



AVALIAÇÃO DOS EFEITOS DE DIFERENTES INTERFACES DE VENTILAÇÃO  
NÃO-INVASIVA SOBRE AS VARIÁVEIS FISIOLÓGICAS DE INDIVÍDUOS  
SAUDÁVEIS

Beatriz Silva Menezes da Cunha

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.

Orientador: Frederico Caetano Jandre de Assis Tavares

Rio de Janeiro  
Agosto de 2015

AVALIAÇÃO DOS EFEITOS DE DIFERENTES INTERFACES DE VENTILAÇÃO  
NÃO-INVASIVA SOBRE AS VARIÁVEIS FISIOLÓGICAS DE INDIVÍDUOS  
SAUDÁVEIS

Beatriz Silva Menezes da Cunha

DISSERTAÇÃO SUBMETIDA AO CORPO DOCENTE DO INSTITUTO ALBERTO  
LUIZ COIMBRA DE PÓS-GRADUAÇÃO E PESQUISA EM 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. Roberto Macoto Ichinose, D. Sc.

---

Prof. Mirtes Garcia Pereira Fortes, D.Sc.

RIO DE JANEIRO, RJ - BRASIL  
AGOSTO DE 2015

Cunha, Beatriz Silva Menezes da

Avaliação dos efeitos de diferentes interfaces de ventilação não-invasiva sobre as variáveis fisiológicas de indivíduos saudáveis/ Beatriz Silva Menezes da Cunha. – Rio de Janeiro: UFRJ/COPPE, 2015.

XIII, 148 p.: il.; 29,7 cm.

Orientador: Frederico Caetano Jandre de Assis Tavares

Dissertação (mestrado) – UFRJ/ COPPE/ Programa de Engenharia Biomédica, 2015.

Referências Bibliográficas: p. 97-115.

1. Ventilação não-invasiva. 2. Desconforto. 3. Psicofisiologia. I. Tavares, Frederico Caetano Jandre de Assis. II. Universidade Federal do Rio de Janeiro, COPPE, Programa de Engenharia Biomédica. III. Título.

## **Dedicatória**

Dedico este trabalho aos meus amados pais Antonio e Janete.

## **Agradecimentos**

Primeiramente, a Deus, por me proporcionar uma jornada de vida tão rica em amor e aprendizado.

Aos meus pais, Antonio e Janete, por me incentivarem a sempre buscar a realização dos meus sonhos e a jamais desistir diante do primeiro obstáculo. Obrigado por tanto amor a mim dedicado, o qual foi a base para a pessoa que sou hoje.

Aos meus avós Maria e Athaydes (*in memoriam*), pela vida cercada de carinho e pela oportunidade de seguir os meus estudos. Chego hoje ao título de Mestre graças ao apoio irrestrito de vocês!

À minha querida irmã Rachel, meu porto seguro e meu grande ídolo desde sempre. Obrigada por ter me proporcionado um crescimento maravilhoso ao seu lado e por ser meu maior exemplo de dedicação e competência profissionais.

Ao meu grande amor, Carlos Henrique, por me ajudar a encarar os desafios com tranquilidade e paciência. Obrigado pela compreensão nos momentos de afastamento e pelo apoio de sempre. Te amo!

Às minhas queridas amigas do PEB, por transformar uma tarde entediante de estudos no momento mais divertido do dia! Lili, obrigada pela companhia no "cafofinho"! Nat, obrigada por tantas risadas e histórias engraçadas! Carol, obrigada pela distração nos momentos de estresse! Aline, obrigada pela sinceridade e pelas conversas! Lets, obrigada pela paciência em ensinar um milhão de vezes a resolver a mesma questão! Kelly, obrigada pela tranquilidade e pela oportunidade de aprofundarmos nossa amizade dos tempos da graduação! Vivi, obrigada pelos papos divertidos, alternados com os "papos-cabeça"! Quel, obrigada pelo carinho e pelos abraços de "bom-dia"!

Aos meus amigos do LEP (Marcelo, Leo, Niedja, Gabriel, Vinícius, Emanuel, Rhenan, Raoni e Wollner) por tudo o que me ensinaram, pelas inúmeras conversas infundáveis e pela amizade. Agradeço muito especialmente ao amigo Neto, por estar sempre disposto a me ajudar, pela paciência, pelas orientações e, principalmente, pelas nossas longas e maravilhosas conversas.

Ao Luciano Kagami, pela disponibilidade em ajudar e pela paciência para ensinar.

Ao professor Frederico Jandre, pela oportunidade de desenvolver este projeto. Obrigado pela confiança, pela compreensão para me ajudar a superar as dificuldades e por todo o conhecimento passado.

À CAPES e ao CNPq.

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

AValiação dos efeitos de diferentes interfaces de ventilação  
NÃO-INVASIVA SOBRE AS VARIÁVEIS FISIOLÓGICAS DE INDIVÍDUOS  
SAUDÁVEIS

Beatriz Silva Menezes da Cunha

Agosto/2015

Orientador: Frederico Caetano Jandre de Assis Tavares

Programa: Engenharia Biomédica

A ventilação não-invasiva (VNI) é uma alternativa segura e eficaz para fornecer assistência ventilatória a pacientes com quadro de insuficiência respiratória. O sucesso da terapia com VNI depende de todo o processo envolvido em sua instituição, incluindo a escolha da interface adequada. O objetivo desse estudo foi avaliar os efeitos do uso de três tipos diferentes de interface para VNI sobre variáveis fisiológicas e desconforto subjetivo de indivíduos saudáveis. Um protocolo experimental baseado na aplicação de VNI no modo *CPAP* (*Continuous Positive Airway Pressure*) através de três modelos de máscaras (facial total, nasal e facial) foi realizado com 20 sujeitos. Houve aumento do período respiratório (PR) e do volume corrente (VC), em relação ao repouso, com os três modelos utilizados. Não houve diferenças significativas na amplitude da arritmia sinusal respiratória (ASR) entre as máscaras, bem como no intervalo R-R médio e nos parâmetros das respostas eletrodérmicas. Contudo, o *SDNN* e o *RMSSD*, índices de variabilidade da frequência cardíaca, variaram entre as máscaras. O desconforto em relação à interface aumentou ao longo do tempo apenas com a máscara facial total.

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

EVALUATION OF THE EFFECTS OF DIFFERENT INTERFACES FOR  
NONINVASIVE VENTILATION TO PHYSIOLOGICAL VARIABLES IN  
HEALTHY INDIVIDUALS

Beatriz Silva Menezes da Cunha

August/2015

Advisor: Frederico Caetano Jandre de Assis Tavares

Department: Biomedical Engineering

Noninvasive ventilation (NIV) is a safe and effective alternative ventilatory assistance to patients with respiratory failure. The success of the therapy with NIV depends on all the process involved in its institution, including the most adequate interface. The objective of this study was to evaluate the effects of the use of three different NIV interfaces to physiological variables and subjective discomfort of healthy individuals. An experimental protocol based on the application of CPAP (Continuous Positive Airway Pressure) by three masks models (total face, nasal and facial) was performed with 20 subjects. Respiratory period and tidal volume increased with the three models. There were not significant differences in respiratory sinus arrhythmia amplitude between the masks, as well as in mean R-R interval and in electrodermal responses parameters. However, SDNN and RMSSD, two of heart frequency variability index, varied between the masks. Discomfort related to the interface increased over the time only with the full face mask.



## Sumário

Lista de Símbolos	xii
1. Introdução	1
1.1 Objetivo	3
1.2 Objetivos específicos	3
2. Fundamentos teóricos e Revisão da literatura	4
2.1 Avaliação do desconforto subjetivo	4
2.2 Geração e Controle do Ritmo Cardíaco	6
2.3 Índices de Variabilidade da Frequência Cardíaca	8
2.4 Arritmia Sinusal Respiratória	13
- 2.4.1 Mecanismos geradores da ASR	13
- 2.4.2 Influência do padrão respiratório sobre a ASR	15
- 2.4.3 Influência da pressão parcial arterial de CO <sub>2</sub> sobre a ASR	17
2.5 Efeito da ventilação com pressão positiva não-invasiva sobre a variabilidade da frequência cardíaca	19
2.6 Atividade Eletrodérmica	22
2.7 Equipamentos e interfaces para ventilação não-invasiva	26
3. Métodos	31
3.1 Amostra	31
3.2 Instrumentação	31
- 3.2.1 Pletismografia Respiratória por Indutância	31
- 3.2.2 Pneumotacógrafo	33

- 3.2.3 Tomada de pressão de abertura de vias aéreas	34
- 3.2.4 Atividade eletrodérmica	35
- 3.2.5 Eletrocardiograma	36
3.3 Protocolo experimental	37
3.4 Digitalização dos sinais	40
3.5 Processamento dos sinais	41
- 3.5.1 Detecção dos ciclos respiratórios e cálculo dos parâmetros cardiorrespiratórios	41
- 3.5.2 Detecção e edição das ondas R do ECG	43
- 3.5.3 Amplitude da Arritmia Sinusal Respiratória	44
- 3.5.4 Detecção das respostas eletrodérmicas	46
3.6 Análise Estatística	47
4. Resultados	50
4.1 Parâmetros cardiorrespiratórios	50
4.2 Atividade eletrodérmica	63
4.3 Avaliação subjetiva	70
5. Discussão	77
5.1 Resultados Principais	77
5.2 Parâmetros cardiorrespiratórios	78
- 5.2.1 Volume corrente e Período respiratório	78
- 5.2.2 Pressão de abertura das vias aéreas	81

- 5.2.3 Índices de variabilidade da frequência cardíaca e Arritmia Sinusal Respiratória	83
5.3 Atividade Eletrodérmica	85
5.4 Avaliação Subjetiva	88
6. Limitações	93
7. Conclusão	95
Referências Bibliográficas	97
Apêndice	116
A. Termo de Consentimento Livre e Esclarecido (TCLE)	116
B. Parecer consubstanciado do Comitê de Ética e Pesquisa (CEP)	122
C. Questionário PANAS	126
D. Escala Likert para avaliação do desconforto	127
Anexos	128
Anexo A	128
Anexo B	137

## Lista de Símbolos

[H <sup>+</sup> ]	Concentração de íons hidrogênio
A/D	Conversor analógico/digital
AED	Atividade Eletrodérmica
ampl	Amplitude da resposta eletrodérmica
ASR	Arritmia sinusal respiratória
ASRm	Amplitude da arritmia sinusal respiratória
CABG	<i>Coronary Artery Bypass Grafting</i>
CEP	Comitê de ética em pesquisa
cmH <sub>2</sub> O	Centímetros de água (unidade de pressão)
CO <sub>2</sub>	Dióxido de carbono (gás carbônico)
CPAP	<i>Continuous Positive Airway Pressure</i>
CV	Coefficiente de variação
D <sub>A-aO<sub>2</sub></sub>	Diferença alvéolo-arterial de oxigênio
DAS	Programa <i>Data Acquisition System</i>
dASR	Varição do padrão da arritmia sinusal respiratória
dASRm	Varição da amplitude da arritmia sinusal respiratória
dn_flut	Varição do número de flutuações espontâneas da atividade eletrodérmica, por minuto
dp	Desvio-padrão
dpNN50	Varição do índice pNN50
DPOC	Doença Pulmonar Obstrutiva Crônica
dPR <sub>pri</sub>	Varição do período respiratório calculado com a PRI
dP <sub>va</sub>	Varição da pressão de abertura das vias aéreas
dRMSSD	Varição do índice RMSSD
dRRi	Varição do intervalo R-R
dSDNN	Varição do índice SDNN
dVC <sub>pri</sub>	Varição do volume corrente calculado com a PRI
ECG	Eletrocardiograma
EVA	Escala Visual Analógica
F	Máscara facial
FC	Frequência cardíaca
FiO <sub>2</sub>	Fração inspirada de oxigênio
FR	Frequência respiratória
F <sub>s</sub>	Frequência de amostragem
FT	Máscara facial total
HF	Banda de alta frequência da análise da VFC
HME	Filtro trocador de calor e umidade
ICC	Insuficiência cardíaca crônica
IRpA	Insuficiência Respiratória Aguda
L	Litro
lat	Latência da resposta eletrodérmica
LF	Banda de baixa frequência da análise da VFC
MMQ	Método dos Mínimos Quadrados
N	Máscara nasal
n_flut	Número de flutuações espontâneas da atividade eletrodérmica, por minuto
NA	<i>Negative Affect</i> (afeto negativo)

NAV	Nodo atrioventricular
NCP	Nível de condutância da pele
NN	Intervalo R-R normal
O <sub>2</sub>	Gás oxigênio
PA	<i>Positive Affect</i> (afeto positivo)
PaCO <sub>2</sub>	Pressão parcial arterial de dióxido de carbono
PANAS	<i>Positive and Negative Affect Schedule</i>
PaO <sub>2</sub>	Pressão parcial arterial de oxigênio
PEEP	<i>Positive End Expiratory Pressure</i>
P <sub>ET</sub> CO <sub>2</sub>	Pressão parcial de dióxido de carbono ao final da expiração
picoP	Pico de pressão de abertura das vias aéreas
pNN50	Proporção de intervalos NN adjacentes com diferença de duração maior do que 50 ms
PR	Período respiratório
PRI	Pletismografia Respiratória por Indutância
PR <sub>pri</sub>	Período respiratório medido com a PRI
PR <sub>ptc</sub>	Período respiratório medido com o PTC
PSD	<i>Power Spectral Density</i>
PTC	Pneumotacógrafo
PTP <sub>500</sub>	Produto tempo-pressão em 500 ms
Pva	Pressão de abertura das vias aéreas
Pva(exp)	Pressão média de abertura das vias aéreas durante a expiração
Pva(insp)	Pressão média de abertura das vias aéreas durante a inspiração
Q1	Primeiro quartil
Q3	Terceiro quartil
RED	Resposta eletrodérmica
RLM	Regressão linear múltipla
RMSSD	<i>Root Mean Square of Successive Differences</i>
RNECP	Resposta não-específica de condutância da pele
RRi	Intervalo R-R
s	Segundo
SA	Nodo sinoatrial
SDNN	<i>Standard Deviation of The NN Interval</i>
SNA	Sistema Nervoso Autônomo
TCLE	Termo de Consentimento Livre e Esclarecido
tsub	Tempo de subida da resposta eletrodérmica
ULF	Banda de ultra baixa frequência da análise da VFC
UTI	Unidade de Terapia Intensiva
V	Volts (unidade de tensão)
VC	Volume corrente
VC <sub>pri</sub>	Volume corrente medido com a PRI
VFC	Variabilidade da Frequência Cardíaca
VLF	Banda de muito baixa frequência da análise da VFC
VM	Ventilação mecânica
VNI	Ventilação não-invasiva

## 1. Introdução

A insuficiência respiratória aguda (IRpA) é um quadro clínico caracterizado pela incapacidade do sistema respiratório em manter sua função de efetuar as trocas gasosas, e pode ser diferenciada em hipoxêmica ou hipercápnica, dependendo do componente envolvido (NAJAF-ZADEH *et al.*, 2011; ANTONELLI *et al.*, 2003). Quando a causa da IRpA é reversível, o tratamento clínico objetiva maximizar a função pulmonar e eliminar o fator desencadeante. Porém, em muitos casos, é necessário instituir suporte ventilatório para normalizar as trocas gasosas, reduzir o trabalho respiratório, aumentar a capacidade residual funcional, prevenir o colapso alveolar e, conseqüentemente, melhorar o quadro de desconforto respiratório (KALLET *et al.*, 2009; NAJAF-ZADEH *et al.*, 2011; GASZYŃSKA *et al.*, 2013).

A instituição de suporte ventilatório através de ventilação mecânica (VM) com pressão positiva pode ser feita de forma invasiva ou não-invasiva. A primeira consiste na adaptação de um tubo endotraqueal ou uma cânula de traqueostomia, e requer prévia sedação do paciente. Apesar de ser um procedimento que garante acesso direto às vias aéreas do paciente, assegurando a assistência ventilatória, a intubação orotraqueal predispõe à ocorrência de diversas complicações, como lesão da mucosa traqueal, disfunção de cordas vocais e infecções nosocomiais (NAJAF-ZADEH *et al.*, 2011; ANTONELLI *et al.*, 2003). A ventilação não-invasiva (VNI, isto é, o suporte ventilatório sem o uso de via aérea artificial invasiva) é uma alternativa segura para fornecer assistência ventilatória a pacientes com quadro de insuficiência respiratória, contribuindo para a redução da mortalidade. Na população adulta, esta técnica apresenta resolutividade comprovada em pacientes com IRpA hipercápnica decorrente de Doença Pulmonar Obstrutiva Crônica (DPOC), pacientes com IRpA hipoxêmica decorrente de

edema pulmonar cardiogênico ou pneumonia comunitária, e pacientes imunocomprometidos com quadro de infiltrados pulmonares (MAYORDOMO-COLUNGA *et al.*, 2009).

As vantagens da VNI incluem: evitar as complicações relacionadas à intubação orotraqueal, preservar os mecanismos de defesa das vias aéreas, preservar a fala e a deglutição, e apresentar maior flexibilidade para a instituição e a retirada do suporte ventilatório (ANTONELLI *et al.*, 2003).

É crescente o interesse sobre a eficácia da VNI. Nos últimos 20 anos, o uso deste recurso no manejo da insuficiência respiratória aguda ou crônica tem sido ampliado, com alto índice de resolutividade, evitando intubação endotraqueal e facilitando o desmame da ventilação mecânica (FODIL *et al.*, 2011).

O sucesso da terapia com VNI depende de todo o processo envolvido em sua instituição, incluindo: a escolha adequada dos pacientes que se beneficiariam, conforme critérios clínicos; o ajuste dos parâmetros ventilatórios; e a escolha da interface (NAVALESI *et al.*, 2000). A taxa de insucesso da terapia varia de 7 a 49 %, por diversos motivos, como: agudização da doença de base; pouca tolerância ao uso da interface; inadequada cooperação do paciente; ou incapacidade de corrigir as alterações gasométricas (hipoxemia, hipercapnia) em poucas horas (FRATICELLI *et al.*, 2009; FODIL *et al.*, 2011).

O crescente uso da VNI tem aumentado o interesse no aprimoramento da técnica, especialmente em relação às interfaces. A baixa tolerância ao uso da máscara, decorrente de problemas como escapes aéreos, lesões de pele e desconforto, é uma das razões atribuídas ao insucesso com a VNI (FODIL *et al.*, 2011; PAPA *et al.*, 2012). O desconforto, em especial, é responsável por 12 a 30% da taxa de insucesso da VNI (CARRON *et al.*, 2013). Na maioria dos casos, a escolha da máscara é empírica, porém

sua adequação às características do paciente contribui para minimizar os problemas inerentes à adaptação à VNI (GREGORETTI *et al.*, 2002). Já se mostrou, em pacientes estáveis, que a adequada adaptação à interface tem maior influência sobre a performance da VNI do que o modo ventilatório escolhido (ANTONELLI *et al.*, 2003). Assim, a seleção de uma interface confortável torna-se um dos principais objetivos clínicos durante a VNI, uma vez que interfere no sucesso da terapia e colabora com a prevenção de potenciais complicações relacionadas à interface (PISANI *et al.*, 2012).

### 1.1 Objetivo

- Avaliar os efeitos do uso de três tipos diferentes de interface para ventilação não-invasiva sobre o grau de desconforto subjetivo e variáveis fisiológicas de indivíduos saudáveis.

### 1.2 Objetivos específicos

- Analisar a ventilação durante a VNI em modo *CPAP* (*Continuous Positive Airway Pressure*; pressão positiva contínua nas vias aéreas) com diferentes interfaces;
- Analisar a atividade eletrodérmica (AED) durante a VNI com diferentes interfaces;
- Analisar a variabilidade da frequência cardíaca (VFC) e a arritmia sinusal respiratória (ASR) durante a VNI com diferentes interfaces;
- Quantificar a sensação de desconforto subjetivo relacionado às interfaces de VNI;
- Comparar as variáveis ventilatórias, de AED, de VFC e a ASR analisadas durante a VNI com o desconforto subjetivo, para cada interface.



## **2. Fundamentos teóricos e Revisão da literatura**

### 2.1 Avaliação do desconforto subjetivo

Por ser o desconforto um fator limitante para o sucesso da terapia com VNI, torna-se imprescindível sua identificação e minimização para a efetividade da técnica. Entretanto, devido ao fato do desconforto ser uma experiência subjetiva, sua descrição e medição são tarefas difíceis de serem realizadas com exatidão. O uso de termos categóricos, discretos, para descrever um fenômeno que é contínuo pode limitar a transmissão da informação. Além disso, uma mesma palavra, usada por pessoas diferentes para descrever uma sensação, não necessariamente significa que elas apresentam a mesma sensação (AITKEN, 1969). Tal dificuldade leva à necessidade de utilizar instrumentos de quantificação com boa sensibilidade, isto é, com capacidade de detectar mudanças clinicamente importantes, mesmo que sejam pequenas.

Há diversos tipos de escalas usadas em avaliações subjetivas, destacando-se a Escala Visual Analógica (EVA) e a Escala Likert. Esta última é composta por um grupo de categorias, variando comumente de 5 a 7 itens com descritores verbais objetivos. Os itens extremos recebem descritores correspondentes às intensidades mínima e máxima da percepção avaliada, e os itens intermediários recebem descritores de graduação crescente. Neste tipo de escala, a sensibilidade é limitada pelo número de categorias, porém o uso e a interpretação são mais fáceis. Comparando-se as escalas EVA e Likert, diversos estudos mostraram haver boa correlação entre elas. Entretanto, a Escala Likert mostra-se mais fácil de ser utilizada, uma vez que a associação dos itens a frases ou palavras facilita a compreensão por parte do indivíduo. As descrições em cada nível de resposta são preferíveis em relação a descritores apenas nos extremos. Além disso, a pontuação por parte do examinador e a posterior análise estatística é facilitada por não

haver necessidade de medições (como na EVA), que poderiam gerar erros e maior variabilidade (BOLOGNESE *et al.*, 2003; MAXWELL, 1978; PAUL-DAUPHIN *et al.*, 1999).

Entretanto, a quantificação de uma sensação subjetiva, como o desconforto, pode ser influenciada pelo estado emocional do indivíduo. Os afetos positivo e negativo compreendem dimensões das características psicobiológicas que refletem a propensão do indivíduo a considerar as experiências vividas como sendo prazerosas ou estressantes (CARVALHO *et al.*, 2013). As duas valências representam dimensões do estado afetivo, mas também estão relacionadas às correspondentes dimensões do traço afetivo de emocionalidade, ou seja, as diferenças individuais na reatividade emocional (WATSON *et al.*, 1989). Pessoas com índices diferentes de afeto positivo ou negativo apresentam diferenças na reatividade do sistema cardiovascular a situações de estresse, como variações nas pressões arteriais sistólica e diastólica (DOWD *et al.*, 2010). Indivíduos com afeto positivo (PA) elevado se caracterizam por terem bom engajamento e elevada concentração, enquanto aqueles com PA baixo se caracterizam por letargia e tristeza. Em relação ao afeto negativo (NA), indivíduos com índices baixos tendem a ser calmos, e aqueles com índices elevados são caracterizados por terem visão negativa de si mesmo e experiências não prazerosas (como apreensão, irritação, culpa e vergonha) (MERZ *et al.*, 2011).

O PANAS (*Positive and Negative Affect Schedule*; WATSON *et al.*, 1989) é um questionário que fornece índices independentes de afetos positivo e negativo. Ele é constituído por duas escalas de 10 itens cada, com descritores de estados emocionais positivos e negativos respectivamente. O indivíduo pontua cada item de acordo com uma escala Likert de cinco graduações, variando de "1 - muito ligeiramente ou nem um pouco" até "5 - extremamente". Esta ferramenta pode ser usada para avaliar o estado

emocional em um determinado momento (como antes e após ser submetido a uma situação de estresse, por exemplo) ou durante um período, bem como para avaliar o traço emocional do indivíduo (DOWD *et al.*, 2010; CARVALHO *et al.*, 2013).

Outras maneiras de quantificar a sensação de desconforto são as análises de variáveis fisiológicas. Situações de estresse ou desconforto geram alterações fisiológicas, tais como aumento da frequência cardíaca, frequência respiratória, pressão arterial e sudorese palmar, além de queda da saturação arterial de oxigênio e alterações comportamentais, como irritabilidade e agitação psicomotora (HARRISON *et al.*, 2004).

## 2.2 Geração e Controle do Ritmo Cardíaco

O coração possui um controle especial de sua contração rítmica, constituído por: nodo sinoatrial (SA), localizado na parede superior do átrio direito; nodo atrioventricular (NAV), situado no septo atrial; o feixe de His e as fibras de Purkinje, que conduzem o impulso cardíaco com grande velocidade, do nodo AV a todas as regiões dos ventrículos (COSTANZO, 1999).

Apesar do controle intrínseco do coração, sua função pode ser modulada através da regulação do Sistema Nervoso Autônomo (SNA). O SNA é capaz de desencadear variações batimento a batimento em resposta a variados estímulos internos e externos. Os ramos simpático e parassimpático são considerados o principal sistema de reação rápida sobre o controle cardíaco (GUZZETTI *et al.*, 2005). Sua influência sobre o coração depende de informações aferentes provenientes de diversos receptores e sistemas, como barorreceptores, quimiorreceptores, sistema renina-angiotensina-aldosterona, sistema vasomotor, sistema respiratório e sistema termorregulador (VANDERLEI *et al.*, 2009).

Os ramos simpático e parassimpático atuam de forma antagônica sobre a função cardíaca, porém interativamente. As fibras simpáticas que inervam o coração têm origem predominantemente nos gânglios cervical superior, estrelado (cervicotorácico) e torácicos. A estimulação simpática é responsável por reduzir a duração do potencial de ação e a dispersão transmural da repolarização, acarretando aumento da frequência cardíaca e da velocidade da condução nervosa. A inervação parassimpática se origina predominantemente no núcleo ambíguo, localizado no bulbo, e suas fibras pré-ganglionares são carregadas majoritariamente pelo nervo vago. A estimulação vagal prolonga a duração do potencial de ação e o período refratário efetivo, resultando em redução da frequência cardíaca (SHEN *et al.*, 2014; Figura 2.A).

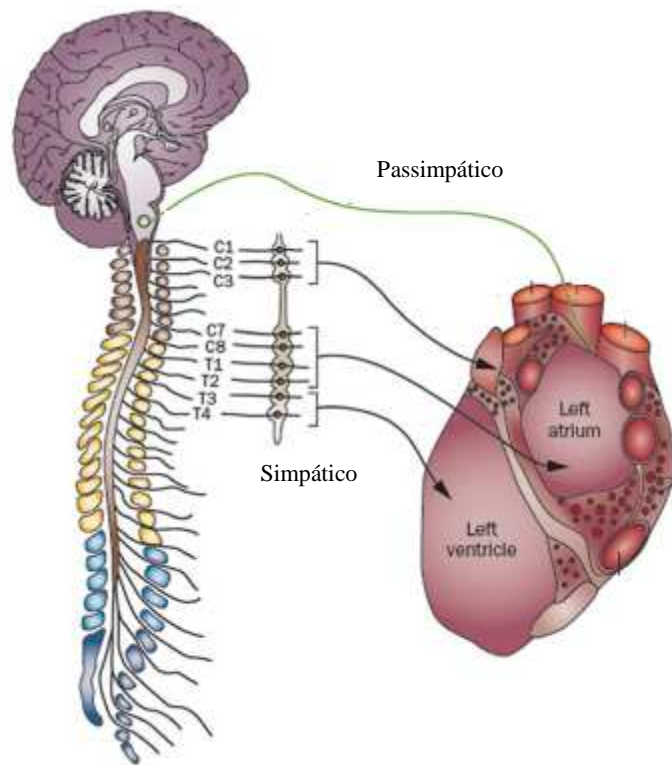


Figura 2.A: Ilustração do sistema de inervação autonômica do coração. *Left atrium*: átrio esquerdo. *Left ventricle*: ventrículo esquerdo. (Adaptado de SHEN *et al.*, 2014).

A resposta da atividade cardíaca ao estímulo autonômico não é igual para os dois ramos. A resposta ao estímulo vagal é mais rápida e com curto atraso, enquanto a resposta ao simpático é mais lenta e com atraso de 1-2 segundos. Essa diferença é decorrente das características dos processos ocorridos nos receptores e das respostas pós-sinápticas. A ativação parassimpática do receptor muscarínico e as consequentes mudanças nas correntes iônicas são moduladas por moléculas localizadas na membrana celular. Contudo, a estimulação simpática adrenérgica depende da ativação de uma proteína quinase no citosol, a partir de um segundo mensageiro, para então haver um *feedback* para a membrana, o qual provocará mudança nas correntes iônicas e consequente despolarização (BERNTSON *et al.*, 1997).

Em conjunto com a inervação autonômica do nodo SA, há outros fatores que influenciam o controle cronotrópico do coração, como a liberação de catecolaminas, mediada pelo sistema simpático, e a atividade do sistema renina-angiotensina-aldosterona (BERNTSON *et al.*, 1997).

### 2.3 Índices de Variabilidade da Frequência Cardíaca

A variabilidade da frequência cardíaca (VFC) é definida como a variação, ao longo do tempo, do período entre batimentos cardíacos consecutivos, ou seja, ela define as variações na frequência cardíaca instantânea, bem como dos intervalos RR (ACHARYA *et al.*, 2006; TASK FORCE, 1996). Ela reflete a capacidade do coração de responder aos estímulos internos e externos mediados pelo SNA, tais como respiração, atividade física, estresse, alterações metabólicas e hemodinâmicas, variações posturais e comportamentais (VANDERLEI *et al.*, 2009). A análise da VFC é considerada uma ferramenta não-invasiva e reprodutível para acompanhar a atividade dos componentes simpático e parassimpático (vagal) do SNA sobre o nodo SA (SZTAJZEL *et al.*, 2004).

Seus índices refletem o balanço simpato-vagal, que modula a frequência cardíaca normal (HERNÁNDEZ-GAYTAN *et al.*, 2013). O aumento da atividade simpática ou a diminuição da parassimpática resultam em aumento da FC, como acontece em situações de estresse, de desconforto, durante a prática de atividade física ou em casos de doença cardíaca. O oposto ocorre com a redução da atividade simpática ou com o aumento da parassimpática (ACHARYA *et al.*, 2006; HERNÁNDEZ-GAYTAN *et al.*, 2013).

As mudanças nos parâmetros da VFC também são indicadores sensíveis de alterações patológicas. Altos índices de VFC indicam boa capacidade de adaptação, com mecanismos autonômicos eficientes, enquanto baixos índices podem indicar a presença de distúrbios fisiológicos (VANDERLEI *et al.*, 2009). A figura 2.B ilustra essa característica: as flutuações do intervalo R-R (intervalo entre dois picos R registrados no eletrocardiograma) são mais evidentes em indivíduos saudáveis em repouso, diminuem em situações de estresse ou que demandam atividade mental intensa, e praticamente desaparecem em pessoas com insuficiência cardíaca severa (HAYANO *et al.*, 2003).

Situações de estresse são reconhecidamente responsáveis por acarretar mudanças no sistema cardiovascular, devido à ação do sistema nervoso autônomo. Há um aumento da produção de adrenalina pelo componente simpático, paralelamente a uma diminuição do tônus vagal. Essas alterações levam à redução da VFC (O'DONNELL *et al.*, 2015).

Os índices de VFC são obtidos a partir da análise das ondas R do eletrocardiograma (ECG), que representam a despolarização ventricular (VANDERLEI *et al.*, 2009). São considerados como medidas das flutuações das descargas autonômicas ao coração (TASK FORCE, 1996). A VFC pode ser analisada por métodos lineares, nos domínios do tempo e da frequência, e métodos não-lineares.

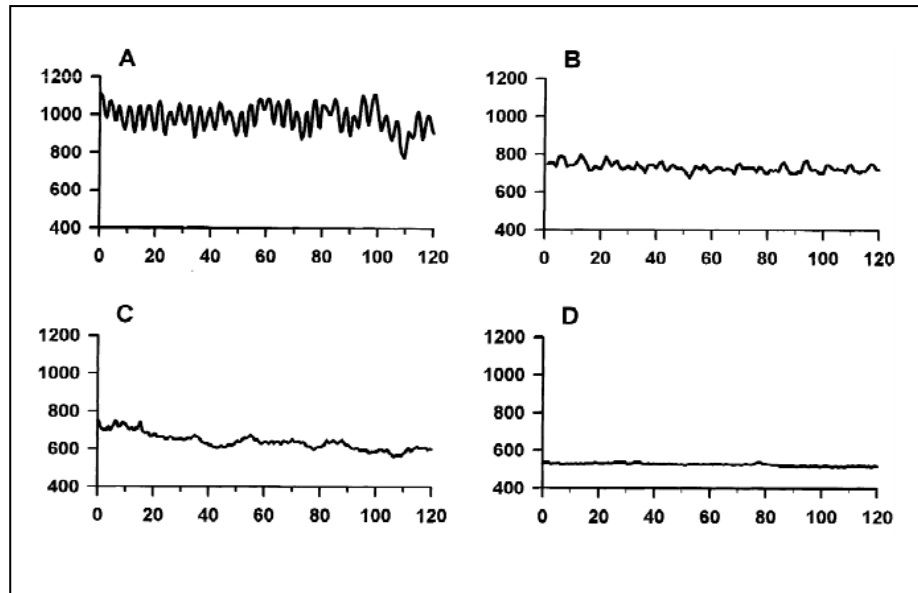


Figura 2.B: Tacogramas mostrando as variações dos intervalos RR (ms) ao longo do tempo (s). A: indivíduo saudável em repouso; B: indivíduo durante atividade mental estressante; C: indivíduo durante atividade física; D: paciente com insuficiência cardíaca grave. (Adaptado de HAYANO *et al.*, 2003).

A análise no domínio do tempo, caracterizada por expressar os resultados em unidades de tempo, se baseia na aplicação de métodos estatísticos ou geométricos aos intervalos RR normais (ou intervalos N-N) (VANDERLEI *et al.*, 2009). Dentre os índices estatísticos, destacam-se (TASK FORCE, 1996):

- *SDNN (Standard Deviation of the NN Interval)*: desvio-padrão dos intervalos N-N. Reflete os componentes cíclicos responsáveis pela variabilidade.
- *RMSSD (Root Mean Square of Successive Differences)*: raiz quadrada da diferença quadrática média de intervalos RR sucessivos (equação 1). Estima os componentes a curto prazo da VFC.

$$\sqrt{\frac{1}{n-1} \sum_{i=1}^{n-1} (RR_{i+1} - RR_i)^2} \quad (1)$$

em que  $n$  é o número de intervalos RR registrados em um determinado período.

- pNN50: proporção de intervalos N-N adjacentes com diferença de duração maior do que 50 ms.

O *SDNN* estima a VFC total, porém não permite distinguir entre variações ocorridas por aumento da atividade simpática ou por diminuição da parassimpática. A *RMSSD* e a pNN50 estimam variações de alta frequência e representam a atividade parassimpática (VANDERLEI *et al.*, 2009).

No domínio da frequência, a análise da densidade espectral de potência (*PSD, Power Spectral Density*) informa sobre a maneira como a variância se distribui em função da frequência. Suas componentes medem o nível de modulação autonômica. Em registros de curta duração (2-5 minutos), são identificados três componentes espectrais principais:

- Muito baixa frequência (*VLf, Very Low Frequency*):  $< 0,04$  Hz. Sua interpretação fisiológica ainda não está esclarecida. Pode estar relacionada à variação dos ciclos termorregulatórios ou a flutuações da atividade da renina plasmática (TASK FORCE, 1996; BERNTSON *et al.*,1997).

- Baixa frequência (*LF, Low Frequency*): 0,04-0,15 Hz. Não há um consenso sobre sua interpretação: é considerada a representação da modulação simpática apenas, ou uma combinação das influências vagal e simpática (TASK FORCE, 1996; BERNTSON *et al.*,1997).

- Alta frequência (*HF, High Frequency*): 0,15-0,4 Hz. Representa a modulação vagal (TASK FORCE, 1996; BERNTSON *et al.*,1997).

Em registros de longa duração (24 horas), inclui-se o componente de ultra baixa frequência (*ULF, Ultra Low Frequency*), na faixa abaixo de 0,003 Hz (TASK FORCE, 1996).



As variáveis no domínio do tempo e da frequência apresentam forte correlação, quando calculadas em registros de ECG de 24 hs (tabela 1). Entretanto, os mecanismos fisiológicos responsáveis pelos componentes de *HF* e *LF* não podem ser considerados estacionários durante as 24 hs, o que dificulta a interpretação dos resultados obtidos com registros longos. Logo, os resultados da análise no domínio do tempo podem ser considerados equivalentes aos da análise na frequência (TASK FORCE, 1996).

Tabela 1: Correspondência entre as variáveis calculadas no domínio do tempo e da frequência, para registros de ECG de 24hs (Adaptado de TASK FORCE, 1996).

<b>Variável no domínio do tempo</b>	<b>Variável no domínio da frequência</b>
<i>SDNN</i>	Potência total
<i>RMSSD</i>	<i>HF</i>
pNN50	<i>HF</i>

Dentro da banda de *HF*, também são usualmente observadas as oscilações da frequência respiratória (FR). A arritmia sinusal respiratória (ASR) é um fenômeno caracterizado pelas flutuações da FC em fase com o ciclo respiratório, como resultado da interação dos sistemas cardiovascular e respiratório (GROSSMAN *et al.*, 2007). Para os valores de FR de indivíduos saudáveis em repouso, a ASR é observada na banda de *HF* (BERNTSON *et al.*, 1997). Entretanto, BEDA e colaboradores (2007) observaram a presença de ASR na banda de *LF* em indivíduos com FR baixa (menor do que 0,15 Hz) durante o repouso. Nestes, a mudança da FR para a banda de *LF* resultou no aumento da VFC na banda de *LF*, o que pode alterar a estimativa dos níveis basais desses índices.

## 2.4 Arritmia Sinusal Respiratória

A ASR pode ser definida como a variabilidade da FC em sincronia com a respiração, havendo usualmente redução do intervalo R-R durante a inspiração e aumento durante a expiração (YASUMA *et al.*, 2004). Biologicamente, sua função parece ser coordenar e manter a interação entre os sistemas cardiovascular e respiratório, responsáveis por atender às demandas metabólicas do indivíduo diante de variadas condições internas e externas, e às variações comportamentais e psicológicas, como tipos de emoção, nível de estado de alerta e atividades mentais (GROSSMAN *et al.*, 2007). Entretanto, há controvérsias sobre a função fisiológica da ASR.

A ASR é amplamente mediada pela atividade vagal, podendo ser quase abolida em situações de bloqueio colinérgico ou vagotomia (BERNTSON *et al.*, 1997). Mensurações de sua magnitude podem ser usadas para estimar o tônus vagal cardíaco, isto é, o efeito eferente vagal médio sobre a FC (GROSSMAN *et al.*, 2007).

Contudo, a influência de diversos fatores sobre a ASR torna complexa sua mensuração e a comparação dos resultados obtidos em situações clínicas variadas. Os principais fatores responsáveis por sua variação são: padrão respiratório (FR e volume corrente), função cardiopulmonar (incluindo níveis de pressões parciais de O<sub>2</sub> e CO<sub>2</sub> arteriais), estado de alerta (sono/vigília), posição corporal e idade (YASUMA *et al.*, 2004).

### *2.4.1 Mecanismos geradores da ASR*

A gênese da ASR parece estar relacionada a vários mecanismos centrais e periféricos, que levam a uma interação entre os centros respiratório e cardíaco localizados no tronco cerebral.

Durante a respiração espontânea, a pressão intratorácica se torna negativa na inspiração e há um aumento do retorno venoso ao coração, diminuindo o volume sistólico do ventrículo esquerdo e aumentando o do ventrículo direito. Isso leva a uma redução da pressão arterial sistêmica, consequentemente, a uma ativação dos barorreceptores arteriais, localizados no arco aórtico e no seio carotídeo. A aferência desses receptores chega ao núcleo do trato solitário, via nervos vago e glossofaríngeo, e, através de inúmeros reflexos no tronco cerebral, leva à inibição da atividade vagal e a um resultante aumento da FC. Durante a expiração, ocorre o oposto: a pressão arterial aumenta (devido ao aumento do volume sistólico do ventrículo esquerdo), acarretando uma estimulação vagal e uma consequente redução da FC. A contribuição do componente simpático é limitada nesse mecanismo, principalmente devido à sua resposta mais lenta ao estímulo (BERNTSON *et al.*, 1997; LOUW *et al.*, 2008).

Além disso, a insuflação pulmonar estimula os receptores de estiramento pulmonar, localizados na árvore traqueobrônquica e nos bronquíolos, os quais respondem a mudanças na contração da musculatura lisa durante a inspiração. Através de projeções carreadas pelo nervo vago até o núcleo do trato solitário no tronco cerebral, inibem a atividade eferente vagal cardíaca, resultando em aumento da FC (GIARDINO *et al.*, 2003; YASUMA *et al.*, 2004). Sua aferência também é responsável por inibir a estimulação simpática, impedindo a insuflação pulmonar excessiva (reflexo de Hering-Breuer), principalmente durante a respiração lenta e profunda (JERATH *et al.*, 2015).

A modulação respiratória da eferência vagal ao coração também se deve ao controle da entrada dos reflexos excitatórios nos neurônios pré-ganglionares vagais cardíacos. Durante a inspiração, o potencial de membrana destes neurônios fica hiperpolarizado, em decorrência de potenciais inibitórios mediados por acetilcolina, provenientes do

centro respiratório. Isso faz com que esses neurônios fiquem menos suscetíveis à excitação durante a inspiração, diminuindo o estímulo vagal (YASUMA *et al.*, 2004).

#### 2.4.2 Influência do padrão respiratório sobre a ASR

Sob condições basais em que o tônus vagal cardíaco permanece inalterado, a redução do volume corrente (VC) ou o aumento da FR são responsáveis pela atenuação da magnitude da ASR (GROSSMAN *et al.*, 2004). Segundo GROSSMAN e colaboradores (2007), essas diferenças se devem a variações no padrão fásico dos efeitos vagais sobre a FC, não correspondendo a variações na influência média do estímulo vagal. Comparando-se duas situações com a mesma descarga vagal média por minuto (tônus vagal cardíaco constante), sendo a FR de uma a metade do valor da outra, observa-se uma maior magnitude da ASR na primeira em relação à segunda (figura 2.C).

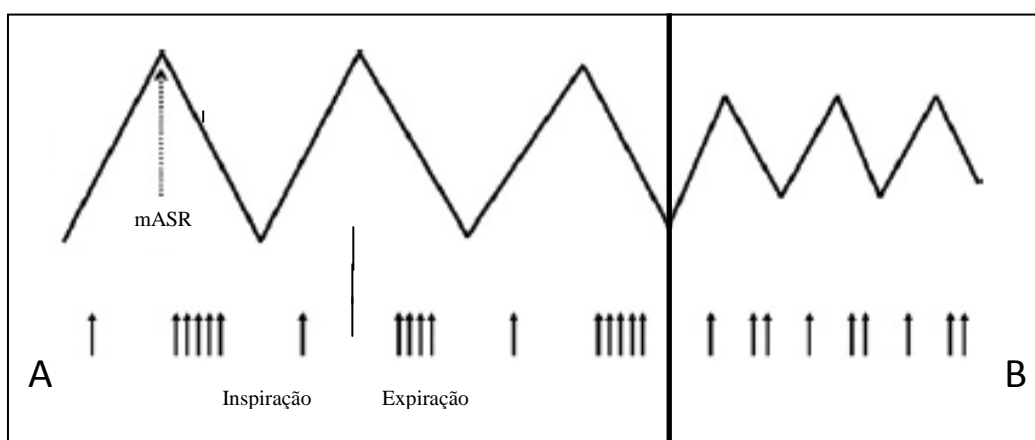


Figura 2.C: A figura ilustra a relação da magnitude da ASR (mASR; desenho superior) com a descarga vagal (setas na parte inferior), durante situações com frequências respiratórias (FRs) diferentes. Os três primeiros ciclos (quadro A) apresentam período respiratório (PR) com duração duas vezes maior do que os três últimos (quadro B). Durante a expiração em A, ocorrem 5 disparos vagais, enquanto ocorrem apenas 2 durante a expiração em B. Observa-se, assim, uma maior magnitude da ASR em A, em comparação com B. Entretanto, o número de disparos vagais médios por unidade de tempo é igual nas duas situações (seis disparos durante um PR longo ou durante dois PRs curtos), o que indica que o tônus

vagal não se alterou. Houve apenas uma diferença no padrão fásico de descarga vagal, com diferença na magnitude da ASR. (Adaptado de GROSSMAN *et al.*, 2007)

O modelo de controle respiratório tem sido empregado para justificar essa variação. A taxa de descarga vagal para o coração (isto, o tônus vagal cardíaco) é determinada por diversos estímulos aferentes, como o de barorreceptores, quimiorreceptores, do trigêmeo e de nervos laríngeos. Isso faz com que ela varie independentemente da modulação respiratória. Contudo, estímulos provenientes do centro respiratório bulbar fazem com que os neurônios pré-ganglionares vagais, presentes no núcleo ambíguo, fiquem hiperpolarizados durante a inspiração e despolarizados durante a expiração, tornando sua eferência maior na expiração. Com esse modelo, há uma mesma quantidade de descarga vagal por unidade de tempo, tanto nas FRs menores quanto nas maiores, porém um controle mais pronunciado da eferência vagal nas últimas, em comparação com as primeiras. Assim, há um aumento da magnitude da ASR com FRs menores (RITZ *et al.*, 2012).

A influência das variações de VC e FR sobre a ASR deve sempre ser considerada nos estudos que abordam sua interpretação. O estudo de GROSSMAN e TAYLOR (2007) evidenciou que cerca de 60% da variância da ASR estaria relacionada aos parâmetros respiratórios, em diferentes situações experimentais em que não havia evidência de alterações no tônus autonômico cardíaco ou no estado emocional dos indivíduos. Assim, a falta de controle dessas variáveis pode levar a resultados ambíguos e não confiáveis sobre a potencial origem vagal dos efeitos observados. Além disso, a melhor estratégia é fazer um controle intra-indivíduo dessas variáveis, ao invés de inter-indivíduo, uma vez que há uma variação considerável, entre indivíduos, em relação à modulação respiratória sobre a ASR (RITZ *et al.*, 2006).

Em situações basais, há um acoplamento entre a FR e o VC durante a respiração espontânea, a fim de atender à demanda metabólica. Contudo, alterações nesse estado basal (como variações voluntárias do padrão respiratório, processos centrais relacionados a situações de ansiedade e estresse, e adaptações a condições ambientais) podem levar a um desacoplamento entre essas variáveis, com contribuições independentes para a magnitude da ASR. RITZ e colaboradores (2001) compararam a influência da FR e do VC sobre a ASR, em duas situações: a) condições basais, com acoplamento entre as variáveis; e b) condições experimentais, com variação sistemática do padrão respiratório (desacoplamento parcial entre FR e VC). Considerando as duas situações, a contribuição dos parâmetros respiratórios para a ASR variou entre 45% e 55%. Quando o VC variou espontaneamente, sem relação com a FR (situação b), houve um aumento considerável (maior do que um terço) da contribuição do VC para a modulação da ASR. Portanto, em situações em que as variações de FR e VC não estejam acopladas (como alterações emocionais, de desconforto e estresse), é importante considerar as duas variáveis, a fim de evitar interpretações errôneas.

#### 2.4.3 *Influência da pressão parcial arterial de CO<sub>2</sub> sobre a ASR*

Uma das hipóteses para o papel fisiológico da ASR defende que ela aumenta a eficiência da troca gasosa pulmonar. A redução do intervalo R-R durante a inspiração aumenta o fluxo sanguíneo pulmonar durante o período em que o volume alveolar está maior, causando redução do espaço morto alveolar e da fração do *shunt* intrapulmonar. Assim, a distribuição variável dos batimentos cardíacos de acordo com as fases do ciclo respiratório poderia favorecer as trocas gasosas pulmonares, além de reduzir o gasto energético do sistema cardiopulmonar, devido à redução dos batimentos cardíacos durante a expiração (HAYANO *et al.*,2003).

ITO *et al.*(2006) investigaram o efeito do bloqueio vagal, com administração de atropina, sobre a eficiência da troca gasosa em voluntários saudáveis durante hipoxemia (concentração de O<sub>2</sub> no ar de 12-13%). Mantendo-se a FR e o VC constantes e não havendo diferença significativa nos níveis de pressão parcial arterial de CO<sub>2</sub> (PaCO<sub>2</sub>), a atenuação da magnitude da ASR foi acompanhada por redução da pressão parcial arterial de O<sub>2</sub> (PaO<sub>2</sub>), aumento da diferença alvéolo-arterial de O<sub>2</sub> (D<sub>A-aO<sub>2</sub></sub>), bem como aumento do volume morto anatômico e do alveolar, podendo-se interpretar como uma deterioração da oxigenação pulmonar.

BEN-TAL e colaboradores, em 2012, realizaram um estudo teórico, empregando simulações numéricas e modelos matemáticos baseados na teoria de controle ótimo, para avaliar o significado fisiológico da ASR. Diferentemente de HAYANO *et al.* (2003), eles concluíram que a eficiência das trocas gasosas melhorou com um padrão respiratório lento e profundo e com o aumento da FC média, porém não havia relação com a ASR. Segundo os autores, a ASR parece minimizar o gasto energético cardíaco por sua função de manter níveis adequados de PaCO<sub>2</sub>, e não por favorecer o acoplamento ventilação-perfusão (BEN-TAL *et al.*, 2012).

Em situações em que há um desequilíbrio das trocas gasosas, com aumento ou redução da PaCO<sub>2</sub> e/ou da PaO<sub>2</sub>, as alterações do padrão respiratório (FR e VC) são necessárias para o retorno aos valores basais. Estas dependem da estimulação de quimiorreceptores centrais e periféricos.

Os quimiorreceptores centrais estão localizados na superfície ventral do bulbo, próximo à saída dos nervos vago e glossofaríngeo, e são sensíveis a alterações na concentração de íons H<sup>+</sup> ([H<sup>+</sup>]). Quando a PaCO<sub>2</sub> aumenta, o CO<sub>2</sub> se difunde para o líquido que circunda os quimiorreceptores, e libera H<sup>+</sup>, que os estimula. Estes geram impulsos, que, através dos nervos vago e glossofaríngeo, são enviados ao centro

respiratório localizado no tronco encefálico, resultando em hiperventilação (WEST, 2002).

Os quimiorreceptores periféricos se situam nos corpos carotídeos, localizados na bifurcação das artérias carótidas comuns, e nos corpos para-aórticos, acima e abaixo do arco aórtico. Eles são sensíveis à diminuição da  $\text{PaO}_2$  e do pH arterial e ao aumento da  $\text{PaCO}_2$ , levando a um aumento da ventilação pulmonar. A resposta dos quimiorreceptores periféricos à hipercapnia é menos intensa do que a dos centrais, porém é mais rápida, o que favorece o equilíbrio em situações de mudanças abruptas da  $\text{PaCO}_2$  (WEST, 2002).

A hipercapnia também é responsável por alterações na magnitude da ASR, mesmo quando não há mudança no padrão ventilatório. SASANO *et al.* (2002) avaliaram a variação da magnitude da ASR em situações de hipercapnia, sendo mantidos constantes o VC e a FR. Sete voluntários realizaram o protocolo, com três níveis diferentes de pressão parcial de  $\text{CO}_2$  ao final da expiração ( $\text{P}_{\text{ETCO}_2}$ ): 30, 40 e 50 mmHg. A magnitude da ASR aumentou progressivamente com os níveis de  $\text{P}_{\text{ETCO}_2}$ . Segundo os autores, a hipercapnia estimulou os quimiorreceptores carotídeos, acarretando um efeito excitatório sobre os neurônios pré-ganglionares cardíacos, e, conseqüentemente, aumentando a eferência vagal na fase expiratória. Assim, o aumento da magnitude da ASR favoreceria a eliminação do  $\text{CO}_2$ .

### 2.5 Efeito da ventilação não-invasiva com pressão positiva sobre a variabilidade da frequência cardíaca

Durante a respiração espontânea, a contração dos músculos inspiratórios traciona o gradil costal, diminuindo a pressão alveolar e favorecendo a entrada de ar nos pulmões. A menor pressão intratorácica favorece o retorno venoso ao coração, diminuindo o



volume sistólico esquerdo durante a inspiração. Conforme citado anteriormente, há um aumento da FC por meio do barorreflexo.

A aplicação de ventilação com pressão positiva torna a pressão intratorácica positiva durante a inspiração, resultando em redução do retorno venoso e, conseqüentemente, do débito cardíaco. De forma compensatória, pode haver um aumento da resistência vascular para manutenção da pressão arterial sistêmica. Essa compensação é feita a partir de estímulos aferentes dos barorreceptores e eferentes vagais (VALIPOUR *et al.*, 2005).

FIETZE *et al.*, em 2004, avaliaram o efeito da ventilação não-invasiva com pressão positiva sobre a sensibilidade do barorreflexo espontâneo. Cinquenta e cinco voluntários saudáveis foram submetidos à ventilação com pressão positiva expiratória final (*PEEP*) de 5 mbar (5 cmH<sub>2</sub>O) através de máscara nasal e realizaram padrões ventilatórios com 12 incursões respiratórias por minuto (irm) e 15 irm. Nos dois casos, houve um aumento do intervalo RR, da pressão arterial e do componente de *HF* do ganho no barorreflexo, em comparação à respiração espontânea. Segundo os autores, o prolongamento dos intervalos RR pode ter sido causado por uma resposta reflexa ao aumento da pressão arterial e pelo decréscimo do estiramento sinoatrial, com aumento do controle parassimpático cardíaco. Esse prolongamento aumenta o tempo de enchimento cardíaco e, conseqüentemente, o volume sistólico e a pressão de contração ventricular (segundo o mecanismo de Frank-Starling). Além disso, o aumento do volume expiratório final pulmonar, induzido pela pressão positiva, estimula os receptores de estiramento pulmonar, levando à inibição do controle simpático cardíaco. O aumento da pressão arterial seria consequência do reflexo de desativação cardiopulmonar: a pressão positiva reduz o gradiente de pressão transmural cardíaca, desativando os receptores de pressão

de enchimento cardíaco nos átrios e grandes veias. Essa ação causaria um aumento da vasoconstrição simpática periférica, acarretando aumento da pressão arterial.

A ventilação com pressão positiva pode contribuir para melhorar as modulações autonômicas em pacientes com doenças caracterizadas por desequilíbrio simpátovagal, como Doença Pulmonar Obstrutiva Crônica (DPOC) e Insuficiência Cardíaca Crônica (ICC). REIS *et al.* (2010) avaliaram o efeito de três diferentes níveis de *CPAP* (*Continuous Positive Airway Pressure*), aplicada via máscara facial, sobre a VFC. Foram comparados os resultados de pacientes com DPOC, com ICC e indivíduos saudáveis (grupo controle). Eles mostraram uma redução nos valores de *RMSSD* com os diferentes níveis de *CPAP* nos pacientes com DPOC, em comparação com os valores de respiração espontânea e com o grupo controle. Também encontraram um aumento significativo no *SDNN* e na densidade espectral de potência (*PSD, Power Spectral Density*) durante o uso de *CPAP* de 5 cmH<sub>2</sub>O e de 10 cmH<sub>2</sub>O no grupo de ICC, em comparação com a respiração espontânea. Segundo os autores, o tratamento de curta duração com *CPAP* induziu alterações na função autonômica nesses grupos de pacientes e diferentes níveis de pressão positiva podem promover diferentes respostas autonômicas.

PANTONI e colaboradores (2011) avaliaram o efeito da aplicação de diferentes níveis de *CPAP* (3, 5, 8 e 12 cmH<sub>2</sub>O) sobre o padrão respiratório e a VFC em pacientes no período pós-operatório de cirurgia de enxerto em artérias coronárias (*CABG; Coronary Artery Bypass Grafting*). Houve redução da frequência cardíaca e aumento do período respiratório durante o uso de *CPAP* com todos os níveis de pressão, em relação aos valores da respiração espontânea. O VC aumentou com os níveis de pressão acima de 5 cmH<sub>2</sub>O. A VFC total aumentou durante a aplicação de *CPAP* de 8 cmH<sub>2</sub>O e de 12 cmH<sub>2</sub>O, em comparação com os níveis mais baixos. No geral, pacientes em pós-

operatório imediato de cirurgia cardíaca apresentam desequilíbrio na regulação simpátovagal, com supressão da atividade vagal, e, segundo os autores, o *CPAP* pode ter melhorado a atividade parassimpática, resultando no aumento da VFC.

O trabalho de BUTLER e colaboradores (1995) aplicou VNI com máscara nasal, com pressão de 10 cmH<sub>2</sub>O, em pacientes com diagnóstico de insuficiência cardíaca. Não houve efeito sobre a FR ou o intervalo R-R, porém observou-se um aumento do volume pulmonar ao final da expiração, bem como do índice *SDNN*, na análise no domínio do tempo, e do *PSD*, no domínio da frequência. A estimativa da atividade parassimpática (calculada como a razão do componente de *HF* sobre o *PSD*) foi significativamente maior durante todo o período de uso da VNI. Esses resultados também sugerem que a VNI pode aumentar a VFC. Especialmente na população com doença cardíaca, esse achado é de extrema importância, uma vez que baixos índices de VFC estão associados com maior risco de mortalidade, particularmente por morte súbita. A VNI poderia ser usada como intervenção terapêutica nessa população.

## 2.6 Atividade Eletrodérmica

A atividade eletrodérmica (AED), ou resposta galvânica da pele, é uma medida não-invasiva da atividade simpática, e que apresenta a vantagem de não sofrer influência do estado cardiorrespiratório do indivíduo, de drogas vasoativas ou de bloqueadores neuromusculares (HARRISON *et al.*, 2006; STORM, 2008). A atividade simpática está diretamente relacionada ao estado emocional do indivíduo, fazendo com que a AED seja um parâmetro amplamente utilizado como índice dessa relação (CRITCHLEY, 2002). As variações na sudorese são marcadores especialmente sensíveis para eventos relacionados com a emoção e a atenção (SEQUEIRA *et al.*, 2009).

A pele é considerada o maior órgão do corpo humano e é densamente innervada. Atualmente sabe-se que a innervação autonômica das glândulas sudoríparas é exclusivamente simpática e pode ser avaliada através de mudanças na condutância elétrica da pele, medida em sua superfície (CRITCHLEY, 2002). O suor é responsável por criar vias de condução iônica através do estrato córneo, que é a camada mais externa da epiderme, altamente resistiva. A secreção e movimentação dos eletrólitos provocam mudanças na condutância da pele (TRONSTAD *et al.*, 2013). Os dutos secretores de suor ascendem à superfície da pele acompanhados por fibras nervosas e capilares. Quando o indivíduo é submetido a uma situação de estresse ou emoção, há liberação de suor pelas glândulas sudoríparas, principalmente nas regiões palmares e plantares. Essa ação é mediada pela liberação de acetilcolina nos receptores muscarínicos das glândulas, a partir de fibras pós-ganglionares simpáticas não-mielinizadas. A sudorese ocorre em 1 a 2 segundos após a estimulação nervosa. Assim, o suor sobre a pele aumenta sua condutância elétrica (CRITCHLEY, 2002; HARRISON *et al.*, 2006; STORM, 2008; GJERSTAD, 2012). Quando cessa o estímulo sobre as glândulas, o suor é reabsorvido, e a condutância elétrica da pele diminui. O método de avaliação da condutância da pele é considerado como técnica padrão para o registro e a análise da AED (SEQUEIRA *et al.*, 2009).

Os neurônios sudomotores simpáticos são diretamente influenciados por impulsos excitatórios e inibitórios vindos de centros supra-espinhais, notadamente da formação reticular do tronco cerebral. Esta, por sua vez, recebe eferência do hipotálamo, do sistema límbico (amígdala, hipocampo e giro cingulado) e do córtex frontal. Logo, a AED reflete a influência de importantes áreas cerebrais relacionadas à emoção e ao estado de atenção (SEQUEIRA *et al.*, 2009).

Caracteristicamente, o registro do sinal da condutância da pele apresenta uma elevação abrupta seguida de um declínio aplanado, representando a rápida liberação inicial do suor sobre a pele e sua posterior reabsorção lenta (BOUCSEIN *et al*, 2012; figura 2.D).

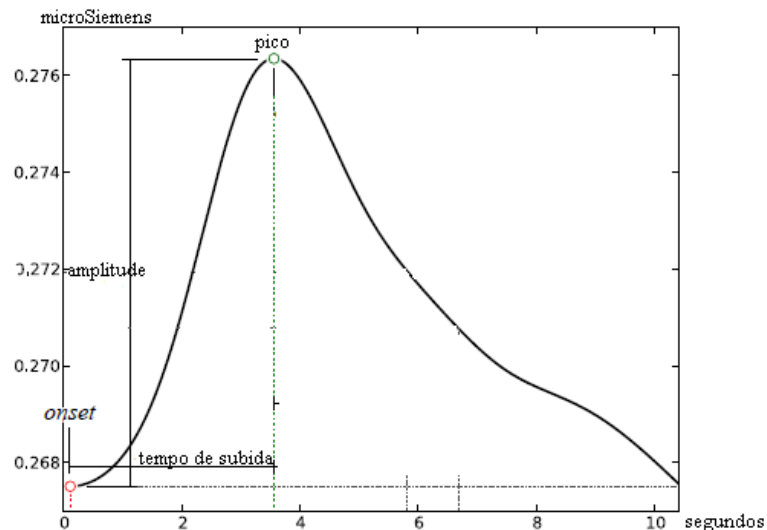


Figura 2.D: Ilustração de um registro típico de resposta eletrodérmica (Adaptado de SILVA *et al.*, 2012. ©2012 IEEE).

O número de flutuações está diretamente relacionado com a taxa de disparo dos eferentes simpáticos. Contudo, os componentes fásico e tônico da AED devem ser avaliados separadamente. Dentre as medidas fásicas das respostas eletrodérmicas (RED), destacam-se (SEQUEIRA *et al.*, 2009; BOUCSEIN *et al*, 2012; RØEGGEN *et al.*, 2011; MUNSTERS *et al.*, 2012; GJERSTAD, 2012):

- latência: tempo decorrido entre a deflagração de um estímulo e o estabelecimento da RED. Varia entre 1 e 4 s. Corresponde ao atraso entre a ativação da glândula e a produção do suor.

- amplitude de pico: calculada a partir do vale anterior à onda até o pico. Para determinar se efetivamente houve uma RED, é necessário estabelecer um valor mínimo

de amplitude a ser considerado como uma resposta. Este valor varia entre 0,01 e 0,05 $\mu$ S, dependendo das condições do experimento e do nível de ruído do equipamento. A amplitude está diretamente relacionada com a taxa de excitação emocional.

- tempo de subida: corresponde ao tempo decorrido entre o estabelecimento da RED e sua chegada ao valor de pico.

- tempo e amplitude da recuperação: correspondem ao tempo e à porcentagem da amplitude de pico, respectivamente, decorridos após a deflexão do pico. O declínio na AED em direção aos valores basais não ocorre abruptamente, uma vez que os ductos se esvaziam lentamente. Além disso, o suor aumenta a umidade do estrato córneo e, conseqüentemente, sua condutância, fazendo com que o nível de AED não retorne para os valores basais.

Existem duas medidas tônicas principais da AED, usadas como índices de excitação do sistema nervoso simpático. O nível de condutância da pele (NCP) corresponde ao valor basal, na ausência de respostas fásicas, e é influenciado pelas propriedades da pele (como permeabilidade da membrana e grau de umidificação do estrato córneo). A partir dela, extrai-se o nível médio de condutância, registrado durante um período de tempo específico. A outra medida tônica é a resposta não-específica de condutância da pele (RNECP), também denominada resposta espontânea ou de flutuação. Apresenta as mesmas características da resposta fásica, porém ocorre na ausência de estímulo externo ou artefatos. Geralmente, é medida durante o repouso e expressa em número de respostas por minuto (BOUCSEIN *et al.*, 2012). Essas respostas de flutuação são causadas por atividades esporádicas e espontâneas dos nervos sudomotores, sendo o número de glândulas recrutadas diretamente relacionado ao disparo nervoso. Conseqüentemente, assume-se que a amplitude dos disparos reflete a excitação

simpática, podendo ser avaliada a partir da amplitude das flutuações do sinal da condutância (BACH *et al.*, 2010).

O nível tônico da AED representa o estado basal do organismo e deve ser considerado ao serem avaliadas as respostas fásicas a um estímulo, uma vez que os sistemas biológicos apresentam limites para elas. Para um mesmo estímulo, um indivíduo que apresenta um nível tônico elevado pode ter uma amplitude da resposta fásica menor do que outro indivíduo que apresenta um nível tônico mais baixo (BAUER, 1998).

Algumas variáveis demográficas, como idade e sexo, causam diferenças nas medidas tônicas e fásicas da AED. O número de glândulas sudoríparas ativas diminui com a idade, bem como a densidade da substância cinzenta cerebral em áreas importantes para a AED (como córtex, hipocampo, amígdala e hipotálamo). Essas alterações justificam a redução das respostas eletrodérmicas com a idade (CATANIA *et al.*, 1980 apud BOUCSEIN *et al.*, 2012). No geral, as mulheres apresentam maiores respostas de condutância da pele tanto a estímulos desagradáveis quanto a agradáveis (KRING *et al.*, 1998 apud BOUCSEIN *et al.*, 2012). Além disso, variáveis relacionadas ao ambiente, como umidade e temperatura, influenciam a liberação de suor pelas glândulas palmares e, conseqüentemente, a AED medida neste local (BOUCSEIN *et al.*, 2012).

### 2.7 Equipamentos e interfaces para ventilação não-invasiva

Para a administração da VNI, além da escolha do tipo de ventilador, do modo ventilatório e dos parâmetros, a escolha da interface também é um ponto importante para o sucesso da terapia.

A VNI pode ser administrada através de equipamentos portáteis, específicos para este tipo de suporte ventilatório, ou através dos ventiladores mecânicos convencionais

encontrados nas unidades de terapia intensiva (UTI). A vantagem destes últimos é a possibilidade de monitorização contínua das variáveis ventilatórias (pressão, volume e fluxo), especialmente para avaliar a interação paciente/ventilador e a mecânica respiratória, porém apresentam a desvantagem de serem mais caros (SCHÖNHOFER *et al.*, 2002). Os dois tipos de equipamento apresentam diferenças em relação ao circuito utilizado. Os ventiladores mecânicos das UTIs usam um circuito duplo, com ramos inspiratório e expiratório separados, e uma válvula expiratória verdadeira. Os equipamentos portáteis usam um circuito de ramo único, em que a porta exalatória não é considerada uma válvula verdadeira, mas sim uma abertura do sistema para o ambiente. Essa porta pode estar localizada no circuito em si ou no corpo da máscara, e o escape de ar por ela é denominado intencional (RABEC *et al.*, 2012). Na maioria dos casos, ela é de diâmetro fixo, resultando em resistência fixa e fluxo de escape variável (SCALA *et al.*, 2008). A desvantagem desse tipo de circuito é o maior risco de reinalação de CO<sub>2</sub>, em comparação com o primeiro, sendo recomendado um nível mínimo de 4 cmH<sub>2</sub>O de pressão expiratória para minimizar esse efeito (RABEC *et al.*, 2012). Além disso, o sistema permanece aberto para o ambiente durante todo o ciclo respiratório.

A porta exalatória também pode ser do tipo diafragma (ou “válvula ativa”), caracterizada por ser uma membrana flexível localizada na conexão da máscara com o circuito, capaz de limitar o escape durante a inspiração (vedando a saída para o ambiente) e permitindo um fluxo unidirecional para o ambiente durante a expiração, ao abrir a saída (SCALA *et al.*, 2008). STORRE e colaboradores (2014) compararam os efeitos desses dois tipos de saída exalatória (diâmetro fixo *versus* diafragma) em relação à troca gasosa, à manutenção da FiO<sub>2</sub> e à dispneia. Foram utilizados um modelo de máscara facial e um circuito de ramo único, com a porta exalatória localizada nele. Não houve diferença significativa entre os grupos em relação à dispneia, porém o grupo que



utilizou a saída exalatória de diâmetro fixo apresentou uma tendência à menor PaO<sub>2</sub>. Nos dois grupos evidenciou-se uma queda significativa da FiO<sub>2</sub> ao longo do circuito (diferença entre a concentração de O<sub>2</sub> medida na saída do ventilador e na entrada da interface), com diferença significativa entre os dois circuitos: a saída de diâmetro fixo apresentou maior queda. Logo, o tipo de saída exalatória tem impacto importante nos parâmetros de aplicação da VNI.

Há diversas interfaces para VNI disponíveis no mercado, com diferentes características. Os tipos mais comuns são as máscaras facial (ou oronasal), nasal, facial total e bucal, além da almofada nasal (que cobre apenas as narinas). SCHÖNHOFER e SORTOR-LEGER (2002) fizeram um levantamento sobre os tipos de interfaces mais utilizadas em casos de insuficiência respiratória, baseando-se em artigos disponíveis na base de dados Medline. Eles observaram que, nos casos agudos, a máscara facial predominava (70%), seguida da máscara nasal (25%) e da almofada nasal (5%). Contudo, nos casos crônicos, a máscara nasal era mais tolerada do que a facial e a almofada nasal.

Algumas características específicas de cada modelo de máscara, como o formato, a forma de fixação e os pontos de contato com a pele, influenciam, a longo prazo, as respostas fisiológicas dos pacientes (FRATICELLI *et al.*, 2009). A máscara nasal apresenta menor espaço morto estático, e permite a expectoração e a comunicação mais facilmente do que a máscara facial total. Esta última é geralmente escolhida nas situações em que há respiração bucal significativa, como em pacientes com exacerbação aguda da DPOC (ELLIOT, 2004). Porém, apesar de eliminar os escapes pela boca, estes podem ocorrer ao redor da face, devido à maior superfície de contato entre a máscara facial total e o rosto (ANTÓN *et al.*, 2003). Escape aéreo, reinalação de CO<sub>2</sub>, desconforto, claustrofobia, eritema facial, dor facial, lesões de pele, irritação ocular,

ressecamento oronasal e ulceração da ponte nasal são algumas das complicações relacionadas às interfaces de VNI e que podem levar à interrupção da técnica (ANTONELLI *et al.*, 2003; GREGORETTI *et al.*, 2002; HOLANDA *et al.*, 2009). A intolerância à máscara, considerada uma causa comum de falha da VNI, pode ser atribuída ao desconforto, adaptação ruim ao rosto, fixadores demasiadamente apertados, escapes excessivos, assincronia paciente-ventilador ou claustrofobia (OZSANCAK *et al.*, 2011). Logo, o desafio é adaptar uma interface que seja confortável e não cause efeitos adversos (ELLIOT, 2004). Contudo, não há consenso sobre a melhor interface para aplicação da VNI, considerando-se que é um aspecto que pode variar entre os pacientes (ANTONELLI *et al.*, 2003).

HOLANDA *et al.* (2009) compararam a incidência e intensidade de efeitos adversos e o conforto associados a diferentes interfaces de VNI, em indivíduos saudáveis. Os parâmetros foram avaliados para as máscaras nasal, facial e facial total, com níveis de pressão baixa e moderada/alta. Não houve diferença significativa entre as três máscaras em relação à pontuação de conforto, porém o ajuste para pressão moderada/alta foi relatado como menos confortável do que o ajuste para pressão baixa, independente da máscara usada.

FRATICELLI e colaboradores, em 2009, compararam os efeitos fisiológicos a curto prazo da VNI em pacientes com IRpA hipoxêmica e hipercápica, usando quatro modelos de interfaces, com volumes internos diferentes. Não houve aparente efeito de espaço morto com o uso de nenhuma das interfaces. Houve melhora do esforço respiratório, da ventilação-minuto e da troca gasosa com o uso de todas as interfaces, sem diferença significativa entre elas. Entretanto, a máscara oral (bucal) apresentou maior incidência de escape e assincronia, assim como maior pontuação para desconforto.

RAMIREZ *et al.* (2012) analisaram os tipos de interface e a tolerância a seu uso durante VNI de longa duração em crianças e adolescentes com diversas patologias respiratórias e neuromusculares. Das 67 crianças estudadas que usaram máscaras confeccionadas industrialmente, 73,13% usaram a máscara nasal, 23,88% a máscara facial e 2,98% a pronga nasal. Cerca de vinte por cento dos pacientes necessitaram trocar a máscara inicialmente selecionada; destes, cerca de 80% devido a desconforto.

Em um estudo multicêntrico envolvendo crianças com diagnóstico de IRpA por bronquiolite, CHIDINI e colaboradores (2015) compararam a taxa de insucesso da VNI aplicada com máscara facial e com o capacete (um tipo de interface que cobre toda a cabeça do paciente e é fixada ao redor do pescoço). O insucesso foi definido como a interrupção da terapia devido à intolerância à interface (observada por duas escalas de avaliação de estresse específicas para a população pediátrica) e/ou devido à necessidade de intubação orotraqueal. Os dois grupos apresentaram melhora da oxigenação e redução da FC e da FR em 24 horas de terapia. No entanto, a taxa de insucesso foi significativamente maior no grupo que usou a máscara facial, principalmente devido à intolerância, bem como os escapes não-intencionais, as lesões de pele e a necessidade de sedação.

### **3.Métodos**

#### 3.1 Amostra

O estudo foi realizado com 20 voluntários (9 homens e 11 mulheres), com idade de  $28,1 \pm 6,6$  anos (média  $\pm$  desvio-padrão) e IMC de  $24,5 \pm 4,21$  kg/m<sup>2</sup>, não fumantes, sem relato de patologias respiratórias ou cardíacas. Foi solicitado evitar o consumo de alimentos que contenham cafeína por pelo menos 6h antes do experimento. Previamente à participação no estudo, foi assinado um termo de consentimento livre e esclarecido (TCLE) por cada participante (Apêndice A).

O protocolo foi conduzido nas dependências do Laboratório de Engenharia Pulmonar/COPPE/PEB, em um ambiente reservado e silencioso, com temperatura e umidade relativa do ar controladas (21-24° C e 40-50%, respectivamente), estando o voluntário posicionado sentado em uma cadeira acolchoada, com apoio dorsal e para os membros superiores.

O projeto foi submetido e aprovado pelo Comitê de Ética em Pesquisa (CEP) do Hospital Universitário Clementino Fraga Filho (HUCFF/UFRJ) (número do parecer: 648.084; Apêndice B).

#### 3.2 Instrumentação

##### *3.2.1 Pletismografia Respiratória por Indutância*

A Pletismografia Respiratória por Indutância (PRI) é considerada uma técnica não-invasiva padrão para estimativa qualitativa e quantitativa das variáveis volumétricas e temporais da respiração, assim como da participação relativa do tórax e do abdome no ciclo respiratório. Ela é composta por duas faixas elásticas, uma torácica e uma

abdominal, cada qual com um condutor solidário. Quando adaptados à superfície corporal e ativados por um oscilador que gera correntes senoidais de baixa intensidade, os fios formam uma bobina, cujas indutâncias variam de acordo com a área de secção transversa corporal (COHEN *et al.*, 1994; BAR-YISHAY *et al.*, 2003). Os sinais elétricos gerados são proporcionais às variações de volume da caixa torácica e do abdome durante a respiração. Estas medições se baseiam na suposição de que o sistema respiratório apresenta dois graus de liberdade de movimento, de forma que as variações do volume pulmonar correspondem à soma das variações de volume dos compartimentos torácico e abdominal. (CARRY *et al.*, 1997; CALABRESE *et al.*, 2007; GROSSMAN *et al.*, 2010; LANATÀ *et al.*, 2010).

Segundo o modelo bicompartimental proposto por Konno e Mead, em 1967, considerando que os pulmões, a caixa torácica e o diafragma estão interligados, as mudanças na dimensão vertical da cavidade torácica, relacionadas à atividade diafragmática, são proporcionais à movimentação do compartimento abdominal. Da mesma forma, as mudanças no diâmetro torácico ântero-posterior, relacionadas à atividade da musculatura da parede torácica, são proporcionais à movimentação do compartimento torácico (KONNO *et al.*, 1967; MILLARD *et al.*, 2004).

As faixas da PRI (Inductotrace Systems, *Ambulatory Monitoring, Inc*, EUA) foram adaptadas aos voluntários, estando a faixa torácica posicionada na região superior do tórax (infra-axilar) e a faixa abdominal no nível da cicatriz umbilical, acima da crista ilíaca. O tamanho das faixas foi escolhido de forma a ficarem firmes na posição escolhida, porém sem causarem desconforto ou sensação de restrição à expansão da caixa torácica e do compartimento abdominal.

O sinal ventilatório adquirido com a PRI foi calibrado através de regressão linear múltipla (RLM). Esta técnica pressupõe que a medição do volume corrente está

linearmente relacionada aos sinais elétricos das faixas torácica ( $CT(t)$ ) e abdominal ( $AB(t)$ ). O volume ( $V_{pri(t)}$ ) é definido como (equação 2):

$$V_{pri(t)} = \alpha * CT(t) + \gamma * AB(t), \quad (2)$$

em que  $\alpha$  e  $\gamma$  são os coeficientes de deslocamento volumétrico da caixa torácica e do abdome, respectivamente. Para sua aplicação, foi necessária a aquisição dos valores de vazão respiratória com o PTC, e posterior cálculo do volume pela integral da vazão, para ajuste dos coeficientes  $\alpha$  e  $\gamma$  (POOLE *et al.*, 2000). Esse modelo assume que os sinais das faixas elásticas e do PTC são semelhantes, tomando uma média ponderada das duas entradas para fazer uma predição (SEPPÄNEN *et al.*, 2013). Esta técnica de calibração do sinal da PRI foi previamente testada em outro trabalho (CUNHA *et al.*, 2014).

Uma máscara facial com almofada de silicone inflável, sem orifício de exalação (Vital Signs, Brasil), foi fixada ao rosto dos voluntários através de fixadores de silicone e acoplada a um PTC de orifício variável. Foram adquiridos 2 minutos de sinal ventilatório do PTC e da PRI, antes do protocolo com *CPAP*, para calcular os coeficientes de calibração das faixas pletismográficas. Durante esse período, o voluntário permaneceu sentado, com apoio dorsal, em ventilação espontânea com padrão respiratório basal.

Posteriormente, os coeficientes foram aplicados ao sinal adquirido durante o protocolo. O volume corrente ( $VC_{pri}$ ) foi definido como o valor máximo de  $V_{pri(t)}$  em cada ciclo respiratório.

### 3.2.2 *Pneumotacógrafo*

O pneumotacógrafo de orifício variável (PTC; modelo 155362, Hamilton Medical, Suíça) foi acoplado ao circuito do *CPAP*, entre a conexão de tomada de pressão de vias

aéreas e o filtro HME, e conectado a um transdutor de pressão diferencial (modelo PC 500 SDET; *Hoffrichter GmbH*, Alemanha), com faixa de operação de  $\pm 5$  cmH<sub>2</sub>O e de 0-10 volts.

O PTC foi previamente calibrado, utilizando-se uma seringa (3Liter Calibration Syringe Series 5530, *Hans Rudolph, Inc.*, EUA) ajustada para volume de 2 L, com polinômios de 3ª ordem para a inspiração e a expiração (NETO *et al.*, 1998). Para isto, foi utilizado o programa *Data Acquisition System (DAS)*; LEP-PEB/COPPE/UFRJ, Brasil; PINO *et al.*, 2004), desenvolvido em ambiente LabView (*National Instruments*, EUA), e o *software MECANICA* (LEP-PEB/COPPE/UFRJ, Brasil; PINO *et al.*, 2002), operado em MATLAB R2007b (*Mathworks*, EUA). O volume ( $V_{ptc(t)}$ ) foi calculado pela integral numérica da vazão respiratória fornecida pelo PTC, zerando-o ao início de cada ciclo (*RESET*). O volume corrente ( $VC_{ptc}$ ) foi definido como o valor máximo de  $V_{ptc(t)}$  em cada ciclo respiratório. Foram considerados ciclos verdadeiros aqueles em que o volume corrente fosse maior que 50 ml.

O  $VC_{ptc}$  foi utilizado apenas para calcular os coeficientes de calibração das cintas pletismográficas. Não foi utilizado para os registros durante o uso das máscaras porque estas são confeccionadas com um orifício de exalação em seu corpo, o que necessariamente faz com que haja escape intencional de ar. Consequentemente, o sinal de vazão do PTC não pôde ser utilizado para calcular o volume corrente, apenas para detecção dos períodos respiratórios.

### 3.2.3 Tomada de pressão de abertura das vias aéreas

A pressão de abertura das vias aéreas (Pva) foi monitorizada através de um conector posicionado entre a saída da máscara e o PTC, e acoplado através de um tubo flexível a um transdutor de pressão (modelo 163PC01D48-PCB; *Sensortecnics*, Alemanha), com

faixa de operação de -20 a 120 cmH<sub>2</sub>O e 0-10 V. O transdutor foi previamente calibrado a partir de uma coluna de água (*Scireq*, Kimo, França), utilizando-se valores de 0 a 10 cmH<sub>2</sub>O, com incrementos de 1 cmH<sub>2</sub>O. Para a calibração, foi utilizado o programa *DAS*, calculando-se o coeficiente de um polinômio de 1ª ordem pelo Método dos Mínimos Quadrados (MMQ).

#### 3.2.4 Atividade Eletrodérmica

A atividade eletrodérmica (AED) foi avaliada pela mensuração da condutância da pele, através do Biopac MP 100 (Biopac Systems, Inc., EUA). O módulo GSR100C (*Electrodermal Activity Amplifier Module*) consiste em um amplificador diferencial, de canal único, que aplica a técnica de corrente contínua/tensão constante. Uma tensão de 0,5 V é aplicada a dois eletrodos de Ag/AgCl (TSD203, Biopac Systems, Inc., EUA) posicionados na superfície palmar da falange distal dos dedos indicador e médio da mão não-dominante e fixados com Velcro® ou fita adesiva. A escolha da mão não-dominante foi determinada pela necessidade do indivíduo utilizar a mão dominante para escrever a pontuação para o desconforto, nos momentos das avaliações. Como nossa amostra era caracterizada por indivíduos destros e canhotos, não foi possível estabelecer um lado específico para as medidas.

Os eletrodos, preenchidos com gel condutor (Mercur, Brasil), foram fixados à pele cerca de 5 min antes do início da aquisição do sinal, a fim de permitir a penetração do eletrólito no estrato córneo e, conseqüentemente, a estabilização do nível basal da condutância da pele.

O módulo foi posto em modo DC, com um ganho de 10 µS/V. Para sua calibração, foram utilizados dois resistores (50KΩ e 100KΩ). Cada ponta do resistor foi isolada e posicionada em cada eletrodo, enquanto a leitura da tensão foi feita através do programa



DAS. A partir dos valores gerados, foi calculado o ganho, através de um polinômio de 1ª ordem ajustado pelo Método dos Mínimos Quadrados (MMQ).

### 3.2.5 Eletrocardiograma

O sinal de eletrocardiograma (ECG) foi adquirido a partir do módulo ECG100C do Biopac MP100 (*Electrocardiogram Amplifier Module, Biopac Systems, Inc., EUA*). O módulo foi configurado para um ganho de 5000, com o botão de filtro passa-altas interno na posição OFF (uma vez que a filtragem e o processamento do sinal seriam feitos posteriormente, *off-line*). Foram utilizados três eletrodos autoadesivos descartáveis, posicionados na linha hemiclavicular direita do terceiro espaço intercostal, na linha hemiclavicular esquerda do terceiro espaço intercostal e um centímetro acima do maléolo lateral do membro inferior direito (eletrodo terra) (figura 3.A) .

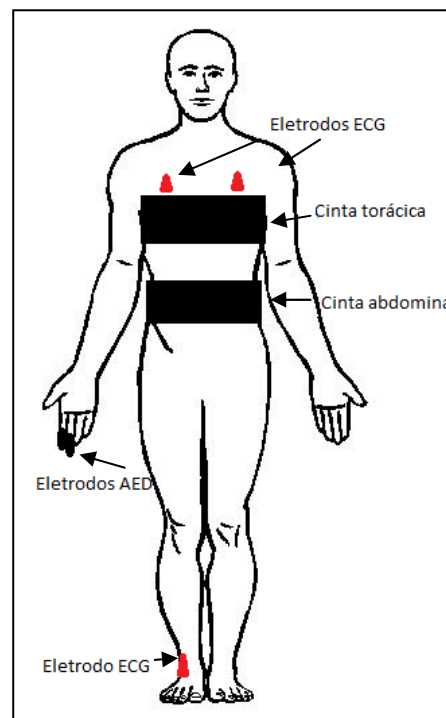


Figura 3.A: Esquemática do posicionamento das cintas torácica e abdominal, e dos eletrodos de ECG e AED. Adaptado de figurade domínio público(<http://papeis.blogs.sapo.pt/>).

### 3.3 Protocolo experimental

Antes de ser iniciado o protocolo, o voluntário respondeu ao questionário PANAS (Apêndice C), para avaliação do estado emocional. O questionário consiste de 20 palavras que descrevem sentimentos e emoções positivos e negativos, e o voluntário deveria pontuar cada palavra de acordo com uma escala que variava de 1 (“muito ligeiramente ou nem um pouco”) a 5 (“extremamente”), conforme ele estivesse se sentindo no momento do teste.

Após a explicação sobre a aplicação do protocolo e a adaptação de todos os sensores e transdutores, foram adquiridos 2 minutos de sinal ventilatório através do pneumotacógrafo (PTC) e do pletismógrafo por indutância, concomitantemente, para cálculo dos coeficientes de calibração da cinta pletismográfica (conforme descrito no item 3.2.1).

O protocolo foi iniciado com 5 minutos de repouso, estando o voluntário em ventilação espontânea. Após, cada voluntário foi submetido à ventilação não-invasiva no modo *CPAP* (aparelho C-Series Tango Positive Airway Pressure Device, ResMed, EUA), com três tipos de máscara: facial total (FitLife Total Face Mask, Resironics Inc., EUA), facial (Full Life Face Mask, Resironics Inc., EUA) e nasal (ComfortClassic Nasal Mask, Resironics Inc., EUA). As máscaras foram adaptadas conforme orientação do fabricante e foi utilizado um circuito de via única, sem válvula exalatória acoplada, mantendo-se abertos os orifícios de exalação das máscaras. O tamanho das máscaras (pequena – P, média – M, grande – G) foi determinado individualmente para cada voluntário, conforme suas características anatômicas e a recomendação do fabricante, com exceção da máscara facial total, que possui apenas um

tamanho para o modelo adulto. A figura 3.B ilustra os três tipos de máscaras utilizadas no estudo.

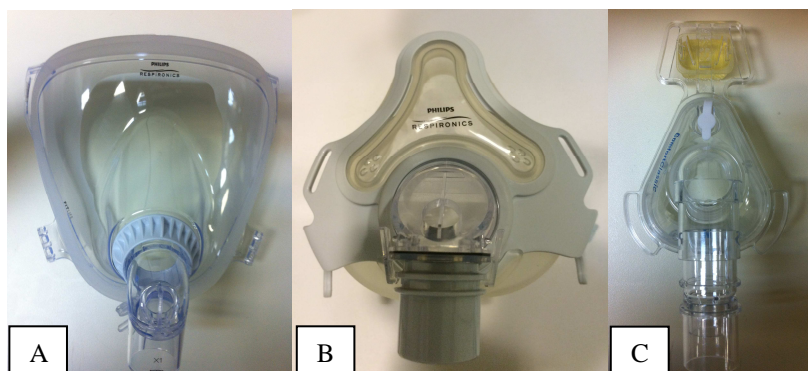


Figura 3.B: Tipos de máscaras para ventilação não-invasiva utilizadas no estudo. A: facial total (FT); B: facial (F); C: nasal (N).

Cada máscara foi utilizada por 10 min, com um valor de *PEEP* (*Positive End Expiratory Pressure*; pressão positiva expiratória final) fixado em 5 cmH<sub>2</sub>O, a fim de evitar influência do nível de pressão sobre o desconforto experimentado com a interface. O valor de *PEEP* foi determinado com base em estudos anteriores, que mostraram que valores em torno de 5 cmH<sub>2</sub>O são menos desconfortáveis durante a VNI (HOLANDA *et al.*, 2009; KALLET *et al.*, 2009; COSTA *et al.*, 2005; VITACCA *et al.*, 2004). Houve um intervalo de 5 min entre o uso de cada interface. A escolha da adaptação das máscaras seguiu a sequência A – B – C entre os voluntários, conforme o quadro abaixo:

A	Facial total	Nasal	Facial
B	Nasal	Facial	Facial total
C	Facial	Facial total	Nasal

A ordem das máscaras em cada sequência foi estabelecida de acordo com o delineamento em quadrados latinos (neste caso, 3 x 3): cada máscara aparece uma única vez em cada linha e em cada coluna, e o número de sequências (A, B e C = 3) é o mesmo que o número de máscaras (3).

Os níveis de desconforto relacionados à máscara e à ventilação com pressão positiva foram avaliados por meio de duas escalas Likert, compostas por 5 itens com respostas relativas às perguntas “Como está seu nível de desconforto em relação à máscara?” e “Como está seu nível de desconforto em relação à ventilação?” (Apêndice D). Os itens variaram entre os extremos de “1 - nenhum desconforto” e “5 - desconforto insuportável”, com três respostas intermediárias (“desconforto leve”, “desconforto moderado” e “desconforto intenso”). A pontuação foi realizada em três momentos diferentes, para cada máscara: ao final do 1º minuto de ventilação (momento A), ao final do 5º minuto (momento B) e ao final do 9º minuto (momento C). Para sinalizar ao participante qual o momento em que deveria pontuar o desconforto, foi exposta uma sequência de *slides* temporizada, em que, no momento da pontuação, o *slide* apresentado variava de cor (de branco para preto) e continha as perguntas supracitadas, estando acompanhado de um estímulo sonoro na forma de um *bip* de frequência de 100 Hz.

Após o uso das três máscaras, o voluntário permaneceu em repouso por 5 min e, ao final, foi solicitado a ele que elegesse a máscara com a qual se sentiu mais desconfortável.

A higienização das máscaras foi realizada após o uso em cada voluntário, com lavagem através de imersão em água e detergente enzimático, seguida de enxague em água corrente e secagem “ao natural”. Também após o uso em cada voluntário, o circuito do aparelho de *CPAP* e o PTC foram submetidos à desinfecção de alto nível (ANVISA, 2009; MINISTÉRIO DA SAÚDE, 2001):

- lavagem com detergente enzimático
- enxague em água corrente
- imersão em hipoclorito de sódio a 1% por 30 minutos

- enxague com água
- enxague com álcool a 70%

Foi utilizado um filtro trocador de calor e umidade com 85 ml de volume interno (*Heat-and-moisture exchanger* - HME; Ultipor 100, *Pall*, Reino Unido), posicionado entre a interface e o circuito ventilatório, distalmente ao PTC. A umidificação e o aquecimento adequados do gás inspirado durante o uso de VNI previnem a deterioração anatômica e funcional da mucosa nasal, mantendo a atividade ciliar, o fluxo sanguíneo local, a secreção de muco e a resistência nasal em seus níveis fisiológicos. O filtro HME atua passivamente, estocando o calor e a umidade do gás exalado, para liberá-los ao gás inspirado. Não há consenso na literatura sobre o tipo de umidificação ideal (ativa ou passiva) durante a VNI, sendo de uso opcional. Apesar de haver relato na literatura de aumento do trabalho respiratório e de retenção de gás carbônico com o filtro HME durante a VNI, especialmente em pacientes hipercápnicos e com filtros de grande espaço morto, seus efeitos fisiológicos sobre a mucosa nasal e o gás inspirado favorecem o conforto e uma maior tolerância à terapia (RESTREPO *et al.*, 2012; LELLOUCHE *et al.*, 2012; RODRIGUEZ *et al.*, 2012; BOYER *et al.*, 2010; NAVA *et al.*, 2009). Além disso, o período curto de aplicação da VNI (total de 30 minutos) e a escolha apenas de voluntários saudáveis justificaram a manutenção do filtro durante o protocolo.

### 3.4 Digitalização dos sinais

Os sinais do ECG, da AED, da Pva, da PRI e do PTC foram digitalizados através de um conversor analógico digital (A/D; modelo USB-6009; *National Instruments*, EUA) de 11 bits de resolução, com frequência de amostragem de 1000 Hz. Os sinais foram

armazenados em um computador portátil pelo programa *DAS*. Posteriormente, foram importados e processados pelo *software* MECANICA, operado em MATLAB R2007b (*Mathworks*, EUA). A figura 3.C apresenta o diagrama de blocos, ilustrando a instrumentação utilizada.

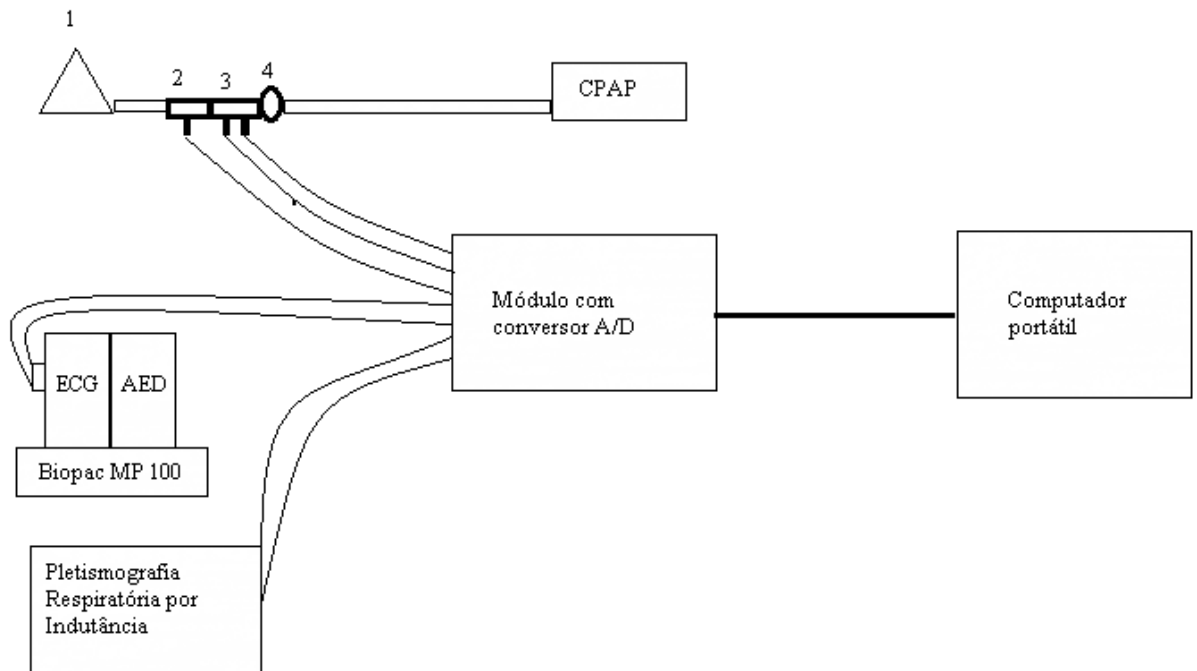


Figura 3.C: Diagrama de blocos, ilustrando a instrumentação utilizada no experimento. 1: máscara; 2: conector de tomada de pressão de abertura das vias aéreas; 3: pneumotacógrafo; 4: filtro HME. CPAP: aparelho de CPAP. ECG e AED: módulos de ECG e AED do Biopac MP 100.

### 3.5 Processamento dos sinais

#### *3.5.1 Detecção dos ciclos respiratórios e cálculo dos parâmetros cardiorrespiratórios*

O sinal de vazão respiratória, obtido com o PTC, foi processado através do *software* MECANICA (PINO *et al.*, 2002), operado em MATLAB R2007b. Inicialmente, o sinal

foi filtrado bidirecionalmente com um filtro digital passa-baixas de 1ª ordem, com fase zero e frequência de corte de 10Hz. A detecção das fases inspiratória e expiratória de cada ciclo respiratório foi executada através da identificação de cada transição por zero do sinal de vazão e estabelecendo um índice para o início de cada trecho inspiratório e expiratório. O primeiro trecho é considerado uma expiração e começa na amostra 1. O volume foi calculado a partir da integração do sinal de vazão e foi estabelecido um limiar de 50 ml de volume mínimo para que o ciclo fosse considerado verdadeiro. Após, foram corrigidos manualmente os eventuais erros na detecção dos trechos.

A partir dos trechos detectados, foram calculados os períodos respiratórios (PR), pela diferença entre dois trechos inspiratórios consecutivos (começando da segunda amostra; equação 3):

$$\mathbf{PR_{ptc(k)} = \frac{\mathbf{Trechos_{(k+2)} - Trechos_{(k)}}}{\mathbf{Fs}} , \quad (3)}$$

em que  $\mathbf{PR_{ptc(k)}}$  é o k-ésimo período respiratório (em segundos) e  $\mathbf{Fs}$  é a frequência de amostragem.

Para o processamento do sinal ventilatório da PRI, primeiramente foram calculados os coeficientes de calibração, a partir do sinal de vazão do PTC, conforme descrito no item 3.3.1. O sinal de volume da PRI foi então filtrado com um filtro *Butterworth* digital passa-baixas de 1ª ordem e frequência de corte de 3 Hz. Derivando-se este sinal, foi calculada a vazão respiratória com a PRI ( $\mathbf{F_{pri(t)}}$ ). A detecção e edição dos trechos inspiratórios e expiratórios foram realizadas conforme descrito anteriormente para o PTC, utilizando-se a  $\mathbf{F_{pri(t)}}$ . O PR ( $\mathbf{PR_{pri(k)}}$ ) foi calculado conforme descrito para o PTC (equação 3), e o volume corrente ( $\mathbf{VC_{pri(k)}}$ ) foi definido como o valor máximo de  $\mathbf{V_{pri(t)}}$  em cada ciclo respiratório.

A partir do sinal de pressão de vias aéreas (Pva), foram calculados o pico de pressão (picoP) e a variação de pressão (dPva) para cada ciclo respiratório, conforme as equações abaixo (4 e 5, respectivamente):

$$\text{picoP}_{(c)} = \text{máximo}(\text{Pva}(\text{Trechos}_{(k)}:\text{Trechos}_{(k+2)})) \quad (4)$$

$$\text{dPva}_{(c)} = \text{Pva}(\text{exp})_{(c)} - \text{Pva}(\text{insp})_{(c)} \quad (5)$$

em que  $\text{picoP}_{(c)}$  é o pico de pressão de vias aéreas em cada ciclo,  $k$  é o índice de cada trecho detectado no sinal de pressão,  $c$  é o ciclo respiratório,  $\text{Pva}(\text{exp})$  é a pressão média das vias aéreas durante a expiração e  $\text{Pva}(\text{insp})$  é durante a inspiração.

### 3.5.2 Detecção e edição das ondas R do ECG

O sinal do ECG também foi processado através do *software* MECANICA, utilizando uma rotina escrita em MATLAB R2007B (BEDA *et al.*, 2007), que permite a detecção dos picos de onda R, a remoção de artefatos e a edição manual.

Para eliminar as flutuações da linha de base e o ruído de alta frequência, o sinal foi filtrado com um filtro passa-banda tipo *Butterworth* de 4ª ordem, com frequências de corte de 5 e 200Hz. Após, foram detectados os instantes dos picos das ondas R, a partir da detecção do cruzamento com zero da derivada do sinal. Foi estabelecido um limiar de 0,3V de amplitude para remoção dos picos das ondas R, bem como um limite mínimo de 250ms entre os picos (período refratário). A edição manual permitiu a eliminação de batimentos ectópicos e a correção de eventuais detecções erradas dos picos das ondas R.

A série dos intervalos R-R também foi calculada através da mesma rotina. O primeiro intervalo R-R corresponde ao instante de ocorrência do segundo batimento cardíaco. Assim, foi possível estabelecer a duração do período cardíaco e o instante de seu término.



### 3.5.3 Amplitude da Arritmia Sinusal Respiratória

A ASR foi calculada a partir de uma rotina escrita em MATLAB R2007B, aplicando-se o método proposto por GILAD *et al.* (2005). Foram utilizados os ciclos respiratórios calculados com a PRI e detectados durante o uso de cada máscara e durante os períodos de repouso antes e depois do protocolo.

Inicialmente, foram selecionados os batimentos cardíacos ocorridos imediatamente antes e após cada ciclo respiratório, e realizada uma interpolação com "*cubic spline*", com 50 amostras. Considerando-se  $x_{ij}$  como o  $i$ -ésimo ponto interpolado do  $j$ -ésimo ciclo respiratório, foi calculada a média do padrão da ASR ( $x_i^0$ ), conforme a equação 6:

$$x_i^0 = \frac{1}{(m-1)} \sum_{j=1}^m x_{ij} \quad (6)$$

sendo  $i = 1, \dots, n$  (número de pontos interpolados;  $n = 50$ ) e  $j = 1, \dots, m$  (número de ciclos respiratórios).

Para cada um dos  $m$  ciclos respiratórios, foi calculada a variância ( $V_j$ ) em relação à média desses intervalos RR interpolados (equação 7). Foram excluídos os 10% dos intervalos RR que apresentavam maior variância (*outliers*), obtendo-se uma subsérie S1.

$$V_j = \sum_{i=1}^n (x_i^0 - x_{ij})^2 \quad (7)$$

Cada um dos  $i$  pontos de todos os  $m$  ciclos respiratórios recebeu uma correspondência em radianos, de 0 a  $2\pi$ . O valor em radiano referente ao valor máximo de RR interpolado dentro de cada ciclo respiratório foi definido como a fase da ASR ( $\Phi_j$ ), para cada ciclo. Também foi calculada a diferença de fase ( $\Delta \Phi_j$ ), em relação à média ( $\Phi^0$ ) das fases de todos os ciclos (equações 8 e 9):

$$\Delta\Phi_j = |\Phi^0 - \Phi_j| \quad (8)$$

em que

$$\Phi^0 = \frac{1}{(m-1)} \sum_{j=1}^m \Phi_j \quad (9)$$

Da subsérie S1, os 20% intervalos R-R com maiores fases também foram excluídos (*outliers*), obtendo-se a subsérie S2. Segundo os autores, os *outliers* estariam relacionados a comportamentos não-estacionários do sistema cardiopulmonar, como arritmias, períodos respiratórios longos e deglutição (GILAD *et al.*, 2005).

A partir de S2, foi calculado o padrão médio da ASR (ASRp), definido como a média dos intervalos RR interpolados para cada um dos  $i$  pontos, considerando-se todos os ciclos respiratórios. Também foi calculada a amplitude da ASR (ASRm), a partir da diferença entre os valores máximo e mínimo do ASRp. A figura 3.D ilustra o padrão médio da ASR de um voluntário, calculado durante o período de uso da máscara nasal.

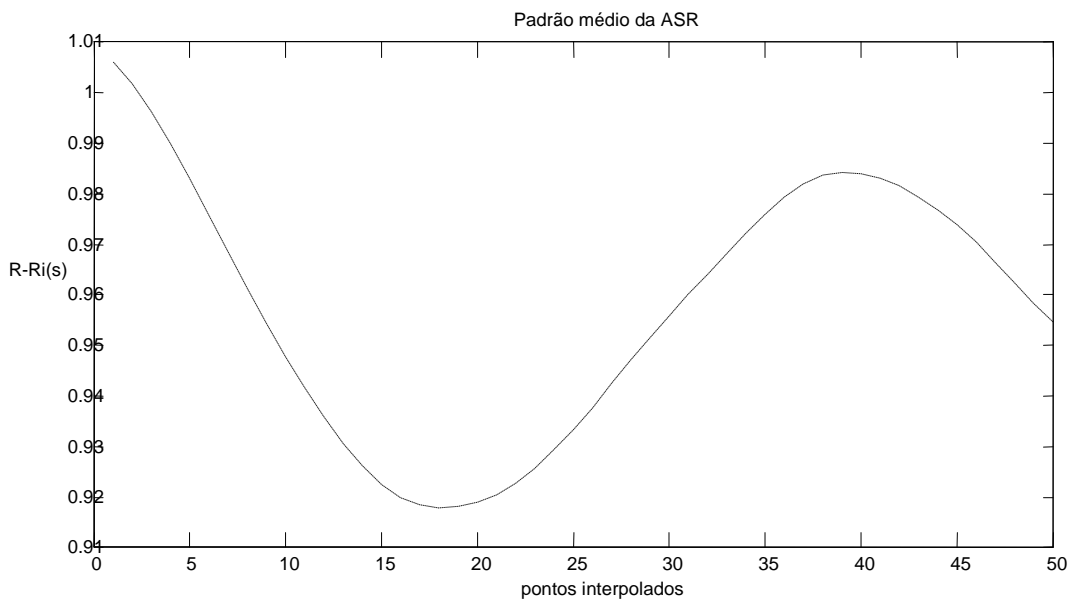


Figura 3.D: Padrão médio da ASR de um voluntário, calculado durante o uso da máscara nasal. R-Ri: intervalo RR, em segundos.

#### 3.5.4 Detecção das respostas eletrodérmicas

O sinal de condutância da pele foi inicialmente filtrado com um filtro *Butterworth* digital passa-baixas de 1ª ordem e frequência de corte de 1 Hz. Posteriormente, foi processado através de uma rotina escrita em MATLAB R2007B, em que era possível assinalar manualmente os picos e vales do sinal, correspondentes às respostas eletrodérmicas ao estímulo sonoro emitido no momento de ser realizada a avaliação subjetiva para o desconforto com as máscaras, e também aqueles correspondentes às flutuações espontâneas da AED.

Os picos podem ser definidos como os pontos de máximo da função que caracteriza o sinal (primeira derivada nula e segunda derivada negativa), enquanto os vales correspondem aos pontos de mínimo (primeira derivada nula e segunda derivada positiva). A amplitude da resposta (*ampl*) foi calculada pela diferença entre o valores do pico e do vale imediatamente anterior a ele. Foram consideradas respostas verdadeiras aquelas em que a amplitude era maior do que 0,01  $\mu$ S. A figura 3.E ilustra o sinal de AED de um voluntário, durante o uso da máscara facial total.

Também foi calculado o tempo de subida (*tsub*) das respostas, como sendo a diferença (em segundos) entre o momento de ocorrência do pico e o do vale anterior. Para as respostas ao estímulo sonoro, foi calculado o período de latência (*lat*), definido como a diferença (em segundos) entre o momento de início da resposta e o momento de emissão do estímulo. Foram consideradas como respostas relacionadas ao estímulo aquelas que ocorriam em até 10 segundos após a emissão daquele.

A partir das respostas eletrodérmicas detectadas, foi calculado o número de flutuações espontâneas por minuto (*n\_flut*), definido como o número de respostas não relacionadas ao estímulo emitido que ocorreram durante o uso de cada máscara.

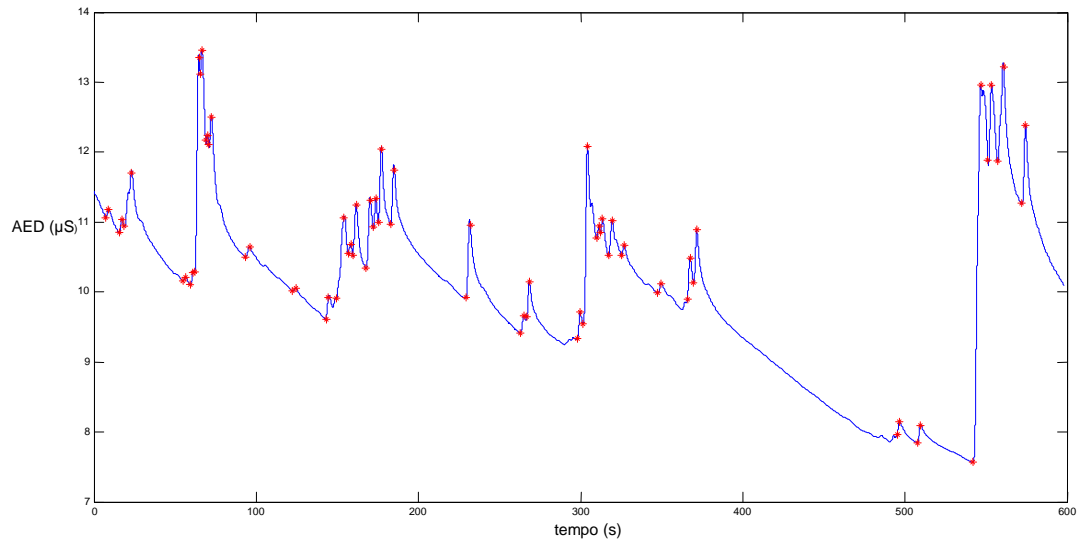


Figura 3.E: Sinal de AED (em microSiemens) de um voluntário durante o uso da máscara facial total. Os asteriscos marcam os picos e vales das respostas eletrodérmicas.

### 3.6 Análise Estatística

Foi utilizado o programa *GraphPad Prism* versão 6.0 (*GraphPad Software*, EUA) para realizar as análises. Foram calculados as médias, os desvios-padrão, as medianas e os intervalos interquartis (1º quartil – 3º quartil) de  $PR_{pri}$ ,  $VC_{pri}$ , ASR, ASRm, *ampl*, *tsub* e *lat*, número de flutuações espontâneas por minuto da AED (*n\_flut*), *SDNN*, *RMSSD* e *pNN50* para os períodos de uso de cada máscara e os períodos de repouso antes e depois do protocolo experimental, para cada voluntário. As mesmas medidas foram calculadas para as variáveis  $PR_{ptc}$ ,  $dPva$  e *picoP*, porém apenas durante o uso das máscaras.

A partir das medidas de média ( $\mu$ ) e desvio-padrão ( $dp$ ), foram calculados os coeficientes de variação (CV), conforme a equação 10:

$$CV = \frac{dp}{\mu} \quad (10)$$

Também foram calculadas as variações de  $PR_{pri}$  ( $dPR_{pri}$ ),  $VC_{pri}$  ( $dVC_{pri}$ ),  $ASR$  ( $dASR$ ),  $ASR_m$  ( $dASR_m$ ),  $RR_i$  ( $dRR_i$ ), número de flutuações espontâneas por minuto da AED ( $dn_{flut}$ ),  $SDNN$  ( $dSDNN$ ),  $RMSSD$  ( $dRMSSD$ ),  $pNN50$  ( $dpNN50$ ), definidas como a diferença de seus valores durante o uso das três máscaras e os valores durante o repouso antes do início do protocolo (considerados como os valores basais).

O teste de Shapiro-Wilk foi aplicado para verificação da distribuição de normalidade das amostras. Como a maioria das variáveis não apresentou uma distribuição normal, foi escolhido o Teste de Friedman, correspondente não-paramétrico do teste ANOVA de medidas repetidas. Foi utilizado o pós-teste de Dunn, para realizar as comparações múltiplas. As amostras foram consideradas pareadas, uma vez que cada indivíduo era seu próprio controle. O nível de significância  $\alpha$  foi estabelecido em 0,05 ( $p < 0,05$ ).

Para comparar os valores de  $PR_{ptc}$  e  $PR_{pri}$ , foi utilizado o teste de Wilcoxon para amostras pareadas.

A avaliação subjetiva, realizada através da pontuação para o desconforto na escala Likert, foi analisada por meio da proporção de vezes que cada máscara recebeu cada pontuação, em relação ao número total de avaliações. Essa análise foi feita para o desconforto em relação à máscara e para o desconforto em relação à ventilação. Além disso, foram calculadas as razões da pontuação para o desconforto com a máscara sobre a pontuação para o desconforto geral, e as razões da pontuação para o desconforto com a ventilação sobre a pontuação para o desconforto geral. Este último foi calculado como a soma das pontuações para a máscara e para a ventilação, para cada tipo de interface e em cada momento em que foram pontuados (1º, 5º e 9º minutos de uso de cada máscara: momentos A, B e C, respectivamente).

Para relacionar as pontuações para os afetos positivo e negativo no PANAS (PA e NA, respectivamente) e as pontuações na escala Likert com as variáveis fisiológicas, foi

utilizada a regressão linear múltipla. Para isso, as pontuações que cada máscara recebeu em cada um dos três momentos analisados (A, B e C) foram somadas, a fim de fornecer um índice de desconforto total para cada máscara. As variáveis fisiológicas escolhidas para a elaboração deste modelo foram:  $dPR_{pri}$ ,  $dVC_{pri}$ ,  $dn\_flut$ ,  $dRRi$ ,  $dSDNN$  e  $dRMSSD$ . O modelo proposto pode ser expresso pelas seguintes equações (conjunto de equações 11):

$$\begin{aligned}
 dVC_{pri} &= \alpha*PA + \lambda*NA + \beta*FT + \gamma*N + \sigma*F + K \\
 dPR_{pri} &= \alpha*PA + \lambda*NA + \beta*FT + \gamma*N + \sigma*F + K \\
 dn\_flut &= \alpha*PA + \lambda*NA + \beta*FT + \gamma*N + \sigma*F + K \\
 dRRi &= \alpha*PA + \lambda*NA + \beta*FT + \gamma*N + \sigma*F + K \\
 dSDNN &= \alpha*PA + \lambda*NA + \beta*FT + \gamma*N + \sigma*F + K \\
 dRMSSD &= \alpha*PA + \lambda*NA + \beta*FT + \gamma*N + \sigma*F + K
 \end{aligned} \tag{11}$$

em que PA corresponde à pontuação para o afeto positivo no PANAS, NA corresponde à pontuação para o afeto negativo, FT corresponde à pontuação para o desconforto total com a máscara facial total, N corresponde à pontuação para o desconforto total com a máscara nasal, F corresponde à pontuação para o desconforto total com a máscara facial, e K corresponde a uma constante.  $\alpha$ ,  $\lambda$ ,  $\beta$ ,  $\gamma$  e  $\sigma$  correspondem aos coeficientes estimados para cada uma dessas variáveis, respectivamente.

## 4. Resultados

Todos os voluntários recrutados completaram o protocolo, sem intercorrências ou efeitos adversos da ventilação ou da adaptação à interface.

O Anexo 10.1-A apresenta as tabelas com os valores médios de  $PR_{ptc}$ ,  $PR_{pri}$ ,  $VC_{pri}$ ,  $picoP$ ,  $dPva$ ,  $ASRp$ ,  $ASRm$ ,  $RRi$ , para todos os voluntários. Também apresenta as tabelas com os valores de  $n\_flut$ ,  $SDNN$ ,  $RMSSD$  e  $pNN50$  de todos os voluntários.

O Anexo 10.2-B apresenta as tabelas com os valores médios de  $dPR_{pri}$ ,  $dVC_{pri}$ ,  $dASRp$ ,  $dASRm$ ,  $dRRi$ ,  $dn\_flut$ ,  $dSDNN$ ,  $dRMSSD$  e  $dpNN50$ .

### 4.1 Parâmetros cardiorrespiratórios

A tabela 4.A apresenta os valores de média, desvio-padrão (dp), mediana, primeiro e terceiro quartis (Q1 - Q3) e coeficiente de variação (CV) para  $PR_{ptc}$  e  $PR_{pri}$ .

Tabela 4.A: Média, desvio-padrão (dp), mediana, 1º e 3º quartis (Q1 – Q3) e coeficiente de variação (CV) de  $PR_{ptc}$  e  $PR_{pri}$  (em segundos) durante o uso das máscaras (FT: facial total; N: nasal; F: facial). \*: diferença significativa entre  $PR_{ptc}$  e  $PR_{pri}$ .

	$PR_{ptc}$ FT	$PR_{pri}$ FT	$PR_{ptc}$ N	$PR_{pri}$ N	$PR_{ptc}$ F	$PR_{pri}$ F
<b>Média</b>	4,243	4,252	4,641*	4,563	4,645*	4,588
<b>dp</b>	0,6679	0,6674	0,9032	0,8303	0,8654	0,8305
<b>Mediana</b>	4,108	4,248	4,359	4,350	4,561	4,436
<b>(Q1- Q3)</b>	(3,699- 4,689)	(3,702- 4,681)	(4,112- 5,416)	(4,127- 5,265)	(4,102-4,687)	(4,097- 4,618)
<b>CV</b>	15,74%	15,70%	19,46%	18,20%	18,63%	18,10%

Houve diferença estatisticamente significativa entre eles durante o uso das máscaras N e F ( $p=0,0305$  e  $p=0,0008$ , respectivamente). Para essas duas máscaras, observou-se que os valores de PR foram maiores quando calculados com o PTC. Porém, para a

máscara FT, o PR médio calculado com o PTC foi menor do que o calculado com a PRI, apesar de esta diferença não ter mostrado significância estatística.

A figura 4.A exibe o *box-plot* de  $PR_{ptc}$  e  $PR_{pri}$  durante o uso das máscaras FT, N e F.

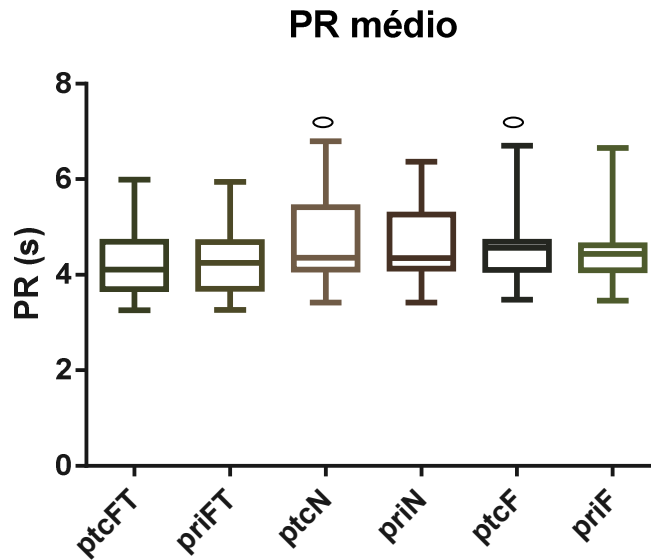


Figura 4.A: *Box-plot* da média do PR(em segundos) medido com o PTC ( $PR_{ptc}$ ) e com a PRI ( $PR_{pri}$ ) durante o uso das máscaras facial total (FT), nasal (N) e facial (F). O retângulo limita o 1º e o 3º quartis e a linha horizontal representa a mediana. Os traços horizontais localizados fora do retângulo marcam o menor e o maior valores observados.  $\circ$  diferença estatisticamente significativa entre  $PR_{ptc}$  e  $PR_{pri}$ , para o mesmo tipo de máscara.

Apesar de ser significativa, a média da diferença entre  $PR_{ptc}$  e  $PR_{pri}$  foi de 78 ms para a máscara N e de 56,5 ms para a máscara F, o que pode ser considerado irrelevante clinicamente. A média da diferença para a máscara FT foi de 8,85 ms.

Comparando-se o  $PR_{pri}$  durante o uso das máscaras e durante os períodos de repouso antes e após o protocolo, houve diferença estatisticamente significativa entre as máscaras N e F em relação ao período de repouso antes (tabela 4.B).



Tabela 4.B: Média, desvio-padrão (dp), mediana, 1º e 3º quartis (Q1 – Q3) e coeficiente de variação (CV) de PR<sub>pri</sub> durante o uso das máscaras (FT: facial total; N: nasal; F: facial) e durante os períodos de repouso (antes e depois). \*: diferença significativa em relação ao repouso antes. p<0,0001.

PR <sub>pri</sub> (s)	FT	N	F	antes	depois
Média	4,252	4,563*	4,588*	3,654	4,079
dp	0,6674	0,8303	0,8305	0,4448	0,7875
Mediana	4,248	4,35	4,436	3,624	4,114
(Q1 – Q3)	(3,702-4,681)	(4,127-5,265)	(4,097-4,618)	(3,334-4,003)	(3,522-4,590)
CV	15,70%	18,20%	18,10%	12,17%	19,31%

Observou-se um aumento do PR<sub>pri</sub> durante o uso das máscaras, em relação ao repouso antes do protocolo. A máscara F foi a que apresentou valores maiores, porém não houve diferença significativa em relação às outras máscaras. O PR<sub>pri</sub> diminuiu novamente durante o repouso final, porém essa queda não foi estatisticamente significativa (figura 4.B).

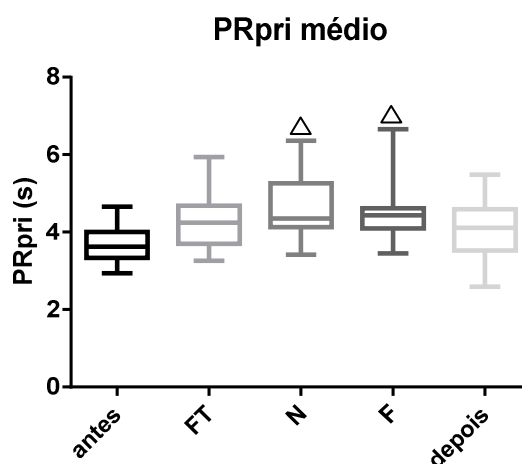


Figura 4.B: *Box-plot* da média do PR com a PRI (PR<sub>pri</sub>) durante o uso das máscaras facial total (FT), nasal (N) e facial (F) e durante os períodos de repouso antes e depois. O retângulo limita o 1º e o 3º quartis e a linha horizontal representa a mediana. Os traços horizontais localizados fora do retângulo marcam o menor e o maior valores observados.  $\Delta$  diferença estatisticamente significativa em relação ao período de repouso antes.

A variação do  $PR_{pri}$  ( $dPR_{pri}$ ) não apresentou diferença estatisticamente significativa na comparação entre as três máscaras ( $p=0,1165$ ). Entretanto, conforme apresentado na tabela 4.C, a máscara FT foi a que apresentou menor variação média, porém com maior coeficiente de variação.

Tabela 4.C: Média, desvio-padrão (dp), mediana, 1º e 3º quartis (Q1 – Q3) e coeficiente de variação (CV) de  $dPR_{pri}$  para os períodos de uso das máscaras (FT: facial total; N: nasal; F: facial).

$dPR_{pri}$ (s)	FT	N	F
Médias	0,5973	0,9091	0,9342
dp	0,6602	0,6811	0,835
Medianas	0,529	0,8485	0,726
Q1	0,053	0,4878	0,3945
Q3	0,8618	1,36	1,293
CV	110,54%	74,92%	89,39%

O  $VC_{pri}$  foi significativamente maior durante o uso das máscaras, em comparação com os períodos de repouso antes e depois do protocolo. A máscara FT foi a que apresentou maior valor médio, porém não houve diferença estatisticamente significativa na comparação entre as máscaras (tabela 4.D).

Tabela 4.D: Média, desvio-padrão (dp), mediana, 1º e 3º quartis (Q1 e Q3) e coeficiente de variação (CV) de  $VC_{pri}$  durante o uso das máscaras (FT: facial total; N: nasal; F: facial) e durante os períodos de repouso (antes e depois). \*: diferença significativa em relação ao repouso antes; #: diferença significativa em relação ao repouso depois.

Volume Corrente (l)	FT	N	F	antes	depois
Média	0,4168*#	0,4167*#	0,4127*#	0,3133	0,3284
dp	0,1251	0,1274	0,1416	0,1309	0,1274
Mediana	0,4397	0,4076	0,4124	0,3156	0,31
Q1	0,3349	0,3287	0,2824	0,2013	0,2234
Q3	0,4924	0,4891	0,5456	0,3854	0,435
CV	30,01%	30,58%	34,32%	41,77%	38,80%

A figura 4.C exibe o *box-plot* de  $VC_{pri}$  durante o uso das máscaras FT, N e F e durante os períodos de repouso antes e depois.

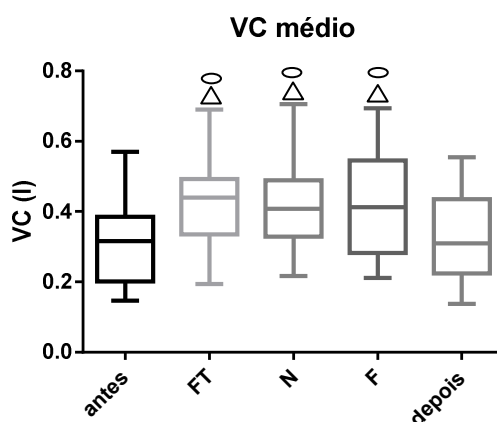


Figura 4.C: *Box-plot* da média do  $VC_{pri}$  durante o uso das máscaras facial total (FT), nasal (N) e facial (F) e durante os períodos de repouso antes e depois. O retângulo limita o 1º e o 3º quartis e a linha horizontal representa a mediana. Os traços horizontais localizados fora do retângulo marcam o menor e o maior valores observados.  $\Delta$ : diferença estatisticamente significativa em relação ao período de repouso antes.  $\circ$ : diferença estatisticamente significativa em relação ao período de repouso depois.

A variação do  $VC_{pri}$  ( $dVC_{pri}$ ) também não apresentou diferença estatisticamente significativa entre as três máscaras ( $p=0,8483$ ). A tabela 4.E mostra que o valor médio para a máscara FT foi de 0,103 l, para a N foi de 0,103 l e para a F foi de 0,099 l.

Tabela 4.E: Média, desvio-padrão (dp), mediana, 1º e 3º quartis (Q1 – Q3) e coeficiente de variação (CV) de  $dVC_{pri}$  para os períodos de uso das máscaras (FT: facial total; N: nasal; F: facial).

$dVC_{pri}$	FT	N	F
Médias	0,1035	0,1034	0,09936
dp	0,07775	0,08165	0,08786
Medianas	0,09465	0,08205	0,08155
Q1	0,05483	0,04605	0,04923
Q3	0,1343	0,1799	0,1625
CV	75,11%	79,00%	88,43%

Em relação à pressão de abertura das vias aéreas, o picoP médio foi significativamente menor durante o uso da máscara F, em comparação com a FT e a N. Porém, não houve diferença estatisticamente significativa para dPva ( $p=0,1423$ ) (tabela 4.F e figura 4.D).

Tabela 4.F: Média, desvio-padrão (dp), mediana, 1º e 3º quartis (Q1 e Q3) e coeficiente de variação (CV) de picoP e dPva (em cmH<sub>2</sub>O) durante o uso das máscaras (FT: facial total; N: nasal; F: facial) \*: diferença significativa em relação à máscara F.  $p<0,0001$ .

Parâmetros	picoP (cmH <sub>2</sub> O)			dPva (cmH <sub>2</sub> O)		
	FT	N	F	FT	N	F
Média	4,422*	4,666*	4,078	1,738	1,749	1,686
dp	0,8916	0,4592	0,5401	0,5458	0,4283	0,4391
Mediana	4,678	4,58	4,173	1,656	1,605	1,593
Q1	4,213	4,499	3,922	1,369	1,440	1,367
Q3	4,956	4,893	4,379	2,025	2,027	1,974
CV	20,16%	9,84%	13,24%	31,41%	24,49%	26,04%

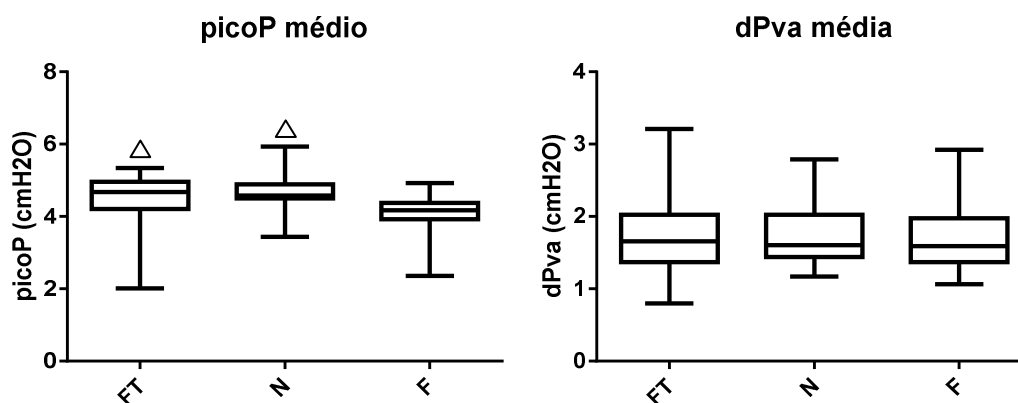


Figura 4.D: *Box-plot* da média do picoP e da dPva (cmH<sub>2</sub>O) durante o uso das máscaras facial total (FT), nasal (N) e facial (F). O retângulo limita o 1º e o 3º quartis e a linha horizontal representa a mediana. Os traços horizontais localizados fora do retângulo marcam o menor e o maior valores observados.  $\Delta$  : diferença estatisticamente significativa em relação à máscara facial.

O padrão médio da ASR (ASRp) e a amplitude da ASR (ASRm), calculados pelo método de Gilad, não apresentaram diferença estatisticamente significativa para os períodos de uso das máscaras e para os períodos de repouso (tabelas 4.G e 4.H, respectivamente).

Tabela 4.G: Média, desvio-padrão (dp), mediana, 1º e 3º quartis (Q1 e Q3) e coeficiente de variação (CV) do ASRp (em segundos) durante o uso das máscaras (FT: facial total; N: nasal; F: facial) e durante os períodos de repouso (antes e depois).  $p=0,9916$ .

ASRp(s)	FT	N	F	antes	depois
Média	0,8279	0,8249	0,8254	0,8236	0,8261
dp	0,1145	0,1089	0,1008	0,1275	0,1081
Mediana	0,8358	0,8225	0,8244	0,8172	0,8533
Q1	0,7342	0,7213	0,7242	0,7133	0,7315
Q3	0,8967	0,8907	0,8971	0,8951	0,8978
CV	13,83%	13,21%	12,21%	15,48%	13,08%

Tabela 4.H: Média, desvio-padrão (dp), mediana, 1º e 3º quartis (Q1 e Q3) e coeficiente de variação (CV) da ASRm (em segundos) durante o uso das máscaras (FT: facial total; N: nasal; F: facial) e durante os períodos de repouso (antes e depois).  $p =0,4748$ .

ASRm (s)	FT	N	F	antes	depois
Média	0,03334	0,0346	0,03366	0,04299	0,03852
dp	0,01262	0,01735	0,01725	0,02785	0,02166
Mediana	0,03035	0,03345	0,0324	0,0367	0,0346
Q1	0,02255	0,02595	0,01775	0,021	0,0214
Q3	0,04315	0,03703	0,03885	0,06178	0,05468
CV	37,86%	50,15%	51,26%	64,79%	56,23%

Apesar de não ser estatisticamente significativa, observou-se um maior valor médio do ASRp durante o uso da máscara FT e do repouso depois, e da ASRm durante os

períodos de repouso antes e depois. A figura 4.E apresenta o *box-plot* do ASRp e da ASRm para os cinco períodos avaliados.

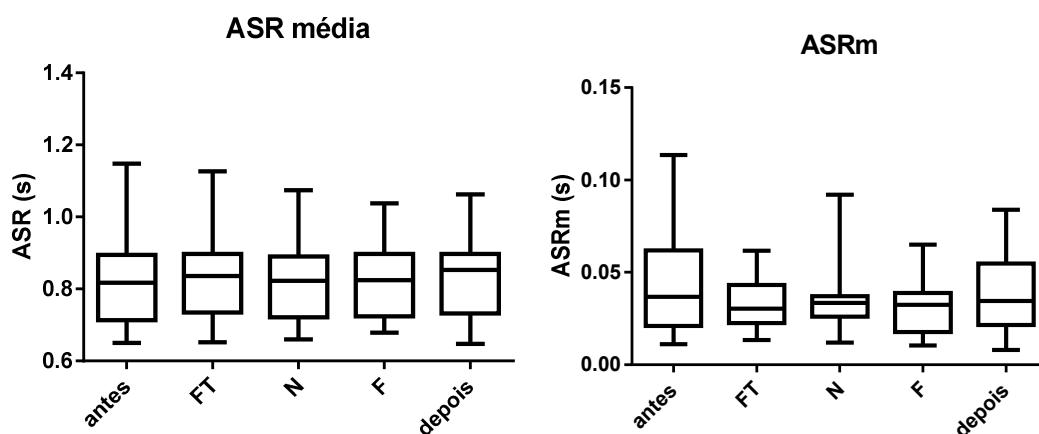


Figura 4.E: *Box-plot* da média do ASRp e da ASRm durante o uso das máscaras facial total (FT), nasal (N) e facial (F), e durante os períodos de repouso antes e depois do protocolo. O retângulo limita o 1º e o 3º quartis e a linha horizontal representa a mediana. Os traços horizontais localizados fora do retângulo marcam o menor e o maior valores observados.

As variações do ASRp e da ASRm também não apresentaram diferença estatisticamente significativa entre as máscaras ( $p = 0,9152$  e  $p = 0,9512$ , respectivamente). A tabela 4.I mostra que o coeficiente de variação do dASRp foi elevado, especialmente para a máscara N. A máscara FT foi a que apresentou maior valor médio do dASRp e da dASRm.

Tabela 4.I: Média, desvio-padrão (dp), mediana, 1º e 3º quartis (Q1 – Q3) e coeficiente de variação (CV) de dASRp e dASRm para os períodos de uso das máscaras (FT: facial total; N: nasal; F: facial).

dASRp(ms)	FT	N	F	dASRm(ms)	FT	N	F
Médias	4,33	1,275	1,705	Médias	-9,65	-8,39	-9,33
DP	39,51	42,25	46,21	DP	29,3	20,58	26,79
Medianas	4,05	3,6	-4	Medianas	-3,3	-8,15	-4,95
Q1	-23,78	-25,63	-25,48	Q1	-25,1	-20,33	-22,65
Q3	35,03	18,5	35	Q3	9,875	8,95	4,9
CV	912,47%	3313,52%	2710,37%	CV	303,59%	245,28%	287,10%

A figura F representa o *box-plot* do intervalo RR (em segundos) durante o uso das máscaras e os períodos de repouso.

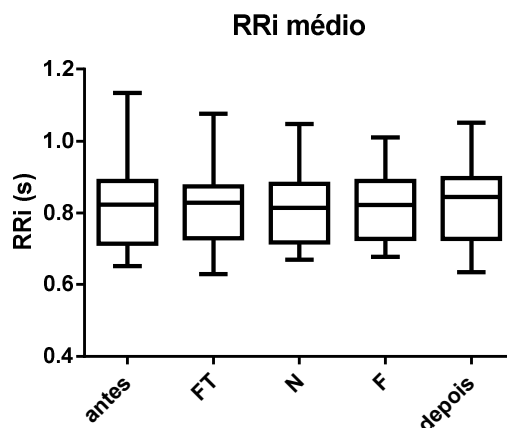


Figura 4.F: *Box-plot* da média do RRI (em segundos) durante o uso das máscaras facial total (FT), nasal (N) e facial (F), e durante os períodos de repouso antes e depois do protocolo. O retângulo limita o 1º e o 3º quartis e a linha horizontal representa a mediana. Os traços horizontais localizados fora do retângulo marcam o menor e o maior valores observados.

Não houve diferença estatisticamente significativa entre o RRI médio dos cinco períodos avaliados ( $p = 0,7652$ ), porém observa-se um maior valor médio durante o repouso depois. A tabela 4.J apresenta os valores de média, desvio-padrão, mediana, 1º e 3º quartis e coeficiente de variação desta variável.

Tabela 4.J: Média, desvio-padrão (dp), mediana, 1º e 3º quartis (Q1 e Q3) e coeficiente de variação (CV) do RRI (em segundos) durante o uso das máscaras (FT: facial total; N: nasal; F: facial) e durante os períodos de repouso (antes e depois).

RRi (s)	FT	N	F	antes	depois
Médias	0,8181	0,8166	0,8192	0,8195	0,8223
dp	0,1081	0,1031	0,09451	0,1231	0,1058
Medianas	0,8285	0,8135	0,8214	0,8224	0,8447
Q1	0,7288	0,7177	0,7273	0,7141	0,7278
Q3	0,874	0,8804	0,8883	0,889	0,897
CV	13,21%	12,62%	11,54%	15,03%	12,87%

Apesar de não apresentar diferença estatisticamente significativa ( $p=0,8187$ ), a variação do RRI (dRRI) foi menor durante o uso da máscara F em comparação com a FT e a N (tabela 4.K).

Tabela 4.K: Média, desvio-padrão (dp), mediana, 1º e 3º quartis (Q1 – Q3) e coeficiente de variação (CV) de dRRI para os períodos de uso das máscaras (FT: facial total; N: nasal; F: facial).

dRRI(s)	FT	N	F
Médias	-0,00141	-0,00294	-0,0003
dp	0,03803	0,04284	0,04669
Medianas	0,0034	0,00055	0,0014
Q1	-0,02458	-0,0338	-0,0287
Q3	0,03223	0,01715	0,02835
CV	2706,85%	1457,09%	15564,95%

Os índices de VFC no domínio do tempo também foram analisados durante os períodos de uso das máscaras e durante os períodos de repouso. Para o *SDNN*, houve diferença estatisticamente significativa entre o uso da máscara N e os repouso antes e depois, e entre a máscara F e o repouso antes ( $p=0,0002$ ). Para o *RMSSD*, houve diferença estatisticamente significativa apenas entre o período de uso da máscara N e o repouso antes ( $p=0,0154$ ). E para o *pNN50* não houve diferença estatisticamente significativa em nenhuma comparação ( $p=0,0644$ ), apesar de o valor para o período de repouso antes ser menor em comparação aos outros períodos. Os resultados estão resumidos nas tabelas 4.L, 4.M e 4.N, respectivamente.



Tabela 4.L: Média, desvio-padrão (dp), mediana, 1º e 3º quartis (Q1 e Q3) e coeficiente de variação (CV) do índice *SDNN* (em milissegundos) durante o uso das máscaras (FT: facial total; N: nasal; F: facial) e durante os períodos de repouso (antes e depois). \*: diferença estatisticamente significativa em relação ao repouso antes; #: diferença estatisticamente significativa em relação ao repouso depois

<i>SDNN</i> (ms)	FT	N	F	antes	depois
Médias	84,31	86,22*#	81,12*	66,21	73,44
dp	28,91	26,45	25,08	35,20	24,02
Medianas	78,60	80,50	76,60	53,00	69,70
Q1	67,78	67,22	63,10	42,23	60,03
Q3	93,30	102,30	93,53	91,10	88,58
CV	34,29%	30,68%	30,92%	53,16%	32,71%

Tabela 4.M: Média, desvio-padrão (dp), mediana, 1º e 3º quartis (Q1 e Q3) e coeficiente de variação (CV) do índice *RMSSD* (em milissegundos) durante o uso das máscaras (FT: facial total; N: nasal; F: facial) e durante os períodos de repouso (antes e depois). \*: diferença estatisticamente significativa em relação ao repouso antes.

<i>RMSSD</i> (ms)	FT	N	F	antes	depois
Médias	58,31	58,15*	56,32	46,89	54,89
dp	29,91	27,28	22,88	34,73	23,80
Medianas	53,75	54,35	53,55	39,50	54,30
Q1	39,50	35,38	37,85	25,90	35,88
Q3	70,80	74,75	66,55	57,78	69,33
CV	51,29%	46,91%	40,62%	74,07%	43,36%

Tabela 4.N: Média, desvio-padrão (dp), mediana, 1º e 3º quartis (Q1 e Q3) e coeficiente de variação (CV) do índice *pNN50* (em proporção) durante o uso das máscaras (FT: facial total; N: nasal; F: facial) e durante os períodos de repouso (antes e depois).

<i>pNN50</i>	FT	N	F	antes	depois
Médias	0,2725	0,2698	0,2568	0,2277	0,2783
dp	0,1538	0,1504	0,1757	0,2049	0,1691
Medianas	0,2824	0,2995	0,2915	0,1967	0,2734
Q1	0,1292	0,1391	0,0833	0,05003	0,1533
Q3	0,3619	0,3703	0,4049	0,3517	0,4167
CV	56,43%	55,73%	68,42%	90,00%	60,76%

A figura 4.G apresenta o box-plot dos índices *SDNN*, *RMSSD* e *pNN50* durante os períodos estudados.

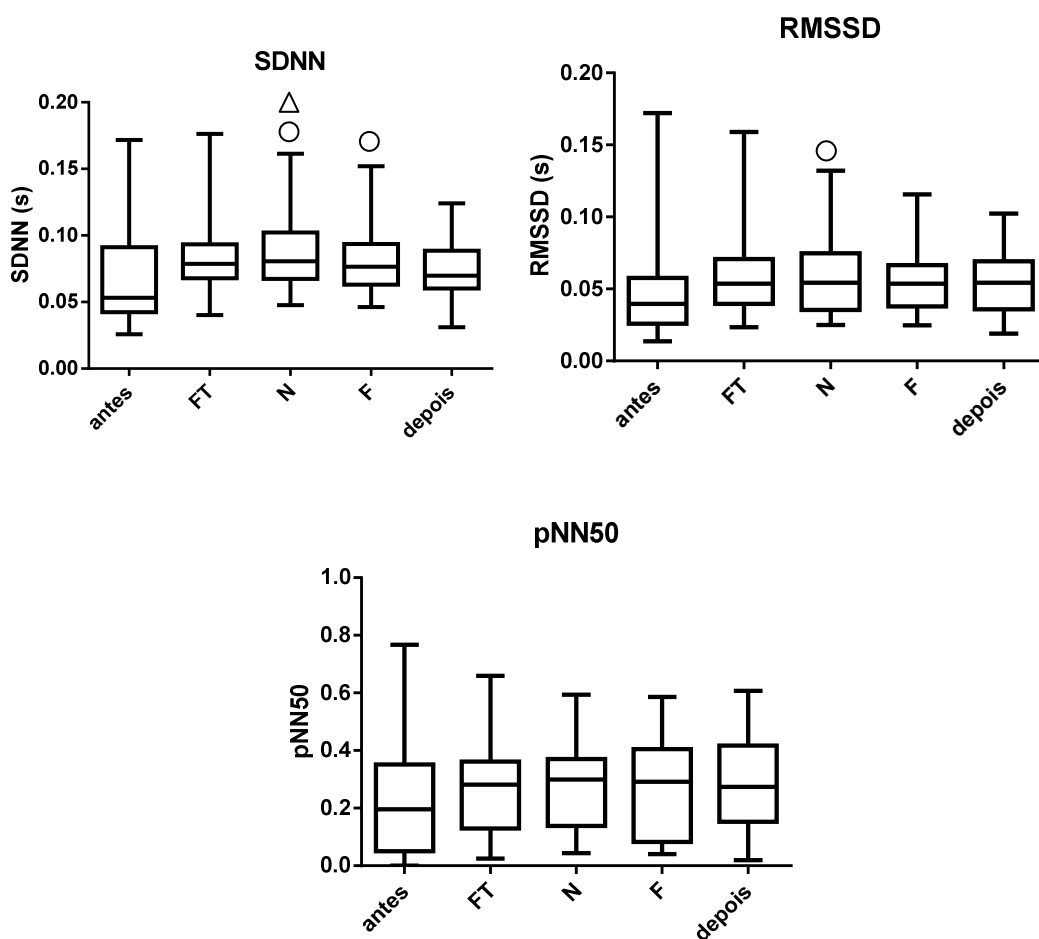


Figura 4.G: *Box-plot* da média do *SDNN* (em segundos), do *RMSSD* (em segundos) e do *pNN50* (em proporção) durante o uso das máscaras facial total (FT), nasal (N) e facial (F), e durante os períodos de repouso antes e depois do protocolo. O retângulo limita o 1º e 3º quartis e a linha horizontal representa a mediana. Os traços horizontais localizados fora do retângulo marcam o menor e o maior valores observados. ○ : diferença estatisticamente significativa em relação ao repouso antes. △ : diferença estatisticamente significativa em relação ao repouso depois.

As variações desses índices (*dSDNN*, *dRMSSD* e *dpNN50*) não apresentaram diferença estatisticamente significativa para nenhuma das máscaras. Os resultados estão apresentados nas tabelas 4.O, 4.P e 4.Q, respectivamente.

Tabela 4.O: Média, desvio-padrão (dp), mediana, 1º e 3º quartis (Q1 – Q3) e coeficiente de variação (CV) de *dSDNN* para os períodos de uso das máscaras (FT: facial total; N: nasal; F: facial).  $p=0,5220$ .

<i>dSDNN</i> (ms)	FT	N	F
Médias	18,1	20,01	14,91
dp	28,79	20,2	19,05
Medianas	21,5	17,1	18,8
Q1	-4,3	5,875	2,225
Q3	26,83	31,45	32,78
CV	159,12%	100,97%	127,83%

Tabela 4.P: Média, desvio-padrão (dp), mediana, 1º e 3º quartis (Q1 – Q3) e coeficiente de variação (CV) de *dRMSSD* para os períodos de uso das máscaras (FT: facial total; N: nasal; F: facial).  $p=0,8187$ .

<i>dRMSSD</i> (ms)	FT	N	F
Médias	11,42	11,26	9,43
dp	21,09	21,46	20,5
Medianas	7,45	7,45	9,05
Q1	1,625	3,475	0,175
Q3	13,6	15,43	20,6
CV	184,72%	190,58%	217,34%

Tabela 4.Q: Média, desvio-padrão (dp), mediana, 1º e 3º quartis (Q1 – Q3) e coeficiente de variação (CV) de *dpNN50* para os períodos de uso das máscaras (FT: facial total; N: nasal; F: facial).  $p=0,8923$ .

<i>dpNN50</i>	FT	N	F
Médias	0,0448	0,0421	0,0291
dp	0,0912	0,1064	0,0959
Medianas	0,0495	0,0405	0,0291
Q1	-0,0244	-0,0322	-0,0058
Q3	0,0937	0,1158	0,0583
CV	203,78%	252,33%	329,10%

Apesar de não ser estatisticamente diferente, os valores médios de *dSDNN*, *dRMSSD* e *dpNN50* foram menores para a máscara F.

#### 4.2 Atividade eletrodérmica

Para a análise da AED, foram calculados a amplitude, o tempo de subida e a latência da resposta aos estímulos sonoros, nos momentos em que era solicitado ao voluntário que avaliasse o desconforto em relação à máscara e à ventilação (1º, 5º e 9º minutos de uso de cada máscara, denominados momentos A, B e C, respectivamente).

Os resultados para as máscaras FT, N e F encontram-se nas tabelas 4.R, 4.S e 4.T, respectivamente.

Tabela 4.R: Média, desvio-padrão (dp), mediana, 1º e 3º quartis (Q1 e Q3) e coeficiente de variação (CV) dos parâmetros da resposta da AED (amplitude, em  $\mu\text{S}$ ; tempo de subida, em segundos; e latência, em segundos) nos momentos A, B e C durante o uso da máscara FT (facial total).

<b>Amplitude (<math>\mu\text{S}</math>)</b>	momento A	momento B	momento C
Médias	0,6491	0,6908	0,7865
dp	0,9179	0,8498	1,316
Medianas	0,2196	0,2549	0,1335
Q1	0,06035	0,004105	0
Q3	0,801	1,277	1,434
CV	141,41%	123,02%	167,27%
<b>Tempo de subida (s)</b>	momento A	momento B	momento C
Médias	3,459	4,25	3,762
dp	2,106	4,159	3,674
Medianas	3,072	3,176	3,152
Q1	1,999	0,4705	0
Q3	5,264	6,307	5,578
CV	60,90%	97,86%	97,65%
<b>Latência (s)</b>	momento A	momento B	momento C
Médias	2,326	1,67	1,415
dp	2,181	1,986	1,372
Medianas	1,725	1,3	1,05
Q1	1,128	0,125	0
Q3	2,703	2,25	2,175
CV	93,78%	118,92%	96,99%

Tabela 4.S: Média, desvio-padrão (dp), mediana, 1° e 3° quartis (Q1 e Q3) e coeficiente de variação (CV) dos parâmetros da resposta da AED (amplitude, em  $\mu\text{S}$ ; tempo de subida, em segundos; e latência, em segundos) nos momentos A, B e C durante o uso da máscara N (nasal). \*: diferença estatisticamente significativa em relação ao momento C.

<b>Amplitude (<math>\mu\text{S}</math>)</b>	momento A	momento B	momento C
Médias	0,8333	0,6707	0,8263
dp	1,127	0,8046	1,01
Medianas	0,1466	0,0934	0,2305
Q1	0,01215	0	0,03816
Q3	1,443	1,377	1,642
CV	135,26%	119,97%	122,18%
<b>Tempo de subida (s)</b>	momento A	momento B	momento C
Médias	2,898*	2,229*	4,614
dp	2,023	2,193	3,37
Medianas	2,923	2,235	3,914
Q1	1,36	0	2,85
Q3	4,234	4,512	6,176
CV	69,80%	98,41%	73,05%
<b>Latência (s)</b>	momento A	momento B	momento C
Médias	1,673	1,164*	2,504
dp	1,248	1,166	1,793
Medianas	1,705	1	2,55
Q1	0,5175	0	1,325
Q3	2,51	1,95	3,22
CV	74,62%	100,21%	71,61%

Tabela 4.T: Média, desvio-padrão (dp), mediana, 1º e 3º quartis (Q1 e Q3) e coeficiente de variação (CV) dos parâmetros da resposta da AED (amplitude, em  $\mu\text{S}$ ; tempo de subida, em segundos; e latência, em segundos) nos momentos A, B e C durante o uso da máscara F (facial).

<b>Amplitude (<math>\mu\text{S}</math>)</b>	momento A	momento B	momento C
Médias	0,7777	0,7502	0,7407
dp	0,9227	0,7367	0,9917
Medianas	0,6289	0,4724	0,308
Q1	0,02824	0,1189	0,08848
Q3	1,195	1,357	1,282
CV	118,65%	98,21%	133,88%
<b>Tempo de subida (s)</b>	momento A	momento B	momento C
Médias	3,711	4,628	3,878
dp	2,719	3,538	2,779
Medianas	3,579	4,102	3,616
Q1	2,041	1,94	1,653
Q3	5,057	8,215	5,457
CV	73,25%	76,44%	71,65%
<b>Latência (s)</b>	momento A	momento B	momento C
Médias	1,74	1,541	1,969
dp	1,242	0,7987	1,776
Medianas	1,82	1,6	1,65
Q1	1,058	1,3	1,05
Q3	2,458	2	2,425
CV	71,42%	51,83%	90,20%

Na comparação das respostas para cada momento, para uma mesma máscara, houve diferença estatisticamente significativa apenas durante o uso da máscara N. A resposta ao estímulo no momento C apresentou maior tempo de subida em comparação com os momentos A e B ( $p=0,0016$ ), bem como maior período de latência em comparação com o momento B ( $p=0,0226$ ).

Comparando-se esses parâmetros da AED para as respostas às diferentes máscaras, separadamente por cada momento, não houve diferença estatisticamente significativa entre elas em nenhum dos momentos.

Também foram analisados os números de flutuações espontâneas por minuto (n\_flut), bem como a amplitude e o tempo de subida destas, durante os períodos de uso das máscaras e os períodos de repouso. Houve diferença estatisticamente significativa no n\_flut durante o uso das máscaras FT e N em relação ao repouso antes e ao repouso depois. Observam-se valores maiores durante os períodos de repouso (tabela 4.U).

Tabela 4.U: Média, desvio-padrão (dp), mediana, 1º e 3º quartis (Q1 e Q3) e coeficiente de variação (CV) do número de flutuações espontâneas/minuto (n\_flut), durante o uso das máscaras (FT: facial total; N: nasal; F: facial) e durante os períodos de repouso (antes e depois). p=0,0002. \*: diferença estatisticamente significativa em relação ao repouso antes; #: diferença estatisticamente significativa em relação ao repouso depois.

n_flut	FT	N	F	antes	depois
Média	1,86*#	1,91*#	2,365	3,7	4
dp	1,451	1,424	1,263	2,549	2,536
Mediana	1,65	1,85	2,35	2,8	3,8
Q1	0,7	0,6	1,1	1,6	2,1
Q3	2,875	3	3,375	6,2	5,6
CV	78,00%	74,56%	53,42%	68,90%	63,41%

A amplitude média das flutuações espontâneas não apresentou diferença estatisticamente significativa entre os períodos estudados (p=0,5058). Porém, observa-se um menor valor médio para o período de repouso depois do protocolo (tabela 4.V e figura 4.H).

Tabela 4.V: Média, desvio-padrão (dp), mediana, 1º e 3º quartis (Q1 e Q3) e coeficiente de variação (CV) da amplitude das respostas de flutuações espontâneas da AED (em microSiemens), durante o uso das máscaras (FT: facial total; N: nasal; F: facial) e durante os períodos de repouso (antes e depois).

Amplitude ( $\mu\text{S}$ )	FT	N	F	antes	depois
Médias	0,2631	0,3176	0,3231	0,3756	0,1769
dp	0,2091	0,3624	0,2581	0,4545	0,1611
Medianas	0,1931	0,2282	0,2559	0,2617	0,1689
Q1	0,08158	0,05746	0,1459	0,07009	0,02922
Q3	0,4736	0,4486	0,4423	0,5681	0,2607
CV	79,47%	114,10%	79,87%	121,01%	91,08%

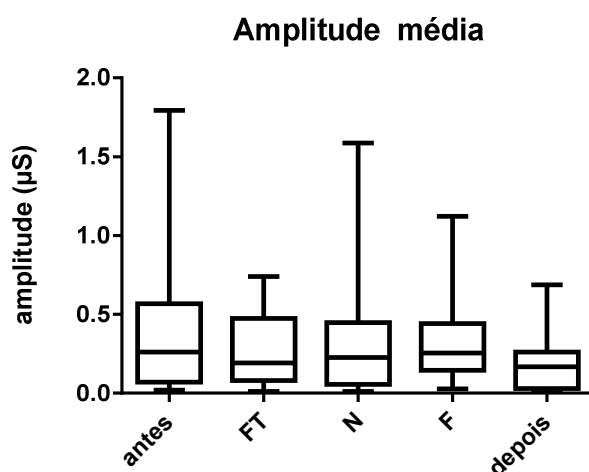


Figura 4.H: *Box-plot* da amplitude (em  $\mu\text{S}$ ) das flutuações espontâneas da AED durante o uso das máscaras facial total (FT), nasal (N) e facial (F) e durante os períodos de repouso antes e depois do protocolo. O retângulo limita o 1º e o 3º quartis e a linha horizontal representa a mediana. Os traços horizontais localizados fora do retângulo marcam o menor e o maior valores observados.

Em relação ao tempo médio de subida das respostas de flutuações espontâneas ( $t_{\text{sub}}$ ), houve diferença estatisticamente significativa na comparação do período de uso da máscara FT e os períodos de repouso antes e depois ( $p=0,0016$ ). O valor médio para a máscara FT foi maior do que os períodos de repouso (tabela 4.W e figura 4.I).



Tabela 4.W: Média, desvio-padrão (dp), mediana, 1º e 3º quartis (Q1 e Q3) e coeficiente de variação (CV) do tempo de subida das respostas de flutuação espontânea da AED, durante o uso das máscaras (FT: facial total; N: nasal; F: facial) e durante os períodos de repouso (antes e depois). \*: diferença estatisticamente significativa em relação ao repouso antes. #: diferença estatisticamente significativa em relação ao repouso depois.

tsub (s)	FT	N	F	antes	depois
Médias	3,897*#	3,574	3,137	2,759	2,251
dp	2,198	1,742	1,065	1,433	0,9361
Medianas	3,109	3,192	3,097	2,452	2,554
Q1	2,313	2,328	2,109	1,793	1,842
Q3	5,023	4,008	4,025	3,369	2,756
CV	56,41%	48,73%	33,94%	51,95%	41,59%

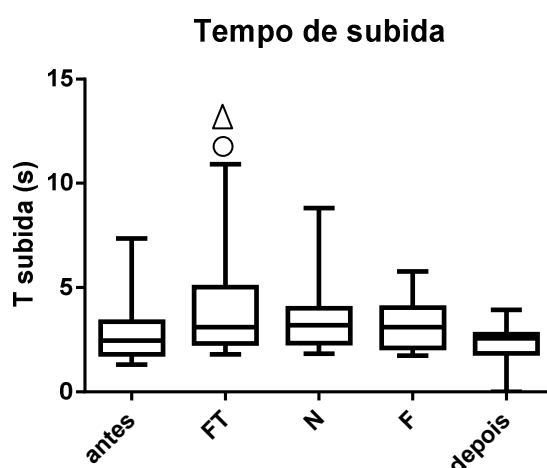


Figura 4.I: *Box-plot* do tempo de subida das respostas de flutuações espontâneas da AED durante o uso das máscaras facial total (FT), nasal (N) e facial (F) e durante os períodos de repouso antes e depois do protocolo. O retângulo limita o 1º e o 3º quartis e a linha horizontal representa a mediana. Os traços horizontais localizados fora do retângulo marcam o menor e o maior valores observados. ○: diferença estatisticamente significativa em relação ao repouso antes; △ diferença estatisticamente significativa em relação ao repouso depois.

Em relação à variação do número de flutuações espontâneas/minuto (dn\_flut), a máscara F apresentou um valor médio significativamente menor, em comparação com as máscaras FT e N (tabela 4.X e figura 4.J).

Tabela 4.X: Média, desvio-padrão (dp), mediana, 1º e 3º quartis (Q1 e Q3) e coeficiente de variação (CV) da variação do número de flutuações espontâneas/minuto (dn\_flut) durante o uso das máscaras (FT: facial total; N: nasal; F: facial).\*: diferença estatisticamente significativa em relação às máscaras FT e N (p=0,0039).

dn_flut	FT	N	F
Médias	-1,84	-1,79	-1,335*
dp	2,023	2,013	2,242
Medianas	-1,9	-2,1	-0,9
Q1	-3,225	-3,1	-2,875
Q3	-0,35	-0,15	0,125
CV	109,97%	112,48%	167,94%

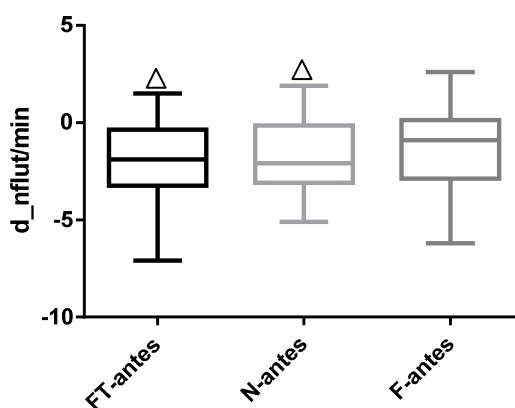


Figura 4.J: *Box-plot* da variação do número de flutuações espontâneas/minuto (d\_nflut/min) durante o uso das máscaras facial total (FT), nasal (N) e facial (F), em relação ao repouso antes do protocolo. O retângulo limita o 1º e o 3º quartis e a linha horizontal representa a mediana. Os traços horizontais localizados fora do retângulo marcam o menor e o maior valores observados. Δ : diferença estatisticamente significativa em relação à variação da máscara F (F-antes). p=0,0039.

#### 4.3 Avaliação subjetiva

No total, foram realizadas 60 avaliações para o desconforto relacionado à máscara e outras 60 para o desconforto relacionado à ventilação (3 momentos avaliados por cada um dos 20 voluntários). Todos os voluntários toleraram o uso das três interfaces, e não ocorreu nenhuma complicação durante o uso (como lesão de pele, eritema facial, sensação de claustrofobia ou irritação ocular ou nasal).

A tabela 4.Y apresenta o número de avaliações, em proporção, recebidas para cada máscara, em cada momento, de acordo com a pontuação na escala Likert (1 a 5).

Tabela 4.Y: Número de avaliações (em proporção) recebidas para cada máscara, em cada momento, de acordo com a pontuação na escala Likert. Momento A: 1º minuto de uso da máscara; Momento B: 5º minuto de uso da máscara; Momento C: 9º minuto de uso da máscara. FT: facial total; N: nasal; F: facial.

<b>Momento A</b>	<b>pontuação</b>				
Máscaras	<b>1</b>	<b>2</b>	<b>3</b>	<b>4</b>	<b>5</b>
FT	0,4	0,3	0,3	0	0
N	0,35	0,5	0,1	0	0,05
F	0,55	0,4	0	0,05	0
<b>Momento B</b>					
Máscaras	<b>1</b>	<b>2</b>	<b>3</b>	<b>4</b>	<b>5</b>
FT	0,4	0,25	0,35	0	0
N	0,3	0,5	0,2	0	0
F	0,5	0,35	0,15	0	0
<b>Momento C</b>					
Máscaras	<b>1</b>	<b>2</b>	<b>3</b>	<b>4</b>	<b>5</b>
FT	0,3	0,3	0,4	0	0
N	0,2	0,7	0,1	0	0
F	0,45	0,4	0,15	0	0

Observa-se que, ao longo do tempo, a máscara FT foi se tornando mais desconfortável, pois recebeu maior proporção (40%) de pontuação 1 no momento A, maior proporção (40%) de pontuação 1 no momento B e maior proporção (40%) de

pontuação 3 no momento C. As máscaras N e F não apresentaram essa mudança ao longo do tempo: a N permaneceu com maior proporção de pontuação 2 nos três momentos, e a F permaneceu com maior proporção de pontuação 1.

Considerando-se o total de avaliações (n=60, ou seja, considerando-se os três momentos juntos), a máscara FT recebeu pontuação 1 em 36,66% delas, pontuação 2 em 28,33% e pontuação 3 em 35%. A máscara N recebeu pontuação 1 em 28,33% das avaliações, pontuação 2 em 56,66% e pontuação 3 em 13,33%. A máscara F recebeu pontuação 1 em 50% das avaliações, pontuação 2 em 38,33% e pontuação 3 em 10%. A pontuação 4 foi dada apenas uma vez para a máscara F, no momento A, e a pontuação 5 foi dada uma vez para a máscara N, no momento A. Ambas representam apenas 5% do total das avaliações.

Observa-se que as máscaras FT e F receberam majoritariamente a pontuação mais baixa (1), enquanto a máscara N recebeu maior número de avaliações com pontuação 2. Porém a máscara que recebeu a maior porcentagem de pontuação 3 foi a FT (35%).

A avaliação para o desconforto total com cada máscara, isto é, a soma das pontuações recebidas nos três momentos (A, B e C), mostrou que a FT apresentou maior valor médio (5,95; dp=2,43; CV=40,97%), porém não houve diferença estatisticamente significativa em relação à máscara N (média=5,7; dp=1,89; CV=33,23%) ou à máscara F (média=4,9; dp=1,88; CV=38,55%).

Segundo o protocolo, ao final, o voluntário deveria eleger a máscara mais desconfortável. Das 20 avaliações, 11 (55%) elegeram a máscara FT, 6 (30%) elegeram a máscara N e 3 (15%) elegeram a máscara F.

O desconforto em relação à ventilação também foi pontuado nos três diferentes momentos, para as três máscaras. A tabela 4.Z apresenta o número de avaliações, em

proporção, recebidas para a ventilação com cada máscara, em cada momento, de acordo com a pontuação na escala Likert.

Tabela 4.Z: Número de avaliações (em proporção) recebidas para a ventilação com cada máscara, em cada momento, de acordo com a pontuação na escala Likert. Momento A: 1º minuto de uso da máscara; Momento B: 5º minuto de uso da máscara; Momento C: 9º minuto de uso da máscara. FT: facial total; N: nasal; F: facial.

<b>Momento A</b>	<b>pontuação</b>				
<b>Máscaras</b>	<b>1</b>	<b>2</b>	<b>3</b>	<b>4</b>	<b>5</b>
FT	0,4	0,35	0,2	0,05	0
N	0,4	0,35	0,2	0	0,05
F	0,4	0,35	0,25	0	0
<b>Momento B</b>					
<b>Máscaras</b>	<b>1</b>	<b>2</b>	<b>3</b>	<b>4</b>	<b>5</b>
FT	0,35	0,55	0,1	0	0
N	0,4	0,3	0,25	0,05	0
F	0,45	0,45	0,1	0	0
<b>Momento C</b>					
<b>Máscaras</b>	<b>1</b>	<b>2</b>	<b>3</b>	<b>4</b>	<b>5</b>
FT	0,45	0,35	0,15	0,05	0
N	0,45	0,3	0,25	0	0
F	0,35	0,45	0,15	0,05	0

Pode-se observar que a ventilação com a máscara F se tornou mais desconfortável ao longo do tempo: maior proporção (40%) de avaliações com pontuação 1 no momento A, maior proporção (45%) com pontuação 1 e pontuação 2 no momento B, e maior proporção (45%) com pontuação 2 no momento C. A máscara FT apresentou maior proporção de pontuação 2 no momento B (55%), porém maior proporção de pontuação 1 nos momentos A e C. E a máscara N permaneceu com maior proporção de pontuação 1 nos três momentos (40%, 40% e 45%, respectivamente).

Na análise do total das 60 avaliações para a ventilação, por máscara, a FT recebeu pontuação 1 em 40% dos casos, pontuação 2 em 41,66% e pontuação 3 em 15%. A máscara N recebeu pontuação 1 em 41,66% das avaliações, pontuação 2 em 31,66% e

pontuação 3 em 23,33%. A máscara F recebeu pontuação 1 em 40% das avaliações, pontuação 2 em 41,66% e pontuação 3 em 16,66%. Observa-se que as máscaras FT e F receberam majoritariamente a pontuação 2, enquanto a máscara N recebeu a menor pontuação (1) na maioria das avaliações.

Além das análises separadas das pontuações para o desconforto relacionado à máscara e à ventilação, também foram calculadas as proporções para o desconforto geral em cada momento avaliado, sendo este último definido como a soma das pontuações para a máscara e para a ventilação. A figura 4.K apresenta os valores de mediana e intervalo interquartil para as razões do desconforto com a máscara / desconforto geral, para cada momento.

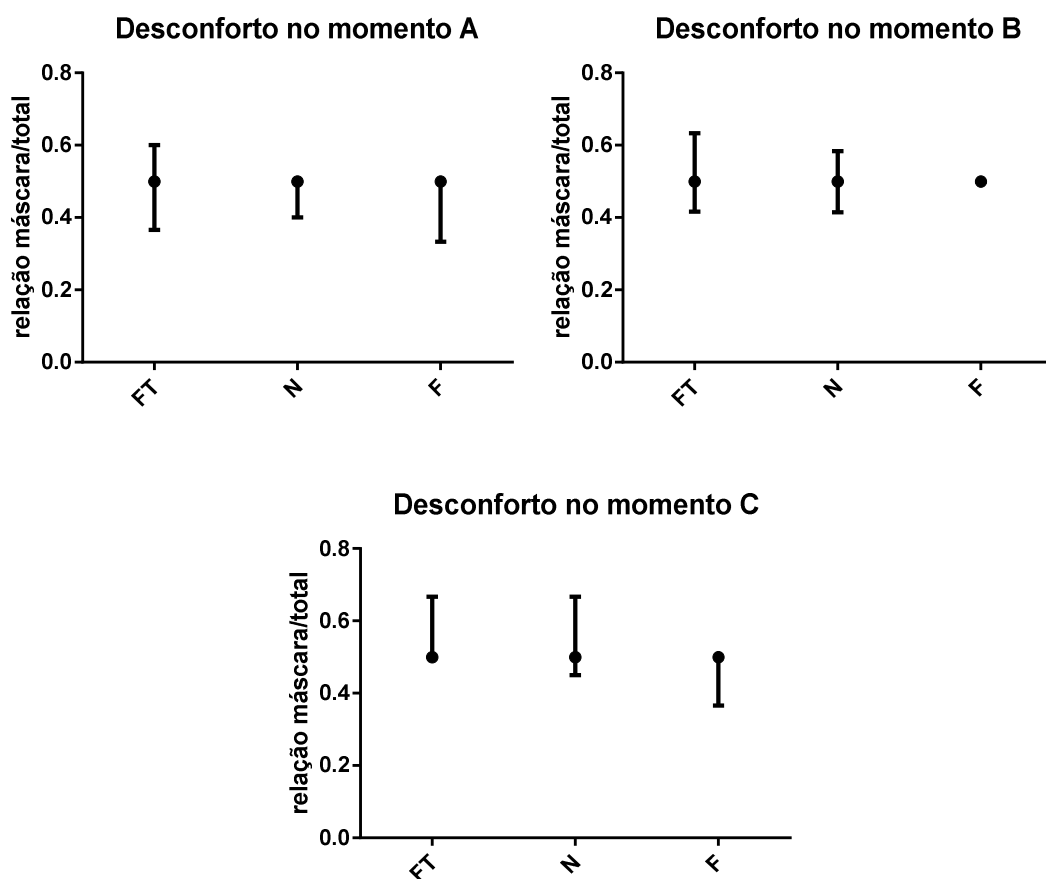


Figura 4.K: Mediana e intervalo interquartil (Q1 – Q3) das razões da pontuação para o desconforto com a máscara em relação ao desconforto geral (máscara + ventilação). FT: facial total; N: nasal; F: facial.

Não houve diferença estatisticamente significativa para essas proporções, entre as máscaras, para nenhum dos momentos analisados ( $p=0,4271$  para o momento A;  $p=0,6625$  para o momento B;  $p=0,1062$  para o momento C).

Da mesma forma, foram comparadas as razões para o desconforto com a ventilação / desconforto geral, para as três máscaras estudadas. Também não houve diferença estatisticamente significativa entre elas, para nenhum dos momentos ( $p=0,4271$  para o momento A;  $p=0,9008$  para o momento B;  $p=0,1062$  para o momento C). A figura 4.L apresenta os valores de mediana e intervalo interquartil para essas razões.

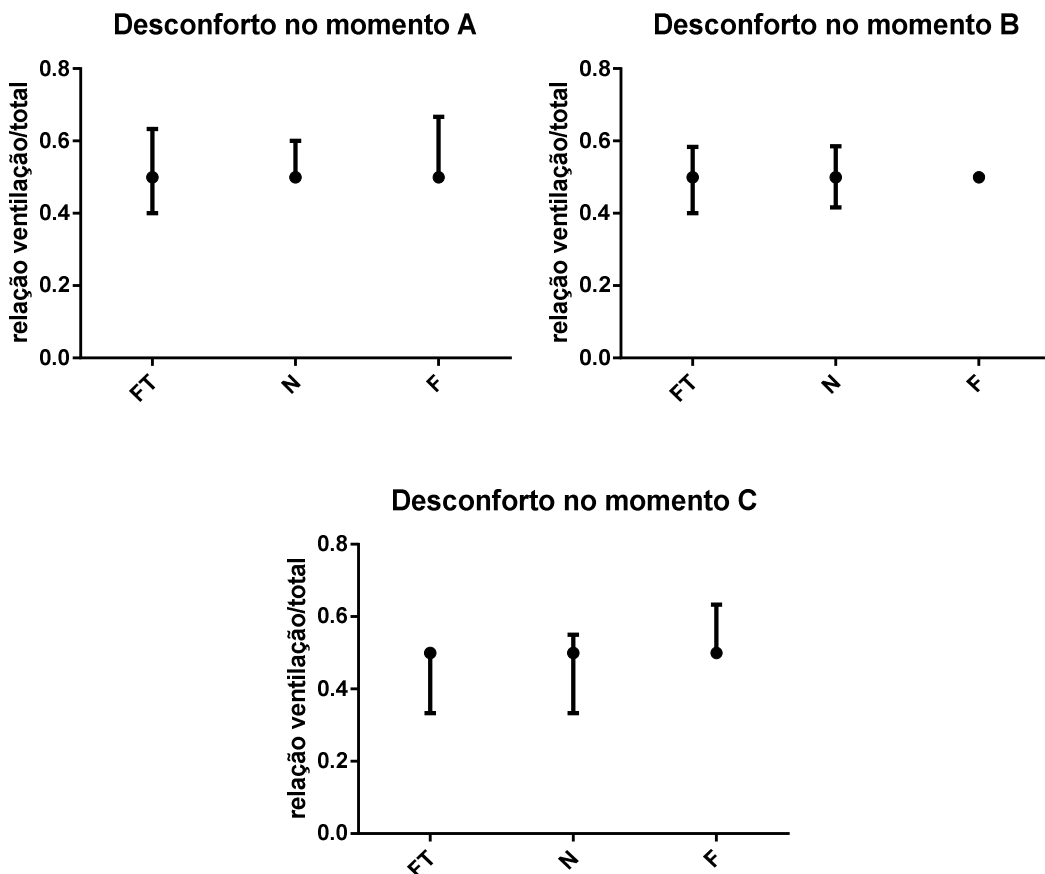


Figura 4.L: Mediana e intervalo interquartil (Q1 – Q3) das razões da pontuação para o desconforto com a ventilação em relação ao desconforto geral (máscara + ventilação). FT: facial total; N: nasal; F: facial.

Por regressão linear múltipla, foram calculados os coeficientes que se ajustavam ao modelo linear proposto, relacionando as pontuações para o desconforto total com cada máscara e a pontuação no PANAS (afetos positivo e negativo) com as variáveis fisiológicas ( $dVC_{pri}$ ,  $dPR_{pri}$ ,  $dn\_flut$ ,  $dRRi$ ,  $dSDNN$  e  $dRMSSD$ ). A tabela 4.AA apresenta os coeficientes calculados para cada variável e o p-valor encontrado.

Tabela 4.AA: Coeficientes calculados por regressão linear múltipla, relacionando as variáveis fisiológicas com as pontuações para o desconforto.  $dVC_{pri}$ : variação do volume corrente.  $dPR_{pri}$ : variação do período respiratório calculado pela PRI.  $dn\_flut$ : variação do número de flutuações espontâneas por minuto, da AED.  $dRRi$ : variação do intervalo R-R.  $dSDNN$ : variação do índice SDNN.  $dRMSSD$ : variação do índice RMSSD. PA: pontuação para o afeto positivo no PANAS. NA: pontuação para o afeto negativo no PANAS. FT: pontuação para o desconforto total com a máscara facial total. N: pontuação para o desconforto total com a máscara nasal. F: pontuação para o desconforto total com a máscara facial.

$dVC_{pri} = \alpha*PA + \lambda*NA + \beta*FT + \gamma*N + \sigma*F + K$						
$\alpha$	$\lambda$	$\beta$	$\gamma$	$\sigma$	K	p-valor
-0,0023	0,0013	-0,003	-0,0014	-0,0038	0,1754	0,8685
$dPR_{pri} = \alpha*PA + \lambda*NA + \beta*FT + \gamma*N + \sigma*F + K$						
$\alpha$	$\lambda$	$\beta$	$\gamma$	$\sigma$	K	p-valor
-0,0171	0,0484	-0,0405	-0,0045	-0,0087	0,8755	0,6377
$dn\_flut = \alpha*PA + \lambda*NA + \beta*FT + \gamma*N + \sigma*F + K$						
$\alpha$	$\lambda$	$\beta$	$\gamma$	$\sigma$	K	p-valor
0,0858	0,0027	-0,1178	-0,1174	-0,0777	-3,8876	0,4338
$dRRi = \alpha*PA + \lambda*NA + \beta*FT + \gamma*N + \sigma*F + K$						
$\alpha$	$\lambda$	$\beta$	$\gamma$	$\sigma$	K	p-valor
-2,2074	0,6299	0,8233	1,2864	1,7193	55,4483	0,3
$dSDNN = \alpha*PA + \lambda*NA + \beta*FT + \gamma*N + \sigma*F + K$						
$\alpha$	$\lambda$	$\beta$	$\gamma$	$\sigma$	K	p-valor
-0,3443	2	-1	-0,8153	-2	6	0,4424
$dRMSSD = \alpha*PA + \lambda*NA + \beta*FT + \gamma*N + \sigma*F + K$						
$\alpha$	$\lambda$	$\beta$	$\gamma$	$\sigma$	K	p-valor
-0,8343	-0,5803	-0,9914	-0,7111	-13,901	505,035	0,5357



Apesar de não ter sido encontrada diferença estatisticamente significativa para nenhuma das variáveis fisiológicas, observa-se que a pontuação para o afeto positivo no PANAS (PA) apresentou uma relação positiva apenas com a *dn\_flut*. Entretanto, a pontuação para o afeto negativo (NA) apresentou relação positiva com a maioria das variáveis, exceto a *dRMSSD*. Os coeficientes para o desconforto com as máscaras FT, N e F ( $\beta$ ,  $\gamma$  e  $\sigma$ , respectivamente) apresentaram relação negativa com quase todas as variáveis, exceto a *dRRi*.

## 5. Discussão

### 5.1 Resultados Principais

Observou-se que houve um aumento significativo do PR e do VC durante o uso das máscaras, em relação aos períodos de repouso. O valor médio dos picos de pressão de abertura das vias aéreas variaram com o uso das máscaras, sendo menor durante o uso da máscara F em comparação com as outras. Não foram observadas diferenças significativas na ASR e na amplitude da ASR entre as máscaras e os períodos de repouso, bem como no RRI médio e nos parâmetros das respostas eletrodérmicas. Contudo, observou-se que o *SDNN*, parâmetro relacionado à estimativa da VFC total, foi maior durante o uso das máscaras N e F, em comparação com o repouso antes (considerado valor basal). Além disso, o *RMSSD*, índice que estima a atividade parassimpática, também foi maior durante o uso da máscara N, em relação ao repouso antes. Apesar de não ter apresentado significância estatística, observou-se que a pontuação para o afeto positivo no questionário PANAS (PA) esteve diretamente relacionada à variação do número de flutuações espontâneas por minuto da AED, enquanto a pontuação para afeto negativo (NA) esteve inversamente relacionada à variação do índice *RMSSD*. As pontuações para o desconforto total com as máscaras FT, N e F apresentaram uma relação inversa com quase todas as variáveis estudadas, exceto com a variação do intervalo R-R.

## 5.2 Parâmetros Cardiorrespiratórios

### *5.2.1 Volume corrente e Período respiratório*

A ventilação não-invasiva com pressão positiva tem sido amplamente estudada como uma alternativa eficaz à ventilação invasiva, para manter uma adequada troca gasosa pulmonar e minimizar o trabalho respiratório nos casos de insuficiência respiratória aguda ou crônica (KALLET *et al.*, 2009). Em nosso estudo, o aumento do  $VC_{pri}$  durante a ventilação com *CPAP* foi significativo para os três tipos de interface, em comparação com os períodos de repouso antes e depois. Além disso, apesar de não ser estatisticamente significativo, esse aumento foi maior para a máscara facial total, em relação às outras máscaras.

GIRAULT e colaboradores, em 1997, mostraram que, em pacientes com DPOC em quadro de IRpA hipercápnica, a VNI via máscara nasal melhorou a ventilação-minuto devido ao aumento do volume corrente, paralelamente à redução da FR, tanto em modo ventilatório controlado a pressão quanto a volume.

CRINER e colaboradores (1994) aplicaram VNI (com dois níveis de pressão positiva) em um pequeno grupo (n=9) de pacientes com IRpA e compararam a eficácia das máscaras facial total, facial e nasal, em relação às variáveis ventilatórias, à troca gasosa, à dispneia, aos escapes e ao conforto com a interface. Segundo o protocolo, cada paciente permaneceu 20-30 minutos com cada interface. Os autores observaram um aumento significativo do volume corrente expirado durante a VNI, em comparação ao período de respiração espontânea, e esse aumento foi maior para a máscara facial total.

Um dos principais objetivos terapêuticos das técnicas de ventilação mecânica invasiva e não-invasiva é assegurar uma adequada ventilação alveolar. O aumento do volume corrente, especialmente devido à aplicação de *PEEP*, favorece o recrutamento e

a estabilização dos alvéolos, reduzindo o *shunt* intrapulmonar (KALLET *et al.*, 2009). Contudo, comparada à ventilação invasiva, a VNI apresenta duas características específicas: o sistema não é fechado, o que não assegura a ausência de escapes não-intencionais ao redor da interface; e há resistência imposta pelas vias aéreas superiores. Essas duas peculiaridades podem comprometer o fornecimento de um adequado volume aos pulmões (RABEC *et al.*, 2011). O estudo de FRATICELLI e colaboradores (2009) não encontrou mudança significativa na ventilação-minuto e na FR com o uso da VNI, em pacientes com IRpA, aplicando-se as máscaras facial total, facial (dois modelos com volume interno diferentes) e bucal. Esses resultados podem ter sido encontrados devido às diferentes taxas de escape com cada interface (28% para a facial total, 37% e 36% para as máscaras faciais, e 60% para a bucal).

Apesar de não terem sido monitorizados os escapes ao redor da interface, e de cada uma apresentar válvulas de exalação de tamanho e características diferentes, nossos resultados mostram que foi possível aumentar o VC com os três tipos de interfaces estudadas. Além disso, não foi detectada diferença estatisticamente significativa entre as variações do VC em relação ao período de repouso antes da VNI, o que mostra que as três máscaras foram capazes de aumentar o VC de forma similar.

O aumento do  $PR_{pri}$ , em relação ao repouso antes do início da ventilação com CPAP, foi observado durante o uso das três máscaras (apesar de não significativo estatisticamente para a máscara FT). Essa mudança caracteriza uma redução da frequência respiratória (FR) durante o uso da VNI, o que é considerado um dos principais efeitos fisiológicos esperados desta técnica.

CONTI *et al.*, em 2007, compararam a eficácia da VNI aplicada via máscara facial e via capacete, em pacientes com IRpA após cirurgia abdominal. As duas interfaces se mostraram efetivas na melhora da troca gasosa (aumento da relação  $PaO_2/FiO_2$ ) e na

redução da FR após 1 (uma) hora de terapia, e não houve diferença significativa entre elas. ANTÓN e colaboradores (2003) avaliaram as respostas fisiológicas agudas à VNI com dois níveis de pressão, administrada com as máscaras nasal e facial total, em pacientes com exacerbação aguda da DPOC. Houve melhora do esforço inspiratório (pressão transdiafragmática, pressão pleural e índice tensão-tempo dos músculos respiratórios) após 15 minutos de uso das duas interfaces, bem como aumento da PaO<sub>2</sub> e redução da PaCO<sub>2</sub>, porém sem diferença significativa entre os grupos. A FR também foi reduzida significativamente nos dois grupos, porém essa mudança foi mais marcante naqueles que usaram a máscara facial total, com diferença entre eles.

No presente estudo, não houve diferença estatisticamente significativa entre as máscaras em relação ao PR<sub>pri</sub>, porém a máscara facial foi a que apresentou maior valor médio (ou seja, menor FR), seguido da nasal e da facial total. O recrutamento de uma população diferente (indivíduos saudáveis) e a administração de VNI no modo *CPAP* parecem poder explicar a diferença dos resultados de nosso estudo em comparação com o citado anteriormente, em relação à máscara que acarretou maior redução da FR. Porém, ambos sinalizam a capacidade da VNI de aumentar o PR, favorecendo as trocas gasosas e melhorando o padrão respiratório.

Comparando-se os valores de PR calculados com a PRI e com o PTC, observamos diferença estatisticamente significativa entre eles para as máscaras nasal e facial, sendo maiores os valores calculados com o PTC. Porém, a diferença média entre eles pode ser considerada irrelevante do ponto de vista clínico, uma vez que alcançou um valor máximo de 78 ms. Essa diferença observada entre os valores se deve possivelmente aos diferentes algoritmos de detecção empregados com as duas técnicas. O PTC utiliza o sinal de vazão respiratória, medida na saída da máscara, enquanto a PRI utiliza variações nos sinais elétricos das cintas torácica e abdominal para calcular variações

volumétricas. A utilização de instrumentações sem contato com o indivíduo pode ser uma opção para melhor detecção dos sinais ventilatórios, uma vez que o simples contato com os equipamentos pode acarretar mudanças nas variáveis ventilatórias.

Conforme analisado através do modelo de regressão linear múltipla, as variações do VC e do PR não puderam ser explicadas pelo nível de desconforto experimentado com as interfaces, nem pela avaliação do estado emocional dos indivíduos. Logo, apesar de cada máscara ter resultado em diferentes pontuações para o desconforto, isso parece não ter influenciado o padrão respiratório durante seu uso.

### *5.2.2 Pressão de abertura das vias aéreas*

Em nosso experimento, foi utilizado um equipamento portátil para VNI, com circuito de ramo único, com uma pressão expiratória final estabelecida de 5 cmH<sub>2</sub>O e com a saída exalatória localizada na máscara. As três máscaras apresentavam tipos distintos de porta exalatória. Na máscara nasal, ela era do tipo diâmetro fixo e estava localizada na face anterior da máscara, acima da conexão com o circuito ventilatório. Nas máscaras facial e facial total, ela era do tipo diafragma e estava localizada na saída de conexão com o circuito.

Em nosso estudo, observamos que o pico de pressão de abertura das vias aéreas, medido na entrada da interface (denominado picoP), foi significativamente menor para a máscara facial em comparação com as máscaras nasal e facial total. Talvez essa diferença seja decorrente da taxa de escape intencional (apesar de não ter sido medida), uma vez que a pressão estabelecida foi a mesma para todas as máscaras (5 cmH<sub>2</sub>O), e que buscou-se minimizar o escape não-intencional (ou seja, ao redor da interface) para todas elas, através da fixação adequada da interface ao rosto dos voluntários e da monitorização ao longo do experimento. A variação da pressão de abertura das vias

aéreas (dP<sub>va</sub>) não apresentou diferença significativa na comparação entre as máscaras, porém observa-se uma tendência da máscara facial a apresentar valores menores do que os outros dois modelos. Esse resultado corrobora a hipótese de que a máscara facial apresentou maior taxa de escape intencional. Apesar de ser constituída por uma porta exalatória do tipo diafragma, a membrana flexível pode não ter vedado de forma adequada a abertura do sistema durante a inspiração, diminuindo sua pressurização. Porém, são necessários outros estudos para confirmar essa hipótese, através da mensuração da taxa de escape intencional.

BOREL *et al.* (2009) mediram o escape intencional em sete diferentes máscaras (modelos nasal e facial) e compararam a performance ventilatória e a qualidade da ventilação ofertada, utilizando um manequim e modelos de pulmão-teste que simulavam condições de normalidade, padrão restritivo e padrão obstrutivo. Os fluxos de escape intencional variaram entre 29,4 L/min e 45,2 L/min quando aplicada uma pressão inspiratória de 14 cmH<sub>2</sub>O (valor máximo testado). O produto pressão-tempo em 500 ms (PTP<sub>500</sub>; isto é, a área sob a curva pressão-tempo nos 500 ms iniciais da inspiração) foi utilizado como índice para quantificar a velocidade para alcançar a pressão estabelecida e a capacidade para sustentá-la durante esse período. O nível de escape intencional mostrou uma correlação direta e significativa com a redução da PTP<sub>500</sub> nos padrões normal e restritivo. A variação percentual média entre as máscaras com escape máximo e as com escape mínimo foi de 30% para o padrão normal e 20% para o restritivo. Também apresentou correlação direta com a redução do VC para os padrões normal e obstrutivo, com valor máximo de 48 mL. Assim, o estudo mostrou que o aumento do escape intencional prejudica a capacidade dos ventiladores em alcançarem e manterem o nível de pressão inspiratória estabelecida, tanto em condições de mecânica pulmonar normal quanto patológicas. Uma questão a ser destacada é o fato de que duas das

máscaras avaliadas por BOREL e colaboradores foram exatamente os modelos nasal e facial escolhidos para o nosso estudo. A nasal foi classificada por aqueles autores como de escape mínimo, com uma taxa de 29,4 l/min para uma pressão inspiratória de 14 cmH<sub>2</sub>O, enquanto a facial foi classificada como de escape máximo, com taxa de 41,7 l/min para o mesmo nível de pressão.

### 5.2.3 Índices de variabilidade da frequência cardíaca e Arritmia Sinusal Respiratória

A ventilação com pressão positiva leva a alterações nas pressões alveolar e intratorácica e na atividade dos receptores de estiramento pulmonar, o que pode modular o balanço autonômico cardíaco (REIS *et al.*, 2010).

Em nosso trabalho, não observamos diferença estatisticamente significativa entre o intervalo R-R médio dos cinco períodos estudados. Por se tratar de indivíduos sem doença cardíaca ou respiratória e que se mantiveram acomodados na mesma posição durante todo o protocolo, sem realizar nenhum tipo de atividade física ou mental, o esperado era que o RRi médio (e, conseqüentemente, a FC média) se mantivesse sem alterações significativas. A variação do RRi (dRRi) também não apresentou diferença significativa na comparação entre os períodos de uso das máscaras em relação ao repouso inicial. A máscara facial foi a que apresentou tendência à menor variação, porém a amostra se caracterizou por um elevado coeficiente de variação.

Nesta população, a aplicação de CPAP via máscaras nasal e facial resultou em aumento no índice SDNN em relação ao período de repouso inicial. A máscara nasal também apresentou essa diferença em relação ao período de repouso final. O índice RMSSD apresentou aumento significativo apenas para a máscara nasal em relação ao repouso inicial. Esses dois achados apontam para um aumento da VFC total, com efeito



marcante do componente parassimpático. Considerando-se que o PR e o VC também foram significativamente maiores durante o uso das máscaras nasal e facial, o aumento nesses índices de VFC pode ter ocorrido devido à inibição do componente simpático do controle autonômico cardíaco. Esta inibição possivelmente resultou do estímulo aos receptores de estiramento pulmonar em decorrência do aumento do volume expiratório final dos pulmões. Outra possível explicação é o aumento da atividade do componente parassimpático em decorrência da desativação dos receptores de pressão de enchimento cardíaco, resultante da redução do gradiente pressórico transmural cardíaco com a aplicação de *CPAP* (FIETZE *et al.*, 2004; GARET *et al.*, 2006).

A ASR é um fenômeno definido como a flutuação cíclica da FC de acordo com o ciclo respiratório (aumento durante a inspiração e redução durante a expiração), e está relacionada à variação da descarga vagal, havendo redução de seus eferentes durante a inspiração. Em nosso estudo, não foram encontradas diferenças estatisticamente significativas no padrão da ASR e em sua amplitude entre os cinco períodos estudados, bem como na variação dessas variáveis ( $dASRp$  e  $dASRm$ ). Apesar de ter havido um aumento significativo do PR e do VC durante o uso da VNI com as três máscaras, esses fatores não foram suficientes para acarretar mudança significativa na amplitude da ASR. Os potenciais efeitos positivos das variáveis ventilatórias sobre a ASR (RITZ *et al.*, 2001) podem ter sido contrabalanceados por efeitos negativos de outras variáveis, como a redução da  $PaCO_2$ . Apesar de não ter sido monitorizada, é esperado que a  $PaCO_2$  tenha sido reduzida durante o uso da VNI, devido ao aumento do VC em indivíduos sem doença respiratória. Essa redução poderia ter diminuído a amplitude da ASR, por meio da redução da eferência vagal (SASANO *et al.*, 2002). A medição da  $P_{ET}CO_2$  em experimentos do gênero pode colaborar para a elucidação desta hipótese.

### 5.3 Atividade Eletrodérmica

Os parâmetros das medidas físicas da AED (amplitude, tempo de subida e latência) medidos durante o uso das 3 máscaras não apresentaram diferenças significativas, quando avaliados separadamente para cada momento de autoavaliação do desconforto subjetivo. Assim, o desconforto subjetivo experimentado com as interfaces parece não ter modulado as respostas ao estímulo sonoro emitido no momento da avaliação.

Contudo, na comparação das respostas para uma mesma máscara, a nasal apresentou tempo de subida significativamente maior na resposta ao estímulo no último minuto da avaliação (momento C), em comparação com os outros dois momentos anteriores. Além disso, o período de latência da resposta também foi significativamente maior no último minuto, em comparação com a resposta dada no 5º minuto de uso dessa máscara.

Os parâmetros da AED podem variar de acordo com as características da pele do indivíduo (hidratação e espessura do estrato córneo, número de glândulas ativas), com o procedimento de aquisição do sinal (gel condutor, tamanho dos eletrodos, área corporal utilizada para a aquisição) e com a reatividade do sistema simpático do indivíduo (BOUCSEIN *et al.*, 2012). O tempo de latência da RED é um parâmetro influenciado pela disposição dos eletrodos e pelas condições ambientais do experimento, como temperatura (SILVA *et al.*, 2012). Em nosso estudo, os eletrodos foram adaptados sempre na face palmar das falanges distais dos dedos indicador e médio da mão não-dominante. Porém, todos permaneceram com os eletrodos adaptados pelo mesmo período de tempo antes do início do protocolo, e todos fizeram uso do mesmo gel condutor para a adaptação dos mesmos. Logo, a disposição dos eletrodos não parece ser a causa da diferença encontrada em relação ao tempo de latência, principalmente porque este resultado foi encontrado apenas para um tipo de máscara e somente para o último momento de uso. Em relação às condições do ambiente em que foram realizadas as

aquisições, trata-se de um ambiente fechado, climatizado, em que se procurou manter a temperatura na faixa de 21° e 24°C para todos os testes realizados. Logo, esta também parece não ser a causa para a diferença encontrada.

O tempo de subida da RED corresponde ao tempo decorrido de liberação do suor. Especificamente em relação à hidratação do estrato córneo, BOUCSEIN *et al.* (2012) alertam para o fato de que, quando em excesso, pode haver retardo na resposta eletrodérmica e na liberação de suor para a superfície. Segundo os autores, os principais fatores envolvidos na hidratação são: a umidade relativa do ar (quanto maior a umidade, menor a perda de água para o ambiente e maior a hidratação); a colocação do gel condutor, que pode se difundir lentamente para o estrato córneo, aumentando a hidratação peritubular; e a aplicação do eletrodo e da fita para fixá-lo, que podem diminuir a perda de água por evaporação, forçando sua retenção e aumentando a hidratação. A umidade relativa do ar não pode ser considerada como fator influenciador em nosso experimento, uma vez que ele foi realizado em um ambiente fechado, com as características ambientais controladas. Os dois últimos fatores tendem a ser mais evidentes com o passar do tempo e podem ter sido a causa da diferença encontrada no tempo de subida das respostas durante o último minuto de uso da máscara nasal, em relação aos outros dois momentos avaliados (1° e 5° minutos). Porém, essa diferença não foi encontrada para as máscaras facial total e facial. Para estas, observa-se que o tempo de subida foi levemente maior para a resposta no momento B, em relação ao momento A.

Com a amostra estudada, não observamos um padrão de variação dos parâmetros da resposta ao estímulo ao longo do período de uso das máscaras. É possível que o estímulo sonoro não tenha sido capaz de desencadear respostas detectáveis em todos os indivíduos, resultando em uma amostra pequena e prejudicando a análise comparativa

entre as máscaras. A emissão do estímulo com maior frequência ao longo do período (em vez de apenas no momento da avaliação para o desconforto) e/ou a aplicação de outro tipo de estímulo poderia ter desencadeado mais respostas, possibilitando o alcance de resultados significativos na análise.

A medida tônica da AED representa o estado basal do indivíduo e está relacionada à taxa de excitação simpática. Porém, ela é sensível a inúmeros estímulos, tanto agradáveis como desagradáveis, não sendo possível discernir qual tipo foi responsável pelas respostas espontâneas (BAUER, 1998). Em nosso estudo, os períodos de repouso apresentaram taxas de flutuações espontâneas significativamente maiores do que os períodos de uso das máscaras (a máscara facial não apresentou significância estatística). Acredita-se que o estado de atenção dos indivíduos durante o repouso tenha permitido a detecção de possíveis estímulos vindos do ambiente, não controláveis durante o experimento, que poderiam ter desencadeado respostas espontâneas. Durante o uso das máscaras, por estarem com a atenção focada nos *slides* que orientavam sobre o momento certo para procederem à avaliação para o desconforto, e por estarem recebendo um estímulo de forma contínua (o uso da máscara e a ventilação com pressão positiva), os indivíduos poderiam estar menos atentos a outros estímulos externos, desencadeando menor número de respostas espontâneas por minuto.

A amplitude dessas respostas não variou significativamente entre os períodos avaliados. Os parâmetros das respostas eletrodérmicas não se relacionam ao tipo de estímulo dado, mas sim à taxa de excitação que ele provoca (BAUER, 1998), relacionada ao número de glândulas ativas sob o eletrodo e à quantidade de secreção liberada (TRONSTAD *et al.*, 2013). Logo, para esta população estudada, o número de flutuações espontâneas por minuto foi um melhor indicador da atividade simpática do que a análise dos parâmetros das respostas.

Os parâmetros da AED são reconhecidamente relacionados ao estado ou à característica de ansiedade não-patológica dos indivíduos. O estudo de NAVETEUR *et al.* (1987) mostrou que o nível basal da condutância, o número de respostas espontâneas entre estímulos e a amplitude das respostas apresentam correlação positiva significativa com o nível de ansiedade, enquanto a latência das respostas apresenta uma correlação negativa. Em nosso estudo, os indivíduos tiveram seu estado emocional avaliado através do PANAS. Esta não é uma ferramenta específica para avaliação da ansiedade, mas ela contém esse quesito como um de seus descritores para o afeto negativo (NA). Nossos resultados não mostraram significância estatística para a relação entre a pontuação no PANAS (PA e NA) e a variação do número de flutuações espontâneas por minuto (dn\_flut). A realização de outros estudos utilizando ferramentas psicométricas específicas para ansiedade não-patológica poderia ajudar a elucidar a relação dessa característica com os parâmetros da AED.

#### 5.4 Avaliação Subjetiva

A escolha da interface é um dos aspectos fundamentais para o sucesso da terapia com VNI. Para isso, são consideradas não apenas as características técnicas de cada interface, mas também o conforto durante seu uso.

Em nosso estudo, não foram observadas complicações inerentes ao uso de nenhuma das máscaras, bem como intolerância ao uso. Segundo a avaliação subjetiva, realizada através da escala Likert, as máscaras nasal e facial não tiveram aumento proporcional na pontuação para desconforto com o passar do tempo: a primeira permaneceu com maior proporção de pontuação 2 (“desconforto leve”), e a última com maior proporção de pontuação 1 (“nenhum desconforto”). Este padrão não foi observado com a máscara facial total: ela inicialmente recebeu maior proporção de pontuação 1, porém, na

avaliação feita no último minuto de uso, recebeu maior proporção de pontuação 3 (“desconforto moderado”).

No entanto, considerando em conjunto os três momentos estudados (1º, 5º e 9º minutos), as máscaras facial total e facial receberam maior número de avaliações com pontuação 1, enquanto a máscara nasal recebeu maior número com pontuação 2. A máscara facial total foi a que recebeu maior proporção de avaliações com pontuação 3 para o desconforto.

Apesar do resultado não ser significativo estatisticamente, a máscara facial total foi a que apresentou maior média para o desconforto total (isto é, a soma das pontuações dadas nos três momentos avaliados), com valor igual a 5,95. Essa diferença provavelmente foi decorrente da maior proporção de avaliações com pontuação 3 no último minuto. Além disso, de acordo com a escolha feita ao final do protocolo, a facial total foi eleita a mais desconfortável pela maioria dos voluntários (55%). Esses resultados parecem indicar que, para a população estudada, a máscara facial total apresentou uma tendência a se tornar mais desconfortável do que as demais ao longo de seu uso.

GIRAULT e colaboradores (2009) avaliaram a influência da escolha inicial da interface (facial versus nasal) sobre os efeitos clínicos e a tolerância à VNI, em pacientes com doença pulmonar crônica que apresentaram IRpA hipercápnica. O insucesso com o uso da máscara foi maior no grupo que iniciou a terapia com a máscara nasal (73%), requerendo troca de interface para continuação da terapia. A principal causa foram os escapes não-intencionais, que comprometiam a eficácia da ventilação. Entretanto, não houve diferença significativa entre os grupos em relação à melhora clínica (avaliação gasométrica e do padrão respiratório). Apesar da taxa de escape moderado a grave ter sido significativamente maior no grupo da máscara nasal, o

desconforto foi relatado como leve na auto-avaliação dos dois grupos. Contudo, a avaliação feita pela equipe assistente apontou a máscara facial como sendo a mais desconfortável, além de apresentar maior número de complicações (congestão nasal, sensação de boca seca e irritação ocular). Essas duas características se tornaram mais frequentes conforme aumentavam os dias de uso da VNI. Apesar da discrepância na avaliação feita pelos pacientes em relação à avaliação feita pela equipe, segundo os autores, nessa população, a escolha da máscara nasal como opção terapêutica inicial pode levar ao insucesso, acarretando a necessidade de trocá-la. Porém, caso a terapia com VNI fosse prolongada (acima de 24-48 hs), a troca da máscara facial pela nasal poderia melhorar o desconforto, reduzindo as complicações decorrentes de seu uso.

OZSANCAK *et al.* (2011) compararam o desconforto apresentado por pacientes com IRpA durante as 3 horas iniciais de uso da VNI com as máscaras facial e facial total. Também foram avaliados o tempo gasto pela equipe para adaptar a máscara, os sinais vitais (FR e FC), a troca gasosa (saturação de oxigênio), a dispneia e a taxa de descontinuação precoce da VNI. Os escores para desconforto (analisado através de uma escala visual analógica) foram similares entre os grupos, bem como o tempo para adaptar as máscaras, a redução da FR e dos escores para dispneia, e a melhora da saturação de oxigênio. Porém, a máscara facial total apresentou uma tendência a maior taxa de descontinuação precoce da VNI. Dos 16 pacientes que usavam a máscara facial total inicialmente e interromperam a VNI, oito foram adaptados à máscara facial; desses, apenas 1 necessitou passar para ventilação invasiva posteriormente. Nenhum paciente que usava a máscara facial inicialmente e teve a VNI interrompida foi adaptado à máscara facial total. Os autores concluíram que, para a população estudada, a máscara facial total mostrou um desempenho semelhante à máscara facial, apesar de tender a apresentar mais interrupções precoces da terapia. Logo, ela poderia ser considerada uma

alternativa à máscara facial quando esta não puder ser utilizada devido a complicações, como lesões na ponte nasal ou intolerância.

O estudo de CRINER *et al.*, em 1994, também utilizou uma avaliação subjetiva para o conforto como um dos parâmetros de comparação da eficácia das máscaras facial total, nasal e facial. A avaliação consistiu de uma escala Likert com 3 níveis: 0 para “confortável”, 1 para “desconfortável” e 2 para “muito desconfortável”. A máscara facial total apresentou um nível de desconforto significativamente menor em relação às máscaras nasal e facial, além de menor nível de dispneia e menor taxa de escape. Os autores defenderam que a facial total poderia ser considerada uma interface eficaz para administração de VNI, com melhora no conforto dos pacientes.

CHACUR *et al.* (2011) também compararam as máscaras facial e facial total durante as 6 primeiras horas de uso da VNI, em 60 pacientes com quadro de IRpA. A avaliação subjetiva para o conforto com a máscara foi feito através de uma escala Likert, variando de 1 (“muito confortável”) até 5 (“muito desconfortável”). Não houve diferença significativa entre os grupos em relação à redução da FR e da FC, à melhora da avaliação dos gases sanguíneos arteriais, e ao nível de pressão de suporte (inspiratória e expiratória) aplicada. Contudo, a tolerância à máscara foi maior no grupo que usou a facial total, com 87% dos pacientes sendo condescendentes ao uso, comparados aos 46% no grupo da máscara facial. Apenas 1 paciente teve sua máscara trocada (de facial para facial total) devido à intolerância. Além disso, o tempo total de uso da VNI foi significativamente maior no grupo da máscara facial total. Os autores sugerem que, apesar de não se mostrar superior em relação à melhora clínica dos pacientes, a máscara facial total deve estar disponível ao uso, se possível, por ser uma opção confortável e de fácil aplicação. No entanto, os dados divulgados pelos autores mostraram apenas a proporção de pacientes que foram complacentes ao uso de cada máscara. Não foram



mostrados os resultados da avaliação subjetiva para o conforto com a máscara, o que impede a afirmação de que a máscara facial total foi a mais confortável.

## 6. Limitações

A monitorização do VC não pôde ser realizada através do sinal do PTC devido à presença dos orifícios de exalação no corpo das máscaras. O PTC é considerado uma ferramenta padrão-ouro para monitorização ventilatória, porém o escape intencional proveniente desses orifícios causa um erro na aquisição do sinal de vazão respiratória, impossibilitando o cálculo adequado do VC. Logo, foi utilizada a PRI, apesar da conhecida suscetibilidade desse instrumento a variações na composição física dos voluntários (alterações posturais, perímetros torácico e abdominal) e no padrão respiratório (predominantemente abdominal versus torácico), e a artefatos de movimento (LANATA *et al.*, 2010). A utilização do PTC para calcular os coeficientes de calibração das cintas pletismográficas e o posicionamento sentado dos voluntários foram estratégias usadas para minimizar essas possíveis influências no sinal da PRI.

As análises das variáveis ventilatórias, de VFC e de AED foram realizadas apenas durante a VNI no modo *CPAP*, e apenas com um nível de pressão estabelecida (5 cmH<sub>2</sub>O). Logo, esses resultados não podem ser extrapolados para outros modos ventilatórios (como *Bilevel*, que utiliza dois níveis de pressão) ou para níveis mais elevados de *PEEP*. Uma proposta é avaliar o uso dos três tipos de interface também com outros níveis de *CPAP*, porém isso tornaria o protocolo muito extenso, provavelmente obrigando sua divisão em etapas, sendo cada máscara avaliada em dias diferentes. Isso demandaria uma maior disponibilidade de tempo dos voluntários e, conseqüentemente, reduziria a adesão ao protocolo. Além disso, as avaliações do estado emocional dos indivíduos seriam diferentes para cada dia de realização do protocolo, dificultando a avaliação de sua influência sobre os resultados obtidos. Optou-se neste trabalho por se avaliar apenas o nível mais baixo de *PEEP*, procurando minimizar o efeito do desconforto com a ventilação sobre as outras variáveis estudadas.

A monitorização de algumas variáveis, não utilizadas em nosso estudo, poderia acrescentar informações importantes aos resultados obtidos. Não foram medidos os escapes intencionais ocorridos com cada tipo de máscara, e este é um aspecto técnico que tem influência sobre o volume corrente alcançado e a pressão de abertura das vias aéreas. Também não foi medida a pressão parcial de CO<sub>2</sub> ao final da expiração, que é um fator influenciador da ASR. A monitorização da pressão arterial sistêmica pode vir a colaborar para a interpretação dos efeitos do barorreflexo sobre a VFC e a ASR. Além disso, a realização de uma tarefa durante a VNI (pontuar o desconforto de acordo com a escala Likert) pode ter influenciado as variáveis fisiológicas medidas.

O estudo foi realizado com indivíduos saudáveis, na faixa etária média de  $28,1 \pm 6,6$  anos. Seria necessário realizar outros estudos, com grupos de indivíduos com diversas patologias cardíacas e respiratórias, a fim de estender a aplicação dos resultados encontrados a essas populações.

Uma última questão a ser destacada é o pequeno tamanho da amostra ( $n = 20$ ), que pode ter dificultado a detecção de diferenças estatisticamente significativas para algumas variáveis e limitado a relevância dos resultados encontrados.

## 7. Conclusão

A VNI administrada no modo *CPAP* resultou em aumento do PR e do VC com os três modelos de interface utilizados, e não houve superioridade de nenhuma delas em relação a esses efeitos.

A monitorização da AED, por meio do número de flutuações espontâneas por minuto, é uma alternativa para a avaliação da reatividade simpática em indivíduos saudáveis durante o uso da VNI. Os parâmetros relacionados às respostas eletrodérmicas ao estímulo aplicado neste protocolo não mostraram variações significativas durante o uso das máscaras; logo, não foram considerados índices sensíveis para comparar a AED durante a VNI, usando a metodologia proposta.

Os índices *SDNN* e *RMSSD* de variabilidade da frequência cardíaca, no domínio do tempo, aumentaram durante o uso da VNI com diferentes interfaces, em relação aos períodos de repouso. Já a *ASR* não apresentou diferença durante o uso dos modelos de máscaras estudados.

A avaliação do desconforto utilizando uma escala Likert mostrou ser de fácil aplicação durante a VNI. O desconforto em relação à interface aumentou ao longo do tempo apenas em relação à máscara facial total, fazendo com que esta fosse escolhida como a mais desconfortável pela maioria dos voluntários dentre os três modelos utilizados.

Mais pesquisas são necessárias a fim de verificar se a aplicação de diferentes níveis de *PEEP* e o aumento do período de utilização de cada máscara resultariam em relações significativas entre as variáveis fisiológicas e as pontuações para o desconforto com as interfaces. Também se torna necessária a aplicação de protocolos semelhantes em

populações com enfermidades respiratórias e cardíacas, para averiguar quais são as respostas específicas dos pacientes aos quais se prescreve a VNI.

## **Referências Bibliográficas**

ACHARYA, U.R., JOSEPH, K.P., KANNATHAL, N., *et al.*, 2006, “Heart rate variability: a review”, *Medical Biology Engineering Computing*, v. 44, pp. 1031-1051.

AITKEN, R.C.B., 1969, "A Growing Edge of Measurement of Feelings", *Proceedings of the Royal Society of Medicine* , v. 62, pp. 989-993.

ANTÓN, A., TÁRREGA, J., GINER, J., *et al.*, 2003, “Acute physiologic effects of nasal and full-face masks during noninvasive positive-pressure ventilation in patients with acute exacerbations of Chronic Obstructive Pulmonary Disease”, *Respiratory Care*, v. 48, n. 10, pp. 922-925.

ANTONELLI, M., CONTI, P.G., 2003, "New advances in the use of noninvasive ventilation for acute hypoxaemic respiratory failure", *European Respiratory Journal*, v.22, supl. 42, pp. 65s–71s

ANVISA/Unidade de Investigação e Prevenção das Infecções e dos Eventos Adversos/Gerência Geral de Tecnologia em Serviços de Saúde, 2009, “Infecções do trato respiratório – Orientações para prevenção de infecções relacionadas à assistência à saúde”, outubro, pp. 20-23.

BACH, D.R., FRISTON, K.J., DOLAN, R.J., 2010, “Analytic measures for quantification of arousal from spontaneous skin conductance fluctuations”, *International Journal of Psychophysiology*, v. 76, pp. 52-55.

BARBOSA, R.C.C., de CARVALHO, C.R.F., MORIYA, H. T., 2012, “Pletismografia respiratória por indutância: estudo comparativo entre calibração por manobra de isovolume e calibração qualitativa diagnóstica em voluntários saudáveis avaliados em diferentes posturas”, *Jornal Brasileiro de Pneumologia*, v. 38, n. 2, pp. 194-201.

BAR-YISHAY, E., PUTILOV, A., EINAV, S., 2003, "Automated, real-time calibration of the respiratory inductance plethysmograph and its application in newborn infants", *Physiological Measurement*, v. 24, pp. 149-163.

BAUER, R.M., 1998, “Physiologic measures of emotion”, *Journal of Clinical Neurophysiology*, v. 15, n. 5, pp. 388-396.

BEN-TAL, A., SHAMAILOV, S.S., PATON, J.F.R., 2012, “Evaluating the physiological significance of respiratory sinus arrhythmia: looking beyond ventilation–perfusion efficiency”, *The Journal of Physiology*, v. 590, n. 8, pp. 1989-2008.

BERNTSON, G.G., BIGGER, J.T., ECKBERG, D.L., *et al.*, 1997, “Heart rate variability: Origins, methods, and interpretive caveats”, *Psychophysiology*, v. 34, pp. 623-648.

BOLOGNESE, J.A., SCHNITZER, T.J., EHRICH, E.W., 2003, "Response relationship of VAS and Likert scales in osteoarthritis efficacy measurement", *Osteoarthritis and Cartilage Journal*, v. 11, pp. 499–507.

BOREL, J.C., SABIL, A., JANSSENS, J-P., *et al.*, 2009, "Intentional leaks in industrial masks have a significant impact on efficacy of bilevel noninvasive ventilation: a bench test study", *Chest*, v. 135, pp. 669-677.

BOUCSEIN, W., FOWLES, D.C., GRIMNES, S., *et al.*, 2012, "Committee Report: Publication recommendations for electrodermal measurements", *Psychophysiology*, v. 49, pp. 1017-1034.

BOYER, A., VARGAS, F., HILBERT, G., *et al.*, 2010, "Small dead space heat and moisture exchangers do not impede gas exchange during noninvasive ventilation: a comparison with a heated humidifier", *Intensive Care Medicine*, v. 36, pp. 1348-1354.

BUTLER, G.C., NAUGHTON, M.T., RAHMAN, M.A., *et al.*, 1995, "Continuous positive airway pressure increases heart rate variability in congestive heart failure", *Journal of American College Cardiology*, v. 25, n. 3, pp. 672-679.

CALABRESE, P., BESLEAGA, T., EBERHARD, A., *et al.*, 2007, "Respiratory Inductance Plethysmography is suitable for voluntary hyperventilation test", *Proceedings of the 29th Annual International Conference of the IEEE EMBS*, Cité Internationale, Lyon, France, August 23-26.

CARRON, M., FREO, U., BAHAMMAM, A. S., *et al.*, 2013, "Complications of non-invasive ventilation techniques: a comprehensive qualitative review of randomized trials", *British Journal of Anaesthesia*, v. 110, n. 6, pp. 896-914.



CARRY, P.Y., BACONNIER, P., EBERHARD, A., *et al.*, 1997, "Evaluation of Respiratory Inductive Plethysmography: Accuracy for Analysis of Respiratory Waveforms", *Chest*, v. 111, pp. 910-915.

CARVALHO, H. W., ANDREOLI, S. B., LARA, D.R., *et al.*, 2013, "Structural validity and reliability of the Positive and Negative Affect Schedule (PANAS): Evidence from a large Brazilian community sample", *Revista Brasileira de Psiquiatria*, v. 35, pp. 169-172.

CHACUR, F.H., FELIPE, L.M.V., FERNANDES, C.G., *et al.*, 2011, "The total face mask is more comfortable than the oronasal mask in noninvasive ventilation but is not associated with improved outcome", *Respiration*, v. 82, pp. 426-430.

CHIDINI, G., PIASTRA, M., MARCHESI, T., *et al.*, 2015, "Continuous positive airway pressure with helmet versus mask in infants with bronchiolitis: an RCT", *Pediatrics*, v. 135, n. 2, pp. e868-e875.

CHIUMELLO, D., PELOSI, P., CROCI, M., *et al.*, 2001, "The effects of pressurization rate on breathing pattern, work of breathing, gas exchange and patient comfort in pressure support ventilation", *European Respiratory Journal*, v. 18, pp. 107–114.

CLOUZEAU, B., BUI, H.N., VARGAS, F., *et al.*, 2010, "Target-controlled infusion of propofol for sedation in patients with non-invasive ventilation failure due to low tolerance: a preliminary study", *Intensive Care Medicine*, v. 36, pp. 1675–1680.

COHEN, K.P., PANESCU, D., BOOSKE, J.H., *et al.*, 1994, “Design of an inductive plethysmograph for ventilation measurement”, *Physiology Measurement*, v. 15, pp. 217-229.

CONTI, G., CAVALIERE, F., COSTA, R., *et al.*, 2007, “Noninvasive positive-pressure ventilation with different interfaces in patients with respiratory failure after abdominal surgery: a matched-control study”, *Respiratory Care*, v. 52, n. 11, pp. 1463-1471.

COSTA, R., NAVALESI, P., ANTONELLI, M., *et al.*, 2005, “Physiologic Evaluation of Different Levels of Assistance During Noninvasive Ventilation Delivered Through a Helmet”, *Chest*, v. 128, pp. 2984-2990.

COSTANZO, L.S., 1999, *Fisiologia*. 1 ed. Rio de Janeiro, Editora Guanabara-Koogan.

CRITCHLEY, H.D., 2002, “Book Review: Electrodermal Responses: What Happens in the Brain”, *Neuroscientist*, v. 8, pp. 132-142.

CRINER, G.J., TRAVALINE, J.M., BRENNAN, K.J., *et al.*, 1994, “Efficacy of a new full face mask for noninvasive positive pressure ventilation”, *Chest*, v. 106, pp. 1109-1115.

CUNHA, B.S.M., JANDRE, F.C., “A ventilação espontânea pode ser monitorizada com pletismografia indutiva sem a calibração por isovolume?”, *XXIV Congresso Brasileiro de Engenharia Biomédica CBEB*, 290, Uberlândia, Minas Gerais, Brasil, 13-17 outubro 2014.

DE GROOTE, A., PAIVA, M., VERBANDT, Y., 2001, "Mathematical assessment of qualitative diagnostic calibration for respiratory inductive plethysmography", *Journal of Applied Physiology*, v. 90, pp. 1025-1030.

DEL PASO, G.A.R., LANGEWITZ, W., ROBLES, H., *et al.*, 1996, "A between-subjects comparison of respiratory sinus arrhythmia and baroreceptor cardiac reflex sensitivity as non-invasive measures of tonic parasympathetic cardiac control", *International Journal of Psychophysiology*, v. 22, pp. 163-171.

DOWD, H., ZAUTRA, A., HOGAN, M., 2010, "Emotion, Stress, and Cardiovascular Response: An Experimental Test of Models of Positive and Negative Affect", *International Journal of Behavioral Medicine*, v. 17, pp. 189–194.

ELLIOT, M.W., 2004, "The interface: crucial for successful noninvasive ventilation", *European Respiratory Journal*, v. 23, pp. 7-8.

EMERIAUD, G., EBERHARD, A., BENCHETRIT, G., *et al.*, 2008, "Calibration of respiratory inductance plethysmograph in preterm infants with different respiratory conditions", *Pediatric Pulmonology*, v. 43, pp. 1135-1141.

FIETZE, I., ROMBERG, D., GLOS, M., *et al.*, 2004, "Effects of positive-pressure ventilation on the spontaneous baroreflex in healthy subjects", *Journal of Applied Physiology*, v. 96, pp. 1155-1160.

FODIL, R., LELLOUCHE, F., MANCEBO, J., *et al.*, 2011, "Comparison of patient-ventilator interfaces based on their computerized effective dead space", *Intensive Care Medicine*, v. 37, n. 2, pp. 257–262.

FRATICELLI, A.T., LELLOUCHE, F., L'HER, E., *et al.*, 2009, "Physiological effects of different interfaces during noninvasive ventilation for acute respiratory failure", *Critical Care Medicine*, v. 37, n. 3, pp. 939-945.

GARET, M., BARTHÉLEMY, J-C., DEGACHE, F., *et al.*, 2006, "Modulations of human autonomic function induced by positive pressure-assisted breathing", *Clinical Physiology Function & Imaging*, v. 26, pp. 15-20.

GASZYŃSKA, E., ROGUSZKA, K., STANKIEWICZ-RUDNICKI, M., *et al.*, 2013, "Comparison of haemodynamic effects of noninvasive ventilation delivered via ResQGARD and CPAP boussignac masks", *Polski Przegląd Chirurgiczny*, v. 85, n. 3, pp. 129-132.

GIARDINO, N.D., GLENNY, R.W., BORSON, S., *et al.*, 2003, "Respiratory sinus arrhythmia is associated with efficiency of pulmonary gas exchange in healthy humans", *Am J Physiol Heart Circ Physiol*, v. 284, pp. H1585–H1591.

GILAD, O., SWENNE, C.A., DAVRATH, L.R., *et al.*, 2005, "Phase-averaged characterization of respiratory sinus arrhythmia pattern", *Am J Physiol Heart Circ Physiol*, v. 288, pp. H504-H510.

GIRAULT, C., BRIEL, A., BENICHO, J., *et al.*, 2009, “Interface strategy during noninvasive positive pressure ventilation for hypercapnic acute respiratory failure”, *Critical Care Medicine*, v. 37, pp. 124-131.

GIRAULT, C., RICHARD, J-C., CHEVRON, V., *et al.*, 1997, “Comparative physiologic effects of noninvasive assist-control and pressure support ventilation in acute hypercapnic respiratory failure”, *Chest*, v. 111, pp. 1639-1648.

GIZZI, J.C., 1997, “Arritmogênese: Bases Eletrofisiológicas – Parte I”, *Revista Brasileira e Latino-americana de Marcapasso e Arritmia (Reblampa)*, v. 10, n. 2, pp. 65-77.

GJERSTAD, A.C., 2012, “Is skin conductance a predictor of arousal, noxious stimuli and pain in the sedated and anaesthetized patient?”, *Series of dissertations submitted to the Faculty of Medicine*, University of Oslo, n. 1249, ISBN 978-82-8264-177-7.

GREGORETTI, C., CONFALONIERI, M., NAVALESI, P., *et al.*, 2002, "Evaluation of patient skin breakdown and comfort with a new face mask for non-invasive ventilation: a multi-center study", *Intensive Care Medicine*, v. 28, pp. 278–284.

GROSSMAN, P., WILHELM, F.H., SPOERLE, M., 2004, “Respiratory sinus arrhythmia, cardiac vagal control, and daily activity”, *Am J Physiol Heart Circ Physiol*, v. 287, pp. H728-H734.

GROSSMAN, P., TAYLOR, E.W., 2007, "Toward understanding respiratory sinus arrhythmia: Relations to cardiac vagal tone, evolution and biobehavioral functions", *Biological Psychology*, v. 74, pp.263-285.

GROSSMAN, P., WILHELM, F.H., BRUTSCHE, M., 2010, "Accuracy of ventilatory measurement employing ambulatory inductive plethysmography during tasks of everyday life", *Biological Psychology*, v. 84, pp. 121-128.

GUZZETTI, S., BORRONI, E., GARBELLI, P.E., *et al.*, 2005, "Symbolic dynamics of heart rate variability: A probe to investigate cardiac autonomic modulation", *Circulation*, v. 112, pp. 465-470.

HARRISON, D., BOYCE, S., LOUGHNAN, P., *et al.*, 2006, "Skin conductance as a measure of pain and stress in hospitalized infants", *Early Human Development*, v. 82, pp. 603-608.

HARRISON, L.L., ROANE, C., WEAVER, M., 2004, "The Relationship Between Physiological and Behavioral Measures of Stress in Preterm Infants", *Journal of Obstetric, Gynecology and Neonatal Nursing*, v. 33, n. 2, pp. 236-245.

HAYANO, J., YASUMA, F., 2003, "Hypothesis: respiratory sinus arrhythmia is an intrinsic resting function of cardiopulmonary system", *Cardiovascular Research*, v. 58, pp. 1-9.

HERNÁNDEZ-GAYTAN, S.I., ROTHENBERG, S.J., LANDSBERGIS, P., *et al.*, 2013, "Job Strain and Heart Rate Variability in Resident Physicians Within a General Hospital", *American Journal of Industrial Medicine*, v. 56, pp. 38-48.

HOLANDA, M.A., REIS, R.C., WINKELER, G.F.P., *et al.*, 2009, "Influence of total face, facial and nasal masks on short-term adverse effects during noninvasive ventilation", *Jornal Brasileiro de Pneumologia*, v. 35, n. 2, pp. 164-173.

ITO, S., SASANO, H., SASANO, N., *et al.*, 2006, "Vagal nerve activity contributes to improve the efficiency of pulmonary gas exchange in hypoxic humans", *Exp Physiol*, v. 91, n.5, pp. 935–941.

JERATH, R., CRAWFORD, M.W., BARNES, V.A., *et al.*, 2015, "Widespread depolarization during expiration: A source of respiratory drive?", *Medical Hypotheses*, v. 84, pp. 31-37.

KALLET, R. H., DIAZ, J.V., 2009, "The Physiologic Effects of Noninvasive Ventilation", *Respiratory Care*, v. 54, n. 1, pp. 102-114.

KONNO, K., MEAD, J., 1967, "Measurement of the separate volume changes of rib cage and abdomen during breathing", *Journal of Applied Physiology*, v. 22, pp. 407-422.

LANATÀ, A., SCILINGO, E.P., NARDINI, E., *et al.*, 2010, "Comparative Evaluation of Susceptibility to Motion Artifact in Different Wearable Systems for Monitoring

Respiratory Rate", *IEEE Transactions of Information Technology in Biomedicine*, v. 14, n. 2, pp. 378-386.

LEINO, K., NUNES, S., VALTA, P., *et al.*, 2001, "Validation of a new respiratory inductive pletysmograph", *Acta Anaesthesiologica Scandinavica*, v. 45, pp. 104–111.

LELLOUCHE, F., PIGNATARO, C., MAGGIORE, S.M., *et al.*, 2012, "Short-term effects of humidification devices on respiratory pattern and arterial blood gases during noninvasive ventilation", *Respiratory Care*, v. 57, n. 11, pp. 1879-1886.

LOUW, A.V., MÉDIGUE, C., PAPELIER, Y., *et al.*, 2008, "Breathing cardiovascular variability and baroreflex in mechanically ventilated patients", *Am J Physiol Regul Integr Comp Physiol*, v. 295, pp. R1934-R1940.

MAXWELL, C., 1978, "Sensitivity and accuracy of the visual analogue scale: a psychophysical classroom experiment", *British Journal of Clinical Pharmacology*, v. 6, pp. 15-24.

MAYORDOMO-COLUNGA, J., MEDINA, A., REY, C., *et al.*, 2009, "Predictive factors of non invasive ventilation failure in critically ill children: a prospective epidemiological study", *Intensive Care Medicine*, v. 35, pp. 527–536.

MERZ, E.L., ROESCH, S.C., *et al.*, 2011, "Modeling trait and state variation using multilevel factor analysis with PANAS daily diary data", *Journal of Research in Personality*, v. 45, pp. 2-9.



MILLARD, R.K., BLACK, A.M.S., 2004, "Scope of linear estimators of tidal and occluded volumes using thoracoabdominal indications of breathing movement coordination", *Medical Engineering & Physics*, v. 26, pp. 225-235.

MINISTÉRIO DA SAÚDE/Secretaria de Assistência à Saúde/Coordenação-Geral das Unidades Hospitalares Próprias do Rio de Janeiro/Divisão de Controle de Infecção Hospitalar/Divisão de Enfermagem, 2001, "Orientações gerais para central de esterilização", *Série A – Normas e Manuais Técnicos*, n. 108, pp.15-19.

MUNSTERS, J., WALLSTRÖM, L., AGREN, J., *et al.*, 2012, "Skin conductance measurements as pain assessment in newborn infants born at 22–27 weeks gestational age at different postnatal age", *Early Human Development*, v. 88, pp. 21-26.

NAJAF-ZADEH, A., LECLERC, F., 2011, "Noninvasive positive pressure ventilation for acute respiratory failure in children: a concise review", *Annals of Intensive Care*, v.1, n.15, pp. 2-10.

NAVA, S., NAVALESI, P., GREGORETTI, C., 2009, "Interfaces and Humidification for Noninvasive Mechanical Ventilation", *Respiratory Care*, v. 54, n. 1, pp. 71-84.

NAVALESI, P., FANFULLA, F., FRIGERIO, P., *et al.*, 2000, "Physiologic evaluation of noninvasive mechanical ventilation delivered with three types of masks in patients with chronic hypercapnic respiratory failure", *Critical Care Medicine*, v. 28, n. 6, pp. 1785-1790.

NAVETEUR, J., BAQUE, E.F., *et al.*, 1987, "Individual differences in electrodermal activity as a function of subjects' anxiety", *Personality and Individual Differences*, v. 8, n. 5, pp. 615-626.

NETO, A.G., BELLIDO, C., BARBOSA, R.B., *et al.*, 1998, "Design and calibration of unicapillary pneumotachographs", *Journal of Applied Physiology*, v. 84, pp. 335-343.

O'DONNELL, E., LANDOLT, K., HAZI, A., *et al.*, 2015, "An experimental study of the job demand-control model with measures of heart rate variability and salivary alpha-amylase: Evidence of increased stress responses to increased break autonomy", *Psychoneuroendocrinology*, v. 51, pp.24-34.

OZSANCAK, A., SIDHOM, S.S., LIESCHING, T.N., *et al.*, 2011, "Evaluation of the total face mask for noninvasive ventilation to treat acute respiratory failure", *Chest*, v.139, n. 5, pp. 1034-1041.

PANTONI, C.B.F., DI THOMAZZO, L., MENDES, R.G., *et al.*, 2011, "Effects of different levels of positive airway pressure on breathing pattern and heart rate variability after coronary artery bypass grafting surgery", *Brazilian Journal of Medical and Biological Research*, v. 44, pp. 38-45.

PAPA, G.F.S., DI MARCO, F., AKOUMIANAKI, E., *et al.*, 2012, "Recent advances in interfaces for non-invasive ventilation: from bench studies to practical issues", *Minerva Anesthesiology*, v. 78, pp. 1146-1153.

PAUL-DAUPHIN, A., GUILLEMIN, F., VIRION, J.M., *et al.*, 1999, "Bias and Precision in Visual Analogue Scales: A Randomized Controlled Trial", *American Journal of Epidemiology*, v. 150, n. 10, pp. 1117-27.

PINO, A.V., KAGAMI, L.T., JANDRE, F.C., *et al.*, 2004, "DAS -Um Programa de Aquisição e Processamento de Sinais para Engenharia Pulmonar", In: *III Congresso Latino-Americano de Engenharia Biomédica SBEB, IFMBE Proceedings*, v. 5, n. 1, pp. 765-768, João Pessoa, Paraíba.

PINO, A.V., COSTA, J.C.G.D., JANDRE, F.C., *et al.*, 2002, "Mecânica - Um programa para análise do sistema respiratório", In: *Anais do XVIII Congresso Brasileiro de Engenharia Biomédica CBEB*, São José dos Campos, Setembro.

PISANI, L., CARLUCCI, A., NAVA, S., 2012, "Interfaces for noninvasive mechanical ventilation: technical aspects and efficiency", *Minerva Anestesiologica*, v. 78, pp. 1154-1161.

POOLE, K.A., THOMPSON, J.R., HALLINAN, H.M., *et al.*, 2000, "Respiratory inductance plethysmography in healthy infants: a comparison of three calibration methods", *European Respiratory Journal*, v. 16, pp. 1084-1090.

RABEC, C., RODENSTEIN, D., LEGER, P., *et al.*, 2011, "Ventilator modes and settings during non-invasive ventilation: effects on respiratory events and implications for their identification", *Thorax*, v. 66, pp. 170-178.

RAMIREZ, A., DELORD, V., KHIRANI, S., *et al.*, 2012, "Interfaces for long-term noninvasive positive pressure ventilation in children", *Intensive Care Medicine*, v. 38, pp. 655–662.

REIS, M.S., SAMPAIO, L.M.M., LACERDA, D., *et al.*, 2010, "Acute effects of different levels of continuous positive airway pressure on cardiac autonomic modulation in chronic heart failure and chronic obstructive pulmonary disease", *Archives of Medical Science*, v. 6, n.5, pp. 719-727.

RESTREPO, R.D., WALSH, B.K., 2012, "Humidification during invasive and noninvasive mechanical ventilation: 2012", *Respiratory Care*, v. 57, n. 5, pp. 782-788.

RITZ, T., THÖNS, M., DAHME, B., 2001, "Modulation of respiratory sinus arrhythmia by respiration rate and volume: stability across postures and volume variations", *Psychophysiology*, v. 38, pp. 858–862.

RITZ, T., DAHME, B., 2006, "Implementation and Interpretation of Respiratory Sinus Arrhythmia Measures in Psychosomatic Medicine: Practice Against Better Evidence?", *Psychosomatic Medicine*, v. 68, pp. 617–627.

RITZ, T., ENLOW, M.B., SCHULZ, S.M., *et al.*, 2012, "Respiratory Sinus Arrhythmia as an Index of Vagal Activity during Stress in Infants: Respiratory Influences and Their Control", *Plos One*, v. 7, n. 12, e52729.

RODRIGUEZ, A.M.E., SCALA, R., SOROKSKY, A., *et al.*, 2012, “Clinical review: Humidifiers during non-invasive ventilation - key topics and practical implications”, *Critical Care*, v. 16, n. 1, pp. 203 (1-7).

RØEGGEN, I., STORM, H., HARRISON, D., 2011, “Skin conductance variability between and within hospitalised infants at rest”, *Early Human Development*, v. 87, pp. 37-42.

SACKNER, M.A., WATSON, H., BELSITO, A.S., *et al.*, 1989, “Calibration of respiratory inductive plethysmograph during natural breathing”, *Journal of Applied Physiology*, v. 66, n. 1, pp. 410–420.

SASANO, N., VESELY, A.E., HAYANO, J., *et al.*, 2002, “Direct effect of PaCO<sub>2</sub> on respiratory sinus arrhythmia in conscious humans”, *Am J Physiol Heart Circ Physiol*, v. 282, pp. H973–H976.

SCALA, R., NALDI, M., 2008, “Ventilators for noninvasive ventilation to treat acute respiratory failure”, *Respiratory Care*, v. 53, n.8, pp. 1054-1080.

SCHÖNHOFER, B., SORTOR-LEGER, S., 2002, “Equipment needs for noninvasive mechanical ventilation”, *European Respiratory Journal*, v. 20, n. 4, pp. 1029-1036.

SEPPÄNEN, T.M., ALHO, O.P., SEPPÄNEN, T., 2013, "Reducing the airflow waveform distortions from breathing style and body position with improved calibration of respiratory effort belts", *BioMedical Engineering OnLine*, v.12, n. 97, pp. 1-17.

SEQUEIRA, H., HOT, P., SILVERT, L., *et al.*, 2009, "Electrical autonomic correlates of emotion", *International Journal of Psychophysiology*, v. 71, pp. 50-56.

SHEN, M.J., ZIPES, D.P., 2014, "Role of autonomic nervous system in modulating cardiac arrhythmias", *Circulation*, v. 114, pp. 1004-1021.

SILVA, H., FRED, A., LOURENÇO, A., 2012, "Electrodermal response propagation time as a potential psychophysiological marker", *34th Annual International Conference of the IEEE EMBS*, San Diego, California, USA, 28 August - 1 September.

STORRE, J.H., HUTTMANN, S.E., EKKERNKAMP, E., *et al.*, 2014, "Oxygen supplementation in noninvasive home mechanical ventilation: the crucial roles of CO<sub>2</sub> exhalation systems and leakages", *Respiratory Care*, v. 59, n. 1, pp. 113-120.

STORM, H., 2008, "Changes in skin conductance as a tool to monitor nociceptive stimulation and pain", *Current Opinion in Anaesthesiology*, v. 21, pp. 796-804.

STRÖMBERG, N.O.T., 2001, "Error analysis of a natural breathing calibration method for respiratory inductive plethysmography", *Medical and Biological Engineering and Computing*, v. 39, pp. 310-314.

SZTAJZEL, J., 2004, "Heart rate variability: a noninvasive electrocardiographic method to measure the autonomic nervous system", *Swiss Medical Weekly*, v. 134, pp. 514-522.

TASK FORCE OF THE EUROPEAN SOCIETY OF CARDIOLOGY AND THE NORTH AMERICAN SOCIETY OF PACING AND ELECTROPHYSIOLOGY, 1996, "Heart rate variability: Standards of measurement, physiological interpretation, and clinical use", *European Heart Journal*, v. 17, pp. 354-381.

THOMPSON, J.R., SACKNER, M.A., 1999, "Qualitative diagnostic calibration technique: Letters to the editor", *Journal of Applied Physiology*, v. 87, n. 2, pp. 869-872.

TOBIN, M.J., 1992, "Breathing pattern analysis", *Intensive Care Medicine*, v. 18, pp. 193-201.

TRONSTAD, C., KALVØY, H., GRIMNES, S., *et al.*, 2013, "Waveform difference between skin conductance and skin potential responses in relation to electrical and evaporative properties of skin", *Psychophysiology*, v. 50, pp. 1070-1078.

VALIPOUR, A., SCHNEIDER F., KÖSSLER, W., *et al.*, 2005, "Heart rate variability and spontaneous baroreflex sequences in supine healthy volunteers subjected to nasal positive airway pressure", *Journal of Applied Physiology*, v. 99, pp. 2137-2143.

VANDERLEI, L.C.M., PASTRE, C.M., HOSHI, R.A., *et al.*, 2009, "Noções básicas de variabilidade da frequência cardíaca e sua aplicabilidade clínica", *Revista Brasileira de Cirurgia Cardiovascular*, v. 24, n. 2, pp. 205-217.

VITACCA, M., BIANCHI, L., ZANOTTI, E., *et al.*, 2004, “Assessment of physiologic variables and subjective comfort under different levels of pressure support ventilation”, *Chest*, v. 126, n. 3, pp. 851-859.

WATSON, D., CLARK, L.A., 1989, “Development and validation of brief measures of positive and negative affect: The PANAS Scale”, *Journal of Personality and Social Psychology*, v. 54, n. 6, pp. 1063-1070.

WEST, J.B., 2002, *Fisiologia Respiratória*. 6 ed. Barueri, São Paulo, Editora Manole Ltda.

YASUMA, F., HAYANO, J., 2004, “Respiratory Sinus Arrhythmia. Why does the heartbeat synchronize with respiratory rhythm?”, *Chest*, v. 125, pp. 683-690.



## Apêndices

### A.Termo de Consentimento Livre e Esclarecido (TCLE)

#### TERMO DE CONSENTIMENTO LIVRE E ESCLARECIDO

#### **Avaliação do desconforto durante ventilação não-invasiva com pressão positiva**

#### **Versão 2.1 (11/08/2014)**

#### **TERMO DE ESCLARECIMENTO:**

- *Desenho do estudo e objetivo:* Essas informações estão sendo fornecidas para sua participação voluntária neste estudo, que tem como objetivo identificar qual máscara é mais desconfortável no rosto quando você usa um aparelho que sopra ar nos pulmões para ajudar a respiração.

- *Explicação dos procedimentos:* Antes de começar o teste, o pesquisador vai colocá-lo sentado em uma cadeira, enquanto ele irá colocar alguns adesivos sobre a pele do seu peito e da sua perna (perto do tornozelo), ligados a um equipamento por meio de fios, para medir a atividade do seu coração. Para colocar esses adesivos, o pesquisador vai limpar a pele com um pouco de álcool e, se for necessário e você permitir, serão retirados os pelos dos lugares onde os adesivos serão colados, com a ajuda de uma lâmina de barbear. Ele também irá colocar uma cinta elástica em volta da sua barriga e do seu peito, para medir os movimentos da sua respiração. Um equipamento em forma de círculo será preso, com um velcro, à ponta dos dedos indicador e médio da mão oposta à que você escreve, para ver se você está suando. Nenhum desses equipamentos irá machucá-lo ou dar choque, e serão colocados da maneira mais confortável.

Depois de colocados os aparelhos, você continuará sentado na mesma posição por 5 minutos, para relaxar, e então o pesquisador vai te mostrar uma folha com 20

palavras que representam algumas sensações boas e ruins que você pode estar sentindo nesse dia. Você irá dar uma nota de 1 a 5 para essas sensações, sendo que:

- 1 significa que você não está tendo aquela sensação ou só está tendo bem pouquinho;
- 2 significa que você está tendo um pouco daquela sensação;
- 3 significa que você está tendo um pouco mais daquela sensação;
- 4 significa que você está tendo bastante daquela sensação;
- 5 significa que você está tendo aquela sensação muito forte, ao máximo.

Quando passarem os 5 minutos, o pesquisador vai colocar uma máscara no seu rosto, que pode ser de três tipos: uma que vai cobrir só o seu nariz; uma que vai cobrir o seu nariz e a sua boca; ou uma que vai cobrir todo o seu rosto. Essas máscaras são transparentes e têm um buraco para escapar o ar; assim, você não vai ficar impedido de respirar por conta própria. O pesquisador é quem irá escolher qual máscara você vai usar primeiro. Essa máscara será presa à sua cabeça através de umas tiras de pano macio com velcro. Depois de presa, a máscara será ligada a um aparelho que solta um vento no seu rosto, que ajuda o ar a entrar mais fácil nos seus pulmões, não atrapalhando você a respirar normalmente. Você vai ficar com essa máscara ligada ao aparelho durante 10 minutos. Em alguns momentos, o pesquisador vai te fazer duas perguntas para saber se você está se sentindo desconfortável com a máscara e com o vento soprando pelo aparelho. Você irá dar uma nota para esse desconforto, de maneira separada (uma para a máscara e outra para o vento do aparelho). Essas notas também serão de 1 a 5, sendo que:

- 1 significa que você não está sentindo nenhum desconforto;
- 2 significa que o desconforto é leve;
- 3 significa que o desconforto é médio;

- 4 significa que o desconforto é forte;
- 5 significa que o desconforto é muito forte, insuportável.

Quando acabarem os 10 minutos, a máscara será retirada do seu rosto e você vai ficar descansando por 5 minutos. Então, o pesquisador vai escolher outra máscara, de outro tipo, e você vai usá-la por 10 minutos, da mesma maneira que usou na primeira e dando a nota para o desconforto do mesmo jeito. Quando terminar esse período, você descansará por mais 5 minutos e então a última máscara será presa ao seu rosto, repetindo tudo o que foi feito com as outras.

- *Desconfortos e riscos esperados:* A máscara presa ao seu rosto poderá deixá-lo com uma mancha vermelha, que se desmanchará logo que a máscara for retirada. Se você tiver qualquer sensação ruim durante o uso da máscara e do vento que sopra ar nos pulmões (como falta de ar, sensação de sufocamento, etc), e essa sensação fizer com que fique difícil continuar usando, basta levantar uma das mãos ou falar com o pesquisador, e ele irá tirá-la na mesma hora. Você será acompanhado durante todo o experimento por profissionais da área da saúde. Não há risco para a sua saúde ao participar deste experimento, porém, se ocorrer alguma situação de emergência, haverá profissionais treinados dentro do setor para prestar socorro.

- *Benefícios esperados:* Não há benefícios diretos deste experimento a você. A sua boa vontade em participar do experimento vai ajudar o pesquisador a identificar a máscara que fica menos confortável durante o uso do aparelho que sopra ar nos pulmões. Esse aparelho é usado por muitas pessoas que têm dificuldade para respirar. Assim, encontrar a máscara que fica melhor nessas pessoas irá ajudá-las a se adaptar melhor ao aparelho.

### **GARANTIA DE ACESSO:**

Você poderá pedir informações ao pesquisador sobre os resultados da pesquisa a qualquer momento. Em qualquer etapa do estudo, você terá acesso ao profissional responsável (Beatriz Silva Menezes da Cunha), que poderá ser encontrado através do(s) telefone(s): (21) 98095-7698 ou 3042-8647. Se você tiver alguma consideração ou dúvida sobre a ética da pesquisa, entre em contato com o Comitê de Ética em Pesquisa (CEP) do Hospital Universitário Clementino Fraga Filho/HUCFF/UFRJ – R. Prof. Rodolpho Paulo Rocco, n.º 255 – Cidade Universitária/Ilha do Fundão - Sala 01D-46/1º andar - pelo telefone 2562-2480, de segunda a sexta-feira, das 8 às 15 horas, ou através do e-mail: [cep@hucff.ufrj.br](mailto:cep@hucff.ufrj.br).

- É garantida a liberdade de querer não participar do projeto de pesquisa ou de retirar o consentimento a qualquer momento, no caso da aceitação, sem qualquer prejuízo a você. Você também tem o direito de se recusar a responder às perguntas do questionário, caso se sinta constrangido de alguma maneira.

- Todos os dados obtidos com a sua participação serão usados unicamente nesta pesquisa.

- *Confidencialidade:* Todas as informações pessoais que você der e os dados obtidos com o experimento serão guardados em segredo pelos pesquisadores.

- *Privacidade:* Você tem o direito de limitar quais informações pessoais fornecidas podem ser usadas pelos pesquisadores durante o estudo, assim como limitar a exposição do seu corpo durante a realização do experimento.

- *Despesas e compensações:* Qualquer gasto que você tiver para participar da pesquisa será pago pelo pesquisador, assim como qualquer despesa com cuidados médicos que tiver por causa da pesquisa.

**CONSENTIMENTO:**

Acredito ter sido suficientemente informado a respeito das informações sobre o estudo acima citado, que li ou que foram lidas para mim.

Eu discuti com a Dra. Beatriz Cunha sobre a minha decisão em participar nesse estudo. Ficaram claros para mim quais são os propósitos do estudo, os procedimentos a serem realizados, seus desconfortos e riscos, as garantias de confidencialidade e de esclarecimentos permanentes. Ficou claro também que minha participação é isenta de despesas e que tenho garantia de acesso a tratamento hospitalar quando necessário. Concordo voluntariamente em participar deste estudo e poderei retirar o meu consentimento a qualquer momento, sem penalidades ou prejuízos. Eu receberei uma cópia desse Termo de Consentimento Livre e Esclarecido (TCLE) e a outra ficará com o pesquisador responsável por essa pesquisa. Além disso, estou ciente de que eu (ou meu representante legal) e o pesquisador responsável deveremos rubricar todas as folhas desse TCLE e assinar na última folha.

---

Nome do participante

Data: \_\_/\_\_/\_\_

---

Assinatura do participante

Data: \_\_/\_\_/\_\_

---

Nome do pesquisador

---

Assinatura do pesquisador

## B. Parecer substanciado do Comitê de Ética e Pesquisa (CEP)

HOSPITAL UNIVERSITÁRIO  
CLEMENTINO FRAGA FILHO  
(HUCFF/ UFRJ)



### PARECER CONSUBSTANCIADO DO CEP

#### DADOS DO PROJETO DE PESQUISA

**Título da Pesquisa:** Avaliação da sensação de desconforto durante o uso de máscara para auxílio respiratório

**Pesquisador:** BEATRIZ SILVA MENEZES DA CUNHA

**Área Temática:**

**Versão:** 2

**CAAE:** 30440214.4.0000.5257

**Instituição Proponente:** UNIVERSIDADE FEDERAL DO RIO DE JANEIRO

**Patrocinador Principal:** Financiamento Próprio

#### DADOS DO PARECER

**Número do Parecer:** 648.084

**Data da Relatoria:** 15/05/2014

#### Apresentação do Projeto:

Protocolo 075-14 do grupo III. Respostas recebidas em 28.4.2014.

1. Informações básicas do Projeto de pesquisa, anexadas em 28.04.14;
2. Carta resposta às pendências, anexada em 28.04.14;
3. TCLE, anexado em 28.04.14.

#### Objetivo da Pesquisa:

Cf. parecer número 619.321 exarado em 08.05.2014.

#### Avaliação dos Riscos e Benefícios:

Cf. parecer número 619.321 exarado em 08.05.2014.

#### Comentários e Considerações sobre a Pesquisa:

Cf. parecer número 619.321 exarado em 08.05.2014.

#### Considerações sobre os Termos de apresentação obrigatória:

Cf. parecer número 619.321 exarado em 08.05.2014.

#### Recomendações:

De acordo com a Res. 466/12, item II.11, patrocinador se refere à << pessoa física ou jurídica, pública ou privada que apoia a pesquisa, mediante ações de financiamento, infraestrutura,

**Endereço:** Rua Prof. Rodolpho Paulo Rocco Nº255 Sala 01D-46  
**Bairro:** Cidade Universitária **CEP:** 21.941-913  
**UF:** RJ **Município:** RIO DE JANEIRO  
**Telefone:** (21)3938-2480 **Fax:** (21)3938-2481 **E-mail:** cep@hucff.ufrj.br

Continuação do Parecer: 648.084

recursos humanos ou apoio institucional>>. Neste sentido, a instituição que apoia a pesquisa e fornece a infraestrutura necessária para sua realização é considerada patrocinadora. É preciso, portanto, que em submissões futuras se adicione (no mesmo campo em que se colocou <financiamento próprio>) o patrocinador nas Informações básicas do Projeto na Plataforma Brasil e gere a folha de rosto com o patrocinador.

**Conclusões ou Pendências e Lista de Inadequações:**

Sobre o protocolo

1. Folha de Rosto: deve constar o patrocinador principal (ver definição de patrocinador na Res. 466/12).

Resposta: não consta o patrocinador principal porque, conforme detalhado no projeto, o financiamento é próprio. Logo, quando gerada a folha de rosto pela Plataforma Brasil, não foi definido o patrocinador principal.

Análise: pendência atendida (cf. recomendações).

2. A pesquisadora, no campo sobre os riscos, informa que << Não oferece riscos aos voluntários>>. Contudo, posteriormente, enumera uma série de riscos. Como toda pesquisa com seres humanos envolve algum tipo de risco (Res. 466/12) e em razão da própria pesquisadora entender os riscos que envolvem tal pesquisa, sugere-se que se retire a frase inicial citada.

Resposta: foi retirada a frase inicial, conforme orientada. Esta alteração consta no Projeto detalhado e no arquivo PB\_INFORMAÇÕES\_BÁSICAS\_DO\_PROJETO.pdf

Análise: pendência atendida.

3. Depreende-se que, de acordo com os critérios de inclusão, poderá ser incluída mulher em idade fértil. Pela legislação brasileira, com exceção das pesquisas gestacionais, não se pode recrutar grávida. Solicita-se adequação. Resposta: No campo "Critérios de exclusão" (item 9, página 5), foi incluído o item "Mulheres grávidas". Esta alteração consta no Projeto detalhado e no arquivo PB\_INFORMAÇÕES\_BÁSICAS\_DO\_PROJETO.pdf.

Análise: pendência atendida.

4. Em pesquisas realizadas por meio da aplicação de questionários, o Termo de Consentimento Livre e Esclarecido deve assegurar ao sujeito da pesquisa o direito de recusar-se a responder as perguntas que ocasionem constrangimentos de qualquer natureza e é importante que o CEP tome conhecimento dos questionários que irão ser utilizados, pois algumas vezes são necessárias

Endereço: Rua Prof. Rodolpho Paulo Rocco Nº255 Sala 01D-46  
Bairro: Cidade Universitária CEP: 21.041-913  
UF: RJ Município: RIO DE JANEIRO  
Telefone: (21)3938-2480 Fax: (21)3938-2481 E-mail: cep@hucff.ufrj.br



HOSPITAL UNIVERSITÁRIO  
CLEMENTINO FRAGA FILHO  
(HUCFF/ UFRJ))



Continuação do Parecer: 648.084

modificações de modo a tornar o instrumento de pesquisa mais adequado eticamente e menos invasivo à privacidade do indivíduo. Não cabe ao CEP fazer modificações nos instrumentos propostos e sim, no caso de haver problema ético, orientar nos pontos necessários (cf. Manual Operacional p. 33 <[http://conselho.saude.gov.br/web\\_comissoes/conep/aquivos/materialeducativo/Manual\\_ceps\\_v2.pdf](http://conselho.saude.gov.br/web_comissoes/conep/aquivos/materialeducativo/Manual_ceps_v2.pdf)>)

Resposta: No campo "Garantia de acesso" do TCLE, no primeiro item (logo abaixo do parágrafo que consta o endereço e o telefone do CEP), foi incluída a seguinte orientação: "Você também tem o direito de se recusar a responder às perguntas do questionário, caso se sinta constrangido de alguma maneira." Esta alteração consta na versão 2.0 do TCLE (página 3), enviada em anexo. Foi anexada à lista de documentos, o questionário PANAS, que será aplicado na pesquisa.

Análise: pendência atendida.

**Situação do Parecer:**

Aprovado

**Necessita Apreciação da CONEP:**

Não

**Considerações Finais a critério do CEP:**

1. De acordo com o item X.1.3.b, da Resolução CNS n.º 466/12, o pesquisador deverá apresentar relatórios semestrais que permitam ao CEP acompanhar o desenvolvimento dos projetos.
2. Eventuais emendas (modificações) ao protocolo devem ser apresentadas, com justificativa, ao CEP, de forma clara e sucinta, identificando a parte do protocolo a ser modificada

RIO DE JANEIRO, 14 de Maio de 2014

---

Assinado por:  
Carlos Alberto Guimarães  
(Coordenador)

Endereço: Rua Prof. Rodolpho Paulo Rocco Nº255 Sala 01D-46  
Bairro: Cidade Universitária CEP: 21.941-913  
UF: RJ Município: RIO DE JANEIRO  
Telefone: (21)3938-2480 Fax: (21)3938-2481 E-mail: cep@hucff.ufrj.br

Página 03 de 04

HOSPITAL UNIVERSITÁRIO  
CLEMENTINO FRAGA FILHO  
((HUCFF/ UFRJ))



Continuação do Parecer: 648.084

Endereço: Rua Prof. Rodolpho Paulo Rocco N°255 Sala 01D-46  
Bairro: Cidade Universitária CEP: 21.941-913  
UF: RJ Município: RIO DE JANEIRO  
Telefone: (21)3938-2480 Fax: (21)3938-2481 E-mail: cep@hucff.ufrj.br

Página 04 de 04

C. Questionário PANAS

**The Positive and Negative Affect Schedule  
(PANAS; Watson et al., 1988)**

**Questionário PANAS**

Esta escala consiste em um número de palavras que descrevem diferentes sentimentos e emoções. Leia cada item e depois pontue ao lado de cada palavra de acordo com a escala abaixo. Indicar em que ponto você se sente desta maneira agora, ou seja, neste momento OU indicar em que ponto você se sente desta maneira nas últimas semanas

1	2	3	4	5
Muito ligeiramente ou nem um pouco	Um pouco	Moderadamente	Bastante	Extremamente

_____ 1. Interessado	_____ 11. Irritável
_____ 2. Angustiado	_____ 12. Alerta
_____ 3. Animado	_____ 13. Envergonhado
_____ 4. Chateado	_____ 14. Inspirado
_____ 5. Forte	_____ 15. Afobado
_____ 6. Culpado	_____ 16. Determinado
_____ 7. Apavorado	_____ 17. Atencioso
_____ 8. Hostil	_____ 18. Nervoso
_____ 9. Entusiasmado	_____ 19. Ativo
_____ 10. Orgulhoso	_____ 20. Com medo

D. Escala Likert para avaliação do desconforto

Como está seu nível de desconforto em relação à **MÁSCARA?**

- 1 - nenhum desconforto
- 2 - desconforto leve
- 3 - desconforto moderado
- 4 - desconforto intenso
- 5 - desconforto insuportável

Como está seu nível de desconforto em relação à **VENTILAÇÃO?**

- 1 - nenhum desconforto
- 2 - desconforto leve
- 3 - desconforto moderado
- 4 - desconforto intenso
- 5 - desconforto insuportável

## Anexos

### ANEXO A

A tabela A.1 apresenta os valores de  $PR_{ptc}$  médio (em segundos) durante o uso das máscaras FT, N e F, para todos os voluntários.

Tabela A.1:  $PR_{ptc}$  médio (em segundos) para todos os voluntários, durante o uso das máscaras facial total (FT), nasal (N) e facial (F).

VOLUNTÁRIOS	FT	N	F
C1	4,191	4,61	4,614
C4	3,26	3,731	3,741
C5	3,456	3,693	3,476
C7	3,844	3,883	4,307
C8	3,65	5,872	5,504
C9	4,854	6,794	4,648
C10	3,927	4,545	4,581
C11	5,084	5,596	6,701
C12	4,484	4,393	4,109
B2	4,57	4,875	4,7
B3	3,619	3,414	3,491
B4	4,024	4,188	3,985
B5	4,728	5,628	4,362
B6	4,853	4,096	6,127
B7	4,468	4,234	4,614
B8	5,993	6,156	6,162
B9	4,497	4,429	4,619
B10	3,452	4,325	4,518
B11	4,025	4,205	4,54
B12	3,874	4,159	4,099

A tabela A.2 apresenta os valores de  $PR_{pri}$  médio (em segundos) durante o uso das máscaras FT, N e F e durante os períodos de repouso antes e depois do protocolo experimental, para todos os voluntários.

Tabela A.2:  $PR_{pri}$  médio (em segundos) para todos os voluntários, durante o uso das máscaras facial total (FT), nasal (N) e facial (F), e durante os períodos de repouso antes e depois do protocolo experimental.

VOLUNTÁRIOS	FT	N	F	antes	depois
C1	4,483	4,616	4,578	3,706	5,493
C4	3,261	3,732	3,712	3,247	3,501
C5	3,456	3,435	3,454	2,939	2,593
C7	3,848	3,85	4,292	2,985	2,699
C8	3,653	5,545	5,462	3,866	4,593
C9	4,856	6,366	4,625	4,658	5,299
C10	3,929	4,373	4,592	3,434	3,501
C11	5,086	5,407	6,654	4,044	4,579
C12	4,483	4,393	4,109	3,785	4,018
B2	4,565	4,84	4,589	3,902	3,567
B3	3,618	3,414	3,536	3,448	4,473
B4	3,999	4,188	3,997	4,13	3,657
B5	4,72	5,631	4,347	3,862	4,843
B6	4,877	4,12	5,938	3,352	3,507
B7	4,46	4,189	4,597	4,222	3,607
B8	5,943	6,053	6	3,465	5,104
B9	4,489	4,481	4,382	3,132	3,757
B10	3,399	4,326	4,32	3,542	4,21
B11	4,036	4,147	4,49	4,037	4,221
B12	3,869	4,16	4,093	3,328	4,354

A tabela A.3 apresenta os valores de VC médio (em litros) durante o uso das máscaras FT, N e F e durante os períodos de repouso antes e depois do protocolo experimental, para todos os voluntários.

Tabela A.3: VC médio (em litros) para todos os voluntários, durante o uso das máscaras facial total (FT), nasal (N) e facial (F), e durante os períodos de repouso antes e depois do protocolo experimental.

VOLUNTÁRIOS	FT	N	F	antes	depois
C1	0,4852	0,5582	0,5917	0,3587	0,4907
C4	0,3676	0,3707	0,3813	0,3328	0,3539
C5	0,5691	0,5485	0,5639	0,477	0,5017
C7	0,4483	0,4018	0,417	0,3511	0,2493
C8	0,6902	0,7065	0,6943	0,5656	0,5468
C9	0,3346	0,3674	0,2528	0,1642	0,1724
C10	0,4942	0,4916	0,5347	0,5706	0,5545
C11	0,487	0,465	0,4887	0,202	0,1831
C12	0,4839	0,4715	0,4252	0,4297	0,4421
B2	0,4636	0,4815	0,4636	0,2787	0,2716
B3	0,3359	0,3158	0,3011	0,2011	0,3108
B4	0,431	0,4009	0,4078	0,3564	0,3091
B5	0,4102	0,4567	0,3624	0,3688	0,3535
B6	0,5226	0,4133	0,5492	0,2984	0,3283
B7	0,2295	0,2176	0,2224	0,1462	0,1368
B8	0,336	0,3879	0,3246	0,2034	0,2484
B9	0,3117	0,2745	0,2762	0,255	0,2969
B10	0,1946	0,2161	0,2204	0,1608	0,1898
B11	0,5164	0,5568	0,5646	0,3909	0,4136
B12	0,2248	0,231	0,2114	0,1548	0,215

A tabela A.4 apresenta os valores de picoP médio (em cmH<sub>2</sub>O) durante o uso das máscaras FT, N e F.

Tabela A.4: picoP médio (em cmH<sub>2</sub>O) para todos os voluntários, durante o uso das máscaras facial total (FT), nasal (N) e facial (F).

VOLUNTÁRIOS	FT	N	F
C1	5,344	5,065	4,929
C4	2,37	3,437	2,359
C5	5,205	4,943	4,635
C7	5,254	5,118	4,608
C8	3,331	4,842	4,396
C9	4,085	5,937	3,398
C10	4,893	4,91	4,426
C11	4,514	4,458	3,566
C12	4,83	4,683	4,176
B2	4,977	4,519	4,003
B3	4,685	4,378	4,17
B4	4,67	4,564	4,23
B5	4,768	4,571	4,326
B6	4,994	4,702	4,266
B7	4,601	4,492	4,005
B8	4,57	4,324	3,786
B9	4,871	4,589	4,277
B10	2,009	4,695	3,939
B11	4,194	4,565	4,158
B12	4,27	4,535	3,916



A tabela A.5 apresenta os valores de dPva média (em cmH<sub>2</sub>O) durante o uso das máscaras FT, N e F.

Tabela A.5: dPva média (em cmH<sub>2</sub>O) para todos os voluntários, durante o uso das máscaras facial total (FT), nasal (N) e facial (F).

VOLUNTÁRIOS	FT	N	F
C1	2,466	2,141	2,018
C4	1,068	1,448	1,061
C5	3,213	2,789	2,922
C7	2,347	2,153	2,064
C8	1,65	2,057	2,379
C9	2,058	2,648	1,84
C10	2,301	1,935	2,135
C11	1,925	1,804	1,598
C12	1,515	1,484	1,588
B2	1,721	1,421	1,364
B3	1,355	1,363	1,46
B4	1,74	1,583	1,594
B5	1,367	1,387	1,301
B6	1,881	1,626	1,592
B7	1,439	1,437	1,375
B8	1,553	1,562	1,355
B9	1,373	1,17	1,389
B10	0,7996	1,679	1,629
B11	1,662	1,816	1,756
B12	1,32	1,469	1,304

A tabela A.6 apresenta o valor médio da ASR (em segundos), calculada segundo o método de GILAD (2005), durante o uso das máscaras FT, N e F e durante os períodos de repouso antes e depois do protocolo experimental, para todos os voluntários.

Tabela A.6: ASR média (em segundos) para todos os voluntários, durante o uso das máscaras facial total (FT), nasal (N) e facial (F), e durante os períodos de repouso antes e depois do protocolo experimental.

VOLUNTÁRIOS	FT	N	F	antes	depois
C1	0,7136	0,7374	0,7134	0,7355	0,6813
C4	0,879	0,8191	0,8261	0,8451	0,8529
C5	0,8428	0,839	0,8227	0,8907	0,8598
C7	0,6517	0,6605	0,6781	0,6505	0,6479
C8	0,9739	0,9587	0,9404	0,967	0,8993
C9	0,8716	0,8618	0,8544	0,7893	0,8825
C10	1,127	1,074	1,038	1,148	1,063
C11	0,8798	0,8934	0,8952	0,9301	0,911
C12	0,7832	0,7839	0,8225	0,7651	0,8199
B2	0,743	0,7431	0,7156	0,6883	0,7019
B3	0,9023	0,8824	0,8977	0,8669	0,8862
B4	0,7653	0,7832	0,7598	0,779	0,7752
B5	0,7312	0,7131	0,734	0,7101	0,7291
B6	0,6918	0,7125	0,7339	0,6975	0,6752
B7	0,9197	0,9532	0,9408	0,8794	0,9671
B8	0,7717	0,7017	0,7189	0,723	0,7778
B9	0,9264	0,9677	0,9518	0,9922	0,9069
B10	0,6943	0,7159	0,721	0,6642	0,7385
B11	0,8288	0,8708	0,8565	0,8532	0,8931
B12	0,8612	0,8258	0,8868	0,8966	0,8536

A tabela A.7 apresenta o valor médio da amplitude da ASR (ASR<sub>m</sub>; em segundos), também calculada segundo o método de GILAD (2005), durante o uso das máscaras FT, N e F e durante os períodos de repouso antes e depois do protocolo experimental, para todos os voluntários.

Tabela A.7: ASR<sub>m</sub> média (em segundos) para todos os voluntários, durante o uso das máscaras facial total (FT), nasal (N) e facial (F), e durante os períodos de repouso antes e depois do protocolo experimental.

VOLUNTÁRIOS	FT	N	F	antes	depois
C1	0,0225	0,0234	0,0177	0,0119	0,0148
C4	0,0133	0,0119	0,0179	0,0406	0,0099
C5	0,0273	0,0169	0,0166	0,0327	0,0305
C7	0,0488	0,0359	0,0104	0,0124	0,0253
C8	0,0334	0,0921	0,0619	0,1134	0,0572
C9	0,0273	0,0257	0,0153	0,0196	0,0296
C10	0,0617	0,052	0,0649	0,0627	0,0393
C11	0,0359	0,0558	0,0365	0,059	0,0384
C12	0,0387	0,041	0,0372	0,0769	0,0618
B2	0,0227	0,031	0,029	0,0479	0,0275
B3	0,0201	0,0275	0,0232	0,0449	0,0471
B4	0,021	0,0137	0,0166	0,0222	0,0081
B5	0,0222	0,0267	0,0345	0,0328	0,0308
B6	0,0427	0,0336	0,0601	0,0282	0,0191
B7	0,0416	0,0341	0,0394	0,0419	0,0471
B8	0,0443	0,0341	0,0645	0,0242	0,0817
B9	0,0252	0,0333	0,0257	0,0899	0,0594
B10	0,0248	0,0374	0,036	0,0206	0,0838
B11	0,0433	0,031	0,0355	0,0111	0,0201
B12	0,05	0,0349	0,0303	0,0669	0,0388

A tabela A.8 apresenta o intervalo R-R médio (RRi; em segundos) durante o uso das máscaras FT, N e F e durante os períodos de repouso antes e depois do protocolo experimental, para todos os voluntários.

Tabela A.8: RRi médio (em segundos) para todos os voluntários, durante o uso das máscaras facial total (FT), nasal (N) e facial (F), e durante os períodos de repouso antes e depois do protocolo experimental.

VOLUNTÁRIOS	FT	N	F	antes	depois
C1	0,7143	0,7332	0,7174	0,7347	0,6987
C4	0,8677	0,8173	0,8206	0,8513	0,8563
C5	0,8356	0,826	0,8161	0,8949	0,8486
C7	0,6296	0,6694	0,678	0,652	0,635
C8	0,9653	0,953	0,9391	0,9618	0,9011
C9	0,8652	0,8643	0,8561	0,7981	0,8802
C10	1,076	1,048	1,01	1,134	1,051
C11	0,8633	0,8834	0,8854	0,9172	0,9074
C12	0,7707	0,7756	0,8221	0,7631	0,7941
B2	0,7415	0,7401	0,7161	0,6876	0,704
B3	0,8761	0,8713	0,8892	0,8672	0,8848
B4	0,7656	0,7733	0,7532	0,7623	0,779
B5	0,7245	0,7125	0,7295	0,7099	0,7278
B6	0,6847	0,697	0,7305	0,7026	0,6732
B7	0,9153	0,9359	0,9189	0,8711	0,9574
B8	0,7641	0,702	0,7265	0,7266	0,7889
B9	0,9297	0,9439	0,9383	0,9777	0,9089
B10	0,7011	0,7122	0,7162	0,6599	0,7278
B11	0,8214	0,8631	0,847	0,8467	0,8819
B12	0,8502	0,8097	0,8738	0,8713	0,8407

As tabelas A.9, A.10 e A.11 apresentam os índices SDNN, RMSSD e pNN50, respectivamente, durante o uso das máscaras FT, N e F e durante os períodos de repouso antes e depois do protocolo experimental, para todos os voluntários.

Tabela A.9: Índice SDNN para todos os voluntários, durante o uso das máscaras facial total (FT), nasal (N) e facial (F), e durante os períodos de repouso antes e depois do protocolo experimental.

VOLUNTÁRIOS	FT	N	F	antes	depois
C1	0,0655	0,0746	0,0559	0,0383	0,0589
C4	0,0547	0,0478	0,0622	0,0422	0,0351
C5	0,0782	0,0831	0,0849	0,0531	0,0724
C7	0,1306	0,1032	0,0461	0,0258	0,087
C8	0,0958	0,1218	0,1152	0,1084	0,102
C9	0,0686	0,0745	0,0568	0,0456	0,0523
C10	0,1762	0,1614	0,1521	0,1718	0,124
C11	0,09	0,0866	0,0933	0,068	0,0873
C12	0,0991	0,1152	0,1126	0,1036	0,111
B2	0,0687	0,0725	0,077	0,0673	0,0664
B3	0,0786	0,0685	0,0507	0,0529	0,0456
B4	0,0402	0,0532	0,0658	0,0446	0,031
B5	0,0587	0,0668	0,0726	0,0352	0,0643
B6	0,0944	0,0849	0,0817	0,0481	0,0668
B7	0,0675	0,0779	0,0762	0,0857	0,0634
B8	0,0774	0,0666	0,0739	0,0356	0,0763
B9	0,0889	0,0996	0,0936	0,0929	0,0965
B10	0,0847	0,1041	0,0968	0,0637	0,089
B11	0,0897	0,0651	0,0815	0,0423	0,0673
B12	0,0786	0,097	0,0734	0,0991	0,0721

Tabela A.10: Índice RMSSD para todos os voluntários, durante o uso das máscaras facial total (FT), nasal (N) e facial (F), e durante os períodos de repouso antes e depois do protocolo experimental.

VOLUNTÁRIOS	FT	N	F	antes	depois
C1	0,0295	0,0322	0,036	0,0241	0,0224
C4	0,0388	0,0295	0,0347	0,0298	0,0281
C5	0,0416	0,0389	0,0323	0,041	0,0432
C7	0,1005	0,091	0,0581	0,0138	0,091
C8	0,071	0,0968	0,0871	0,0834	0,0554
C9	0,0326	0,0347	0,0267	0,0207	0,0361
C10	0,1591	0,132	0,1158	0,172	0,1022
C11	0,0589	0,0611	0,0602	0,0452	0,0706
C12	0,0702	0,0821	0,0933	0,0658	0,0886
B2	0,0465	0,0507	0,0538	0,0368	0,0358
B3	0,0508	0,0488	0,0489	0,0428	0,0501
B4	0,0234	0,025	0,0247	0,0185	0,0189
B5	0,0334	0,0374	0,0434	0,0265	0,0453
B6	0,0711	0,0603	0,0613	0,0298	0,0309
B7	0,0591	0,0597	0,0513	0,0529	0,0532
B8	0,045	0,0316	0,0475	0,0257	0,0572
B9	0,0559	0,058	0,0584	0,0594	0,0655
B10	0,0518	0,075	0,0713	0,0385	0,0877
B11	0,0557	0,0442	0,0533	0,0405	0,0559
B12	0,0713	0,074	0,0683	0,0706	0,0597

Tabela A.11: Índice pNN50 para todos os voluntários, durante o uso das máscaras facial total (FT), nasal (N) e facial (F), e durante os períodos de repouso antes e depois do protocolo experimental.

VOLUNTÁRIOS	FT	N	F	antes	depois
C1	0,0718	0,125	0,0819	0,0467	0,0333
C4	0,1645	0,0462	0,0875	0,0933	0,04
C5	0,2083	0,1881	0,0909	0,2533	0,26
C7	0,2726	0,1911	0,0476	0	0,2
C8	0,3713	0,4942	0,425	0,46	0,2867
C9	0,1107	0,1388	0,0496	0,02	0,1533
C10	0,6595	0,5934	0,5861	0,7667	0,6067
C11	0,362	0,3917	0,3273	0,2867	0,4267
C12	0,3603	0,3736	0,4968	0,3267	0,46
B2	0,2479	0,3135	0,1686	0,14	0,1733
B3	0,3614	0,3421	0,3267	0,2667	0,3867
B4	0,0251	0,0436	0,0401	0,0133	0,02
B5	0,0988	0,14	0,14	0,0333	0,1533
B6	0,2112	0,2261	0,2574	0,0733	0,1
B7	0,4017	0,3917	0,3256	0,36	0,3667
B8	0,1174	0,0745	0,0795	0,06	0,2067
B9	0,3411	0,3394	0,4272	0,4267	0,3867
B10	0,2947	0,3377	0,3444	0,14	0,3733
B11	0,2921	0,2855	0,3267	0,2733	0,4667
B12	0,4768	0,3603	0,5074	0,5133	0,4667

A tabela A.12 apresenta o número de flutuações espontâneas da AED, por minuto (n\_flut), durante o uso das máscaras FT, N e F e durante os períodos de repouso antes e depois do protocolo experimental, para todos os voluntários.

Tabela A.12: Número de flutuações espontâneas da AED, por minuto, para todos os voluntários, durante todo o período de uso das máscaras facial total (FT), nasal (N) e facial (F), e durante os períodos de repouso antes e depois do protocolo experimental.

VOLUNTÁRIOS	FT	N	F	antes	depois
C1	2,9	2,4	4,2	1,6	6
C4	1	0,6	0,8	1,2	3,6
C5	2,7	4,3	3	2,4	0,4
C7	4,6	3,7	4,4	6,8	10,4
C8	3,5	3	2,5	7,6	5,2
C9	0,7	0,7	1,1	4,4	3,6
C10	0,8	0,5	1,1	1,6	4,8
C11	1,5	2,8	2,5	2,8	3,6
C12	2,8	1,8	4,3	4,4	3,6
B2	2,1	4,1	3	9,2	6,4
B3	1	0,9	1,6	3,2	4,8
B4	3,7	4,1	4,3	7,2	4
B5	1,8	1,9	2,3	1,6	5,6
B6	0,1	0,1	0,9	2,8	0
B7	0,4	0,5	1,1	2,4	5,6
B8	0,2	0,6	0,8	3,6	2
B9	0,2	0,6	1,7	2	2,4
B10	4,6	3	3,5	7,2	1,6
B11	1,9	2	2,4	0,4	0
B12	0,7	0,6	1,8	1,6	6,4



## ANEXO B

A tabela B.1 apresenta os valores da variação média de  $PR_{pri}$  ( $dPR_{pri}$ ; em segundos), durante o uso das máscaras FT, N e F, para todos os voluntários.

Tabela B.1: Variação média de  $PR_{pri}$  ( $dPR_{pri}$ ; em segundos), medida como a diferença de  $PR_{pri}$  médio durante o uso das máscaras facial total (FT), nasal (N) e facial (F) em relação aos valores de  $PR_{pri}$  médio durante o repouso antes do protocolo experimental.

VOLUNTÁRIOS	FT-antes	N-antes	F-antes
C1	0,777	0,91	0,872
C4	0,014	0,485	0,465
C5	0,517	0,496	0,515
C7	0,863	0,865	1,307
C8	-0,213	1,679	1,596
C9	0,198	1,708	-0,033
C10	0,495	0,939	1,158
C11	1,042	1,363	2,61
C12	0,698	0,608	0,324
B2	0,663	0,938	0,687
B3	0,17	-0,034	0,088
B4	-0,131	0,058	-0,133
B5	0,858	1,769	0,485
B6	1,525	0,768	2,586
B7	0,238	-0,033	0,375
B8	2,478	2,588	2,535
B9	1,357	1,349	1,25
B10	-0,143	0,784	0,778
B11	-0,001	0,11	0,453
B12	0,541	0,832	0,765

A tabela B.2 apresenta os valores da variação média de VC ( $dVC_{pri}$ ; em litros), durante o uso das máscaras FT, N e F, para todos os voluntários.

Tabela B.2: Variação média de VC ( $dVC_{pri}$ ; em litros), medida como a diferença de VC médio durante o uso das máscaras facial total (FT), nasal (N) e facial (F) em relação aos valores de VC médio durante o repouso antes do protocolo experimental.

VOLUNTÁRIOS	FT-antes	N-antes	F-antes
C1	0,1265	0,1995	0,233
C4	0,0348	0,0379	0,0485
C5	0,0921	0,0715	0,0869
C7	0,0972	0,0507	0,0659
C8	0,1246	0,1409	0,1287
C9	0,1704	0,2032	0,0886
C10	-0,0764	-0,079	-0,0359
C11	0,285	0,263	0,2867
C12	0,0542	0,0418	-0,0045
B2	0,1849	0,2028	0,1849
B3	0,1348	0,1147	0,1
B4	0,0746	0,0445	0,0514
B5	0,0414	0,0879	-0,0064
B6	0,2242	0,1149	0,2508
B7	0,0833	0,0714	0,0762
B8	0,1326	0,1845	0,1212
B9	0,0567	0,0195	0,0212
B10	0,0338	0,0553	0,0596
B11	0,1255	0,1659	0,1737
B12	0,07	0,0762	0,0566

A tabela B.3 apresenta os valores da variação média da ASR (dASR; em segundos), durante o uso das máscaras FT, N e F, para todos os voluntários.

Tabela B.3: Variação média da ASR (dASR; em segundos), medida como a diferença da ASR média durante o uso das máscaras facial total (FT), nasal (N) e facial (F) em relação aos valores de ASR média durante o repouso antes do protocolo experimental.

VOLUNTÁRIOS	FT-antes	N-antes	F-antes
C1	-0,0219	0,0019	-0,0221
C4	0,0339	-0,026	-0,019
C5	-0,0479	-0,0517	-0,068
C7	0,0012	0,01	0,0276
C8	0,0069	-0,0083	-0,0266
C9	0,0823	0,0725	0,0651
C10	-0,021	-0,074	-0,11
C11	-0,0503	-0,0367	-0,0367
C12	0,0181	0,0188	0,0574
B2	0,0547	0,0548	0,0273
B3	0,0354	0,0155	0,0308
B4	-0,0137	0,0042	-0,0192
B5	0,0211	0,003	0,0239
B6	-0,0057	0,015	0,0364
B7	0,0403	0,0738	0,0614
B8	0,0487	-0,0213	-0,0041
B9	-0,0658	-0,0245	-0,0404
B10	0,0301	0,0517	0,0568
B11	-0,0244	0,0176	0,0033
B12	-0,0354	-0,0708	-0,0098

A tabela B.4 apresenta os valores da variação média da amplitude da ASR (dASRm; em segundos), durante o uso das máscaras FT, N e F, para todos os voluntários.

Tabela B.4: Variação média da ASRm (dASRm; em segundos), medida como a diferença da ASRm média durante o uso das máscaras facial total (FT), nasal (N) e facial (F) em relação aos valores de ASRm média durante o repouso antes do protocolo experimental.

VOLUNTÁRIOS	FT-antes	N-antes	F-antes
C1	0,0106	0,0115	0,0058
C4	-0,0273	-0,0287	-0,0227
C5	-0,0054	-0,0158	-0,0161
C7	0,0364	0,0235	-0,002
C8	-0,08	-0,0213	-0,0515
C9	0,0077	0,0061	-0,0043
C10	-0,001	-0,0107	0,0022
C11	-0,0231	-0,0032	-0,0225
C12	-0,0382	-0,0359	-0,0397
B2	-0,0252	-0,0169	-0,0189
B3	-0,0248	-0,0174	-0,0217
B4	-0,0012	-0,0085	-0,0056
B5	-0,0106	-0,0061	0,0017
B6	0,0145	0,0054	0,0319
B7	-0,0003	-0,0078	-0,0025
B8	0,0201	0,0099	0,0403
B9	-0,0647	-0,0566	-0,0642
B10	0,0042	0,0168	0,0154
B11	0,0322	0,0199	0,0244
B12	-0,0169	-0,032	-0,0366

A tabela B.5 apresenta os valores da variação média do intervalo R-R (dRRi; em segundos), durante o uso das máscaras FT, N e F, para todos os voluntários.

Tabela B.5: Variação média do R Ri (dRRi; em segundos), medida como a diferença do R Ri médio durante o uso das máscaras facial total (FT), nasal (N) e facial (F) em relação ao R Ri médio durante o repouso antes do protocolo experimental.

VOLUNTÁRIOS	FT-antes	N-antes	F-antes
C1	-0,0204	-0,0015	-0,0173
C4	0,0164	-0,034	-0,0307
C5	-0,0593	-0,0689	-0,0788
C7	-0,0224	0,0174	0,026
C8	0,0035	-0,0088	-0,0227
C9	0,0671	0,0662	0,058
C10	-0,058	-0,086	-0,124
C11	-0,0539	-0,0338	-0,0318
C12	0,0076	0,0125	0,059
B2	0,0539	0,0525	0,0285
B3	0,0089	0,0041	0,022
B4	0,0033	0,011	-0,0091
B5	0,0146	0,0026	0,0196
B6	-0,0179	-0,0056	0,0279
B7	0,0442	0,0648	0,0478
B8	0,0375	-0,0246	-1E-04
B9	-0,048	-0,0338	-0,0394
B10	0,0412	0,0523	0,0563
B11	-0,0253	0,0164	0,0003
B12	-0,0211	-0,0616	0,0025

A tabela B.6 apresenta os valores da variação do número de flutuações espontâneas da AED, por minuto (dn\_flut), durante o uso das máscaras FT, N e F, para todos os voluntários.

Tabela B.6: Variação do número de flutuações espontâneas da AED, por minuto (dn\_flut), medida como a diferença do número durante o uso das máscaras facial total (FT), nasal (N) e facial (F) em relação ao número durante o repouso antes do protocolo experimental.

VOLUNTÁRIOS	FT-antes	N-antes	F-antes
C1	1,3	0,8	2,6
C4	-0,2	-0,6	-0,4
C5	0,3	1,9	0,6
C7	-2,2	-3,1	-2,4
C8	-4,1	-4,6	-5,1
C9	-3,7	-3,7	-3,3
C10	-0,8	-1,1	-0,5
C11	-1,3	0	-0,3
C12	-1,6	-2,6	-0,1
B2	-7,1	-5,1	-6,2
B3	-2,2	-2,3	-1,6
B4	-3,5	-3,1	-2,9
B5	0,2	0,3	0,7
B6	-2,7	-2,7	-1,9
B7	-2	-1,9	-1,3
B8	-3,4	-3	-2,8
B9	-1,8	-1,4	-0,3
B10	-2,6	-4,2	-3,7
B11	1,5	1,6	2
B12	-0,9	-1	0,2

As tabelas B.7, B.8 e B.9 apresentam os valores da variação dos índices SDNN, RMSSD e pNN50, durante o uso das máscaras FT, N e F, para todos os voluntários.

Tabela B.7: Variação do índice SDNN, medida como a diferença do valor durante o uso das máscaras facial total (FT), nasal (N) e facial (F) em relação ao valor durante o repouso antes do protocolo experimental.

VOLUNTÁRIOS	FT-antes	N-antes	F-antes
C1	0,0272	0,0363	0,0176
C4	0,0125	0,0056	0,02
C5	0,0251	0,03	0,0318
C7	0,1048	0,0774	0,0203
C8	-0,0126	0,0134	0,0068
C9	0,023	0,0289	0,0112
C10	0,0044	-0,0104	-0,0197
C11	0,022	0,0186	0,0253
C12	-0,0045	0,0116	0,009
B2	0,0014	0,0052	0,0097
B3	0,0257	0,0156	-0,0022
B4	-0,0044	0,0086	0,0212
B5	0,0235	0,0316	0,0374
B6	0,0463	0,0368	0,0336
B7	-0,0182	-0,0078	-0,0095
B8	0,0418	0,031	0,0383
B9	-0,004	0,0067	0,0007
B10	0,021	0,0404	0,0331
B11	0,0474	0,0228	0,0392
B12	-0,0205	-0,0021	-0,0257

Tabela B.8: Variação do índice RMSSD, medida como a diferença do valor durante o uso das máscaras facial total (FT), nasal (N) e facial (F) em relação ao valor durante o repouso antes do protocolo experimental.

VOLUNTÁRIOS	FT-antes	N-antes	F-antes
C1	0,0054	0,0081	0,0119
C4	0,009	-0,0003	0,0049
C5	0,0006	-0,0021	-0,0087
C7	0,0867	0,0772	0,0443
C8	-0,0124	0,0134	0,0037
C9	0,0119	0,014	0,006
C10	-0,0129	-0,04	-0,0562
C11	0,0137	0,0159	0,015
C12	0,0044	0,0163	0,0275
B2	0,0097	0,0139	0,017
B3	0,008	0,006	0,0061
B4	0,0049	0,0065	0,0062
B5	0,0069	0,0109	0,0169
B6	0,0413	0,0305	0,0315
B7	0,0062	0,0068	-0,0016
B8	0,0193	0,0059	0,0218
B9	-0,0035	-0,0014	-0,001
B10	0,0133	0,0365	0,0328
B11	0,0152	0,0037	0,0128
B12	0,0007	0,0034	-0,0023



Tabela B.9: Variação do índice pNN50, medida como a diferença do valor durante o uso das máscaras facial total (FT), nasal (N) e facial (F) em relação ao valor durante o repouso antes do protocolo experimental.

VOLUNTÁRIOS	FT-antes	N-antes	F-antes
C1	0,0251	0,0783	0,0352
C4	0,0712	-0,0471	-0,0058
C5	-0,045	-0,0652	-0,1624
C7	0,2726	0,1911	0,0476
C8	-0,0887	0,0342	-0,035
C9	0,0907	0,1188	0,0296
C10	-0,1072	-0,1733	-0,1806
C11	0,0753	0,105	0,0406
C12	0,0336	0,0469	0,1701
B2	0,1079	0,1735	0,0286
B3	0,0947	0,0754	0,06
B4	0,0118	0,0303	0,0268
B5	0,0655	0,1067	0,1067
B6	0,1379	0,1528	0,1841
B7	0,0417	0,0317	-0,0344
B8	0,0574	0,0145	0,0195
B9	-0,0856	-0,0873	0,0005
B10	0,1547	0,1977	0,2044
B11	0,0188	0,0122	0,0534
B12	-0,442	-0,153	-0,0059