfica e sensor de IV).

Com um avanço maior no processamento dos dados, BURBA *et al.* (2012) apresentaram uma técnica para extração do traçado respiratório por meio da média de profundidade do tórax em um indivíduo sentado. A FR pôde ser observada de maneira satisfatória e o processamento dos dados evidenciou que a movimentação do voluntário durante a monitorização pode levar a interpretação de falsos ciclos respiratórios no sinal de profundidade média, sendo, contudo, um problema passível de resolução.

O aprimoramento da técnica de rastreamento da superfície torácica e a ampliação do uso do sensor em pequenos testes experimentais permitiram que pesquisas mais complexas maiores fossem elaborados com o uso da ferramenta. A estimativa do volume corrente por mapas de profundidade passou a chamar a atenção dos pesquisadores.

No segundo semestre de 2012, dois grupos de pesquisadores apresentaram os primeiros resultados neste novo paradigma. Um grupo de pesquisadores (AOKI *et al.*, 2012) obteve o traçado respiratório do Kinect®, calculando o volume da superfície torácica observada pela câmera IV utilizando por base as coordenadas x , y , z de cada pixel. Quatro indivíduos foram monitorizados por 180 segundos. O traçado respiratório final foi obtido por meio da variação do volume calculado no tempo.

Um segundo grupo (YU *et al.*, 2012) conseguiu obter a estimativa do V_T mobilizado de maneira mais direta. Calculando o volume mobilizado com base na dimensão dos pixels e na variação de profundidade entre *quadros*. Outra característica

importante neste estudo é que 12 voluntários participaram do estudo, e 192 traçados respiratórios foram gravados, o que confere relevância para este trabalho.

Uma característica em comum se destaca nestes últimos estudos: há uma crescente iniciativa no sentido de validar o sensor Microsoft Kinect® na monitorização da respiração e na estimativa dos volumes pulmonares. Não foi observada na literatura a comparação do traçado respiratório completo com o sinal de vazão obtido pelo pneumotacógrafo. A comparação do traçado respiratório obtido com um padrão ouro contribuirá com os estudos de validação do Kinect® na monitorização da respiração.

3. Metodologia

3.1. Desenho do estudo

Estudo experimental *in vitro*, comparando a detecção da frequência respiratória pelo Microsoft Kinect® com um método considerado padrão ouro – pneumotacógrafo (PT). Para isto, foi elaborada uma simulação de ventilação por meio de um balão de látex acoplado a um ventilador mecânico, captando-se simultaneamente o sinal de vazão por meio do PT, e os mapas de profundidade da ventilação do balão com o Kinect® (Figura 3-1). Para avaliar o desempenho do sensor Kinect® em diferentes circunstâncias ventilatórias, foram aplicadas quatro frequências respiratórias diferentes e três volumes corrente distintos.

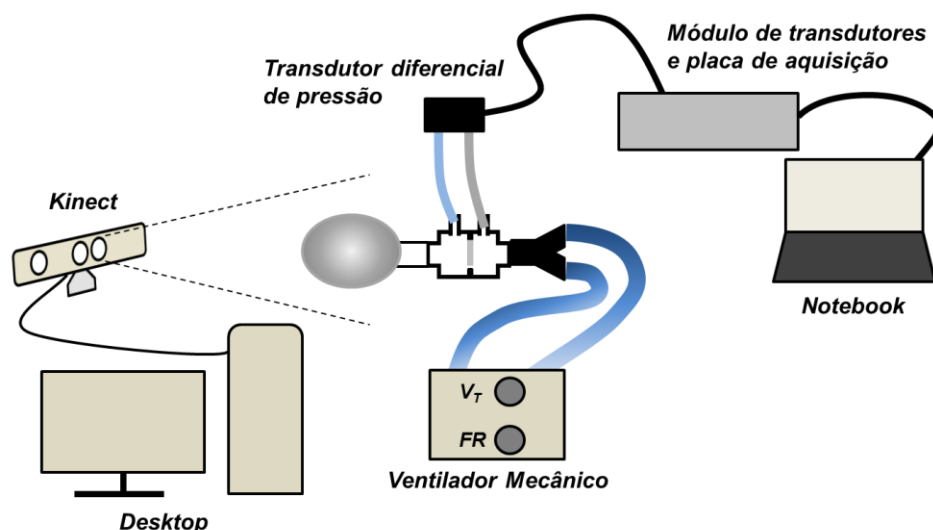


Figura 3-1. Desenho experimental do estudo.

3.2. Materiais

3.2.1. Microsoft Kinect®

O modelo de Kinect® utilizado foi o desenvolvido para o console de videogames XBOX 360 (Microsoft, EUA), contendo cabo adaptador para saída USB e fonte de alimentação. Este foi acoplado por uma entrada USB comum a um computador *desktop* do tipo PC, rodando o Windows Vista Service Pack 2 – 64 bit atualizado, memória RAM de 8 GB, e um processador Intel Core i7-2600 (3,40 GHz). Para comunicação do Kinect® com o computador foram instalados *drivers* (PrimeSense, EUA) e um Kit de Desenvolvimento de Software (SDK) (OpenNI, EUA), sendo selecionada para uso as versões em 32bit (x86) mais atualizadas para a época de realização dos experimentos:

- OpenNI Stable 1.5.2.23 Development Edition;

- PrimeSense NITE Stable 1.5.2.21 Redist Edition;
- PrimeSense Sensor Module Stable 5.1.0.41 Redist Edition;
- PrimeSense Sensor KinectMod (SensorKinect) 091 – 5.1.0.25.

A instalação deste conjunto de *drivers* e SDK foi realizada com intuito de fazer a aquisição dos dados do Kinect® por meio da interface LabView (National Instruments, EUA), tendo por base pesquisas iniciais desenvolvidas pela comunidade de desenvolvedores da National Instruments (NI DEVELOPER COMMUNITY, 2011).

3.2.2. *Pneumotacógrafo*

O sinal de vazão foi coletado por meio de um pneumotacógrafo de orifício variável (modelo 279331, Hamilton Medical AG, Suíça) acoplado a um transdutor diferencial de pressão (modelo 163PC01D48, Honeywell, EUA). Este transdutor faz parte de um módulo de transdutores que condicionam o sinal captado, o amplificando e filtrando com um passa-baixas em 33 Hz do tipo Butterworth de quarta ordem. O sinal de saída do módulo foi posteriormente digitalizado por uma placa de aquisição da National Instruments (NI-USB 6009, National Instruments, EUA) que ficou acoplada a um notebook (Inspiron N4010, DELL, EUA) de 4,0 GB de memória RAM e processador Intel Core i5 (2,67 GHz). A aquisição dos sinais digitalizados foi realizada com o programa Data Acquisition System (DAS) (PINO *et al.*, 2004) elaborado em LabView (National Instruments, EUA), seguindo a montagem experimental de estudos anteriores (FILHO, 2007; JACINTHO, 2009).

O DAS foi ajustado para colher o sinal digitalizado da vazão em frequência de amostragem de 1000 Hz, e ajustar os ganhos adequados ao sinal de acordo com polinômio de calibração. O estudo dos sinais nesta frequência de amostragem foi realizado devido ao intuito de usar o Kinect® junto à aplicação de eletrocardiograma em futuras pesquisas. Por fim, os sinais adquiridos pelo programa puderam ser gravados em um arquivo binário gerado pelo próprio programa.

3.2.3. *Simulação física da ventilação*

Para simulação da ventilação foi utilizado um balão de látex (Regina®, Brasil), tamanho 65, acoplado a um ventilador mecânico AMADEUS^{FT} (Hamilton Medical AG, Suíça). Para evitar um recolhimento elástico abrupto do balão, entre a conexão da via aérea artificial e o balão foi colocado um resistor parabólico Pneuflo Resistor (Michigan Instruments, EUA) modelo Rp20. Com intuito de evitar uma oscilação excessiva do

balão, um fio preso ao chão era fixado no balão com uma fita adesiva em cada teste realizado.

A montagem experimental final foi realizada com o balão acoplado com o pneumotacógrafo e a via aérea artificial. O sensor Kinect® foi posicionado em uma bancada em frente ao balão, a uma distância aproximada de 0,8 m (Figura 3-2). Por trás do balão foi colocada uma lona de cor clara (Figura 3-3), de forma a ocultar todo o plano de fundo (evitando movimentação adicional no campo visual da câmera IV).

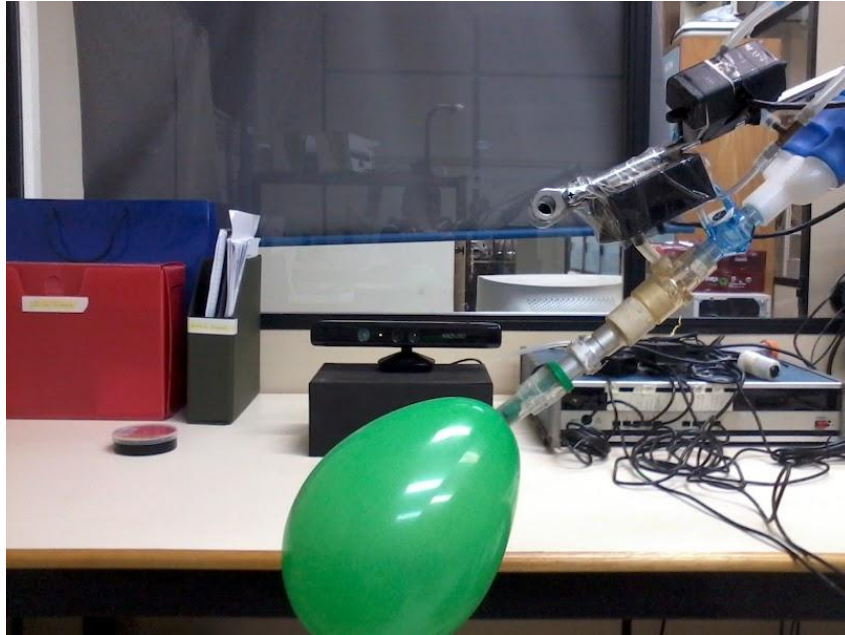


Figura 3-2. Montagem experimental. O balão de látex foi acoplado ao pneumotacógrafo e a via aérea artificial. Ao fundo o sensor Kinect®, posicionado em frente ao balão, para aquisição dos mapas de profundidade.

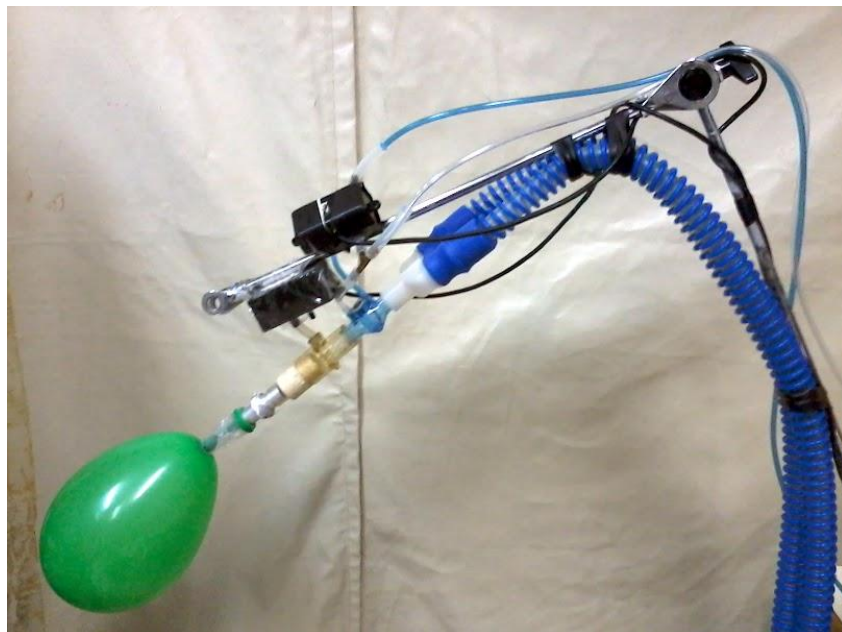


Figura 3-3. Montagem Experimental. Por trás do balão de látex foi colocada uma lona ocultando todo o plano de fundo.

3.3. Procedimentos

3.3.1. Aquisição dos mapas de profundidade em ambiente LabView

Os métodos e propriedades dos objetos da interface OpenNI responsáveis por gerar os mapas de profundidade foram programados em ambiente LabView, utilizando as funções .NET deste programa. A partir do nodo DepthGenerator do OpenNI são colhidos os mapas de profundidade (640x480 pixel) representados como inteiros de 16 bits, e também os *timestamps* correspondentes a cada quadro (uma medida de tempo decorrido em microssegundos gerada no instante em que o mapa de profundidade é gerado), representados como um inteiro de 64 bits.

Dois VI foram elaborados para aquisição dos dados: um VI para visualização dos mapas de profundidade e do mapa RGB; e um outro VI para adquirir e salvar os mapas de profundidade, contendo apenas um botão para interrupção da execução do programa, sem qualquer representação gráfica dos mapas coloridos e de profundidade. Neste VI de aquisição, são criados dois arquivos binários com objetivos distintos, um para salvar os mapas de profundidade e outro para salvar os *timestamps* correspondentes. Na medida em que os *timestamps* são gerados pelo programa, eles são aproximados de microssegundos para milissegundos, e a sua representação é alterada de inteiro de 64 bits para *double precision float number*, sendo salvos neste último formato.

3.3.2. Teste da Frequência de Amostragem do Microsoft Kinect®

Para verificar a frequência de amostragem real do Kinect®, foi realizado um teste, oscilando um pêndulo com uma amplitude pequena o suficiente para satisfazer a equação:

$$T_0 \approx 2\pi \sqrt{\frac{L}{g}} \quad (3.1)$$

em que T_0 é o período do pêndulo, L é o comprimento do pêndulo e g a aceleração da gravidade.

O pêndulo foi posicionado a cerca de 700 mm do sensor, sendo deslocado da posição de equilíbrio na direção do eixo z da câmera de IV do Kinect®, conforme esquema da Figura 3-4. Os mapas de profundidade salvos em LabView foram processados em Matlab. Em cada quadro o objeto de oscilação do pêndulo foi rastreado, e a mediana da profundidade dos seus pixels foi calculada.

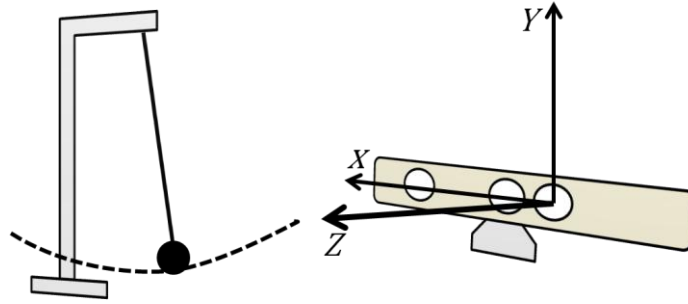


Figura 3-4. Teste com o pêndulo.

O comprimento L do pêndulo foi projetado de forma a garantir que a oscilação tivesse um período de 1s, dessa forma, a quantidade de quadros por segundo poderia ser facilmente obtida por meio da quantidade de quadros em cada ciclo. Sendo assim, o comprimento L foi estimado conforme a equação 5.2.

$$T_0 = 2\pi \sqrt{\frac{L}{g}} \rightarrow L = \frac{T_0^2}{4\pi^2} \cdot g \quad (3.2)$$

3.3.3. Calibração do Pneumotacógrafo

A calibração do pneumotacógrafo foi realizada com uma seringa de volume de injeção regulável, e um ajuste polinomial subsequente, seguindo a técnica de GIANNELLA-NETO *et al.* (1992). A teoria desta técnica sugere que existe uma relação entre a vazão (\dot{V}) e a queda de pressão (ΔP), conforme a equação abaixo:

$$\dot{V} = f^n(\Delta P) \quad (3.3)$$

em que f^n é um polinômio de grau n .

A seringa foi acoplada ao pneumotacógrafo (juntamente aos tubos e demais conexões adjacentes), aplicando-se uma série de injeções em diferentes vazões, com o objetivo de cobrir toda a faixa de operação em volts do transdutor, incluindo assim a faixa de vazões utilizadas no experimento. Para cada injeção, o volume da seringa (V_s) é aproximado por:

$$V_s = \sum_j \dot{V}_j \cdot \Delta T = \sum_j f^n(\Delta P) \cdot \Delta T \quad (3.4)$$

em que ΔT corresponde ao período de amostragem do sinal. Em seguida, colocando-se a vazão em função de ΔP :

$$\frac{V_s}{\Delta T} = a_1 \cdot \sum_j \Delta P_j + a_2 \cdot \sum_j \Delta P_j^2 + \dots + a_n \cdot \sum_j \Delta P_j^n \quad (3.5)$$

No âmbito prático da calibração, o PT fica acoplado ao transdutor de pressão, ou seja, a diferença de pressão observada com o pneumotacógrafo gera uma saída em tensão no transdutor. Esta saída em tensão guarda relação linear com a diferença de pressão, e corresponde ao que de fato é calibrado, conforme a equação abaixo:

$$\frac{V_s}{\Delta T} = a_1 \cdot \sum_j \Delta v_j + a_2 \cdot \sum_j \Delta v_j^2 + \dots + a_n \cdot \sum_j \Delta v_j^n \quad (3.6)$$

em que Δv corresponde a diferença entre a tensão medida no transdutor e a tensão de linha de base (i.e., vazão zero).

Para cada injeção, o volume da seringa gera a equação 3.6, criando-se assim um sistema linear de equações (de acordo com a quantidade de injeções), cujos coeficientes podem então ser determinados pelo método de mínimos quadrados, desde que a quantidade de injeções seja maior do que o grau n do polinômio selecionado.

Na calibração do pneumotacógrafo de orifício variável (modelo 279331, Hamilton Medical AG, Suíça), foi utilizado 2 L como volume de injeção da seringa, uma frequência de amostragem de 1000 Hz, e por fim, os coeficientes foram ajustados para um polinômio de terceiro grau.

A aquisição do sinal das injeções foi realizada com o programa DAS (PINO *et al.*, 2004), e o cálculo dos coeficientes, bem como a estimativa do erro de calibração, foi efetuado com as rotinas de calibração do programa Mecânica (PINO *et al.*, 2002).

3.4. Protocolo Experimental

A simulação da ventilação com o balão de látex foi realizada com a ventilação em modo mandatário controlado a volume (CMV), ajustando-se a relação inspiração:expiração em 1:1 e administrando onda de fluxo (vazão) quadrada. As FR ajustadas para teste foram de 12, 15, 20 e 25 ciclos por minuto, e os volumes corrente foram de 400, 600 e 800 mL.

O início do experimento era dado com uma pausa inspiratória na ventilação do balão, e então, com o balão neste estado, dava-se início à gravação dos mapas de profundidade do Kinect® e do sinal de vazão do pneumotacógrafo. Dado o início da gravação, a expiração era liberada e o balão era ventilado por oito minutos. Ao final deste período, uma nova pausa inspiratória era realizada, e a gravação dos sinais no binário era finalizada. O mesmo procedimento foi repetido para todos os V_T até se obter os 8 minutos de ventilação na mesma FR. Ao término, o ventilador era desligado, e o balão era trocado por um novo para início do experimento em outra FR.

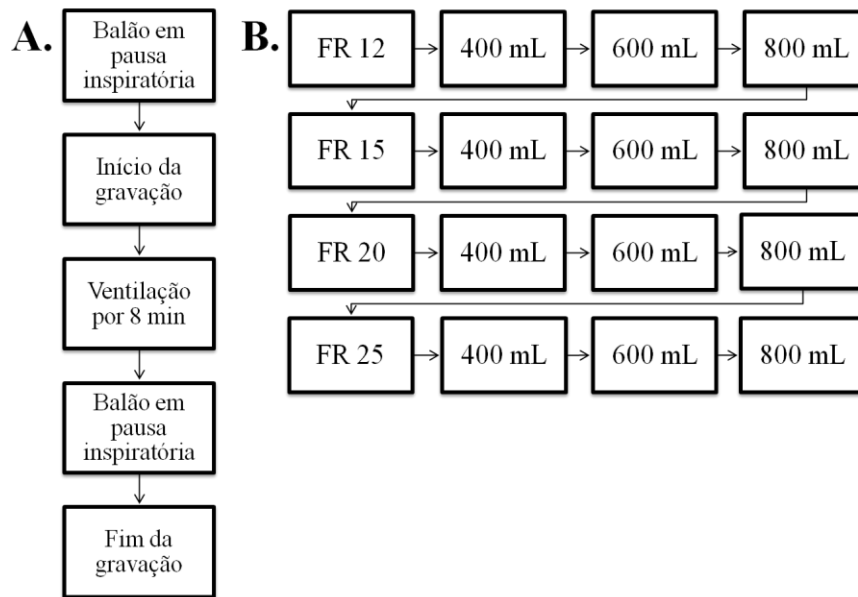


Figura 3-5. Resumo do protocolo experimental. (A) Fluxograma resumindo os procedimentos de início e encerramento do experimento. (B) Após realizar os 8 minutos de ventilação em cada V_T , o ventilador era desligado, trocava-se o balão por um novo e ajustava-se a nova FR de teste.

Alguns cuidados extras foram necessários antes da aplicação do protocolo propriamente dito. Cada novo balão conectado ao ventilador mecânico foi previamente expandido, para evitar uma variação de diâmetro muito grande entre o máximo da inspiração e da expiração (i.e., ajuste da melhor PEEP, com melhor ventilação e menor deformação). Então, o fio preso ao chão era fixado no balão para garantir que a oscilação fosse menor possível.

3.5. Análise e processamento dos sinais

3.5.1. Processamento do sinal de Profundidade Média

A observação da ventilação do balão foi realizada por meio da profundidade média da superfície do balão. Como a superfície do balão no quadro é composta por um conjunto de pixels com profundidades diferentes, a média foi calculada como a razão entre a soma das profundidades dos pixels da superfície do balão, e a quantidade de pixels que compunham a sua superfície (Figura 3-6).

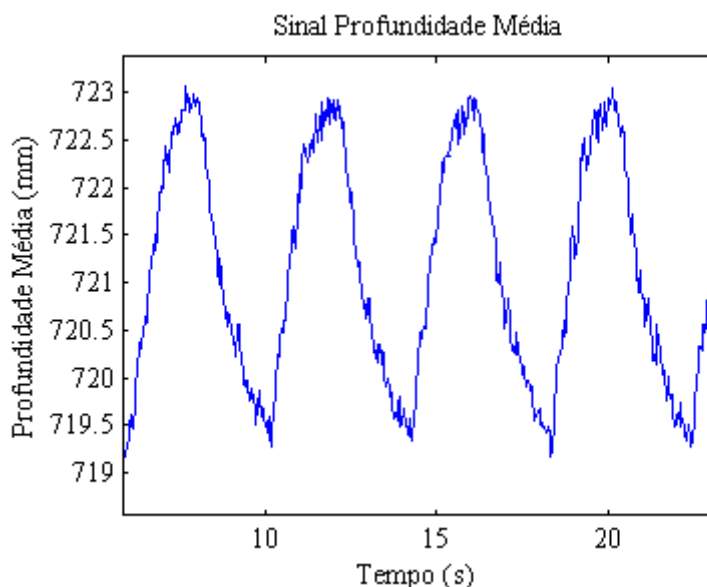


Figura 3-6. Exemplo de sinal da ventilação do balão com V_T de 600 mL e FR de 15 cpm. Conforme o diâmetro do balão aumenta, ou diminui, durante o ciclo ventilatório, a profundidade média em relação ao Kinect® diminui, ou aumenta (i.e. varia-se a distância no eixo z da câmera IV).

Os arquivos salvos em LabView com os mapas de profundidade foram processados em Matlab (The MathWorks, EUA). Antes do processamento, foi realizada uma inspeção visual do primeiro mapa de profundidade do arquivo, correspondente ao instante em que o balão estava em pausa inspiratória. Com este mapa uma região de interesse era demarcada, selecionando-se a menor região possível que incluísse o balão no seu maior diâmetro. As coordenadas em pixels dos limites vertical e horizontal da região eram armazenadas em uma variável.

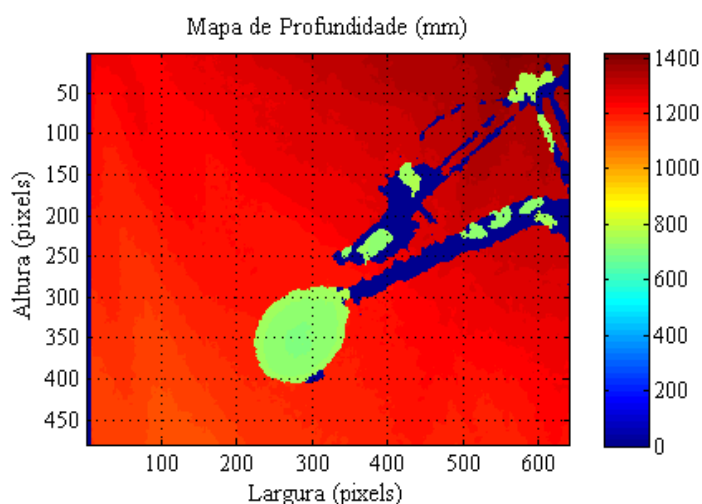


Figura 3-7. Mapa de profundidade para rastreamento da região de interesse e determinação dos limiares de profundidade.

Após a seleção da região, os quadros foram processados por uma rotina específica para a criação do sinal de profundidade média. Nela é aplicada uma máscara binária em cada quadro, com base em dois limiares de profundidade em relação ao

balão, um proximal e um distal. Assim, os pixels em que a profundidade era muito inferior ou superior à do balão receberam valor zero. Com o quadro resultante, calculava-se a profundidade média dos pixels com valor diferente de zero, e que estavam dentro da região de interesse selecionada manualmente (Figura 3-8). O sinal resultante deste processo corresponde à profundidade média do balão (Figura 3-6).

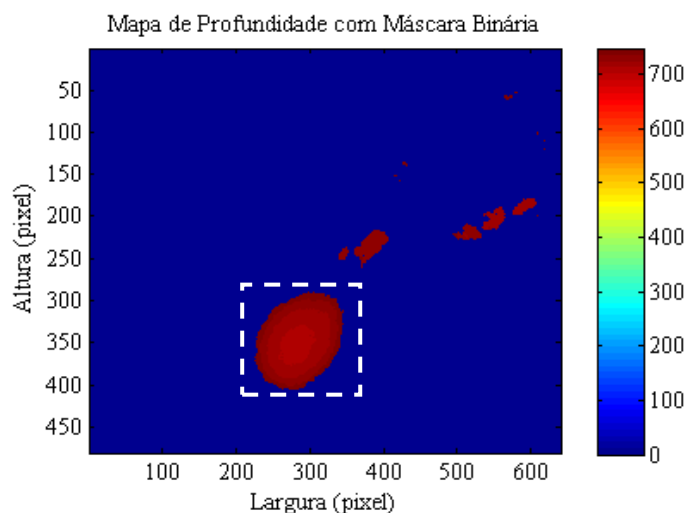


Figura 3-8. Mapa de profundidade após aplicação da máscara binária. A média da profundidade é calculada dentro da área tracejada, determinada pela inspeção visual.

Para sincronização com a vazão, o sinal de profundidade média foi interpolado para uma frequência de amostragem de 1000 amostras por segundo. A interpolação foi realizada com base nos *timestamps* originados para cada quadro dos mapas de profundidade. A partir do *timestamp* do primeiro quadro foi criado um novo vetor de tempo para interpolação com passo de 1 ms, até o *timestamp* do último quadro. Com base neste vetor de tempo com 1000 amostras por segundo, a profundidade média foi interpolada por método linear.

3.5.2. Processamento dos sinais do pneumotacógrafo

Os sinais de vazão (Figura 3-9) adquiridos no programa DAS foram processados com as rotinas de detecção de semi-ciclos respiratórios do programa Mecânica, elaborado em ambiente Matlab. A detecção dos semi-ciclos respiratórios por meio deste programa baseia-se na determinação do início dos trechos em que a curva do sinal se desvia de uma linha de base, sendo maior ou menor do que este. Em uma primeira etapa, estes desvios são comparados com um limiar pré-determinado, para verificar se o sinal se desviou de maneira relevante em relação a linha de base. Havendo o desvio, o trecho subsequente é integrado e comparado a um limiar de integração mínimo, isto é, o

mínimo aceitável para que o trecho possa ser considerado como um semi-ciclo respiratório verdadeiro.

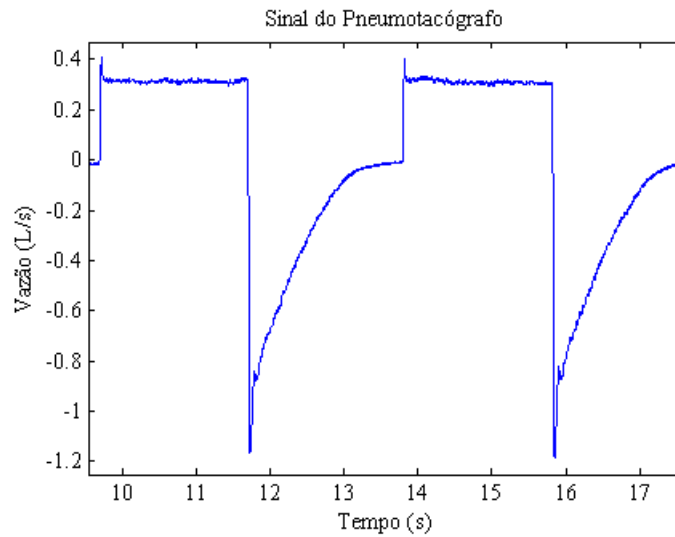


Figura 3-9. Sinal de vazão adquirido com o pneumotacógrafo, FR 15 cpm e V_T 600 mL.

Além da detecção dos ciclos, pelo programa Mecânica, também foi possível calcular o volume corrente. A partir do sinal de vazão, o volume de ar mobilizado em cada ciclo foi calculado com base na integral numérica da vazão, construindo dessa forma um sinal de volume.

3.5.3. Detecção dos ciclos respiratórios com o sinal de Profundidade Média

Como as mudanças de fase respiratória no sinal de profundidade média encontram-se nos picos e nos vales do sinal (Figura 3-10), foi utilizado o ponto em que a derivada deste sinal cruza o zero para determinação da mudança de fase no ciclo respiratório (Figura 3-11). Para isto, a mesma função de detecção dos ciclos do programa Mecânica empregada no sinal de vazão foi utilizada.

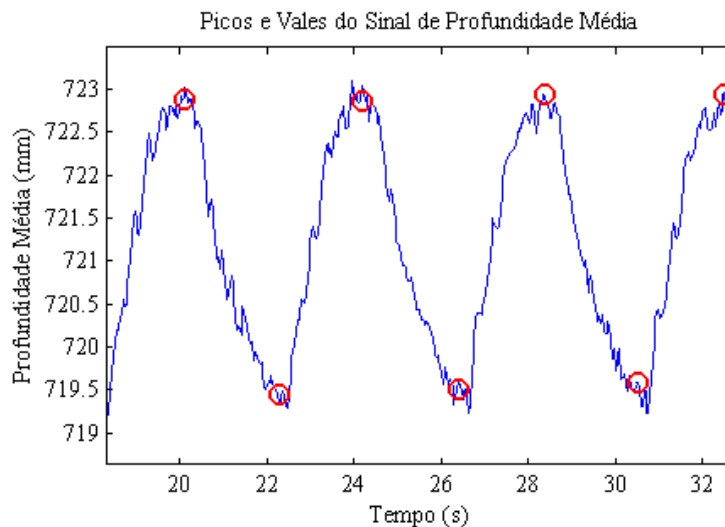


Figura 3-10. Sinal de Profundidade Média (FR 15 cpm e V_T 600 mL). No sinal, os círculos demarcam as transições de inspiração para expiração.

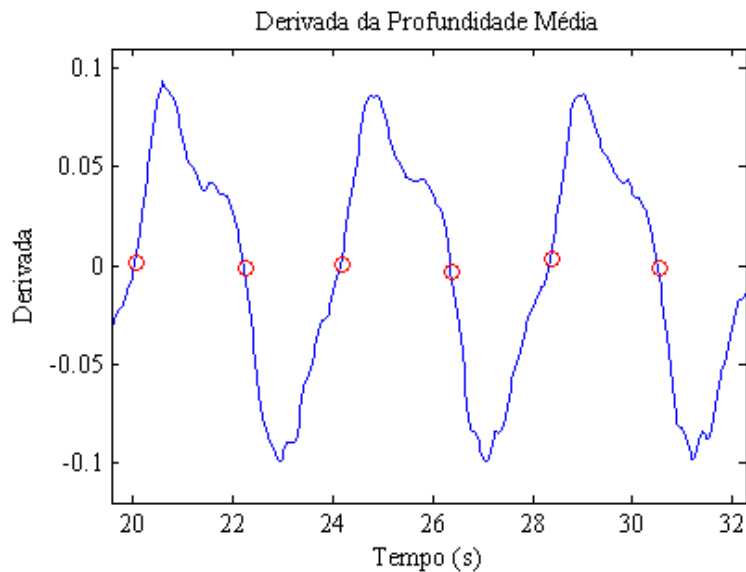


Figura 3-11. Derivada filtrada do sinal de Profundidade Média (FR 15 cpm e V_T 600 mL). Os círculos no sinal indicam os pontos em que na rotina do mecânica foi detectado uma mudança de fase respiratória (entre inspiração e expiração e vice-versa).

Entretanto, devido à presença de ruído importante na derivada do sinal de profundidade média, ainda foi necessário filtrar o sinal derivado antes de aplicar a rotina do programa Mecânica. Foi empregado um filtro média móvel de janela retangular para análise do sinal, sendo testadas diferentes larguras desta janela no sinal, para avaliar qual delas ofereceria menor variabilidade entre os instantes de tempo determinados com a profundidade média e os determinados no sinal de vazão. A variabilidade foi avaliada como o desvio padrão das diferenças entre os instantes de tempo na detecção da inspiração entre os dois sinais.

3.5.4. Sincronização dos sinais de volume e de profundidade média

Após a detecção dos semi-ciclos respiratórios, os sinais foram sincronizados por meio da correlação cruzada entre o sinal de profundidade média e o sinal de volume do pneumotacógrafo.

A correlação entre os sinais foi calculada por meio da função *xcorr* do Matlab. Esta retorna dois vetores, um com os deslocamentos (*lags*) realizados de um sinal com relação ao outro, e um segundo vetor com os coeficientes de correlação entre os sinais em cada deslocamento. No ponto em que o coeficiente entre os dois sinais é máximo, os sinais são alinhados (Figura 3-12).

Após o alinhamento temporal, as defasagens de tempo entre as detecções de inspiração e de expiração puderam ser comparadas entre os dois sinais.

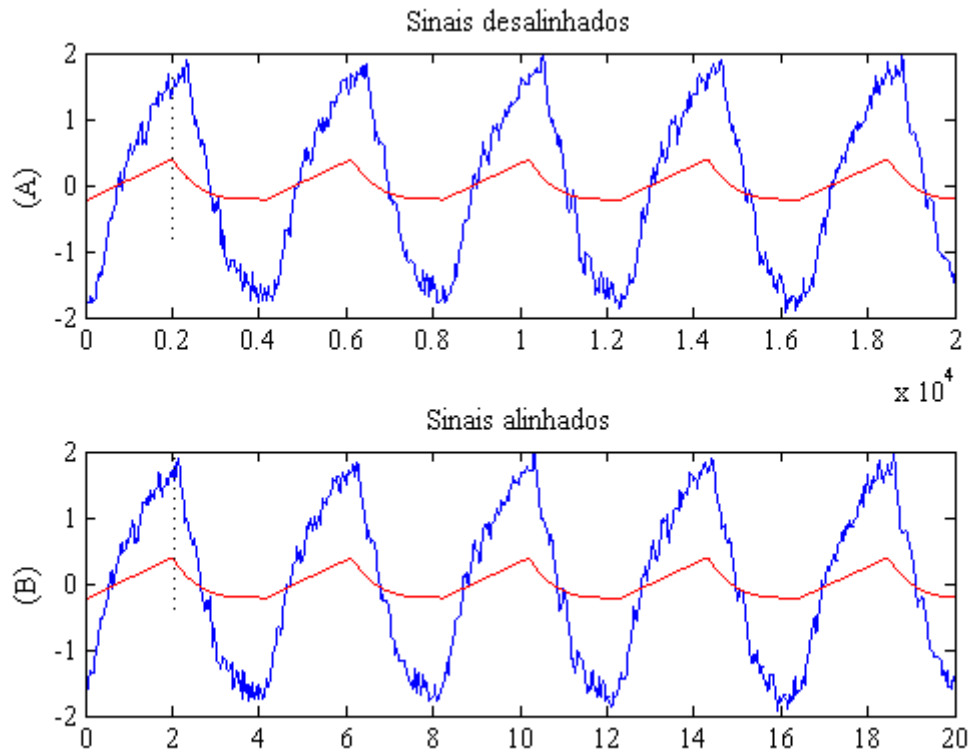


Figura 3-12. Alinhamento dos sinais por correlação cruzada. Em azul o sinal de profundidade média invertido, e em vermelho o V_T obtido por meio do pneumotacógrafo. (A) Neste gráfico são exibidas 20 000 amostras dos dois sinais, antes da sincronização pela correlação cruzada. (B) Neste gráfico os sinais sincronizados são exibidos no tempo (s). Observa-se em (A) a defasagem nas transições de fase respiratória (linha preta pontilhada) entre os dois sinais, e em (B) o alinhamento após a correlação cruzada.

3.6. Análise dos dados

Após a detecção dos ciclos e alinhamentos, buscou-se avaliar se a mesma quantidade de ciclos observada no sinal do pneumotacógrafo também pôde ser observada com o sinal de profundidade média.

Em seguida, buscou-se avaliar o sinal de profundidade média de duas formas: por meio da análise de possíveis atrasos na detecção da mudança de fase no ciclo respiratório com sinal de profundidade média; e a análise das diferenças entre os períodos dos ciclos ventilatórios detectados com o sinal do Kinect® e o sinal do pneumotacógrafo.

Por fim, uma análise preliminar do sinal de profundidade média em busca de relações com o volume corrente administrado também foi realizada.

3.7. Análise estatística

Para a comparação da detecção dos semi-ciclos respiratórios foi calculada a diferença entre o instante de tempo em que o início da inspiração (e da expiração) foi

detectado no sinal de profundidade média e no sinal de vazão. Em seguida, a média e o desvio padrão destas diferenças foram calculadas.

A análise do ciclo respiratório foi realizada também por meio da observação da variabilidade entre o período do ciclo respiratório entre os dois sinais. Foram calculadas as diferenças entre os períodos dos ciclos respiratórios e o desvio padrão destas diferenças.

As relações entre o volume corrente e o sinal de profundidade média foram avaliadas com a distância pico a pico no sinal de profundidade média. Para cada sinal, estas distâncias foram calculadas, utilizando a mediana das distâncias para verificar a ocorrência de seu aumento segundo o volume corrente administrado com o ventilador mecânico.

4. Resultados

4.1. Análise da frequência de amostragem do Kinect®

O melhor comprimento (L) ajustado para que o pêndulo tivesse o período de 1s foi de 0,244 m. Cerca de 600 quadros foram coletados para análise da frequência de amostragem, durante um período aproximado de 20 s. O período de oscilação gerado no pêndulo foi em média de 1,05s.

O intervalo de tempo entre os quadros não se manteve constante. A maior parte destes intervalos (96,36 %) apresentou tempo entre 33 e 34 ms, o que está de acordo com o esperado para um frequência de amostragem de 30 fps. Entretanto, um menor percentual de quadros (3,64 %) apresentou intervalos de tempo maiores do que 34 ms, alguns chegando a até 200 ms. Apesar do percentual de quadros fora do esperado ser pequeno, quando o tempo decorrido foi estimado supondo que a frequência de amostragem era constante, observou-se uma redução de 1,39 s no tempo obtido sem os *timestamps* (Figura 4-1) em comparação ao cronometrado. Para um experimento mais longo, a existência desse tipo de defasagem poderia causar desalinhamentos relevantes na comparação com outros sinais.

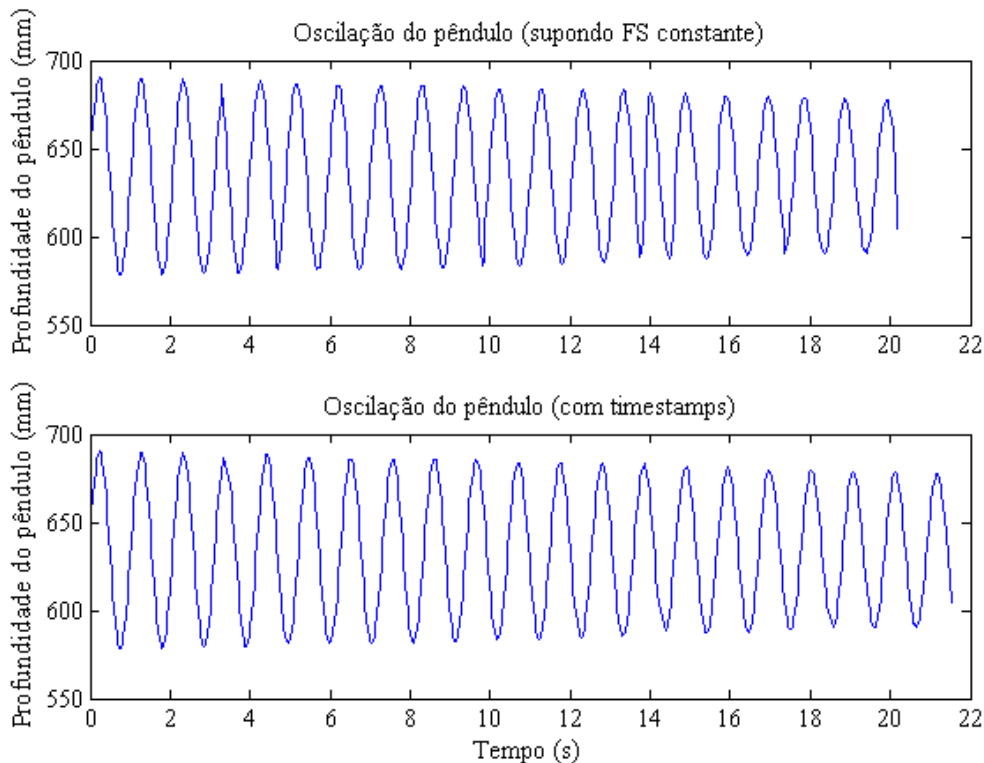


Figura 4-1. Efeito da frequência de amostragem variada sobre o sinal. Ao considerar a frequência de amostragem (FS) constante, somam-se os pequenos atrasos no recebimento de novos quadros, gerando uma defasagem em relação ao tempo real decorrido. Na figura os efeitos mais evidentes são o achatamento do sinal (próximo a 4, 10, e 18 s de experimento), e o término do sinal com aproximadamente 20 s (quando na verdade o tempo decorrido era de quase 22s).

Tendo em vista as oscilações na frequência de amostragem do sensor, optou-se pela interpolação dos dados, reamostrando o sinal em intervalo de tempo constante.

4.2. Calibração do pneumotacógrafo

Por meio das equações descritas anteriormente (equações 3.3 a 3.6), são estimados coeficientes que correlacionem as variações de pressão no pneumotacógrafo com a vazão correspondente.

Um total de 104 injeções de 2 L foram aplicadas a montagem com o pneumotacógrafo. O erro médio para o polinômio de calibração foi de -0,04%, tanto para a inspiração quanto para a expiração, e os erros máximos ficaram na faixa de $\pm 5\%$, considerada aceitável para a aplicação em questão.

No gráfico da Figura 4-2 observa-se o comportamento do erro ao longo das injeções nas diferentes vazões. Nos ciclos de vazão mais baixa (i.e., em torno de 0,2L/s) o erro tanto para inspiração quanto para expiração se manteve mais afastado da média, em torno de -4%, aproximando-se progressivamente do zero nas vazões mais altas (próximas a 1,67 L/s). Ressalta-se também que o erro manteve-se, aproximadamente, o mesmo tanto para inspiração quanto para a expiração na maioria dos ciclos.

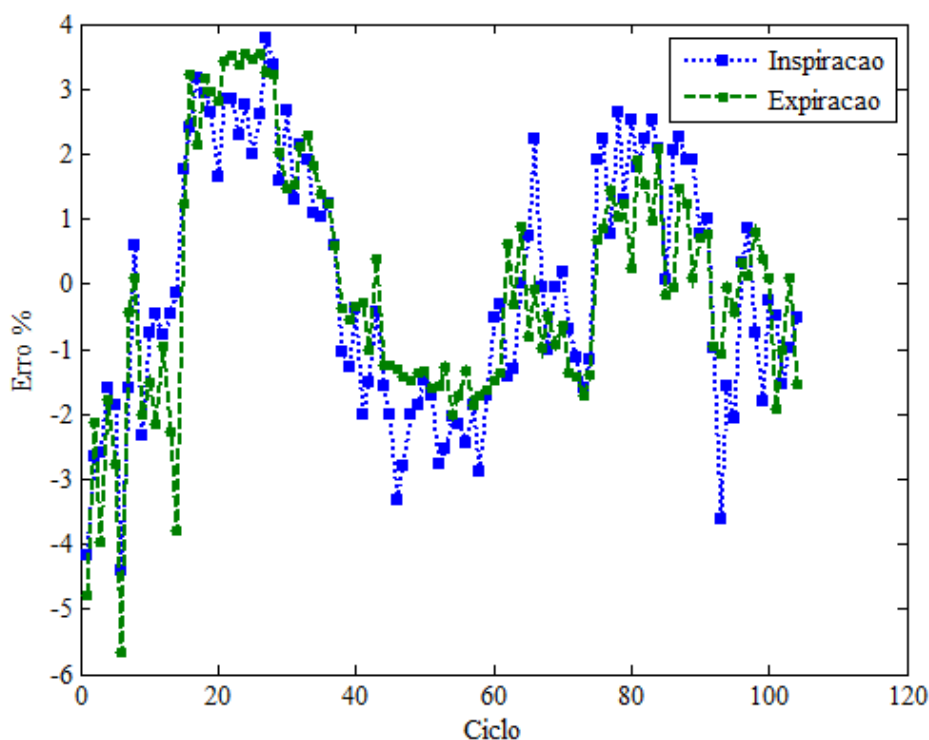


Figura 4-2. Erro do volume corrente calculado na calibração em cada ciclo respiratório. Nos primeiros ciclos foram aplicadas vazões baixas, e nos subsequentes, a vazão administrada ao PT foi progressivamente aumentada.

A curva de calibração (Figura 4-3) ajustada com os dois polinômios de terceiro grau não apresentou descontinuidade entre os polinômios de calibração de inspiração e

expiração, e, além disso, manteve um comportamento mais próximo da linearidade dentro da faixa de trabalho com a vazão esperada para os experimentos ($\pm 1,5$ L/s).

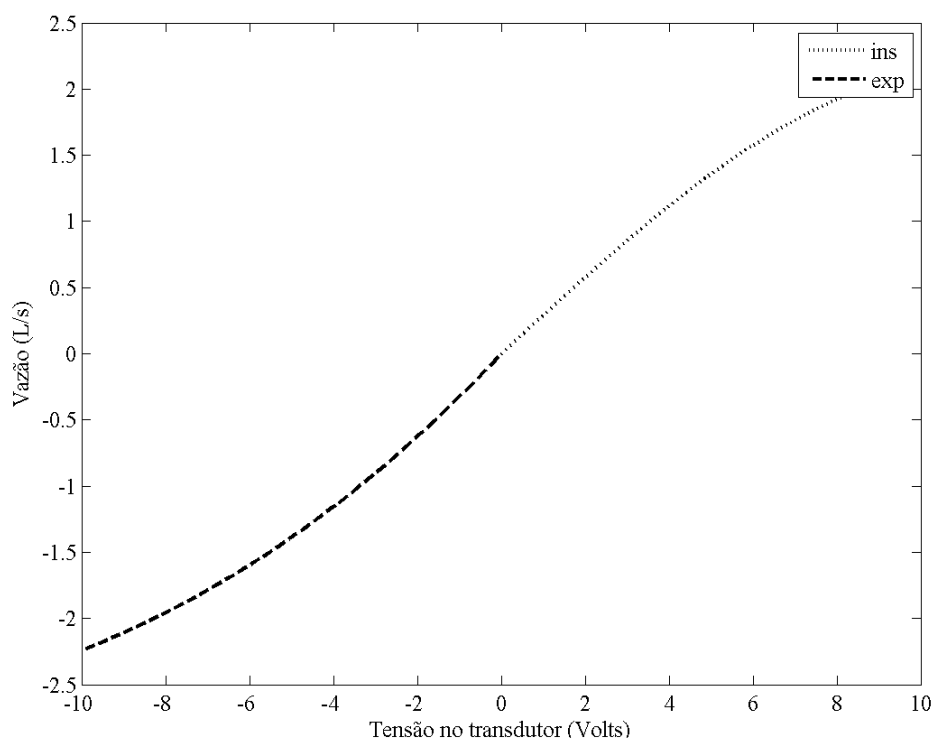


Figura 4-3. Curva de calibração da vazão com os polinômios inspiratório (linha pontilhada) e expiratório (linha tracejada). No eixo x a saída em tensão do transdutor, e no eixo y a vazão correspondente.

4.3. Análise do janelamento do filtro média móvel

A análise dos diferentes tamanhos de janela sobre o sinal do Kinect® foi realizada por meio da observação das variações na detecção dos trechos inspiratórios em relação ao pneumotacógrafo, utilizando a função do programa Mecânica (PINO *et al.*, 2002) que detecta os semiciclos respiratórios. Os períodos de cada trecho inspiratório detectado são comparados aos observados no sinal do pneumotacógrafo e uma menor variabilidade dos trechos entre os dois sinais sugere que a quantidade de amostras escolhida para o filtro foi mais adequada para a detecção das transições entre inspiração e expiração.

O menor tamanho da janela para teste foi de 200 amostras, pois em quantidade menor do que esta as transições de fase respiratórias eram detectadas somente em algumas frequências e volumes correntes, não sendo aplicável para todo o grupo. O maior tamanho de janela analisado foi de 300 amostras, já que a partir deste ponto a variabilidade em algumas frequências ultrapassou 0,2 s, sendo esta uma variabilidade considerada como relevante para o experimento.

De todas as janelas testadas, a janela de 300 amostras gerou um máximo de 0,13s de variabilidade e manteve uma variabilidade baixa (menor do que 0,05 s) para a

maioria das frequências e volumes correntes analisados, apresentando uma filtragem mais adequada para o sinal de profundidade média. Na Tabela 4-1, pode ser verificado o desvio padrão do período dos semiciclos do Kinect® em relação aos do pneumotacógrafo.

Tabela 4-1. Desvio padrão para filtro média móvel de 300 amostras.

	400 mL	600 mL	800 mL
12 cpm	0,07	0,10	0,13
15 cpm	0,10	0,05	0,02
20 cpm	0,06	0,03	0,01
25 cpm	0,02	0,02	0,01

4.4. Resultados gerais da ventilação simulada

Foram realizados 1728 ciclos ventilatórios controlados entre as diferentes frequências e volumes correntes. Todos os ciclos respiratórios puderam ser detectados no sinal de profundidade média do Kinect®. A oscilação do balão provocou um ruído sobre a profundidade média do balão, sendo maior a oscilação nos ciclos de frequência respiratória mais alta (20 e 25 cpm).

O intervalo de tempo entre as amostras do Kinect® não se manteve constante. A maior parte das amostras manteve intervalo de tempo conforme o esperado para 30 fps, possuindo intervalo entre 33 e 34 ms (99,7 %). Apenas 0,30 % das amostras possuíam intervalo de tempo maior do que 34 ms; entretanto, em uma das pausas inspiratórias de término de protocolo um destes intervalos chegou a ter 468 ms. Estas ocorrências reforçaram a importância da interpolação para manter a uma frequência de amostragem constante.

Com o alinhamento dos sinais, pôde-se obter também a correlação entre o sinal de profundidade média do Kinect® e o sinal de volume (Tabela 4-2). Os coeficientes de correlação dos sinais estiveram entre 0,8996 e 0,9825, o que expressa uma correlação relevante entre o volume e o sinal de profundidade média.

Tabela 4-2. Coeficientes de correlação (r)

	12 cpm	15 cpm	20 cpm	25 cpm
400 mL	0,9603	0,9825	0,9668	0,9620
600 mL	0,9463	0,9662	0,9296	0,9390
800 mL	0,9454	0,9673	0,8996	0,9118

4.5. Análise da detecção das transições inspiratórias e expiratórias

Com o sinal do Kinect®, foi possível observar não somente os ciclos respiratórios como também as transições entre inspiração e expiração (e vice-versa). De acordo com a Tabela 4-3, a distância temporal entre os instantes de transição detectados no sinal do Kinect® e os detectados no pneumotacógrafo foi pequena, estando em torno de 100 ms. Entretanto, assume maior importância a variabilidade deste intervalo temporal, que nos testes realizados apresentou valores entre 10 e 140 ms, o que pode não ser relevante dependendo do objetivo da monitorização da respiração. Contudo, apesar destas transições de inspiração para expiração ocuparem uma faixa de variabilidade relativamente grande, ainda se pode observar que há uma redução da mesma com o aumento da FR.

Ao se observar as diferenças entre os sinais dos dois dispositivos considerando-se somente a detecção do início da inspiração ou da expiração, verificou-se que a detecção do início da inspiração apresenta maior variabilidade. Este comportamento pode ser mais bem observado no gráfico da Figura 4-4, que mostra a diminuição progressiva do desvio padrão das diferenças entre o pneumotacógrafo e o Kinect®.

Tabela 4-3. Detecção das transições entre inspiração e expiração.

FR	V _T	Todas as transições	Início da Inspiração	Início da Expiração
		Média ± DP (s)	Média ± DP (s)	Média ± DP (s)
12	400	0,16 ± 0,07	0,17 ± 0,09	0,16 ± 0,04
	600	0,14 ± 0,10	0,20 ± 0,10	0,08 ± 0,08
	800	0,10 ± 0,14	0,20 ± 0,13	-0,01 ± 0,02
15	400	0,16 ± 0,09	0,21 ± 0,11	0,10 ± 0,01
	600	0,13 ± 0,09	0,22 ± 0,05	0,05 ± 0,02
	800	0,11 ± 0,07	0,18 ± 0,03	0,05 ± 0,01
20	400	0,10 ± 0,07	0,15 ± 0,05	0,05 ± 0,01
	600	0,10 ± 0,11	0,21 ± 0,03	0,00 ± 0,01
	800	0,11 ± 0,10	0,21 ± 0,02	0,01 ± 0,01
25	400	0,07 ± 0,04	0,10 ± 0,02	0,04 ± 0,01
	600	0,04 ± 0,02	0,06 ± 0,01	0,02 ± 0,02
	800	0,04 ± 0,01	0,04 ± 0,01	0,03 ± 0,01

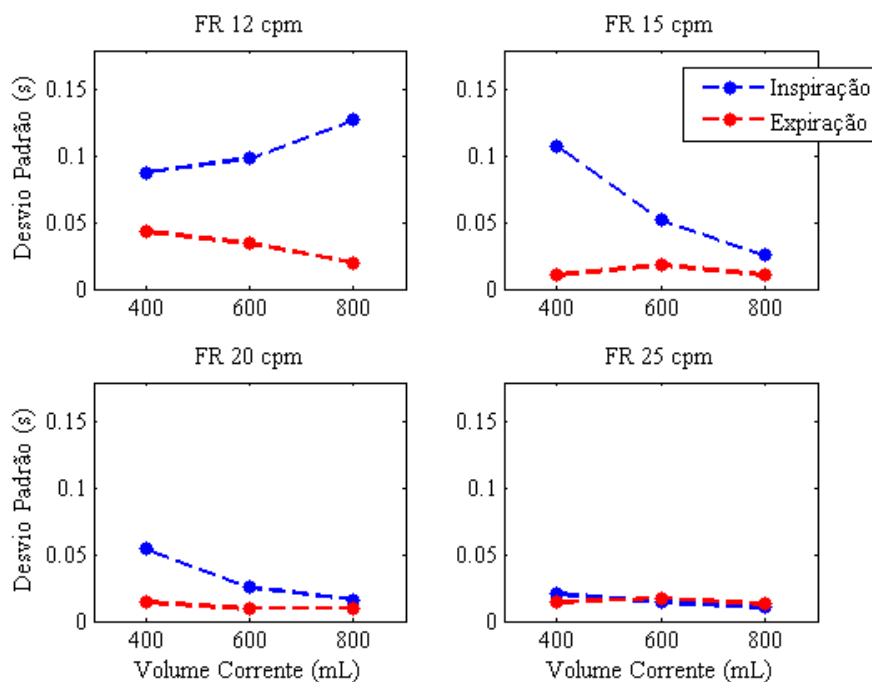


Figura 4-4. Desvio padrão das diferenças entre as detecções obtidas com o Pneumotacógrafo e o Kinect®. Em azul, o desvio padrão quanto à detecção do início da inspiração, em vermelho o início da expiração. O desvio padrão diminui com o aumento da FR e do V_T .

A variabilidade na detecção das transições entre inspiração e expiração no sinal do Kinect® reflete-se no período dos ciclos respiratórios observados. A existência de ciclos respiratórios alguns milissegundos mais curtos e outros mais longos faz com que os ciclos observados com o Kinect® tenham em média o mesmo período do que os observados com o pneumotacógrafo, entretanto, com uma variabilidade maior, novamente nas FR mais baixas, conforme pode ser observado na Tabela 4-4. Ou seja, apesar dos ciclos respiratórios poderem ser detectados com o Kinect® da mesma maneira que com o pneumotacógrafo, uma variabilidade maior pode ser esperada.

Tabela 4-4. Variabilidade dos ciclos respiratórios.

FR	V_T	Kinect	Pneumotacógrafo	FR	V_T	Kinect	Pneumotacógrafo
		DP (s)	DP (s)			DP (s)	DP (s)
12	400	0,13	0,02	20	400	0,08	0,01
	600	0,14	0,01		600	0,03	0,01
	800	0,16	0,01		800	0,02	0,01
15	400	0,15	0,01	25	400	0,02	0,01
	600	0,09	0,00		600	0,01	0,01
	800	0,05	0,05		800	0,01	0,01

4.6. Análise preliminar das discriminações de volume corrente

De acordo com o esperado, a mediana das amplitudes pico a pico dos sinais de profundidade média do Kinect® aumentou conforme o aumento do volume corrente (e.g. Figura 4-5), sugerindo que a informação contida nestes sinais pode indicar não apenas as incursões respiratórias, mas também variações no volume corrente mobilizado. Apenas na frequência de 25 cpm e V_T de 800 mL, não houve uma correspondência entre volume corrente administrado com a amplitude provocada no sinal.

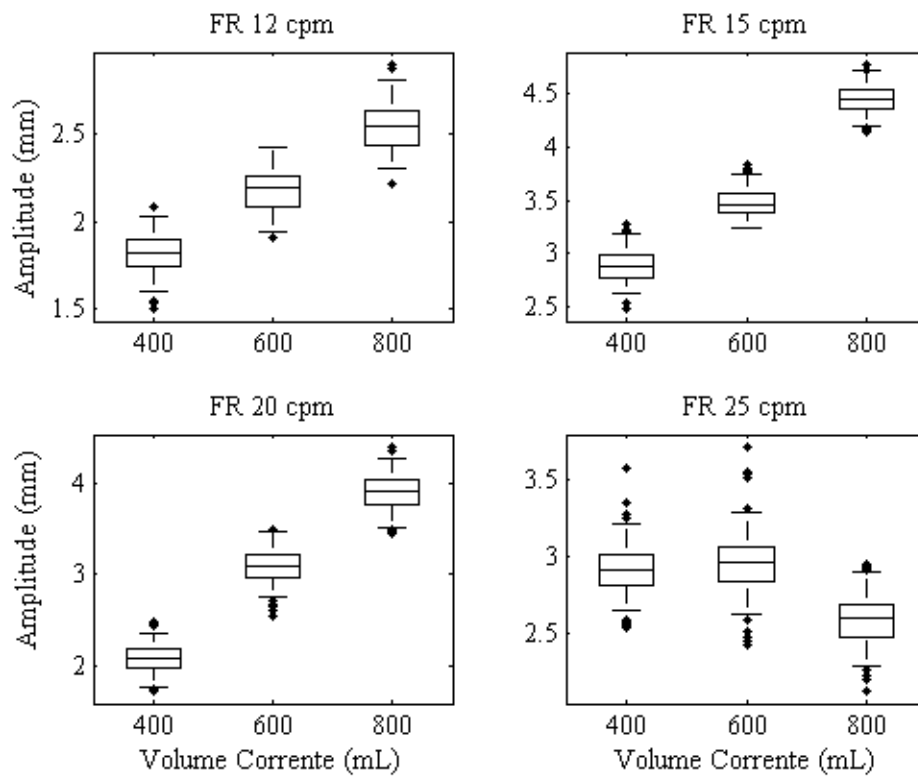


Figura 4-5. *Boxplot* das amplitudes pico a pico do sinal de profundidade média.

5. Discussão

Os resultados mostram que os ciclos respiratórios podem ser observados com o uso dos mapas de profundidade do Kinect®, conseguindo-se com isso determinar-se a frequência respiratória e as transições entre a inspiração e a expiração. Além disso, algumas características do sinal de profundidade média, e que são boas para a aplicação prática, também puderam ser observadas. Destacam-se as transições bem demarcadas entre inspiração e expiração, uma correlação alta com o sinal de volume do pneumotacógrafo (maior do que 0,9 para a maioria das FR e V_T testados), e a variação da amplitude pico a pico de acordo com o V_T administrado. Outro dado relevante, porém contando negativamente na análise do sinal, é o ruído, que esteve presente ao longo de todo experimento.

Outros dois estudos (BURBA *et al.*, 2012; XIA; SIOCHI, 2012) que utilizaram o Kinect® para rastrear os movimentos respiratórios também citam o ruído como algo inerente aos mapas de profundidade. De fato, o valor de profundidade informado em cada pixel não é estável. ANDERSEN *et al.* (2012) demonstraram que pelo menos 20 % dos pixels em um mesmo plano de profundidade podem assumir três valores distintos, ressaltando ainda que esta variabilidade é maior nos contornos dos objetos.

Apesar da existência desta variabilidade da profundidade em função do sensor, fatores presentes no próprio ambiente experimental e no algoritmo podem ter contribuído para a existência do ruído. A seleção da região de interesse envolveu toda a região do balão (i.e., incluindo suas extremidades), o que pode ter provocado maior oscilação na profundidade média. Outro fator importante foi a oscilação do próprio balão em função da vazão administrada e do recolhimento elástico do balão durante a expiração. Esta oscilação esteve presente mesmo com a fixação do balão ao chão por um fio e com o uso do resistor parabólico na via aérea. É possível que esses fatores tenham se somado a própria oscilação natural do mapa de profundidade do Kinect®, deixando o sinal mais ruidoso. Dessa forma, o ambiente experimental pode ter ocultado parte da qualidade do sinal.

Duas abordagens em especial de BURBA *et al.* (2012) e de XIA & SIOCHI (2012) podem ter contribuído para os menores efeitos do ruído em seus estudos. No experimento de BURBA *et al.* (2012), a superfície torácica foi monitorizada durante a respiração, sendo que a região de interesse foi selecionada dentro da região mais central do tórax, o que eliminou parte das flutuações nos valores de profundidade. Em XIA & SIOCHI (2012) a curva respiratória foi obtida por meio da observação da movimentação

de uma placa posta sobre o tórax, o que facilitou a determinação de uma região de interesse sem influência dos ruídos inerentes às extremidades. Entretanto, neste último caso, apesar de se eliminar o ruído com a placa, perde-se parte da proposta de monitorizar a respiração sem contato físico.

É importante ressaltar que mesmo tendo o ruído se destacado no traçado ventilatório, os ciclos respiratórios puderam ser detectados em todas as FR e V_T administrados, e que ainda, a amplitude pico a pico do sinal acompanhou as variações de volume corrente. Em parte, estas transições e ciclos respiratórios bem demarcados podem ter ocorrido em função da distância do Kinect® em relação ao balão. ANDERSEN *et al.* (2012) demonstraram claramente que a resolução do Kinect® diminui com o aumento da distância, e no presente estudo procurou-se realizar a monitorização com a menor distância possível (entre 700 e 730 mm aproximadamente). A esta distância uma maior quantidade de pontos pode ser observada na superfície do balão alcançando, assim, um melhor detalhamento da movimentação da superfície. Semelhantemente, ALNOWAMI *et al.* (2012) também obtiveram resultado satisfatório do traçado respiratório com distâncias mais próximas do aparelho (entre 850 e 1200 mm).

As diferenças no intervalo de tempo entre quadros não são relatadas nos demais estudos que empregaram o Kinect® para a monitorização respiratória. Há a possibilidade de que o sistema operacional utilizado tenha contribuído para o atraso na captação dos quadros, o que torna a verificação do intervalo de tempo entre as amostras bastante recomendável antes da realização de experimentos com o sensor. Ainda que apenas 0,30% desses intervalos tenha sido superior a 34 ms, foi observado um máximo de 468 ms em um destes intervalos, o que poderia ter causado uma relevante perda de informações no sinal.

Deve ser levado em consideração que a proposta inicial de uso do sensor Kinect® foi idealizada para movimentos de grande amplitude dos membros e tronco, não havendo necessidade de grande resolução temporal ou espacial. Logo, estas limitações estarão presentes durante a obtenção dos traçados respiratórios que podem ser de pequena amplitude e suaves durante o repouso, resultando em maior ruído ou atraso temporal. Para aplicação prática na fisiologia da respiração, estas limitações não parecem ser relevantes, visto que as soluções apresentadas (e.g., interpolação e filtragem) podem ser suficientes para compensar estas limitações existentes.

5.1. Detecção dos ciclos e semiciclos respiratórios

Os resultados desta análise mostraram que de maneira geral existe uma tendência a maior variabilidade na detecção dos semiciclos respiratórios de FR e V_T mais baixos. A análise isolada da detecção do início da inspiração e da expiração indica que o início da inspiração tem uma contribuição maior na variabilidade do que a expiração.

Uma causa provável para este fato pode ter origem na informação que cada sinal carrega, já que o sinal do pneumotacógrafo pode captar de maneira mais rápida do que o Kinect® as mudanças de fase ventilatória. Na medida em que a vazão é liberada pelo ventilador mecânico no início da inspiração, há uma mudança rápida no sinal. Entretanto, o Kinect® observa apenas as mudanças na superfície do balão, que especialmente nas FR e V_T mais baixos tende a ocorrer de maneira mais lenta. Isto naturalmente causa uma dificuldade maior na identificação de um momento exato de uma mudança de fase respiratória na deformação da superfície.

Além da vazão mais baixa, o processo de filtragem da derivada da profundidade média com o filtro média móvel também pode ter contribuído para a variabilidade, já que a própria filtragem leva à formação de rampas nos trechos do sinal em que há um degrau. É possível que a utilização de outros filtros, com outros tipos de resposta em frequência, possa contribuir para uma menor variabilidade.

Ainda que exista uma variabilidade temporal entre os semiciclos detectados com o Kinect® e com o pneumotacógrafo, ressalta-se que as transições entre a inspiração e expiração no sinal de profundidade média são bem demarcadas. Verificando-se os pontos em que o algoritmo detectou uma transição, observa-se uma defasagem com relação aos pontos que visualmente parecem indicar uma transição, o que pode indicar que a modificação do algoritmo empregado pode melhorar os resultados. Após o alinhamento dos sinais, é possível observar que justamente estas transições aparentes se apresentam bem alinhadas com as transições detectadas no sinal do pneumotacógrafo. Logo, apesar da variabilidade observada, é possível que uma menor variabilidade seja alcançada com o melhoramento do algoritmo e do processo de filtragem do sinal.

Nenhum dos trabalhos recentes sobre a monitorização da respiração com o Kinect® (ALNOWAMI *et al.*, 2012; AOKI *et al.*, 2012; BURBA *et al.*, 2012; MARTINEZ; STIEFELHAGEN, 2012; XIA; SIOCHI, 2012; YU *et al.*, 2012) fez análise destas variabilidades temporais nas mudanças de fase respiratória do sinal de profundidade média, mesmo os que compararam o sinal com um padrão-ouro. Contudo,

foi por meio desta análise que se pôde evidenciar que a forma com que o Kinect® detecta as mudanças na respiração pode ser capaz de influenciar os resultados observados. Por exemplo, um teste experimental em que um voluntário faça um V_T baixo deformando muito lentamente sua caixa torácica pode causar maior variabilidade na detecção dos semiciclos respiratórios.

Os resultados observados, por fim, não reprovam o uso do Kinect® na observação da respiração ciclo a ciclo, contudo ressaltam que uma variabilidade em frequências respiratórias mais baixas pode ser esperada.

5.2. Discriminação de variações no volume corrente

Um dado relevante apresentado nos resultados é a alta correlação entre o sinal de profundidade média e o volume. Neste estudo, foi observada uma semelhança muito grande entre a forma da curva de profundidade média invertida e a curva de volume. Esta semelhança entre as curvas serviu de base para a obtenção da correlação entre os dois sinais e para a realização do seu alinhamento. Ressalta-se que a correlação foi maior que 0,94 em mais da metade das FR e V_T testados, o que sugere que o sinal de profundidade média por si guarda informação importante sobre o volume corrente.

Outros estudos buscaram estimar o volume corrente por meio do sinal do Kinect®, entretanto, abordagens mais complexas foram utilizadas. AOKI *et al.* (2012) calcularam a coordenada 3D de cada pixel para reconstrução da superfície corporal, e com estes dados estimaram o volume por meio da integral numérica da superfície toracoabdominal. A curva respiratória foi obtida por fim, calculando-se a variação deste volume estimado em função do tempo, sendo esta curva final comparada à medida de vazão de um analisador de gases. A correlação entre os sinais foi avaliada somente com os trechos expiratórios de ambos os sinais, sendo maior do que 0,98.

Um segundo estudo (YU *et al.*, 2012) utilizou outra abordagem. As dimensões dos pixels foram estimadas por calibração, e para o cálculo do volume foi utilizado o produto da diferença de profundidade (entre o quadro atual e um referencial) pelo quadrado do comprimento de cada pixel. O volume calculado foi comparado ao obtido com um espirômetro, e a correlação entre as duas medidas atingiu 0,96, semelhante à correlação obtida para os sinais no presente estudo.

Apesar dos investimentos no cálculo do volume corrente, um ponto em comum entre ambos os estudos é que não há uma indicação clara do erro dessa medida em relação ao padrão ouro testado. A única estimativa de erro foi apresentada no estudo de

YU *et al.* (2012) com uma manobra isovolume, no qual se relata um desvio padrão de 110 mL em 3510 mL mobilizados, o que mostra uma consistência do método empregado, mas não esclarece o quanto esta medida está diferindo do método padrão.

No presente estudo, não foi realizada uma comparação do sinal de profundidade média com o V_T , mas mesmo sem ter calculado o V_T os resultados observados na análise da amplitude pico a pico do sinal revelam informação importante a respeito do volume mobilizado. Conforme houve um aumento do V_T administrado, houve aumento na amplitude, o que indica que este sinal possui não somente uma correlação com os trechos respiratórios, mas também uma relação com o volume corrente. Apenas na FR mais alta (25 cpm) o efeito foi não observado, entretanto, cabe ressaltar que a oscilação do balão foi maior nesta frequência. Esta relação do volume com a amplitude pico a pico evidencia também a possibilidade de se estimar o volume corrente a partir do sinal de profundidade média. Diferentemente dos estudos de AOKI *et al.* (2012) e YU *et al.* (2012), um ajuste polinomial poderia permitir o cálculo do V_T .

5.3. Análises complementares e considerações para aplicação prática

Um dos intuítos mais importantes em utilizar o Kinect® para monitorizar a respiração é a possibilidade de monitorização sem contato físico com o paciente. Tendo em vista que muitos estudos buscam avaliar a respiração no seu estado mais natural, buscou-se avaliar, apenas a propósito de teste, a utilização do Kinect® com voluntários.

Um primeiro teste complementar foi realizado para verificar a possibilidade de estimar o volume corrente com um voluntário respirando com uma máscara acoplada a um pneumotacógrafo. Este teste foi realizado de modo a simular um cenário de aplicação prática do Kinect® nos estudos da fisiologia da respiração: indivíduo sentado em uma poltrona, recostado, com os braços apoiados em suporte lateral, respirando em repouso.

A partir do sinal de profundidade média obtido, foi realizado um ajuste polinomial à curva de volume corrente (Figura 5-1). Assim como no estudo de YU *et al.*, (2012) o tórax e o abdômen foram tratados com contribuições distintas para o volume corrente. Com o polinômio estimado, foi calculada a diferença entre o volume estimado pelo polinômio e o obtido por meio do pneumotacógrafo. O desvio padrão para as diferenças do volume estimado em relação ao padrão foi de 78,8 mL em aproximadamente 1000 mL de volume corrente (Figura 5-2).

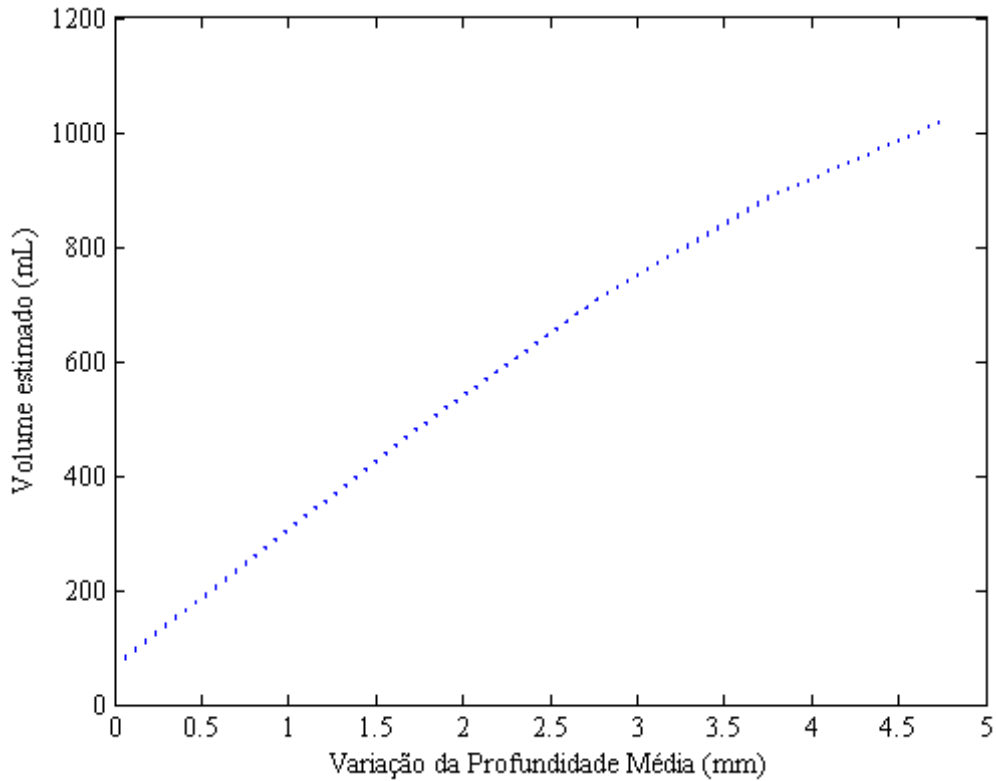


Figura 5-1. Ajuste polinomial da profundidade média com o volume corrente. No eixo x, a variação de profundidade média e no eixo y, o volume corrente estimado com o polinômio.

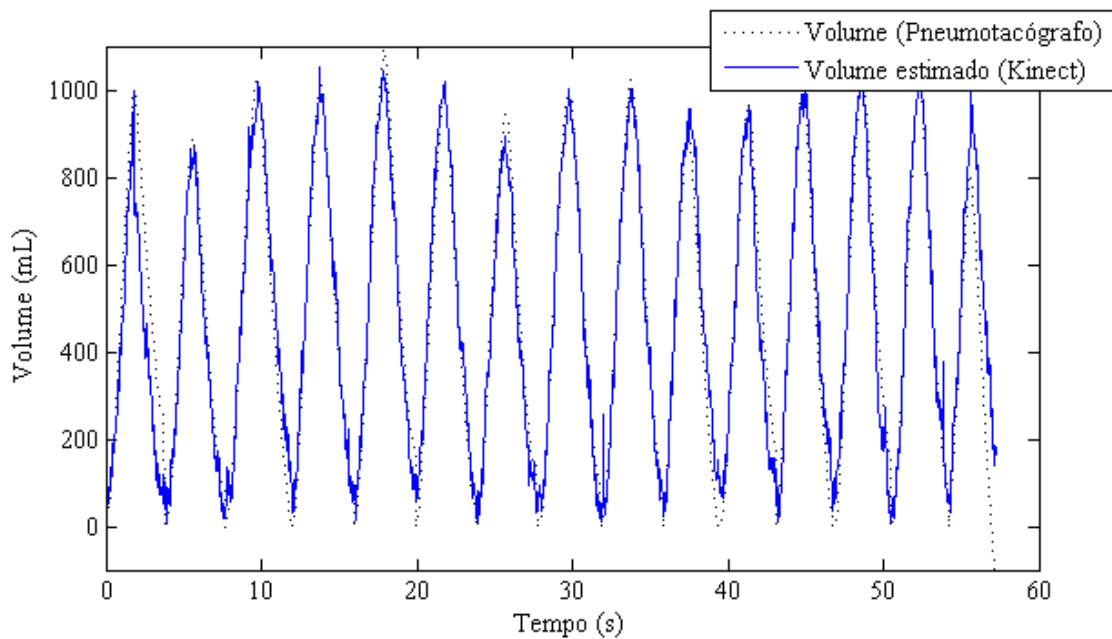


Figura 5-2. Volume corrente estimado com o Kinect®.

Uma análise comparativa permite observar que mesmo utilizando-se uma abordagem simples pôde-se obter correlação alta entre os sinais, da mesma maneira que nos estudos com abordagens mais elaboradas para estimativa do volume corrente (Tabela 5-1).

Tabela 5-1. Estimativa do volume corrente com o sensor Kinect®.

Pesquisador	Abordagem	Padrão-ouro	Correlação
AOKI <i>et al.</i> (2012)	Integral da caixa torácica	Analisador de gases	$r > 0,98$
YU <i>et al.</i> (2012)	Volume da diferença de profundidade entre quadros	Espirômetro	$r > 0,96$
LUSTOSA <i>et al.</i> (presente estudo)	Ajuste polinomial da profundidade média	Pneumotacógrafo	$r > 0,96$

Para se avaliar a aplicabilidade do Kinect® sem o uso de máscaras, outro teste preliminar foi feito, buscando evidenciar a arritmia sinusal respiratória. Um voluntário permaneceu sentado em uma cadeira com apoio para os braços, tendo sua respiração monitorizada pelo Kinect® e seus batimentos cardíacos com o Gravador RR Polar (Polar Electro Oy, Kempele, Finlândia). Durante um período de aproximadamente 5 minutos, o voluntário respirou sem um padrão ventilatório pré-determinado, e a partir de um determinado instante a monitorização foi realizada durante a fala.

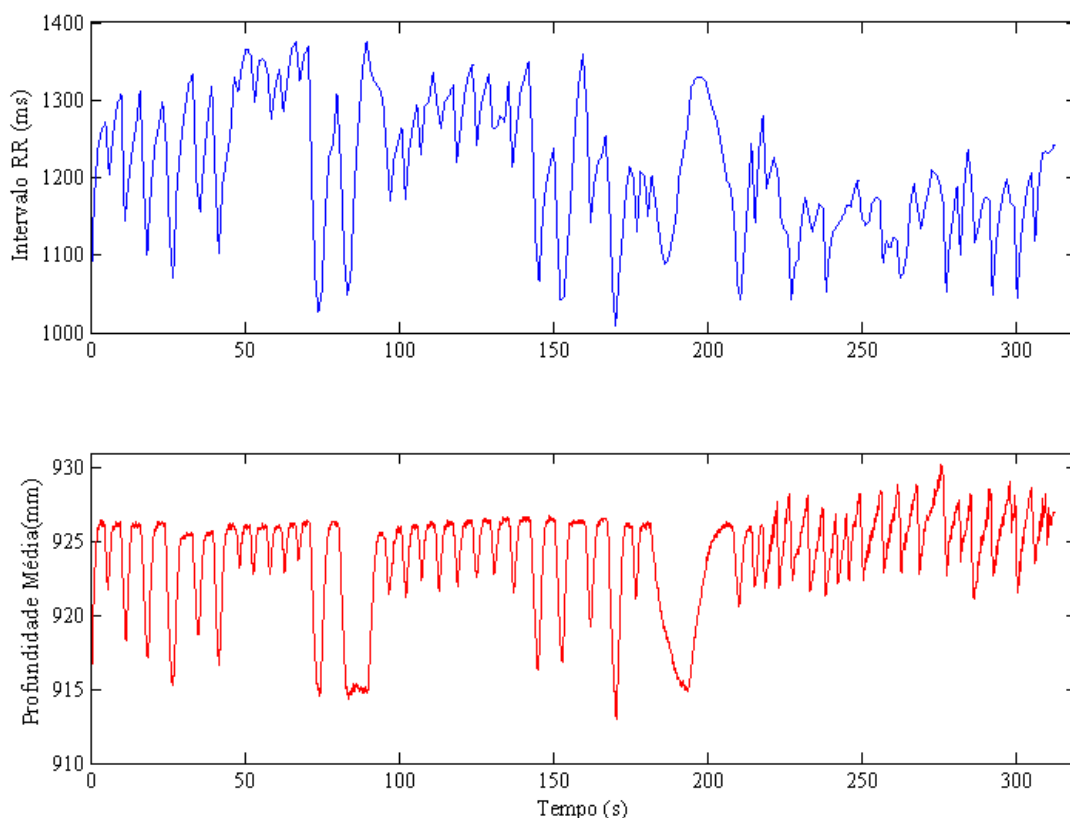


Figura 5-3. Observação da Arritmia Sinusal Respiratória com o Kinect®. As variações no volume corrente podem ser observadas por meio da variação da amplitude pico a pico na profundidade média. As oscilações na curva dos intervalos RR acompanham as oscilações na profundidade média. A partir de 200 s o voluntário respira enquanto fala, e um traçado serrilhado na profundidade média pode ser observado.

Quando comparadas as curvas dos intervalos RR com o traçado da respiração do Kinect® (Figura 5-3), pôde-se observar que as variações em amplitude na profundidade média corresponderam às variações na amplitude da curva dos intervalos RR. Destaca-se também, que além da arritmia sinusal respiratória (ASR) observada, durante o período de fala há uma alteração da curva do Kinect®, mostrando que através deste sinal também é possível identificar padrões respiratórios mais específicos. Este teste sugere que o Kinect® talvez possa ser utilizado em estudos para monitorização, ainda que questões vistas nos experimentos com o balão necessitem de solução (como a detecção dos semiciclos respiratórios no sinal e o ruído).

A partir destes testes simples, pode-se observar como o Kinect®, ainda que necessitando de ajustes, pode ser uma ferramenta valiosa na monitorização não invasiva. Estudos demonstram que apenas o ato de comunicar a um paciente que a sua respiração será monitorizada, é capaz de alterar o seu padrão respiratório de maneira significativa (HAN *et al.*, 1997). Isto é bastante relevante, já que os dispositivos tradicionais como máscara para ventilação não invasiva, e as cintas pletismográficas, chamam a atenção do indivíduo para a sua respiração, tornando-a um processo mais consciente e menos espontâneo.

A possibilidade de se usar o Kinect® permite uma exploração mais natural dos diferentes fatores que podem modular a arritmia sinusal respiratória, como a atenção, o estado emocional e a conscientização da respiração e, atende a uma demanda de estudos já realizados pelo Laboratório de Engenharia Pulmonar da COPPE/UFRJ (DINIZ, 2010; FILHO, 2007; LOPES, 2008). Para a aplicação prática, entretanto, pesquisas complementares ainda são necessárias para validar o aparelho na monitorização de voluntários, comparando os resultados desta nova ferramenta com os resultados obtidos por meio dos instrumentos empregados nestas pesquisas anteriores (como a máscara facial e a cinta pletismográfica).

Os resultados encontrados nas avaliações realizadas pelo presente estudo permitiram obter considerações importantes para a aplicação prática do sensor, diferentemente dos estudos que obtiveram unicamente o traçado respiratório. A análise dos dados pode mostrar que pode haver uma maior variabilidade dos ciclos respiratórios observados com o Kinect®, já que a movimentação da superfície durante a respiração ocorre mais lentamente do que as alterações na vazão.

Além disso, a maior exploração do sinal de profundidade média trouxe outras informações relevantes. O sinal de profundidade média guarda uma correlação alta com

o sinal de volume corrente, e a sua amplitude pico a pico responde as variações no volume corrente. Este dado não foi observado em outros estudos, e ainda, o ajuste polinomial deste sinal se mostrou como uma alternativa também capaz de estimar o volume corrente.

Um estudo mais aprofundado destas relações do sinal de profundidade média com o volume corrente apontam novas direções para o desenvolvimento da técnica apresentada neste trabalho. A relação entre o volume de ar mobilizado em toda capacidade vital e a movimentação do tórax, ainda necessita de maior investigação. Outras perguntas, como a utilização de mais de um sensor para melhorar a estimativa do V_T podem também ser exploradas.

Outro trabalho a ser desenvolvido a partir dos métodos empregados neste estudo, diz respeito à melhora das rotinas de processamento. Uma maior automatização do processamento dos mapas de profundidade (rastreamento a região de interesse de maneira mais automática) pode ser um passo importante para o emprego do Kinect® em futuros estudos.

5.4. Limitações do estudo

O ambiente experimental e o algoritmo empregado contribuiu com limitações para o experimento, conforme já abordado neste capítulo (e.g., a oscilação do balão, a inclusão das extremidades do balão para cálculo da profundidade média e a filtragem do sinal).

O uso do balão em ventilação mecânica contou negativamente para observação dos movimentos respiratórios. Mesmo com o uso do fio para fixação a oscilação do balão não foi contida de forma satisfatória, o que indica que o uso do balão em si para o experimento está sujeito a um ruído maior sobre o sinal. Esta oscilação maior não trouxe um problema para análise temporal dos instantes em que os ciclos foram detectados, entretanto, não foi possível observar o aumento da amplitude pico a pico do sinal na FR de 25 cpm.

Outro fator relevante são os transientes do Kinect. Como relatado por ANDERSEN *et al.* (2012), o sensor necessita de ao menos 30 s a partir do momento que é ligado para que assuma o valor da profundidade mensurada pelo pixel assumam um valor estável.

O uso da profundidade média como sinal também pode ser considerada como um fator limitante não somente para este experimento, mas também para futuros

estudos. Utilizar apenas este sinal como parâmetro, faz com que uma oscilação indesejada do objeto de observação provoque uma curva no sinal que pode ser erroneamente interpretada como um semiciclo respiratório. Este mesmo problema também é abordado por BURBA *et al.* (2012), e uma solução simples pôde ser indicada neste caso. Para a aplicação em voluntários, a adoção de um ponto referencial como os ombros pode dar maior estabilidade ao plano de profundidade de interesse e eliminar os falsos ciclos respiratórios.

6. Conclusão

A monitorização da frequência respiratória por meio do sensor Microsoft Kinect® se mostrou possível, através do sinal de profundidade média, uma curva respiratória pôde ser traçada e ter os seus ciclos respiratórios determinados. Quando comparado ao pneumotacógrafo, o sensor se mostrou igualmente capaz de detectar as mudanças de fase respiratória, com uma variabilidade pequena no instante em que um semiciclo é detectado, a qual, entretanto, pode não ter uma grande relevância nos estudos em que seu uso é proposto.

Por meio do sinal de profundidade média, também foi possível verificar as mudanças no volume corrente realizado, o que apoia os esforços feitos pelos estudos anteriores em usar os mapas de profundidade para estimar o volume. Acrescenta-se também que este dado encontrado apresenta uma nova possibilidade para a estimação do volume corrente, sendo inclusive de menor complexidade.

A aplicação do sensor na prática experimental ainda requer mais estudos para validar o seu uso em voluntários. Pequenos ajustes no processamento dos dados para a geração do sinal de profundidade média podem ser suficientes para que o sensor seja aplicado em estudos sobre ASR, cognição, avaliação do padrão respiratório, entre outros.

7. Referências Bibliográficas

- AIRES, M. DE M. **Fisiologia**. Rio de Janeiro: Guanabara-Koogan, 2008.
- ALNOWAMI, M.; ALNWAIMI, B.; TAHAVORI, F.; COPLAND, M.; WELLS, K. **A quantitative assessment of using the Kinect for Xbox 360 for respiratory surface motion tracking**. . [S.l.]: Proceeding of SPIE - SPIE Digital Library. Disponível em: <<http://link.aip.org/link/PSISDG/v8316/i1/p83161T/s1&Agg=doi>>. Acesso em: 11 jun. 2012. , 2012
- ANDERSEN, M. R.; JENSEN, T.; LISOUSKI, P.; *et al.* Kinect Depth Sensor Evaluation for Computer Vision Applications. **Technical report ECE-TR-6**, Department of Engineering, Aarhus University, Denmark. fev 2012.
- AOKI, H.; MIYAZAKI, M.; NAKAMURA, H.; *et al.* **Non-contact respiration measurement using structured light 3-D sensor**. SICE Annual Conference (SICE) 2012. **Anais...** Akita, Cidade de Akita, Japão: The Society of Instrument and Control Engineers (SICE). Disponível em: <http://ieeexplore.ieee.org/xpls/abs_all.jsp?arnumber=6318511>. Acesso em: 20 dez. 2012. , 2012
- BAUER, S.; WASZA, J.; HORNEGGER, J. Photometric Estimation of 3D Surface Motion Fields for Respiration Management. In: TOLXDORFF, T.; DESERNO, T. M.; HANDELS, H.; MEINZER, H.-P. (Eds.). **Bildverarbeitung für die Medizin 2012**. Informatik aktuell. [S.l.]: Springer Berlin Heidelberg, 2012. p. 105–110.
- BURBA, N.; BOLAS, M.; KRUM, D. M.; SUMA, E. A. **Unobtrusive measurement of subtle nonverbal behaviors with the Microsoft Kinect**. . [S.l.]: IEEE. Disponível em: <<http://ieeexplore.ieee.org/lpdocs/epic03/wrapper.htm?arnumber=6180952>>. Acesso em: 18 dez. 2012. , mar 2012
- CARVALHO, C. R. R. DE; TOUFEN JUNIOR, C.; FRANCA, S. A. Ventilação mecânica: princípios, análise gráfica e modalidades ventilatórias. **Jornal Brasileiro de Pneumologia**, v. 33, p. 54–70, 2007.
- CHANG, Y. J.; CHEN, S. F.; HUANG, J. D. A Kinect-based system for physical rehabilitation: A pilot study for young adults with motor disabilities. **Research in Developmental Disabilities**, 2011.
- DENOT-LEDUNOIS, S.; VARDON, G.; PERRUCHET, P.; GALLEGO, J. The effect of attentional load on the breathing pattern in children. **International Journal of Psychophysiology**, v. 29, n. 1, p. 13–21, 1 jun 1998.
- DINIZ, A. L. N. **Uma Tarefa de Atenção Pode Conduzir Involuntariamente o Ritmo Respiratório?** Rio de Janeiro: Programa de Engenharia Biomédica, COPPE/UFRJ, 2010.
- DRAKE, R. **Gray's anatomy for students**. Philadelphia: Elsevier/Churchill Livingstone, 2005.
- FILHO, P. C. N. G. **Efeitos Da Ventilação Educada Sobre O Padrão Médio Da Arritmia Sinusal Respiratória**. Rio de Janeiro: Programa de Engenharia Biomédica, COPPE/UFRJ, 2007.
- FOLKE, M.; CERNERUD, L.; EKSTRÖM, M.; HÖK, B. Critical review of non-invasive respiratory monitoring in medical care. **Medical and Biological Engineering and Computing**, v. 41, n. 4, p. 377–383, 2003.
- GALLO, L.; PLACITELLI, A. P.; CIAMPI, M. **Controller-free exploration of medical image data: Experiencing the Kinect**. 2011 24th International Symposium on Computer-Based Medical Systems (CBMS). **Anais...** [S.l.]: IEEE. , 27 jun 2011
- GIANNELLA-NETO, A.; VALE, M. J. O. DO; MELO, M. F. V. **Accurate calibration of pneumotacographs using a syringe and polynomial curve fitting**. 1992 14th Annual

- International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society. **Anais...** Paris, França: IEEE. , 29 nov 1992
- GUYTON, A. C. **Textbook of medical physiology**. 11th ed ed. Philadelphia: Elsevier Saunders, 2006.
- HAN, J. N.; STEGEN, K.; CAUBERGHS, M. ; WOESTIJNE, K. P. VAN DE. Influence of awareness of the recording of breathing on respiratory pattern in healthy humans. **European Respiratory Journal**, v. 10, n. 1, p. 161–166, 1 jan 1997.
- JACINTHO, P. D. E. **Efeitos da Pressão Positiva Expiratória na Arritmia Sinusal Respiratória**. Rio de Janeiro: Programa de Engenharia Biomédica, COPPE/UFRJ, 2009.
- AL-KHALIDI, F. Q.; SAATCHI, R.; BURKE, D.; ELPHICK, H.; TAN, S. Respiration rate monitoring methods: A review. **Pediatric pulmonology**, 2011.
- KHOSHESHAM, K. ACCURACY ANALYSIS OF KINECT DEPTH DATA. **ISPRS - International Archives of the Photogrammetry, Remote Sensing and Spatial Information Sciences**, v. XXXVIII-5/W12, p. 133–138, 3 set 2012.
- LEVITZKY, M. **Pulmonary physiology**. 7th ed. ed. New York: McGraw-Hill Medical, 2007.
- LOPES, T. C. **Interações Cardiorrespiratórias em Indivíduos Saudáveis em Repouso**. Rio de Janeiro: Programa de Engenharia Biomédica, COPPE/UFRJ, 2008.
- LUSTOSA, L. A.; GIANNELLA-NETO; JANDRE, F. C. **Avaliação De Um Sistema Optoeletrônico Para Detecção Dos Movimentos Respiratórios**. XXIII Congresso Brasileiro em Engenharia Biomédica. **Anais...** Porto de Galinhas, PE, Brasil: Sociedade Brasileira de Engenharia Biomédica. , out 2012
- MARTINEZ, M.; STIEFELHAGEN, R. Breath Rate Monitoring During Sleep using Near-IR Imagery and PCA. 2012.
- NI DEVELOPER COMMUNITY. **Community: User Tracking with LabVIEW and Kinect based on the OpenNI Interface**. Disponível em: <<https://decibel.ni.com/content/docs/DOC-16978>>. Acesso em: 20 maio. 2012.
- OPENKINECT ORG. **OpenKinect**. Disponível em: <http://openkinect.org/wiki/Main_Page>. Acesso em: 7 dez. 2011.
- PINO, A. V.; COSTA, J. C. G. D.; JANDRE, F. C. **Mecânica - um sistema para análise do sistema respiratório**. Anais do XVIII Congresso Brasileiro de Engenharia Biomédica. **Anais...** São José dos Campos, SP, Brasil: Sociedade Brasileira de Engenharia Biomédica. , 2002
- PINO, A. V.; KAGAMI, L. T.; JANDRE, F. C. **DAS - um Programa de Aquisição e Processamento de Sinais para Engenharia Pulmonar**. Proceedings of the III Congresso Latino Americano de Engenharia Biomédica. **Anais...** João Pessoa, PB, Brasil: CLAEB. , 2004
- STONE, E. E.; SKUBIC, M. **Passive in-home measurement of stride-to-stride gait variability comparing vision and Kinect sensing**. 2011 Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society, EMBC. **Anais...** [S.l.]: IEEE. , 30 ago 2011
- TOBIN, M.; CHADHA, T.; JENOURI, G.; *et al.* Breathing patterns. 1. Normal subjects. **Chest**, v. 84, n. 2, p. 202–205, 1 ago 1983.
- VIAGER, M. **Analysis of Kinect for mobile robots**. Technical report. **Anais...** Lyngby, Denmark: Technical University of Denamrk. Disponível em: <<http://www.scribd.com/doc/56470872/Analysis-of-Kinect-for-Mobile-Robots-unofficial-Kinect-data-sheet-on-page-27>>. , mar 2011
- WARD, M. E.; WARD, J. W.; MACKLEM, P. T. Analysis of human chest wall motion using a two-compartment rib cage model. **Journal of Applied Physiology**, v. 72, n. 4, p. 1338, 1992.

WEST, J. B. **Respiratory physiology: the essentials**. 8th ed ed. Philadelphia: Wolters Kluwer Health/Lippincott Williams & Wilkins, 2008.

WESTERN, P. J.; PATRICK, J. M. Effects of focusing attention on breathing with and without apparatus on the face. **Respiration physiology**, v. 72, n. 1, p. 123–130, 1988.

XIA, J.; SIOCHI, R. A. A real-time respiratory motion monitoring system using KINECT: Proof of concept. **Medical physics**, v. 39, n. 5, p. 2682–2685, maio 2012.

YU, M. C.; LIOU, J. L.; KUO, S. W.; LEE, M. S.; HUNG, Y. P. **Noncontact respiratory measurement of volume change using depth camera**. Engineering in Medicine and Biology Society (EMBC), 2012 Annual International Conference of the IEEE. **Anais...** [S.l.: s.n.]. Disponível em: <http://ieeexplore.ieee.org/xpls/abs_all.jsp?arnumber=6346440>. Acesso em: 20 dez. 2012. , 2012