

**Appareil de protection respiratoire
de type P100**
**Les contraintes liées à l'intensité
du travail et aux conditions ambiantes**

Denis Marchand
Chantal Gauvin
Ludovic Tuduri
Samuel Charbonneau
Igor Zovilé

RAPPORTS
SCIENTIFIQUES

R-1069



NOS RECHERCHES travaillent pour vous !

Solidement implanté au Québec depuis 1980, l'Institut de recherche Robert-Sauvé en santé et en sécurité du travail (IRSST) est un organisme de recherche scientifique reconnu internationalement pour la qualité de ses travaux.

Mission

Contribuer, par la recherche, à la prévention des accidents du travail et des maladies professionnelles ainsi qu'à la réadaptation des travailleurs qui en sont victimes;

Assurer la diffusion des connaissances et jouer un rôle de référence scientifique et d'expertise;

Offrir les services de laboratoires et l'expertise nécessaires à l'action du réseau public de prévention en santé et en sécurité du travail.

Doté d'un conseil d'administration paritaire où siègent en nombre égal des représentants des employeurs et des travailleurs, l'IRSST est financé par la Commission des normes, de l'équité, de la santé et de la sécurité du travail.

Pour en savoir plus

Visitez notre site Web ! Vous y trouverez une information complète et à jour. De plus, toutes les publications éditées par l'IRSST peuvent être téléchargées gratuitement. www.irsst.qc.ca

Pour connaître l'actualité de la recherche menée ou financée par l'IRSST, abonnez-vous gratuitement :

- au magazine *Prévention au travail*, publié conjointement par l'Institut et la CNESST (preventionautravail.com)
- au bulletin électronique InfoIRSST

Dépôt légal

Bibliothèque et Archives nationales du Québec
2019

ISBN : 978-2-89797-076-5
ISSN : 0820-8395

IRSST - Direction des communications
et de la valorisation de la recherche
505, boul. De Maisonneuve Ouest
Montréal (Québec)
H3A 3C2
Téléphone : 514 288-1551
publications@irsst.qc.ca
www.irsst.qc.ca
© Institut de recherche Robert-Sauvé
en santé et en sécurité du travail,
septembre 2019

Appareil de protection respiratoire de type P100

Les contraintes liées à l'intensité du travail et aux conditions ambiantes

Denis Marchand¹, Chantal Gauvin², Ludovic Tuduri²,
Samuel Charbonneau¹, Igor Zovilé¹

¹ UQAM

² IRSST

RAPPORTS
SCIENTIFIQUES

R-1069



Avis de non-responsabilité

L'IRSST ne donne aucune garantie relative à l'exactitude, la fiabilité ou le caractère exhaustif de l'information contenue dans ce document. En aucun cas l'IRSST ne saurait être tenu responsable pour tout dommage corporel, moral ou matériel résultant de l'utilisation de cette information.

Notez que les contenus des documents sont protégés par les législations canadiennes applicables en matière de propriété intellectuelle.

Cette publication est disponible en version PDF sur le site Web de l'IRSST.



ÉVALUATION PAR DES PAIRS

Conformément aux politiques de l'IRSST, les résultats des travaux de recherche publiés dans ce document ont fait l'objet d'une évaluation par des pairs.

REMERCIEMENTS

Les auteurs remercient Carole Roy, professionnelle de recherche spécialisée dans les mesures physiologiques au Département de kinanthropologie de l'Université du Québec à Montréal (UQAM), responsable de l'installation des équipements et du soutien aux étudiants lors de la prise des mesures et du traitement des données.

Ils expriment leur reconnaissance envers les techniciens en électronique de l'UQAM, Robin Drolet et Antoine Parrinello, qui ont réalisé les montages électroniques utilisés dans cette étude et envers Benoit Sansregret, technicien en audiovisuel, pour le montage des photos.

Les auteurs remercient les membres du comité de suivi pour leur précieuse collaboration et leur enthousiasme lors de la réalisation de ce projet. Ils ont notamment contribué à la sélection des appareils de protection respiratoires utilisés dans cette étude. Ils manifestent aussi leur gratitude envers François Ouellet, conseiller en valorisation de l'Institut de recherche Robert-Sauvé en santé et en sécurité du travail (IRSST), pour son appui tant auprès des membres du comité de suivi qu'auprès de l'équipe de recherche.

SOMMAIRE

Dans le secteur de la construction, l'exposition professionnelle à divers contaminants tels que l'amiante, la silice cristalline et les moisissures est présente dans plusieurs métiers. Dans ces milieux, lorsque le contrôle à la source et les mesures administratives et d'ingénierie s'avèrent insuffisants, le port d'un appareil de protection respiratoire (APR) est essentiel pour réduire les risques d'exposition aux contaminants aéroportés. Dans certaines situations de travail et de températures ambiantes contraignantes, le port d'un APR pourrait augmenter la pénibilité des tâches, poussant les travailleurs à vouloir le retirer, alors qu'ils sont toujours exposés à certains contaminants. Cette étude avait comme objectif de quantifier les contraintes physiologiques, physiques et perceptivomotrices associées au port d'APR de type demi-masque avec filtre P100 selon la température et l'humidité relative ambiante lorsqu'un effort physique est exigé.

L'étude comportait trois volets. Dans les deux premiers volets, des essais avec et sans le port d'un APR de type demi-masque avec filtre P100 ont été réalisés avec huit sujets masculins lors de tests d'effort progressif (30 à 80 % du coût cardiaque relatif) sur un tapis roulant, dans une chambre à environnement contrôlé. Pour le volet 1, les participants ont réalisé les essais dans trois conditions de température ambiante (23°, 29° et 35 °C) à une humidité relative constante à 50 %. Pour le volet 2, les participants ont réalisé les essais dans trois conditions d'humidité relative ambiante (30 %, 50 %, 80 %) à une température de 29 °C. Pour le volet 3, quatre modèles différents d'APR de type demi-masque avec filtre P100, parmi les plus utilisés dans le secteur de la construction au Québec, ont été évalués dans des conditions ambiantes contrôlées (température à 29 °C et 50 % d'humidité relative).

Lors des évaluations, des tâches perceptivomotrices ont été réalisées avant, pendant et après les tests sur le tapis roulant. Plusieurs variables physiologiques et liées à l'utilisation de l'APR ont été mesurées : les fréquences cardiaque et respiratoire, les concentrations d'oxygène et de dioxyde de carbone à l'intérieur de l'APR, la saturation cérébrale en oxygène, la température à l'intérieur de l'APR ainsi que la température corporelle interne. Des échelles de perception psychophysique ont été utilisées pour évaluer la perception de l'effort lors des tests sur le tapis roulant. Lors du volet 3, l'inconfort causé par le port prolongé des quatre modèles d'APR a aussi été évalué sur une période de huit heures, à l'aide d'échelles visuelles analogues.

Les résultats ont montré que, outre la température de l'air inspiré à l'intérieur de l'APR, l'augmentation de la température ambiante, à humidité relative constante, ne semble pas causer d'effet d'interaction avec le port de l'APR. Le port de l'APR provoque une augmentation de la perception psychophysique de l'effort et cette augmentation demeure comparable pour les trois températures étudiées.

Dans les conditions d'humidité relative élevées, une augmentation significative de la fréquence cardiaque et de la perception psychophysique de l'effort a été observée pour un effort de même intensité avec le port d'un APR. Comparativement à la température ambiante, l'augmentation de l'humidité relative semble davantage influencer les indices physiologiques lorsqu'un APR est porté.

Les résultats des deux premiers volets laissent voir que les concentrations en oxygène et en dioxyde de carbone à l'intérieur de l'APR sont respectivement inférieures et supérieures aux

concentrations que l'on retrouve dans l'air ambiant. L'augmentation de la fréquence respiratoire semble permettre d'augmenter la ventilation pulmonaire afin de renouveler l'air à l'intérieur de l'APR. Ces changements respiratoires favorisent probablement le maintien des niveaux de concentration de ces gaz dans l'APR malgré l'augmentation de l'effort physique.

Les résultats du troisième volet suggèrent que les types de filtre peuvent avoir un effet mineur sur certaines variables physiologiques. En comparant les modèles de types *pancake* et coque rigide, les résultats montrent des différences significatives, quoique légères, sur les plans de la perception psychophysique de l'effort, de la fréquence cardiaque, de l'oxymétrie cérébrale, de la température corporelle interne et de la pression téléexpiratoire en CO₂. Le port des APR durant une journée complète a montré que les quatre modèles d'APR causaient des inconforts dans la région nasale, bien que légèrement moindres pour les modèles en silicone. De manière générale cependant, le fait que les APR soient constitués de silicone ne semble pas garantir un confort supérieur marqué pour les autres régions du visage des participants.

Les résultats de cette étude réalisée en situation contrôlée démontrent que certaines conditions environnementales peuvent affecter les paramètres physiologiques et causer des sensations d'inconfort avec un APR. L'augmentation de l'effort n'a pas amplifié les effets mesurés avec le port de l'APR. À l'inverse, l'humidité relative semble être le seul facteur qui amplifie l'effort perçu par les participants et leur fréquence cardiaque avec le port de l'APR. D'autres études sont nécessaires pour mieux comprendre l'effet de cette variable dans différentes conditions d'utilisation des APR se rapprochant de celles rencontrées en milieu de travail.

TABLE DES MATIÈRES

REMERCIEMENTS	I
SOMMAIRE	II
LISTE DES TABLEAUX	VII
LISTE DES FIGURES	IX
LISTE DES ACRONYMES, SIGLES ET ABRÉVIATIONS	XI
1. INTRODUCTION	1
2. ÉTAT DES CONNAISSANCES	5
2.1 Effets physiologiques associés à l'intensité du travail en ambiance chaude et humide.....	5
2.2 Effets associés au port d'un APR.....	6
2.2.1 Effets physiologiques.....	6
2.2.2 Effets physiques et thermiques.....	8
2.2.3 Effets perceptivomoteurs	10
3. OBJECTIFS	13
4. MÉTHODOLOGIE	15
4.1 Sujets et critères d'inclusion.....	15
4.2 Conditions expérimentales des trois volets	16
4.2.1 Conditions à l'effort.....	16
4.2.2 Volet 1	17
4.2.3 Volet 2	17
4.2.4 Volet 3.....	17
4.3 Variables mesurées	19
4.3.1 Variables physiologiques	19
4.3.2 Variables liées à l'utilisation de l'APR	20
4.3.3 Variable psychophysique.....	21
4.3.4 Variables perceptivomotrices.....	21
4.3.5 Mesures de l'inconfort (volet 3).....	23
4.4 Procédure lors du test à l'effort pour les trois volets	25
4.5 Analyses statistiques	26
5. RÉSULTATS ET DISCUSSIONS	29
5.1 Résultats du volet 1	29

5.1.1	Perception psychophysique de l'effort	30
5.1.2	Fréquence respiratoire	31
5.1.3	Température de l'air inspiré	32
5.1.4	Concentrations d'oxygène et de dioxyde de carbone à l'intérieur de l'APR..	32
5.1.5	Oxymétrie cérébrale (rSO ₂) relative	32
5.1.6	Pression téléexpiratoire en dioxyde de carbone (EtCO ₂)	33
5.1.7	Variables perceptivomotrices.....	33
5.2	Discussion sur le volet 1	34
5.3	Résultats du volet 2	37
5.3.1	Perception psychophysique de l'effort	38
5.3.2	Fréquence cardiaque.....	39
5.3.3	Fréquence respiratoire	40
5.3.4	Température corporelle interne	41
5.3.5	Température de l'air inspiré	42
5.3.6	Concentration d'oxygène et de dioxyde de carbone à l'intérieur de l'APR ...	42
5.3.7	Pression téléexpiratoire en dioxyde de carbone (EtCO ₂)	43
5.4	Discussion sur le volet 2	44
5.5	Résultats du volet 3	47
5.5.1	Perception psychophysique de l'effort et fréquence cardiaque	48
5.5.2	Oxymétrie cérébrale (rSO ₂) relative	48
5.5.3	Température corporelle interne	49
5.5.4	Pression téléexpiratoire en dioxyde de carbone (EtCO ₂)	49
5.5.5	Mesure de l'inconfort	50
5.6	Discussion sur le volet 3	51
6.	LIMITES DE L'ÉTUDE.....	53
7.	CONCLUSION.....	55
	BIBLIOGRAPHIE	57
	ANNEXE A : TEST DE PRÉDICTION DE LA CONSOMMATION D'O₂ MAXIMALE.....	63
	ANNEXE B : ÉVALUATION PSYCHOPHYSIQUE DE L'EFFORT.....	65

LISTE DES TABLEAUX

Tableau 1.	Description des quatre principales familles de facteurs identifiés pour justifier l'inutilisation des APR dans le secteur de la construction (Doney <i>et al.</i> , 2009).....	2
Tableau 2.	Caractéristiques moyennes des sujets pour les volets 1, 2 et 3 (écart-type entre parenthèses).....	15
Tableau 3.	Caractéristiques des APR utilisés pour le volet 3	18
Tableau 4.	Synthèse des analyses statistiques ANOVA à deux facteurs avec mesures répétées pour le volet 1 (* $p < 0,05$).....	29
Tableau 5.	Synthèse des analyses statistiques ANOVA à deux facteurs avec mesures répétées pour le volet 2 (* $p < 0,05$).....	37
Tableau 6.	Compilation du nombre de participants sur huit ayant ressenti des inconforts et des valeurs moyennes de cotes psychophysiques (ψ), selon la région du visage et le modèle d'APR	50

LISTE DES FIGURES

Figure 1.	Modèle conceptuel de Johnson et Cummings (1975) sur des types de stress pouvant limiter le temps de port d'un APR selon la charge de travail.	3
Figure 2.	Vues d'un sujet instrumenté et de l'équipement à l'intérieur de la chambre climatique.....	16
Figure 3.	Montage permettant de faire l'analyse des gaz et de la température à l'intérieur de l'APR.	20
Figure 4.	Montage utilisé pour les tests de temps de réaction.....	22
Figure 5.	Montage utilisé pour les tests de temps de mouvement.....	23
Figure 6.	Représentation des marques laissées sur le visage d'un participant et de l'appareillage utilisé pour la prise des photos.	24
Figure 7.	Représentation des régions du visage et de l'évaluation psychophysique de l'inconfort sur une échelle visuelle analogue lors de la première période d'évaluation.....	24
Figure 8.	Perception psychophysique de l'effort, avec et sans le port d'un APR : a) selon la température ambiante; b) selon l'intensité de l'effort dans les conditions ambiantes de température à 23 °C, à 29 °C et à 35 °C (* p<0,05).....	30
Figure 9.	Fréquence respiratoire avec et sans le port d'un APR selon l'intensité de l'effort dans les conditions ambiantes de température à 23 °C, à 29 °C et à 35 °C (* p<0,05).	31
Figure 10.	Température de l'air inspiré avec et sans le port d'un APR selon la température ambiante (* p<0,05).	32
Figure 11.	Oxymétrie cérébrale relative selon l'intensité de l'effort avec et sans le port d'un APR dans les conditions ambiantes de température à 23 °C, à 29 °C et à 35 °C.....	33
Figure 12.	Temps de mouvement moyen pour les différentes conditions du port d'APR réalisées avant (pré) et après (post) l'effort physique (* p<0,05).	34
Figure 13.	Perception psychophysique de l'effort, avec et sans le port d'un APR : a) selon l'humidité relative ambiante; b) selon l'intensité de l'effort dans les conditions ambiantes d'humidité relative à 30 %, à 50 % et à 80 % (* p<0,05)...	38
Figure 14.	Fréquence cardiaque, avec et sans le port d'un APR : a) selon l'humidité relative ambiante; b) selon l'intensité de l'effort dans les conditions ambiantes d'humidité relative à 30 %, à 50 % et à 80 % (* p<0,05).....	39
Figure 15.	Fréquence respiratoire, avec et sans le port d'un APR : a) selon l'humidité relative ambiante; b) selon l'intensité de l'effort dans les conditions ambiantes d'humidité relative à 30 %, à 50 % et à 80 % (* p<0,05).....	40
Figure 16.	Température corporelle interne, avec et sans le port d'un APR : a) selon l'humidité relative ambiante; b) selon l'intensité de l'effort dans les conditions ambiantes d'humidité relative à 30 %, à 50 % et à 80 % (* p<0,05).	41

Figure 17.	Température de l'air inspiré, avec et sans le port d'un APR : a) selon l'humidité relative ambiante; b) selon l'intensité de l'effort dans les conditions ambiantes d'humidité relative à 30 %, à 50 % et à 80 % (* p<0,05).	42
Figure 18.	Pression téléexpiratoire en CO ₂ , avec et sans le port d'un APR : a) selon l'humidité relative ambiante; b) selon l'intensité de l'effort dans les conditions ambiantes d'humidité relative à 30 %, à 50 % et à 80 % (* p<0,05).	43
Figure 19.	Perception de l'effort : a) avec l'échelle de Borg (6-20) et b) avec la fréquence cardiaque moyenne, selon l'utilisation d'un filtre de type <i>pancake</i> (P) ou coque rigide (CR) (* p<0,05).	48
Figure 20.	Oxymétrie cérébrale relative selon l'utilisation d'un filtre de type <i>pancake</i> (P) ou coque rigide (CR) (* p<0,05).	48
Figure 21.	Température interne moyenne selon l'utilisation d'un filtre de type <i>pancake</i> (P) ou coque rigide (CR) (* p<0,05).....	49
Figure 22.	Pression téléexpiratoire en CO ₂ moyenne selon l'utilisation d'un filtre de type <i>pancake</i> (P) ou coque rigide (CR) (* p<0,05).	49
Figure 23.	Représentation des niveaux d'effort utilisés pour mesurer la perception psychophysique des participants selon l'échelle de Borg 6-20.....	65

LISTE DES ACRONYMES, SIGLES ET ABRÉVIATIONS

ΔrSO_2 :	Variation de la saturation de l'hémoglobine cérébrale en oxygène (%)
ACSM :	American College of Sports Medicine
AEFP :	APR A en élastomère et filtre de type <i>pancake</i>
ANOVA :	Analyse de la variance
APR :	Appareil de protection respiratoire
ASFP :	APR A en silicone et filtre de type <i>pancake</i>
ASP :	Association sectorielle paritaire
BEFCR :	APR B en élastomère et filtre à coque rigide
BSFCR :	APR B en silicone et filtre à coque rigide
CCR :	Coût cardiaque relatif (%)
CNESST :	Commission des normes, de l'équité, de la santé et de la sécurité du travail
CO ₂ :	Dioxyde de carbone (ppm)
CSST :	Commission de la santé et de la sécurité du travail
DDCR :	Dépôt de données central et régional de la CNESST
ÉPI :	Équipement de protection individuelle
EtCO ₂ :	Pression téléexpiratoire en CO ₂ (mmHg)
FC :	Fréquence cardiaque (battements/minute)
FR :	Fréquence respiratoire (ventilations\minute)
HR :	Humidité relative (%)
ID :	Indice de difficulté (BIT)
NIOSH :	National Institute for Occupational Safety and Health
OSHA :	Occupational Safety and Health Administration
PPR :	Programme de protection respiratoire

QAAP :	Questionnaire sur l'aptitude à l'activité physique
rSO ₂ :	Saturation de l'hémoglobine cérébrale en oxygène (%)
SPIR :	Spectrographie en proche infrarouge (nm)
SST :	Santé et sécurité du travail
UQAM :	Université du Québec à Montréal
VO ₂ :	Volume d'oxygène consommé (ml/min)
VO ₂ max :	Consommation maximale d'oxygène (ml/min)

1. INTRODUCTION

Au Québec, 1 999 lésions dont la nature est une maladie de l'appareil respiratoire ont été acceptées par la Commission des normes, de l'équité, de la santé et de la sécurité du travail (CNESST) durant la période 2011-2015¹. L'activité économique est connue pour 1 044 de ces lésions. Les trois premiers secteurs d'activité concernés étaient la fabrication (303 lésions), les soins de santé et l'assistance sociale (227 cas) et la construction (137 cas). En matière de débours totaux, le secteur de la fabrication occupait le premier rang (14,6 M\$), suivi de la construction (8,1 M\$) et de la santé-assistance sociale (2,4 M\$). Dans les deux premiers secteurs, les agents causaux les plus fréquemment rapportés étaient l'amiante (196 cas) et la silice (46 cas), deux contaminants particuliers responsables de pathologies telles que le cancer du poumon, l'amiantose ou la silicose (NIOSH, 2001, 2011). Au Québec, entre 40 et 98 cas de silicose ont été déclarés annuellement entre 2006 et 2010 à l'échelle de la province, tous secteurs confondus (MSSS, 2011). Dix-neuf décès indemnisés liés à l'exposition à la silice dans le secteur du bâtiment et des travaux publics ont été recensés entre 1995 et 2009 par la CNESST (CSST², 2010).

Des estimations récentes évaluent à 71 000 le nombre total de travailleurs québécois exposés à la silice cristalline, dont 46 000 seraient plus spécifiquement employés dans divers secteurs de l'industrie de la construction (Peters *et al.*, 2010). Ainsi que l'indiquent Beaudry *et al.* (2013), le milieu de la construction est complexe, du fait de la multiplicité des tâches, de la mobilité de la main d'œuvre et de la brièveté des chantiers. Les métiers les plus à risque d'exposition à la silice cristalline dans la construction sont, entre autres, les travailleurs souterrains, les opérateurs d'équipement lourd aux commandes de tunneliers ou de fraiseuses routières, les cimentiers-applicateurs, les briqueteurs-maçons, les foreurs et les manœuvres spécialisés. Par ailleurs, le profil des entreprises du secteur montre que 82 % d'entre elles comptent moins de six salariés (CCQ, 2017), pouvant ainsi affecter les performances en santé et en sécurité du travail (SST) (Lescure *et al.*, 2015).

L'industrie de la construction représente donc un secteur d'activité retenant l'attention de la CNESST. Dès 1997, celle-ci lançait son premier plan d'action Construction. La version 2016 de ce plan cible quatre dangers, dont l'exposition à des contaminants comme la silice et l'amiante, pour lesquels la Commission applique le principe de tolérance zéro (CNESST, 2016). L'Association paritaire pour la santé et la sécurité du travail du secteur de la construction (ASP Construction) et d'autres organismes sont également mobilisés pour, entre autres, faire connaître et prévenir les risques liés à l'exposition à la silice. Cette mobilisation est d'autant plus importante que des études ont révélé que les niveaux d'exposition à la silice dans le secteur de la construction dépassent encore fréquemment les valeurs limites réglementaires (Flanagan *et al.*, 2006; Forest et Tremblay, 2007; Rappaport *et al.*, 2003; Tjoe *et al.*, 2003). Différents moyens de réduction des risques peuvent être mis en place lors de l'utilisation de certains outils comme les scies portatives à maçonnerie, les bancs de scie à maçonnerie, les meuleuses pour joints de briques et de pierres, mais ils ne permettent pas, dans tous les cas, de réduire les

¹ Source de données : Commission des normes, de l'équité, de la santé et de la sécurité du travail, Dépôt de données central et régional (DDCR), Données de 2011 à 2015 mises à jour au 30 juin de l'année x+3. Traitement des données par l'IRSST, 21 août 2018, Montréal, QC.

² La Commission de la santé et de la sécurité du travail (CSST) a été abolie en janvier 2016 et remplacée par la CNESST.

niveaux d'exposition sous les valeurs réglementaires du Québec. Un équipement de protection individuelle (ÉPI) et plus particulièrement un appareil de protection respiratoire (APR) doit donc être utilisé (Beaudry *et al.*, 2013; Sauvé *et al.*, 2013). Selon des retours informels de terrain, les APR de type demi-masque en élastomère, équipés de filtres P100, sont de plus en plus portés par les travailleurs au Québec. Un document de l'ASP Construction, qui présente une liste non exhaustive des types d'APR pouvant être utilisés selon les contaminants en présence dans le milieu de travail (ASP Construction, 2013), semble confirmer la recommandation prédominante de l'utilisation de ce type d'APR. Cependant, l'APR semble être plus porté en fonction de la tâche (le travailleur le porte le temps que dure le cassage du béton, par exemple) plutôt qu'en fonction de l'environnement (le travailleur retire son APR dès que la tâche est terminée, sans égard aux contaminants qui demeurent dans son environnement). Par ailleurs, pour d'autres contaminants (poussières, etc.), l'APR serait moins souvent porté, notamment dans le secteur de la construction résidentielle.

L'enquête réalisée en 2001 par le Bureau des statistiques du travail aux États-Unis (Bureau of Labor Statistics) pour le compte du National Institute for Occupational Safety and Health (NIOSH) rapporte de son côté que les APR les plus utilisés dans le milieu de la construction sont les *dust mask* (appellation erronée des pièces faciales filtrantes, ou *filtering facepiece*) et les demi-masques, et que les substances dont on se protège le plus sont les solvants et vapeurs de peintures, ainsi que les poussières et la silice (BLS, 2002). Selon les données de cette même enquête, Doney *et al.* (2005) mentionnent que les programmes de protection respiratoire (PPR) d'une majorité d'entreprises du secteur privé étaient inadéquats à divers niveaux. Pour le milieu de la construction, près de 80 % des entreprises déclarant utiliser des APR présentaient des indicateurs de PPR inadéquats (Doney *et al.*, 2009). Dans le sous-secteur « construction lourde sauf bâtiment », des groupes de discussion ont mis de l'avant 4 familles de facteurs identifiés comme des barrières à l'utilisation efficace d'APR. Ces facteurs sont résumés dans le Tableau 1.

Tableau 1. Description des quatre principales familles de facteurs identifiés pour justifier l'inutilisation des APR dans le secteur de la construction (Doney *et al.*, 2009)

APR et environnement	Lieu et milieu de travail	Gestion de l'entreprise	Travailleur
<ul style="list-style-type: none"> • Transpiration et stress thermique, lorsque porté avec d'autres ÉPI • Manque de confort • Buée et mauvaise vision • Incompatibilité avec les lunettes de sécurité • Difficulté de communication 	<ul style="list-style-type: none"> • Taux de roulement élevé de la main-d'œuvre • Faible durée d'emploi ayant un impact sur : <ul style="list-style-type: none"> ○ les tests d'ajustement ○ la formation ○ les mesures d'exposition ○ l'évaluation médicale • Indisponibilité d'installations d'entreposage et de nettoyage des APR 	<ul style="list-style-type: none"> • Manque d'implication des superviseurs • Coût élevé des PPR • Réticence à former les travailleurs • Difficultés à faire respecter les consignes de port d'APR 	<ul style="list-style-type: none"> • Problèmes de langues • Manque d'engagement • Méconnaissance de l'importance des APR • Fumeurs • Travailleurs non rasés • Faible niveau d'éducation

Ces données confirment que des facteurs intrinsèques aux APR peuvent avoir un effet sur le respect des consignes relatives au port de cet équipement. Le confort, qui ne possède pas de

définition consensuelle (Matté *et al.*, 2017), mais qui est souvent perçu comme un « état agréable d'harmonie physiologique, psychologique et physique entre un humain et son environnement » (Slater, 1986), demeure un facteur clé de l'acceptation des APR. Afin de compléter ces données, la Figure 1 présente un modèle conceptuel tiré de Johnson et Cummings (1975) permettant d'identifier les différents types de stress pouvant amener à limiter le temps de port d'un APR en fonction de la charge de travail.

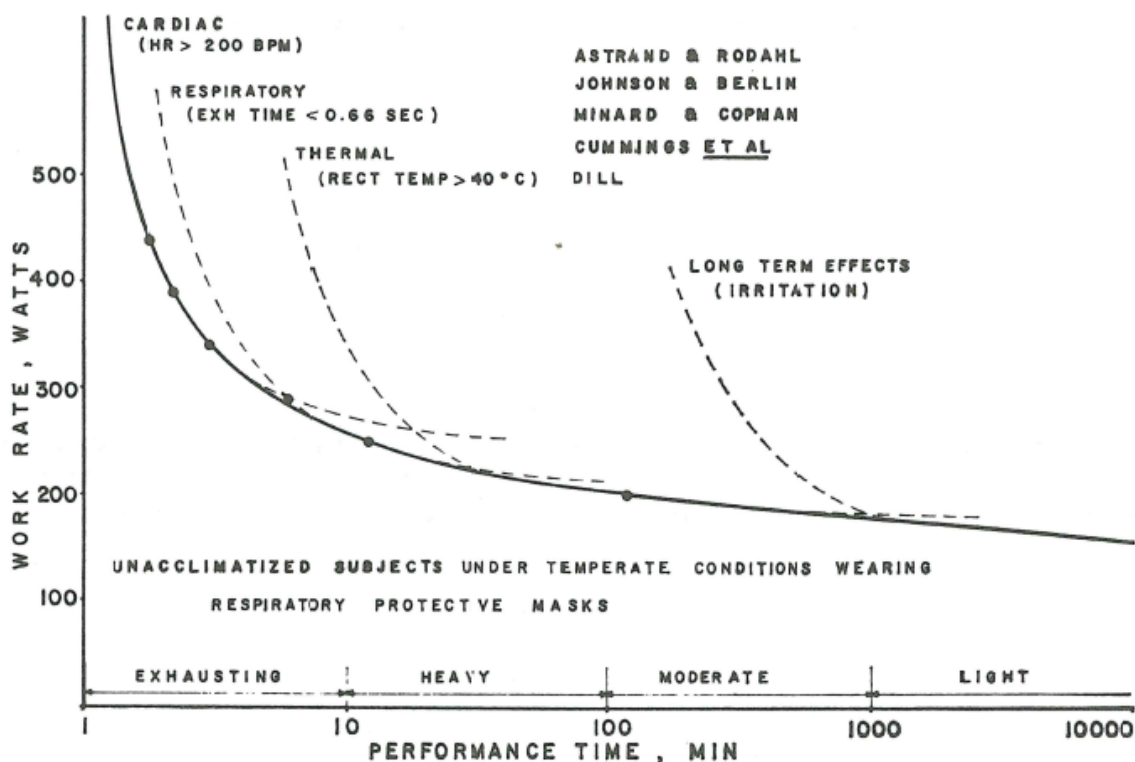


Figure 1. Modèle conceptuel de Johnson et Cummings (1975) sur des types de stress pouvant limiter le temps de port d'un APR selon la charge de travail. Tiré de Johnson, A.T. et Cummings, E.G. (1975). Mask design considerations. *The American Industrial Hygiene Association Journal*, 36(3), 220-228, réimprimé avec la permission de l'éditeur.

En observant la Figure 1, on constate qu'un travail physique intense ne peut être accompli aussi longtemps qu'un travail de moindre intensité. Cela serait vrai même sans équipement de protection. La Figure 1 montre que pour les différents niveaux d'activité, il existe des limites physiologiques spécifiques : limites cardiovasculaire et respiratoire pour un travail très intense, limite thermique pour un travail modéré (Johnson et Berlin, 1973) et ce que l'on appelle généralement une limite d'irritation à long terme pour les activités de faible intensité (Johnson et Dooley, 2006). Les APR et les vêtements de protection réduisent généralement la durée pendant laquelle un niveau d'activité physique particulier peut être maintenu.

Au-delà de ces considérations générales, il apparaît pertinent de mesurer les effets possibles du port d'APR du type de ceux utilisés dans le milieu de la construction, dans des conditions

environnementales propres au Québec, à des rythmes de travail variables, tout en évaluant si ces effets peuvent devenir problématiques pour la santé des travailleurs.

2. ÉTAT DES CONNAISSANCES

Dans plusieurs milieux, les travailleurs doivent fournir un effort physique important, tout en portant un APR pour se protéger contre les risques d'exposition aux contaminants. Pour mettre en évidence les effets physiologiques ou les inconforts associés au port d'un APR, il faut que les observations réalisées en milieu expérimental soient représentatives du travail sur le terrain. Les sujets doivent être soumis à des efforts physiques importants dans un environnement où la température et l'humidité relative ambiantes doivent aussi être considérées. Dans un environnement chaud et humide, une dépense additionnelle d'énergie peut s'ajouter à celle de l'intensité du travail et contribuer à augmenter la température interne de l'organisme et à solliciter les mécanismes responsables de la thermorégulation.

2.1 Effets physiologiques associés à l'intensité du travail en ambiance chaude et humide

Lors d'un exercice physique intense, la production de chaleur métabolique devient une contrainte à considérer dès que la température ambiante atteint 21 °C et plus. Elle affecte directement l'évolution de la température interne du corps, la fréquence cardiaque, le volume d'éjection systolique et le débit cardiaque lors d'un exercice à intensité croissante (Wilmore *et al.*, 2009). L'augmentation de la température interne dans un environnement chaud provoque une vasodilatation cutanée afin de répondre aux besoins de thermorégulation. Cette redistribution des apports sanguins diminue le retour veineux et amène donc une diminution du volume d'éjection systolique. Ainsi, afin de maintenir un apport en oxygène des muscles impliqués dans l'exercice, la fréquence cardiaque augmente pour élever le débit cardiaque. De plus, l'affinité de l'oxygène pour l'hémoglobine est réduite lorsque la température du sang est élevée. Normalement, le sang est refroidi au niveau des poumons par l'air frais inhalé, ce qui permet d'augmenter l'affinité de l'hémoglobine et de favoriser les échanges gazeux pulmonaires (Wilmore *et al.*, 2009).

Lors du travail physique en environnement chaud et humide, la thermorégulation est le processus de mobilisation des ressources par lequel le corps humain régule sa température interne pour préserver son homéostasie et assurer son bon fonctionnement. La température interne optimale pour que l'organisme puisse réaliser ses réactions physiologiques et ainsi fonctionner adéquatement se trouve entre 36,1 et 37,8 °C (Wilmore *et al.*, 2009). Une thermorégulation insuffisante peut mener à des inconforts, des crampes musculaires, de l'épuisement et, dans certains cas plus intenses, entraîner une hyperthermie. Une température élevée peut créer un stress qui forcera l'organisme à réagir pour préserver son équilibre. Les températures s'équilibrent par la conduction, la convection et la radiation. Lorsqu'il y a une augmentation importante de la température interne, l'organisme dispose d'un autre mécanisme pour abaisser sa température, notamment la sudation. L'évaporation qui découle de la sudation est le mécanisme le plus efficace pour abaisser et réguler la température interne du corps. Par ce processus, la sueur est libérée à la surface de la peau et elle utilisera l'énergie thermique de celle-ci pour s'évaporer et ainsi refroidir la surface. La transpiration est très efficace et peut représenter jusqu'à 80 % des pertes de chaleur à l'effort, mais elle dépend entièrement de l'évaporation pour refroidir l'organisme (Wilmore *et al.*, 2009). Ce qui signifie que dans l'éventualité où le corps se retrouve dans un environnement où l'humidité relative ambiante est très élevée, ce mécanisme de thermorégulation sera grandement affecté. La concentration

élevée de vapeur d'eau dans l'air ralentira l'évaporation de la sueur et cela perturbera la capacité du corps à diminuer sa température. C'est pour cette raison qu'une humidité relative élevée modifie la perception de la température ambiante en affectant la thermodynamique entre le corps et son environnement.

Plusieurs études ont suggéré qu'une humidité relative importante pouvait limiter la performance physique (Maughan *et al.*, 2012; Moyen *et al.*, 2014a et b). En limitant l'évaporation de la sueur, l'humidité relative réduit la capacité de l'organisme à réguler sa température. Une expérience réalisée par Maughan *et al.* (2012) dans une chambre climatique à une température de 30 °C dans différentes conditions d'humidité, soit 24 %, 40 %, 60 % et 80 %, dans laquelle les participants devaient pédaler sur un vélo stationnaire à une intensité correspondant à 70 % de leur VO₂ max jusqu'à l'épuisement, a démontré qu'une humidité relative entre 60 % et 80 % diminuait significativement le temps avant l'épuisement par rapport à une condition réalisée à 24 % d'humidité relative. Les chercheurs ont observé que l'accumulation de sueur était plus importante dans les deux conditions les plus humides que dans la condition à 24 %. Les auteurs ont également pu observer une température de la peau plus élevée au moment de l'épuisement dans des conditions ambiantes d'humidité relative à 80 %, par rapport à celle à 24 %.

Moyen *et al.* (2014a) ont tenté d'isoler les effets de l'humidité relative (HR) sur la thermorégulation lors d'un effort réalisé à faible intensité (Moyen *et al.*, 2014a). Pour ce faire, les auteurs ont élaboré un protocole selon lequel les participants procédaient à un test de marche sur tapis roulant à une intensité de 35 % de leur VO₂ max pour une durée de 90 minutes à une température de 35 °C. L'expérience était répétée quatre fois dans des conditions d'HR différentes, soit : 40 %, 55 %, 70 % et 85 %. Leurs résultats ont démontré que la perte de chaleur par évaporation diminuait proportionnellement à l'augmentation de l'HR et que les autres mécanismes de thermorégulation n'ont pas suffi pour compenser l'augmentation de la température interne. Ils ont observé que l'augmentation de l'HR entraînait une hausse de l'accumulation de la chaleur, de la production de la chaleur et de la température interne. Les auteurs font également mention de la possibilité de l'existence d'un seuil à partir duquel le corps serait à risque d'inconfort dû à un stress thermique. Selon ces chercheurs, le seuil se trouverait entre 55 et 70 % d'HR.

2.2 Effets associés au port d'un APR

2.2.1 Effets physiologiques

Un choix d'APR qui n'est pas optimal pour la situation de travail risque fortement d'avoir un effet négatif sur la productivité des employés. Une revue de la littérature conclut que les nombreuses conséquences négatives associées au port du masque sont dues à des effets physiologiques et psychologiques (Johnson, 2016). La littérature est parfois contradictoire sur les variations de certains paramètres physiologiques, mais il y a un consensus sur la relation entre les effets négatifs ressentis avec le port d'un APR et l'intensité de l'effort à fournir pour accomplir une tâche (Johnson, 2016; White et Hodous, 1987). Pour que les observations en milieu expérimental soient représentatives des milieux de travail, les sujets doivent être soumis à un certain effort, étant donné que les emplois qui nécessitent des APR impliquent généralement une charge physique non négligeable. Les études réalisées à l'effort et au repos tendent à démontrer que l'inconfort, la tolérance au port d'un APR et la pénibilité des tâches sont

grandement affectés par l'intensité de l'effort demandé (Louhevaara *et al.*, 1984; White *et al.*, 1989). Certaines études n'ont pas été en mesure d'appliquer entièrement leur protocole, car les conditions expérimentales ont poussé leurs sujets à des intensités telles qu'ils ont dû interrompre le test (White *et al.*, 1989).

Parmi les mesures physiologiques utilisées lors de l'évaluation des APR, la fréquence cardiaque est celle qui est la plus présente dans la littérature (Johnson, 2016). Les données de plusieurs études ont montré que le port des APR n'avait pas d'effet sur la fréquence cardiaque, ce qui indiquait que leur utilisation n'imposerait pas de contraintes supplémentaires pour le cœur. D'autres suggèrent que les différences dans la consommation d'oxygène entre les conditions expérimentales et contrôles sont observables seulement dans les études lors desquelles un effort physique important était exigé (Louhevaara *et al.*, 1984; Ryman *et al.*, 1988). Plus récemment, Kim *et al.* (2013) ont démontré que lorsque la contrainte physique augmente en marchant sur un tapis roulant à une vitesse soutenue de 5,6 km/h durant une heure, le port d'un APR de type N95 causait une augmentation significative de la fréquence cardiaque variant de 5,7 à 10,6 battements par minute ($p < 0,001$) et de la fréquence respiratoire variant de 1,4 à 2,4 respirations par minute ($p < 0,05$) par rapport à une situation sans APR. Une des explications repose sur l'augmentation de la résistance respiratoire induite par le masque. Le diaphragme et les muscles intercostaux doivent fournir un effort additionnel pour compenser la résistance à l'inspiration et à l'expiration. Cet effort supplémentaire des muscles respiratoires entraînerait une demande additionnelle en oxygène pour combler les besoins des muscles. La résistance respiratoire est affectée notamment par le type et la structure du filtre, le type et la concentration des poussières, ainsi que par le débit respiratoire. Des études ont observé que la combinaison de poussières et d'humidité piégées par les filtres affectait la résistance respiratoire (Majchrzycka, 2000; Ramirez et O'Shaughnessy, 2016; Wieckol-Ryk *et al.*, 2018).

Un des problèmes avec le port d'un APR est qu'il augmente artificiellement l'espace mort des voies respiratoires. Sans APR, l'espace mort anatomique contient seulement le volume d'air situé entre les voies nasales et la jonction entre les bronchioles et les alvéoles. Cette augmentation du volume d'air créé par le port d'un APR a pour conséquence que l'air contenu dans cet espace mort n'est pas totalement ventilé à chaque cycle respiratoire (Louhevaara, 1984). Pour maintenir une ventilation efficace, les utilisateurs doivent généralement augmenter le volume d'air courant inspiré pour compenser cet espace mort créé par l'APR. En effet, l'air inspiré est riche en oxygène et pauvre en dioxyde de carbone. L'air expiré est pauvre en oxygène et riche en dioxyde de carbone. Comme le flux d'air dans les voies respiratoires est bidirectionnel, le premier air qui atteint les alvéoles à l'inspiration est le même que celui encore présent dans l'espace mort anatomique lors de l'expiration précédente. Lors d'un port prolongé du masque, il semble aussi possible que cet espace mort plus important favorise l'augmentation de la concentration de dioxyde de carbone (CO_2) dans l'espace des voies respiratoires (Williams, 2010). Cette augmentation de CO_2 pourrait conduire à une réponse physiologique d'hyperventilation lorsque cet air serait de nouveau inhalé par l'utilisateur. En effet, comme le dioxyde de carbone est un stimulant respiratoire très puissant, l'augmentation de sa concentration dans l'air inhalé augmente beaucoup la ventilation pulmonaire. À l'effort, le dioxyde de carbone produit métaboliquement est encore plus efficace que le dioxyde de carbone inhalé pour stimuler la respiration (Williams, 2010). Cela serait essentiel lors du port d'un APR dans lequel le volume mort externe favoriserait le transfert du dioxyde de carbone métabolique expiré en dioxyde de carbone inspiré lors de la prochaine respiration. Lorsque le seuil anaérobie est atteint, la respiration serait tellement stimulée par la concentration de

dioxyde de carbone métabolique que la ventilation pulmonaire augmenterait disproportionnellement au fur et à mesure que l'intensité du travail deviendrait plus élevée (Johnson *et al.*, 2000).

Lors d'une étude où les participants devaient fournir un effort modéré sur tapis roulant (2,7 à 4 km/h), Roberge *et al.* (2010a) ont démontré qu'avec le port d'un APR de type N95, les concentrations de CO₂ étaient au-dessus des normes de travail acceptables pour la qualité de l'air ambiant, et les concentrations d'oxygène (O₂) étaient en dessous de ces normes de travail. Pour des travailleurs plus âgés, cette situation peut devenir encore plus contraignante, car ils ont habituellement une capacité cardiorespiratoire diminuée et, par conséquent, ils utilisent à l'exercice une fraction d'O₂ plus importante que celle utilisée par des plus jeunes. L'accumulation de dioxyde de carbone (CO₂) dans un APR peut créer un inconfort et affecter différemment les utilisateurs. Roberge *et al.* (2010) auraient observé que les niveaux de CO₂ transcutané moyens des 15 dernières minutes d'utilisation d'un APR muni d'une valve expiratoire, sur une période totale d'une heure lors d'efforts légers à modérés, étaient relativement élevés (>0,45 mmHg) chez la moitié des sujets. Cette rétention de CO₂ chez certains individus pourrait être inquiétante et mériterait d'être étudiée davantage s'il s'avère qu'elle continue d'augmenter avec le port prolongé d'un APR. Les individus avec une personnalité de type anxieuse seraient particulièrement sensibles à une inspiration de CO₂, et cela pourrait déclencher une attaque de panique (Morgan, 1983). En matière de sécurité du travail, une augmentation de la concentration de CO₂ à l'intérieur d'un APR peut causer une sensation de dyspnée chez l'utilisateur, le poussant à retirer partiellement ou complètement son masque et l'exposant ainsi aux contaminants. Kim *et al.* (2013) ont aussi observé une augmentation du taux de CO₂ transcutané variant entre 1,7 et 3,0 mmHg, qui serait causée par le port du masque. Ces chercheurs concluent que ces augmentations de la réponse cardiaque et des concentrations de CO₂ obtenues lors du port d'un APR de type filtrant demeurent relativement faibles et seraient généralement bien tolérées par les personnes en bonne santé lors d'une activité physique modérée d'une heure. Roberge *et al.* (2012) suggèrent que les personnes qui manifestent une intolérance au port d'un APR pourraient se soumettre à une surveillance du CO₂ transcutané et à un test de provocation par inhalation de CO₂ à 35 % avec une seule respiration afin de déterminer si la rétention de CO₂ est la source de leurs symptômes.

2.2.2 Effets physiques et thermiques

Le confort physique associé au port des APR, comme les pressions mécaniques exercées sur la peau du visage, semble être un facteur déterminant de l'acceptation du travailleur de porter un APR dans les situations pour lesquelles les risques de contamination sont perçus comme étant moins importants. Une enquête menée dans le secteur médical par Locatelli *et al.* (2014) suggère que plusieurs intervenants ne portent pas un APR en raison de l'inconfort ressenti lorsque celui-ci est porté durant une période prolongée. Certaines des personnes interrogées pouvaient même décrire les caractéristiques physiques des masques qu'elles identifiaient comme étant la source des inconforts. Selon ces chercheurs, l'évaluation du confort et de la tolérance au port de l'APR devrait idéalement se faire au cours des essais d'ajustement, d'autant plus que l'APR sera encore plus difficile à supporter en situation réelle de travail. Par exemple, des conditions de chaleur et d'humidité relative élevées peuvent conduire à une sudation importante qui aura pour effet d'augmenter la sensation d'inconfort et d'accentuer certains problèmes cutanés tels que l'acné (Jouannique *et al.*, 1993).

Selon Locatelli *et al.* (2014), une des raisons les plus fréquemment citées pour expliquer l'intolérance et l'inutilisation des APR de type filtrant serait l'inconfort lié à l'accumulation de chaleur sur la peau du visage. Plusieurs recherches ont fait état de l'augmentation de la température dans l'APR comme l'une des causes de cet inconfort (DuBois *et al.*, 1990; Enerson *et al.*, 1967; Jones, 1991). Une température de la lèvre supérieure plus élevée que 34 °C contribuerait à une perception d'inconfort thermique au niveau du visage (Gwosdow *et al.*, 1989), mais ne se répercuterait pas sur la température interne selon DuBois *et al.* (1990). Ces derniers soutiennent que, pour une même surface, la tête permet un échange thermique deux fois plus important que celui du corps (DuBois *et al.*, 1990). L'APR ne permet pas à la région qu'il recouvre de procéder à des échanges thermiques à cause de sa conception et des matériaux qui le constituent (Caretto et Gardner, 1999). L'augmentation de la température (entre 1 et 5 °C selon les études) des régions couvertes par le masque a été observée à des températures ambiantes élevées (35 °C et 90 % d'humidité relative, Johnson *et al.*, 1997), mais également à des températures confortables avec une humidité relative importante (entre 18,5 et 21,5 °C et entre 48 et 67 % d'humidité relative, Laird *et al.*, 2002). James *et al.* (1984) soulèvent le point qu'il est peu probable que le port d'un APR ait un effet important sur la thermorégulation, étant donné que la surface couverte par le masque ne représente qu'un faible pourcentage de la surface du corps, même avec les plus gros masques. Par contre, il est possible que les mécanismes de thermorégulation respiratoire soient perturbés par le port de l'APR, ce qui pourrait expliquer les sensations de chaleur intense ressenties à l'intérieur du masque que rapportent les travailleurs. Selon Hanson (1974), les voies respiratoires peuvent également contribuer à une perte de chaleur par la convection et l'évaporation respiratoire. Ces mécanismes sont responsables d'environ 10 % des échanges thermiques du corps dans des conditions normales (Hanson, 1974).

Dans une étude réalisée avec le port d'un masque complet, les auteurs ont observé que l'APR entraîne une transition de la respiration nasale vers la respiration buccale (Harber *et al.*, 1997). Ce changement affecterait les échanges thermiques respiratoires ainsi que le microclimat à l'intérieur de l'APR. L'expiration nasale permettrait de récupérer une partie de la chaleur et près d'un tiers de la vapeur d'eau expirée. Sans cette absorption, il y a une augmentation de l'humidité et de la chaleur dans l'APR qui contribue à augmenter la perception de chaleur. De plus, la respiration nasale serait responsable d'environ 46 % des pertes de chaleur du cerveau (Rasch *et al.*, 1991). Roberge *et al.* (2012) suggèrent aussi que la respiration nasale entraîne probablement moins de chaleur et d'humidité retenues dans le microclimat des APR et peut avoir des effets favorables sur le refroidissement de certaines structures cérébrales. Selon eux, il est souhaitable, du point de vue thermique, de promouvoir la respiration nasale par le biais d'une formation des travailleurs. Selon Niinimaa *et al.* (1980), il serait possible de préserver une respiration nasale seulement lors d'un effort modéré. Mais à des intensités d'effort plus élevées, la respiration buccale devient plus intuitive, car elle permet une inspiration plus rapide.

Un autre des problèmes qui peut se développer avec certains APR est l'accumulation de condensation dans le masque. Elle est due à l'humidité et à la chaleur de l'expiration, ainsi qu'à la différence de température entre le microclimat du masque et le milieu extérieur (Li *et al.*, 2006). Roberge *et al.* (2010a) n'ont pas observé de différences significatives de condensation entre des pièces faciales filtrantes N95 avec et sans valve d'expiration. Bien que la valve d'expiration soit en partie conçue pour réduire l'accumulation d'humidité dans le masque, ces auteurs suggèrent que cet effet pourrait se manifester à des intensités d'effort plus élevées que celles qu'ils ont utilisées dans leur étude. Plus récemment, Roberge *et al.* (2012) mentionnaient aussi l'importance d'étudier la respirabilité des matériaux de filtration. Il existe probablement un compromis entre la respirabilité (perméabilité à la vapeur d'eau et à l'air) et l'efficacité de la filtration qui est essentielle pour réduire le risque d'exposition aux particules nocives et aux agents infectieux. Améliorer les propriétés des matériaux de filtration afin d'assurer une respirabilité optimale qui pourrait conduire à une réduction du taux d'humidité dans l'espace mort des APR aurait sûrement une incidence sur le confort et la tolérance.

2.2.3 Effets perceptivomoteurs

La littérature est contradictoire lorsqu'il est question des effets des APR sur les fonctions cognitives. Des études ont mentionné qu'il y avait des effets significatifs (AlGhamri, 2012), alors que d'autres avancent qu'il n'y a pas d'effets notables (Zimmerman *et al.*, 1991). L'étude de l'effet cognitif est très pertinente pour des situations de travail (Caretti, 1999). L'employé, dans le cadre de ses fonctions, a des tâches à accomplir et des décisions à prendre. Une erreur ou une mauvaise décision peut avoir de graves conséquences, notamment sur le plan de sa sécurité en présence des risques associés à l'utilisation de machinerie lourde ou d'outils mécaniques.

L'étude de Caretti (1999) avait pour objectif de mesurer les effets du port d'un masque facial complet sur plusieurs tâches cognitives à l'aide de tests effectués en laboratoire lors d'un effort à faible intensité. La performance cognitive a été mesurée par des tâches de temps de réaction, des tâches de calcul mental et des questions de raisonnement logique. Les résultats de cette étude ont montré que le port d'APR, bien qu'il augmente le temps de réaction, ne semblait pas affecter la réalisation des autres tâches. L'effet des APR sur les fonctions cognitives semblerait négligeable, du moins lors d'efforts à faible intensité.

Une autre étude, effectuée avec différents types de masques, a révélé un nombre d'erreurs significativement plus élevé dans des tâches cognitives avec le port de masques qui couvraient le visage (AlGhamri, 2012). L'auteur mentionnait que cette observation pourrait être en partie attribuée au champ de vision, qui est limité par ce type d'APR. L'opinion subjective des participants soutenait que le port du masque recouvrant le visage induisait un effet négatif sur leur performance dans une tâche cognitive comme la prise de décision ou une résolution de problème. Une autre conclusion de cette étude spécifie que le port du masque aurait un effet sur la vigilance, mais seulement à des températures ambiantes supérieures à 30 °C.

Les masques ont également un effet sur les aspects perceptivomoteurs, c'est-à-dire qu'ils ont une influence sur la capacité de l'utilisateur à comprendre une information et à produire la réaction motrice adéquate. Lors d'une étude sur trois types de masque (pièce faciale filtrante, demi-masque filtrant et masque complet à adduction d'air) avec des étudiants universitaires, Zimmerman *et al.* (1991) ont montré que le port d'un APR affectait la stabilité main-bras et les

temps de mouvement davantage que la précision. Ces effets étaient notables pour le masque complet et, dans une moindre mesure, pour le demi-masque filtrant. Comme mentionné plus haut au sujet des tâches cognitives, les masques interféraient sur la prise d'information visuelle lorsqu'ils recouvraient le visage.

Selon Williams *et al.* (2010), le port d'un APR pourrait causer des problèmes de vigilance à cause de l'augmentation de la concentration en CO₂ qui est contenue à l'intérieur. Ces chercheurs suggèrent aussi qu'une diminution de la concentration d'oxygène présente dans ce microenvironnement peut aussi passer inaperçue par l'utilisateur et conduire à une perte de conscience sans avertissement. L'étude de Wu *et al.* (2011) suggère que le port d'un demi-masque en élastomère muni de deux cartouches filtrantes de type P100 augmenterait significativement le niveau d'anxiété lors de la réalisation de tâches de travail simulées. Lors de situations d'urgence, qui ont généralement pour effet d'entraîner des réponses physiologiques importantes, le port d'un masque peut causer une sensation d'inconfort extrême (vision affectée, stress thermique augmenté et pression mécanique douloureuse sur le visage) pouvant provoquer une réaction de panique chez l'utilisateur.

3. OBJECTIFS

Le but de ce projet de recherche exploratoire était d'évaluer objectivement les contraintes physiologiques, physiques et perceptivomotrices associées au port d'un APR de type demi-masque équipé d'un filtre P100 selon l'importance de l'effort physique, de la température et de l'humidité relative ambiantes dans des conditions environnementales contrôlées. Cette recherche visait à identifier des situations climatiques dans lesquelles le port d'un masque du type P100 pourrait devenir problématique pour la santé des travailleurs. En effet, l'effort physique et des conditions climatiques chaudes et humides semblent être des variables importantes à considérer pour comprendre pourquoi les travailleurs ne portent pas toujours leur APR dans ces conditions de pénibilité. Ces variables peuvent entraîner un inconfort et inciter les travailleurs à ne pas porter leur APR malgré les risques auxquels ils s'exposent.

Pour ce faire, l'étude a été réalisée en trois volets, ayant chacun les objectifs spécifiques suivants :

Volet 1 et volet 2 :

- Évaluer l'effet du port d'un APR de type demi-masque avec filtre P100 sur les contraintes physiologiques et perceptivomotrices des participants lors de tests d'effort progressif réalisés
 - dans trois conditions de température ambiante pour le volet 1;
 - dans trois conditions d'humidité relative ambiante pour le volet 2.

Volet 3 :

- Évaluer l'effet de quatre différents modèles d'APR de type demi-masque avec filtre P100 sur les contraintes physiologiques et perceptivomotrices des participants lors de tests d'effort progressif réalisés dans des conditions de température et d'humidité relative constantes;
- Évaluer l'inconfort causé par le port prolongé des quatre modèles d'APR.

4. MÉTHODOLOGIE

4.1 Sujets et critères d'inclusion

Huit participants masculins ont été recrutés sur une base volontaire pour chacun des trois volets de ce projet de recherche. Ils étaient inscrits au programme des sciences de l'activité physique de l'Université du Québec à Montréal (UQAM). Le Tableau 2 présente leurs principales caractéristiques. Ces sujets étaient en mesure de réaliser les tests expérimentaux, lesquels exigeaient un effort physique de marche sur un tapis roulant, mais ne requéraient aucune expérience de travail particulière. Ils n'avaient d'ailleurs aucune expérience de travail avec le port d'un APR. Cette situation avait l'avantage d'assurer un jugement plus neutre lors de l'évaluation subjective des APR pour le volet 3. Les participants étaient non-fumeurs et ils devaient remplir un questionnaire QAAP afin de s'assurer de leur état de santé (Warburton *et al.*, 2011). Ils avaient tous réussi un essai d'ajustement selon la norme CSA-Z94.4-F11³ avec les APR utilisés dans l'étude. Ils devaient se soumettre à un test progressif d'estimation de la consommation maximale d'oxygène (VO₂ max) sur tapis roulant et obtenir un résultat se situant entre 40 et 65 ml/kg/min.

Tableau 2. Caractéristiques moyennes des sujets pour les volets 1, 2 et 3 (écart-type entre parenthèses)

Volet	Âge (ans)	Taille (cm)	Poids (kg)	VO2 max estimé (ml/kg/min)
Volet 1	24,6 (± 3,0)	180,1 (± 6,4)	78,1 (± 4,5)	53,6 (± 6,8)
Volet 2	21,7 (± 1,5)	178,0 (± 9,6)	70,8 (± 9,1)	51,3 (± 4,7)
Volet 3	22,2 (± 2,2)	177,7 (± 4,3)	76,0 (± 8,8)	50,1 (± 3,9)

Le test de prédiction sous-maximal du VO₂ max utilisé était le test à la marche de Balke (Balke et Ware, 1959) sur tapis roulant présenté à l'annexe A. Selon le principe de la spécificité, pour bien mesurer la capacité cardiorespiratoire, le test de prédiction sous maximale du VO₂ max devait être réalisé dans des conditions s'approchant le plus possible de celles retenues par les tests choisis pour l'étude (Wilmore *et al.*, 2009). La valeur du VO₂ max a été extrapolée à partir d'un test de prédiction sous-maximal jusqu'à 85 % de la fréquence cardiaque maximale afin d'éviter des problèmes de santé pour le sujet (Scherrer *et al.*, 1981). Dans des conditions climatiques normales (23 °C), la fréquence cardiaque croît linéairement en fonction de la consommation d'oxygène (Lepretre *et al.*, 2004; Wilmore *et al.*, 2009). Ainsi, la consommation d'oxygène à la fréquence cardiaque maximale a été estimée à l'aide d'une courbe de régression linéaire (VO₂ max estimé). En tout temps durant le test sous-maximal et les autres tests, l'expérimentation était interrompue lorsque le participant atteignait 85 % de sa fréquence cardiaque maximale [(220-l'âge)*85 %] (American College of Sports Medicine - ACSM, 2000).

³ CAN/CSA-Z94.4-F11 - Choix, utilisation et entretien des appareils de protection respiratoire. (2011).

À noter que tous les participants des volets 1, 2 et 3 ont terminé l'intégralité des expérimentations qui leur étaient demandées.

4.2 Conditions expérimentales des trois volets

4.2.1 Conditions à l'effort

Pour contrôler l'effort physique des sujets, des tests de marche de 30 minutes sur un tapis roulant (modèle Pulsar 3p, h/p/cosmos) ont été réalisés (Figure 2). La vitesse du tapis a été fixée à 6 km/h et sa pente a été ajustée toutes les cinq minutes de façon à obtenir six paliers allant de 30 à 80 % du coût cardiaque relatif (CCR). Pour être en mesure d'ajuster, pour chaque participant, la pente du tapis de façon à obtenir un effort progressif de 30 à 80 % du coût cardiaque relatif (CCR) avec la vitesse établie, il fallait mesurer la relation entre l'effort demandé (pente du tapis) et le CCR correspondant, lors du test de prédiction du VO_2 du participant. Les valeurs stables de la fréquence cardiaque mesurées lors de la dernière minute de chaque palier ont permis de définir, à l'aide d'une régression linéaire, les pentes du tapis correspondantes à ces six niveaux d'effort.



Figure 2. Vues d'un sujet instrumenté et de l'équipement à l'intérieur de la chambre climatique.

Le CCR permet de limiter la variabilité intra-individuelle liée au rythme basal en tenant compte de la fréquence cardiaque de repos (FC_{repos}), de la fréquence cardiaque maximale prédite du sujet ($FC_{max} = 220 - l'âge$) (ACSM, 2000) et de la fréquence cardiaque à laquelle l'activité est effectuée ($FC_{travail}$). L'équation (1) présente le calcul permettant de convertir les valeurs de fréquence cardiaque en coût cardiaque relatif.

$$CCR = \frac{(FC_{travail} - FC_{repos})}{(FC_{max} - FC_{repos})} \quad (1)$$

4.2.2 Volet 1

Des conditions avec et sans APR ont été évaluées à trois températures (23 °C, 29 °C et 35 °C), représentatives de celles que l'on retrouve habituellement au Québec durant la période estivale. La température de 35 °C a été choisie comme maximum puisqu'elle est légèrement supérieure aux températures généralement rencontrées durant les périodes de canicule. Ces tests ont eu lieu dans une chambre climatique où l'humidité relative était maintenue à 50 % (± 5 %). L'APR utilisé était en élastomère muni de deux filtres P100 neufs de type *pancake* (Tableau 3). Six conditions expérimentales ont été réalisées selon un ordre aléatoire par chacun des huit sujets qui participaient à l'étude :

1. Test 30 à 80 % du CCR avec la température de 23 °C sans APR
2. Test 30 à 80 % du CCR avec la température de 29 °C sans APR
3. Test 30 à 80 % du CCR avec la température de 35 °C sans APR
4. Test 30 à 80 % du CCR avec la température de 23 °C avec APR
5. Test 30 à 80 % du CCR avec la température de 29 °C avec APR
6. Test 30 à 80 % du CCR avec la température de 35 °C avec APR

4.2.3 Volet 2

Des conditions avec et sans APR étaient évaluées pour trois valeurs d'humidité relative (30 %, 50 % et 80 %). Les tests se déroulaient dans une chambre climatique à l'intérieur de laquelle la température ambiante était de 29 °C. L'APR utilisé était le même modèle que celui utilisé dans le volet 1, soit un APR en élastomère avec deux filtres P100 neufs de type *pancake* (Tableau 3). Six conditions expérimentales étaient réalisées selon un ordre aléatoire par chacun des huit sujets participant à ce volet de l'étude :







1. Test 30 à 80 % du CCR avec l'humidité relative à 30 % sans APR
2. Test 30 à 80 % du CCR avec l'humidité relative à 50 % sans APR
3. Test 30 à 80 % du CCR avec l'humidité relative à 80 % sans APR
4. Test 30 à 80 % du CCR avec l'humidité relative à 30 % avec APR
5. Test 30 à 80 % du CCR avec l'humidité relative à 50 % avec APR
6. Test 30 à 80 % du CCR avec l'humidité relative à 80 % avec APR

4.2.4 Volet 3

À la suite d'une consultation auprès des membres du comité de suivi du projet, quatre différents modèles de demi-masque équipé de filtres de type P100 ont été identifiés comme étant parmi les plus utilisés chez des entreprises du secteur de la construction (Tableau 3). Ces APR ont été évaluées à une température de 29° et 50 % d'HR. Quatre conditions expérimentales étaient réalisées selon un ordre aléatoire par chacun des huit sujets qui participaient à ce volet de l'étude :

1. Test 30 à 80 % du CCR avec APR A en élastomère et filtre de type *pancake* (AEFP)
2. Test 30 à 80 % du CCR avec APR A en silicone et filtre de type *pancake* (ASFP)
3. Test 30 à 80 % du CCR avec APR B en élastomère et filtre à coque rigide (BEFCR)
4. Test 30 à 80 % du CCR avec APR B en silicone et filtre à coque rigide (BSFCR)

Tableau 3. Caractéristiques des APR utilisés pour le volet 3

Modèle d'APR			Filtre
AEFP	APR A élastomère		« <i>Pancake</i>
ASFP	APR A silicone		
BEFCR	APR B élastomère		Coque rigide
BSFCR	APR B silicone		

4.3 Variables mesurées

4.3.1 Variables physiologiques

Plusieurs variables ont été mesurées afin d'évaluer la réponse physiologique associée au port de l'APR.

4.3.1.1 Oxymétrie cérébrale relative

La spectroscopie dans le proche infrarouge a été utilisée pour mesurer le niveau de saturation cérébrale en oxygène. Cette technique non invasive permet de mesurer localement la saturation de l'hémoglobine cérébrale en oxygène (rSO_2) (SenSmart™ Modèle X-100, Nonin), par l'utilisation d'un capteur (rSO_2 8004CA SenSmart™ EQUANOX™) positionné sur l'angle fronto-temporal gauche, au-dessus des yeux. Les longueurs d'onde laser émises (730 nm, 760 nm, 810 nm et 880 nm) pénètrent la boîte crânienne et se trouvent dispersées par la substance cérébrale où une partie spécifique du spectre est absorbée par l'hémoglobine oxygénée et une autre par l'hémoglobine réduite. La quantité de lumière réfléchie et le spectre d'absorption permettent de calculer la teneur en oxygène de la zone cérébrale explorée. Les valeurs normales de la rSO_2 à l'état éveillé oscillent généralement entre 60 et 75 %. Afin d'obtenir une mesure comparative entre les différentes conditions, les valeurs de rSO_2 ont été converties en valeurs relatives, c.-à-d. que les valeurs de rSO_2 mesurées lors du premier palier ont servi de référence « zéro » et les paliers suivants ont été calculés selon l'équation (2). Cette opération a permis de réduire la variation observée de la rSO_2 de départ causée par le repositionnement d'un nouveau capteur entre les différentes conditions.

$$rSO2\ relatif = rSO2\ palier\ n - rSO2\ palier\ 1 \quad (2)$$

4.3.1.2 Température corporelle interne

La température corporelle interne a été mesurée grâce à une sonde jetable (Core Temperature Pill) ingérée par les participants. Elle fournit une lecture de la température centrale aux 15 secondes. Les données ont été recueillies à l'aide de l'appareil Equival™ LifeMonitor (modèle LM1000, Bio-Lynx Scientific Equipment) avec une précision de $\pm 0,1$ °C.

4.3.1.3 Fréquence cardiaque

La fréquence cardiaque moyenne (FC) a été mesurée aux 15 secondes avec un cardiofréquencemètre (POLAR Model RS800). La fonction principale de la fréquence cardiaque est d'augmenter le débit cardiaque afin de fournir l'oxygène nécessaire aux muscles actifs (Wilmore *et al.*, 2009).

4.3.2 Variables liées à l'utilisation de l'APR

4.3.2.1 Concentrations de dioxyde de carbone et d'oxygène à l'intérieur de l'APR

Pour les mesures de dioxyde de carbone et d'oxygène à l'intérieur de l'APR, deux appareils ont été utilisés (CO₂ sensor model p61-B, et O₂ analyser model S3-A/L, AEI Technologies, Naperville, Illinois). Un tuyau de raccordement de 2 mm de diamètre a été disposé à travers la membrane polymère du masque près du nez et de la bouche, et il était raccordé aux analyseurs de gaz en passant par une cellule d'homogénéisation de 500 ml. Ces modifications n'ont pas affecté l'étanchéité des APR, car les raccordements de la tubulure disposée à travers la membrane élastomère ont été scellés par un joint compressif (Figure 3). L'étanchéité du système de chaque APR a été vérifiée lors du test d'ajustement de l'APR où les tuyaux de raccordement ont été bouchés. Roberge *et al.* (2010) ont utilisé cette technique afin de mesurer les concentrations de gaz contenues dans le volume mort de l'APR. Cette méthode expérimentale a permis de mesurer l'évolution des concentrations moyennes de CO₂ et d'O₂ à l'intérieur de l'APR. Elle engendre cependant un décalage entre l'instant de prélèvement et la lecture des concentrations gazeuses correspondantes.

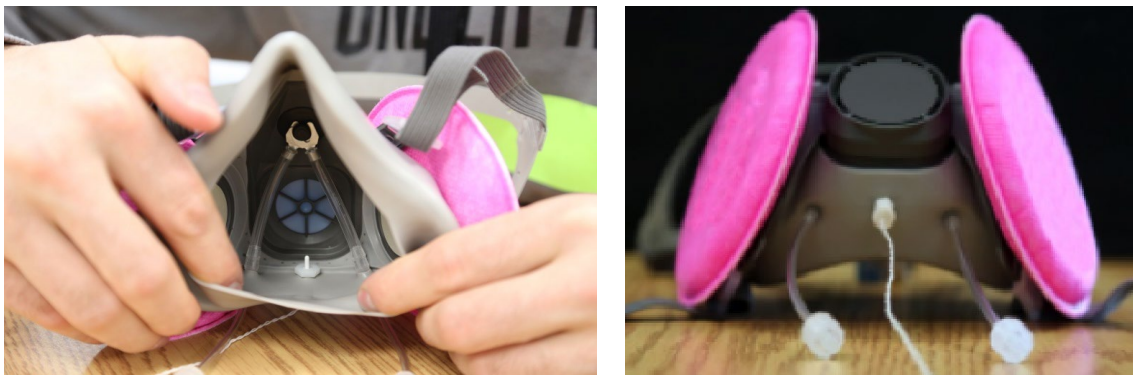


Figure 3. Montage permettant de faire l'analyse des gaz et de la température à l'intérieur de l'APR.

4.3.2.2 Fréquence respiratoire et pression téléexpiratoire

Le capnographe (LifeSense®, modèle LS1-9R, Nonin) est un appareil utilisé dans le domaine médical. La capnographie permet de mesurer la concentration de CO₂ dans les gaz respiratoires ainsi que la fréquence respiratoire. La capnographie est la représentation graphique des variations de la concentration en CO₂ (capnogramme) dans les gaz respiratoires. Les trois déterminants de la pression téléexpiratoire en CO₂ (EtCO₂) sont la production métabolique de CO₂, son transport vers les poumons par la circulation sanguine et son élimination par la ventilation pulmonaire. L'interprétation des données de la capnographie repose sur la valeur numérique de la concentration de CO₂ maximale en fin d'expiration. L'évaluation de la fréquence respiratoire est obtenue à partir de déchantillons du CO₂ en fin d'expiration. Lors des conditions sans masque, une canule nasale (Airlife Nasal Oxygen Cannula, CardinalHealth) a été insérée dans le nez du participant. Avec l'APR, les prélèvements étaient réalisés en continu avec une tubulure passant à travers la partie en élastomère de l'APR. L'étanchéité du système de chaque APR a été vérifiée lors du test

d'ajustement où les tuyaux de raccordement étaient bouchés. Cette méthode permet d'analyser la différence de concentration de CO₂ entre l'air inspiré et l'air expiré à chaque cycle respiratoire en temps réel *breath-to-breath* en plus de mesurer la fréquence respiratoire.

4.3.2.3 Température de l'air à l'intérieur de l'APR

La température dans le microclimat au niveau du visage scellé par l'APR a été mesurée par une sonde miniature (BN-TEMP-B-XDCR, BIOPAC Systems, Inc.) placée dans le masque (Figure 3). Elle était reliée à un émetteur télémétrique (modèle : BN-TX SKT2) qui était installé sur le harnais de sécurité lors de l'instrumentation du sujet. Les données ont été recueillies à une fréquence de 125 Hz et étaient transmises à un système d'acquisition (BIOPAC MP150). Pour les conditions sans APR, la température était mesurée à quelques centimètres du nez du sujet.

4.3.3 Variable psychophysique

Des tests psychophysiques ont aussi été utilisés lors de la réalisation de l'étude pour connaître la perception des participants de l'intensité de l'effort des différentes conditions expérimentales. L'échelle utilisée lors de ces tests est l'échelle de Borg 6-20 (Borg *et al.*, 2017; annexe B). Cette échelle est principalement utilisée dans les situations où les contraintes physiques ressenties par les participants sont principalement associées à l'augmentation de la fréquence cardiorespiratoire. L'échelle 6-20 correspond au fait que chez les jeunes adultes, la fréquence cardiaque varie généralement de 60 à 200 battements par minute. C'est la plage possible entre l'état de repos et la fréquence cardiaque maximale. Durant toute la durée de l'expérimentation, le participant devait transmettre à l'expérimentateur sa perception de l'effort physique toutes les 5 minutes, soit à la fin de chacun des paliers, en pointant le niveau inscrit sur un panneau situé près de lui, à droite du tapis roulant. Pour un test de 30 minutes, six mesures ont été prises pour évaluer la progression de l'effort cardiorespiratoire ressenti.

4.3.4 Variables perceptivomotrices

Le participant devait réaliser deux tâches perceptivomotrices pour vérifier l'effet de l'APR sur le traitement de l'information et le contrôle moteur. Au préalable, une période de pratique était allouée afin de réduire les effets de l'apprentissage. Le participant devait s'exercer sur les deux tâches perceptivomotrices jusqu'à ce qu'un plateau soit atteint sur le plan de la performance. Le critère d'atteinte de ce plateau était d'obtenir trois essais avec moins de 2 % d'amélioration de la performance.

4.3.4.1 Temps de réaction

La première tâche était une évaluation du temps de réaction dans une situation de stimuli-réponse à quatre choix. Pour se faire, quatre lumières étaient disposées dans le champ visuel du sujet (Figure 4). À l'illumination de l'une d'elles, le participant devait appuyer sur l'un des quatre interrupteurs correspondants disposés sur les deux supports pour les mains. Le temps de réaction mesuré représentait la période entre l'apparition de la lumière et l'enfoncement de l'interrupteur par le participant. Les tests de temps de réaction comportaient 20 essais (20 illuminations d'une des quatre lumières) pour une durée totale d'environ deux minutes et ils étaient effectués à la deuxième minute de chacun des paliers. La moyenne des 10 meilleurs

résultats était retenue pour les analyses statistiques. Le choix de ce paradigme expérimental s'appuie sur la loi de Hick-Hyman (Hyman, 1953) selon laquelle le temps de réaction est proportionnel au logarithme du nombre d'alternatives.



Figure 4. Montage utilisé pour les tests de temps de réaction.

4.3.4.2 Temps de mouvement

La deuxième tâche portait sur la capacité des participants à réaliser des mouvements rapides et précis. Le participant devait atteindre en alternance avec le bout de son index deux cibles de 15 mm de diamètre espacées de 500 mm à partir de leur centre, un maximum de fois en 15 secondes (Figure 5). Selon la loi de Fitts, cette disposition des cibles permet d'obtenir un indice de difficulté (ID) relativement élevé de six bits (Fitts, 1954; Hoffmann, 1995). L'ID est calculé à partir du logarithme binaire de l'amplitude de mouvement (A) et de la largeur de la cible (W) de la manière suivante :

$$ID = \log_2 2A/W \quad (3)$$

La tâche du temps de mouvement était réalisée à deux moments, soit juste avant le départ de la marche sur le tapis roulant (préexpérimentation) ainsi qu'à la fin du test de marche (postexpérimentation). À chaque fois, le participant devait réaliser trois essais. Le décompte des contacts sur la cible en 15 secondes était fait manuellement lors du traitement de données. La variable retenue était le temps de mouvement moyen entre les deux cibles.

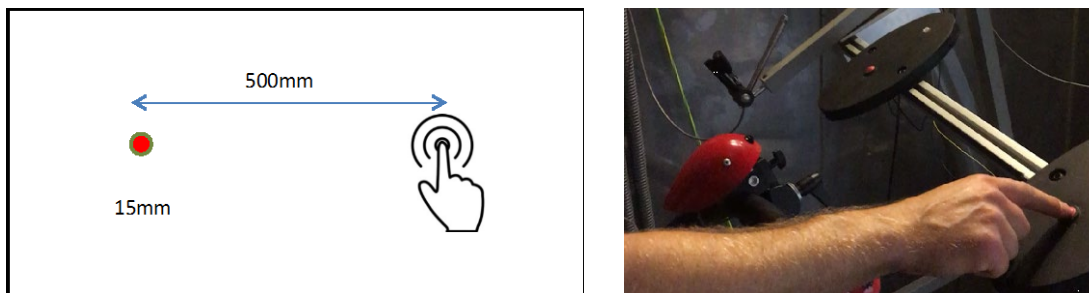


Figure 5. Montage utilisé pour les tests de temps de mouvement.

4.3.5 Mesures de l'inconfort (volet 3)

Le volet 3 comportait une évaluation de l'inconfort que pouvait causer les quatre modèles d'APR lorsqu'ils étaient portés durant une journée complète de huit heures. Dans la présente étude, l'inconfort représente seulement les pressions mécaniques exercées par l'APR sur le visage. Le port de l'APR était réalisé selon l'horaire suivant, qui comprenait quatre périodes d'utilisation durant la journée : 90 minutes avec l'APR (période 1), 20 minutes de pause sans APR, 90 minutes avec l'APR (période 2), 60 minutes de pause sans APR, 90 minutes avec l'APR (période 3), 20 minutes de pause sans APR, et 90 minutes avec l'APR (période 4). Ces périodes d'utilisation étaient réalisées dans les locaux de l'université, dans des conditions de température à 23 °C et d'humidité relative à 50 %. Bien que ces conditions expérimentales ne représentent pas la réalité des conditions de travail que l'on retrouve habituellement dans le domaine de la construction, elles avaient l'avantage de permettre aux sujets de se concentrer plus facilement sur la source et l'évolution de l'inconfort ressenti durant la journée. Des photos du visage des sujets ont été prises avant et après chacune des périodes d'utilisation des APR, afin de pouvoir observer les marques de pressions mécaniques exercées sur la peau du visage. La Figure 6 présente un exemple des marques observées après le port d'un APR pendant une période de 90 minutes. Après chaque période d'utilisation de l'APR, les sujets devaient faire une évaluation du niveau d'inconfort ressenti à l'aide d'une échelle visuelle analogue, seulement pour les régions où un inconfort était perçu (Figure 6). Les cotes psychophysiques indiquées par les participants ayant ressentis de l'inconfort ont été transposées sur une échelle de 1 à 10, puis moyennées pour chaque région du visage. Plus la cote est élevée, plus l'inconfort ressenti est important. Le délai entre le port pendant une journée complète de chacun des APR testés était de sept jours.

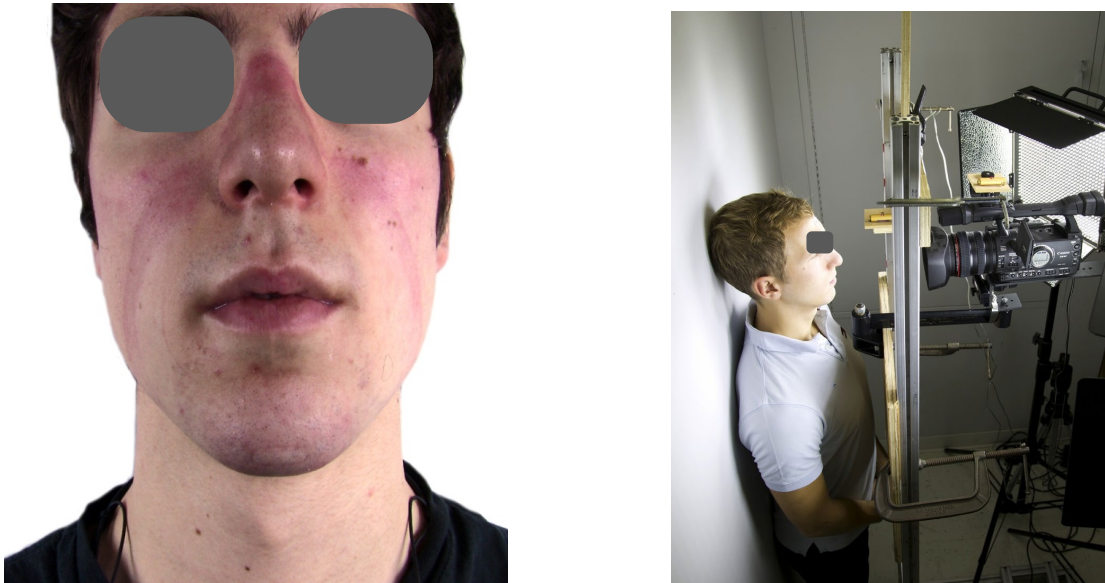


Figure 6. Représentation des marques laissées sur le visage d'un participant et de l'appareillage utilisé pour la prise des photos.

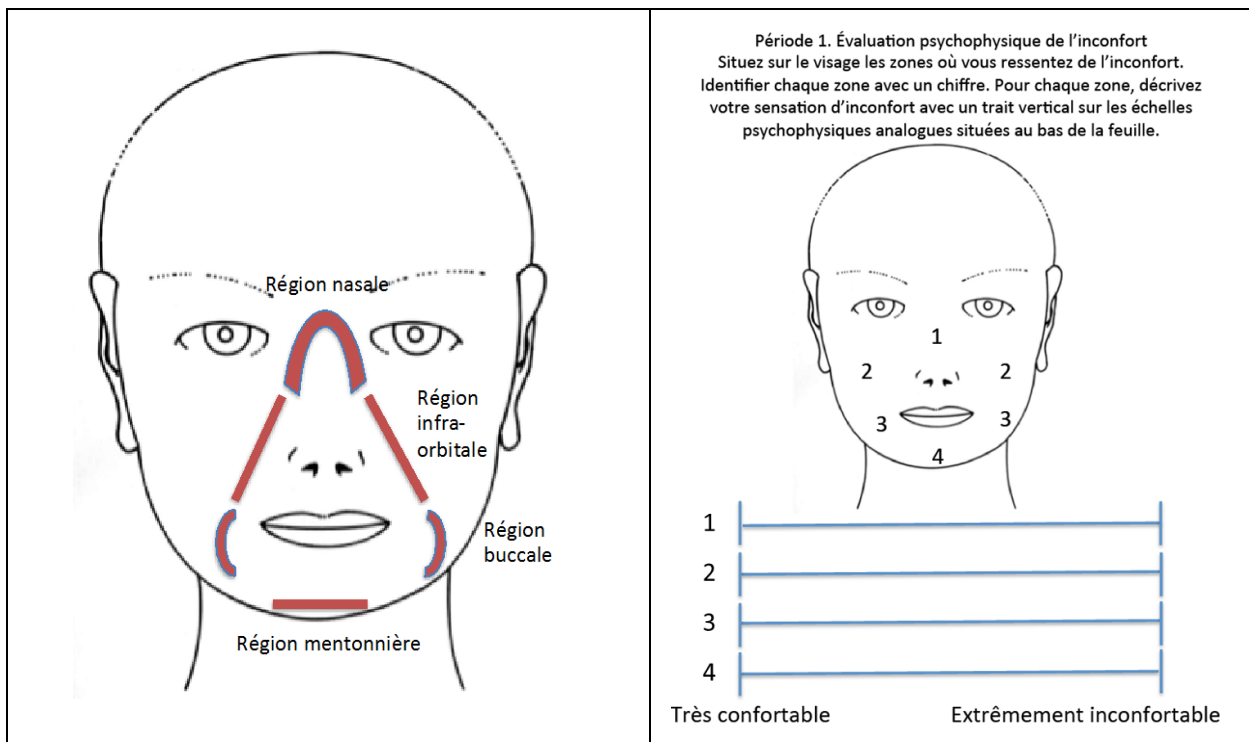


Figure 7. Représentation des régions du visage et de l'évaluation psychophysique de l'inconfort sur une échelle visuelle analogue lors de la première période d'évaluation.

4.4 Procédure lors du test à l'effort pour les trois volets

Les expérimentations ont eu lieu dans une chambre climatique. Pour que les participants effectuent les expérimentations dans les mêmes conditions ambiantes, les valeurs de température et d'humidité relative (HR) devaient se maintenir à ± 1 °C et ± 5 % respectivement, par rapport aux conditions souhaitées. Les conditions ambiantes ont été mesurées toutes les minutes de chaque test à l'aide d'un moniteur d'environnement thermique (QuestTEMP° 32) mesurant l'indice de température au thermomètre à globe à boule humide (indice WBGT, Wet Bulb Globe Temperature). Le capteur du moniteur était installé dans la chambre climatique au moins 10 minutes avant le début des tests, et était positionné à une distance de 1,80 m du participant.

La journée des tests, les sujets devaient respecter les consignes suivantes :

- Ne pas faire d'exercices soutenus (pas de pratique sportive ou d'entraînement musculaire ou cardiovasculaire) 24 heures avant l'évaluation;
- Ne pas prendre de repas 2 heures avant l'évaluation;
- Ne pas prendre de drogue ou de stimulant 12 heures avant l'évaluation;
- Faire la liste de la nourriture ingérée 12 heures avant l'évaluation;
- Boire 1 litre d'eau 2 heures avant le test et 500 ml 30 minutes avant le test;
- Porter la même tenue sportive (short, t-shirt et chaussures de course) lors des tests;
- Être bien rasé pour les expérimentations.

Chacun des tests débutait par l'accueil du participant durant lequel le journal alimentaire des 12 heures précédentes a été recueilli. Le sujet a été questionné pour confirmer qu'il avait respecté les conditions de l'expérimentation (hydratation, ne pas avoir consommé de stimulant dans les 12 h qui précèdent, etc.). La sonde pour mesurer la température interne du corps était ingérée ainsi que 500 ml d'eau. Par la suite, le participant était instrumenté. L'instrumentation prenait environ 15 minutes. Un délai de 45 minutes après l'ingestion de la sonde était recommandé par le fournisseur pour obtenir des données de la température interne corporelle fiable. Par la suite, le sujet était installé dans la chambre climatique.

Avant et après le test à l'effort, le sujet devait réaliser un test perceptivomoteur. Les tests débutaient par 5 minutes d'acclimatation aux conditions expérimentales. Ensuite, le sujet débutait l'échauffement en marchant 5 minutes sur un tapis roulant à une vitesse de 5 km/h avec une inclinaison de 0 %. Une fois l'échauffement terminé, le test à l'effort débutait. Le sujet pouvait mettre fin au test à tout moment en appuyant sur un interrupteur placé sur une rampe du tapis roulant. Pour les trois volets, les tests ont été poursuivis durant 30 minutes, à moins qu'un des critères d'arrêt suivants fût atteint :

- Arrêt volontaire du participant ou de l'expérimentateur (fatigue ou symptômes de troubles liés à la contrainte thermique en ambiance chaude);
- Fréquence cardiaque dépassant 85 % de la FC maximale estimée;
- Température interne supérieure à 39 °C;
- Oxymétrie cérébrale inférieure à 50 %.

Une fois le dernier palier terminé, le participant effectuait un retour au calme actif. L'inclinaison du tapis retournait à 0 % et la vitesse diminuait progressivement jusqu'à l'immobilisation. Un minimum de 3 jours d'intervalle était respecté entre les expérimentations pour un même participant afin de lui permettre une récupération complète.

Lors de chacun des paliers, le sujet effectuait les tâches de temps de réaction à partir de la deuxième minute de chaque palier. Ce test avait une durée d'environ deux minutes. Lors des 15 dernières secondes de chacun des paliers, le participant était questionné sur sa perception subjective de l'effort selon l'échelle de Borg. Il était ensuite informé du changement de palier et de l'augmentation de l'inclinaison du tapis. Le sujet devait se positionner pour effectuer la tâche de Fitts dès l'immobilisation du tapis.

4.5 Analyses statistiques

Pour les mesures physiologiques que sont les fréquences cardiaque et respiratoire, la température de l'air inspiré, la température interne, la concentration en O₂ à l'intérieur de l'APR, la concentration de CO₂ à l'intérieur de l'APR, la pression téléexpiratoire, ainsi que la saturation cérébrale en oxygène, les données récoltées lors des expérimentations ont été traitées avant d'être soumises à des analyses statistiques. Cette étape a permis de lisser les données par une régression (polynomiale pour la saturation cérébrale en oxygène, et linéaire pour les autres mesures physiologiques) et de normaliser la fréquence d'échantillonnage des appareils de mesure. À partir des courbes de régression, seules les données des 30 dernières secondes de chacun des paliers ont été moyennées et utilisées pour les analyses subséquentes afin de limiter l'effet de l'ajustement des variables physiologiques à l'effort durant les premières minutes d'un palier.

Les analyses statistiques ont été réalisées à l'aide du logiciel statistique GraphPad Prism 7.04. Des analyses de la variance à deux facteurs (*two-way ANOVA*) avec mesures répétées ont été réalisées sur les variables dépendantes suivantes : la fréquence cardiaque, la fréquence respiratoire, la perception de l'effort, la température à l'intérieur de l'APR, la température corporelle interne, les concentrations moyennes en O₂ et en CO₂ à l'intérieur de l'APR, la rSO₂, l'EtCO₂, le temps de réaction ainsi que le temps de mouvement pour évaluer l'intensité des contraintes physiologiques associées au port d'APR de type demi-masque avec filtre P100. Le niveau de confiance a été établi à 95 % ($p < 0,05$).

Pour le volet 1, les premières analyses de la variance ont été réalisées pour évaluer les effets d'interaction entre les conditions avec et sans APR et les trois températures ambiantes (23°, 29° et 35 °C) avec la valeur moyenne des six niveaux du CCR. Les deuxièmes analyses ont servi à évaluer l'interaction entre les conditions avec et sans APR et les six niveaux de charge physique (30, 40, 50, 60, 70 et 80 % du CCR) pour chacune des trois températures ambiantes étudiées (23°, 29° et 35 °C).

De même, pour le volet 2, les premières analyses de la variance ont été réalisées pour évaluer les effets d'interaction entre les conditions avec et sans APR et les trois niveaux d'humidité relative (30 %, 50 % et 80 %) avec la valeur moyenne des six niveaux du CCR. Les deuxièmes analyses ont servi à évaluer l'interaction entre les conditions avec et sans APR et les six niveaux de charge physique (30, 40, 50, 60, 70 et 80 % du CCR) pour chacun des trois niveaux d'humidité relative (30 %, 50 % et 80 %).

Pour le volet 3, des analyses de la variance ont été réalisées pour évaluer les effets d'interaction entre les six niveaux de charge physique (30, 40, 50, 60, 70 et 80 % du CCR) et les quatre modèles d'APR (AEFP, ASFP, BEFCR et BSFCR).

Des analyses par comparaisons multiples (tests *two-stage step-up method of Benjamini, Krieger, and Yekutieli*, Benjamini *et al.*, 2016) ont permis de comprendre les interactions significatives entre les facteurs et les niveaux étudiés ($q < 0,05$). Dans tous les graphiques qui sont présentés dans la section 1, les barres d'erreur indiquent les intervalles de confiance, et les données notées d'un astérisque (*) indiquent que les valeurs avec et sans le port d'un APR sont significativement différentes.

5. RÉSULTATS ET DISCUSSIONS

5.1 Résultats du volet 1

Le Tableau 4 présente les résultats des analyses statistiques ANOVA à deux facteurs avec mesures répétées pour les différentes variables dépendantes et les facteurs utilisés dans le volet 1. La première section du tableau porte sur l'interaction entre l'effet de la température ambiante et le port de l'APR avec des valeurs d'intensité de l'effort moyennées. L'autre section concerne l'interaction entre l'intensité de l'effort et le port de l'APR aux températures ambiantes de 23 °C, 29 °C et 35 °C.

Tableau 4. Synthèse des analyses statistiques ANOVA à deux facteurs avec mesures répétées pour le volet 1 (* p<0,05)

Variable	Facteur	Valeur p	Facteur	Valeur p		
				23 °C	29 °C	35 °C
Perception de l'effort (Borg)	Température	0,0338*	Effort	<0,0001*	<0,0001*	<0,0001*
	APR	<0,0001*	APR	0,0034*	0,0007*	0,0001*
	Interaction	0,2833	Interaction	0,7657	0,5933	0,0054*
Fréquence cardiaque (FC)	Température	0,0012*	Effort	<0,0001*	<0,0001*	<0,0001*
	APR	0,0610	APR	0,1766	0,1454	0,0723
	Interaction	0,0984	Interaction	>0,9999	>0,9999	>0,9999
Température corporelle interne	Température	0,0855	Effort	0,0016*	<0,0001*	<0,0001*
	APR	0,1168	APR	0,1728	0,1337	0,0772
	Interaction	0,0847	Interaction	0,9906	0,6348	0,9228
Fréquence respiratoire (FR)	Température	0,2045	Effort	0,9785	0,5371	0,5962
	APR	0,0047*	APR	0,0012*	0,2981	0,0028*
	Interaction	0,0103*	Interaction	0,0006*	0,3519	0,0003*
Concentration O ₂	Température	0,2117	Effort	>0,9999	0,9947	0,6245
	APR	<0,0001*	APR	<0,0001*	<0,0001*	<0,0001*
	Interaction	0,1447	Interaction	0,9222	0,7368	0,2630
Concentration CO ₂	Température	0,4758	Effort	0,5763	0,8211	0,9580
	APR	<0,0001*	APR	<0,0001*	<0,0001*	<0,0001*
	Interaction	0,4483	Interaction	0,9721	0,9985	>0,9999
Pression téléexpiratoire en CO ₂ (EtCO ₂)	Température	0,4897	Effort	0,5251	0,0072*	0,1447
	APR	<0,0001*	APR	<0,0001*	<0,0001*	<0,0001*
	Interaction	0,6946	Interaction	0,1719	0,0009*	0,8526
Oxymétrie rSO ₂	Température	<0,0001*	Effort	0,8826	0,0097*	0,0205*
	APR	0,5886	APR	0,0011*	0,0633	0,5321
	Interaction	0,0191*	Interaction	0,6692	0,7591	0,7301
Température de l'air inspiré	Température	<0,0001*	Effort	0,9998	0,9766	0,9432
	APR	<0,0001*	APR	<0,0001*	<0,0001*	0,0004*
	Interaction	<0,0001*	Interaction	0,9998	0,9766	0,9432
Temps de mouvement	Température	0,9073	Effort	0,7921	0,6339	0,7455
	APR	0,0795	APR	0,8440	0,0803	0,3708
	Interaction	0,0228*	Interaction	0,0290*	0,4475	0,1694
Temps de réaction	Température	0,7883	Effort	0,9998	0,9980	0,9901
	APR	0,3231	APR	0,6026	0,0580	0,6950
	Interaction	0,8546	Interaction	0,4780	0,9276	0,9276

Les sous-sections suivantes présentent seulement les résultats auxquels les analyses statistiques ont permis d'observer des différences significatives pour le facteur APR ou une interaction de celui-ci avec les autres facteurs.

5.1.1 Perception psychophysique de l'effort

La première ANOVA à deux facteurs avec mesures répétées a permis de déceler une différence significative de la perception psychophysique de l'effort avec l'échelle de Borg pour le facteur température ($p=0,0338$) et le facteur APR ($p<0,0001$) (Tableau 4). L'analyse ne démontre pas d'effet d'interaction entre ces deux facteurs ($p=0,2833$). Le port de l'APR augmente donc la perception de l'effort fourni par les participants, mais cet effet serait seulement additif pour les trois températures (Figure 8a). Cette perception d'un effort plus grand avec l'APR n'a pas été corroborée de manière significative par l'analyse de la fréquence cardiaque (pour cette variable, $p=0,0610$ pour le facteur APR).

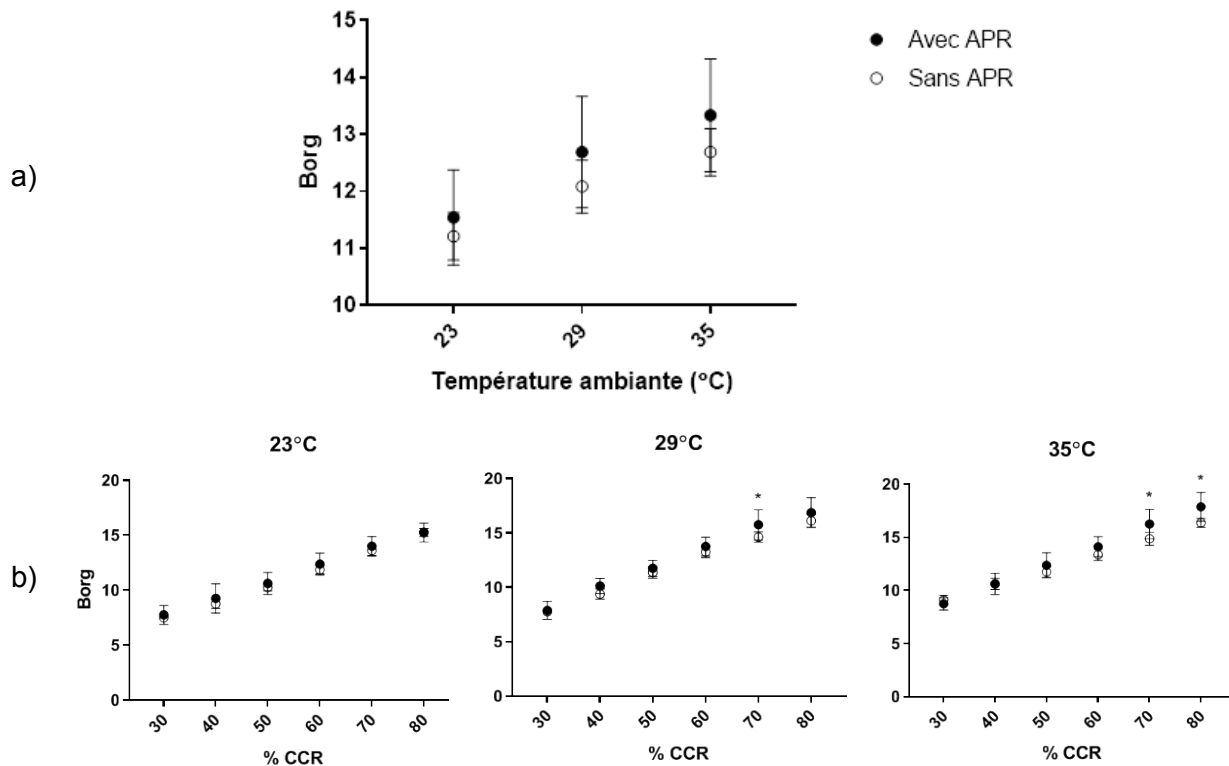


Figure 8. Perception psychophysique de l'effort, avec et sans le port d'un APR : a) selon la température ambiante; b) selon l'intensité de l'effort dans les conditions ambiantes de température à 23 °C, à 29 °C et à 35 °C (* $p<0,05$).

La deuxième ANOVA a permis de déceler une différence significative dans la perception psychophysique de l'effort pour les facteurs APR et effort pour les trois températures ($p\leq 0,0034$, Tableau 4). Une interaction entre les facteurs APR*effort a été significative à 35 °C seulement ($p=0,0054$). Le port de l'APR tend à augmenter la perception de l'effort chez les participants (Figure 8b). L'analyse par comparaisons multiples pour le facteur APR semble indiquer que la condition avec APR à 35 °C engendre une perception de l'effort supérieure par rapport à la

condition sans APR pour les intensités de 70 % du CCR ($q=0,0014$) et de 80 % du CCR ($q=0,0010$).

5.1.2 Fréquence respiratoire

La première ANOVA a permis de déceler une différence significative de la fréquence respiratoire pour le facteur APR ($p<0,0047$) et l'interaction température*APR ($p=0,0103$) (Tableau 4). La deuxième ANOVA a montré qu'une différence significative du facteur APR était présente pour les conditions réalisées à 23 °C ($p=0,0012$) et à 35 °C ($p=0,0028$) et qu'une interaction entre les facteurs APR*effort était aussi présente pour les mêmes conditions (à 23 °C, $p=0,0006$; à 35 °C, $p=0,0003$). Le port de l'APR tend à augmenter la fréquence respiratoire lorsque l'intensité de l'effort devient plus importante (Figure 9). L'analyse par comparaisons multiples semble indiquer que la condition avec APR engendre une fréquence respiratoire supérieure par rapport à la condition sans APR pour les intensités d'effort de 70 % du CCR (à 23 °C, $q=0,0042$; à 35 °C, $q=0,0002$) et de 80 % du CCR (à 23 °C, $q=0,0049$; à 35 °C $q=0,0002$).

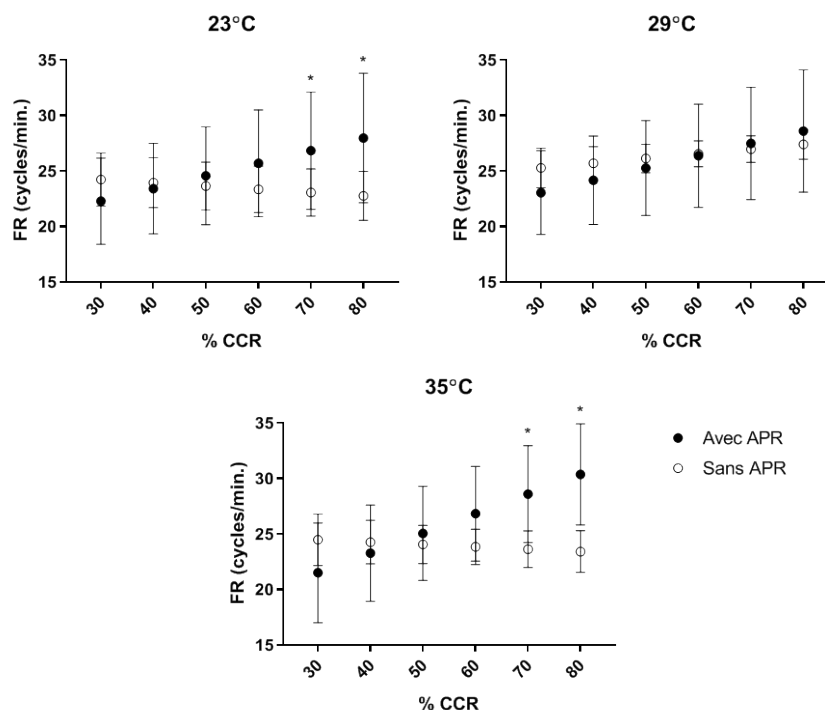


Figure 9. Fréquence respiratoire avec et sans le port d'un APR selon l'intensité de l'effort dans les conditions ambiantes de température à 23 °C, à 29 °C et à 35 °C (* $p<0,05$).

5.1.3 Température de l'air inspiré

La première ANOVA a permis de déceler une différence significative de la température de l'air inspiré pour les facteurs température ($p < 0,0001$) et APR ($p < 0,0001$) ainsi qu'une interaction entre ces deux facteurs ($p < 0,0001$) (Tableau 4). L'interaction significative démontre que l'écart de température de l'air inspiré entre les conditions avec et sans APR augmente proportionnellement avec la baisse de température de l'air ambiant (Figure 10). À 35 °C, la température à l'intérieur de l'APR est légèrement inférieure à la température ambiante.

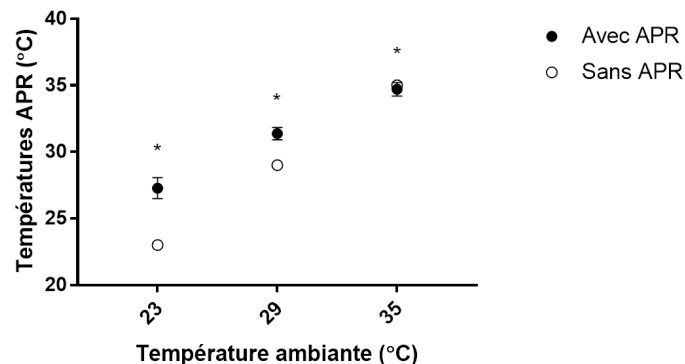


Figure 10. Température de l'air inspiré avec et sans le port d'un APR selon la température ambiante (* $p < 0,05$).

5.1.4 Concentrations d'oxygène et de dioxyde de carbone à l'intérieur de l'APR

Les ANOVA ont permis de déceler des différences significatives des concentrations d'O₂ et de CO₂ pour le facteur APR seulement ($p < 0,0001$), alors que ni le facteur température ni l'interaction température*APR n'a eu d'effet (Tableau 4). Les analyses par comparaisons multiples ont donné des différences significatives entre les conditions avec et sans APR. Les concentrations moyennes en O₂ et en CO₂ mesurées à l'intérieur de l'APR étaient de 17,4 % et 2,9 % respectivement, alors que celles mesurées à l'intérieur de la chambre climatique lors des tests étaient de 20,5 % et 0,1 % respectivement. Ces valeurs étaient constantes pour toutes les températures ambiantes évaluées et les intensités d'effort.

5.1.5 Oxymétrie cérébrale (rSO₂) relative

La première ANOVA a montré que le facteur APR n'avait pas d'effet sur l'oxymétrie cérébrale relative, mais que le facteur température ($p < 0,0001$) et l'interaction température*APR ($p = 0,0191$) avaient un effet significatif (Tableau 4). En observant les résultats de la deuxième ANOVA, on remarque qu'une différence significative est présente pour le facteur APR seulement à 23 °C ($p = 0,0011$). Un effet est aussi mesuré pour le facteur effort à 29 °C ($p = 0,0097$) et à 35 °C ($p = 0,0205$). L'analyse par comparaisons multiples ne montre pas de différences significatives entre les moyennes d'oxymétrie cérébrale relative mesurées avec et sans APR pour aucune des intensités de l'effort dans toutes les conditions de température (Figure 11).

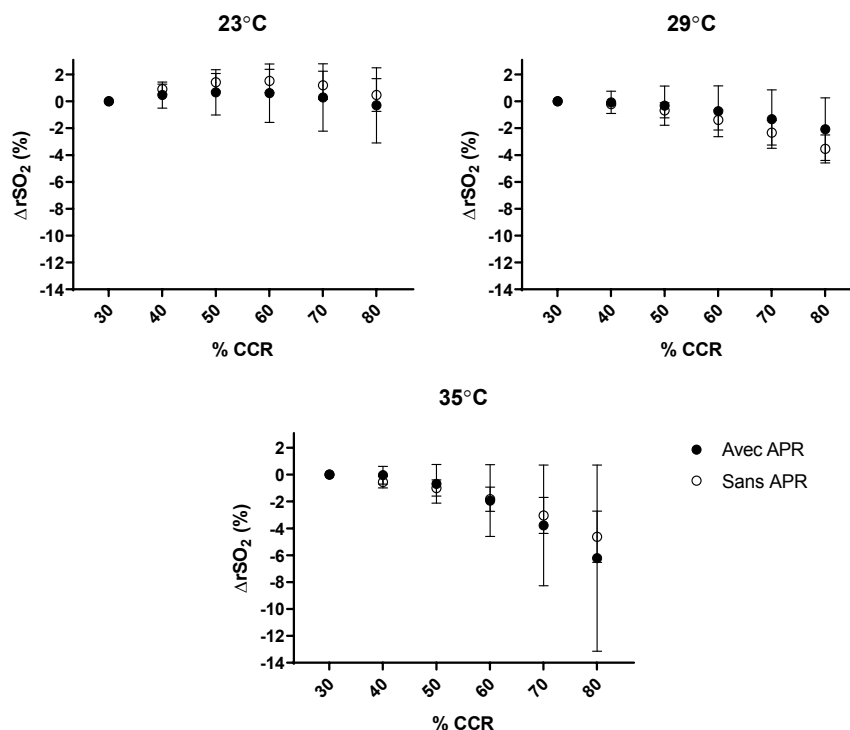


Figure 11. Oxymétrie cérébrale relative selon l'intensité de l'effort avec et sans le port d'un APR dans les conditions ambiantes de température à 23 °C, à 29 °C et à 35 °C.

5.1.6 Pression téléexpiratoire en dioxyde de carbone ($EtCO_2$)

Les ANOVA ont permis de déceler une différence significative uniquement pour le facteur APR ($p < 0,0001$) (Tableau 4). La pression téléexpiratoire en CO_2 moyenne mesurée était d'environ 40 à 41 mmHg avec le port de l'APR, et autour de 29 mmHg sans APR et ce, pour toutes les températures ambiantes testées.

5.1.7 Variables perceptivomotrices

Pour le temps de mouvement moyen, les ANOVA n'ont pas permis de déceler de différence significative pour le facteur APR ($p = 0,0795$) ni le facteur effort ($p = 0,9073$) (Tableau 4). La Figure 12 présente le temps de mouvement moyen pour les différentes conditions de port d'APR réalisée avant (pré) et après (post) l'effort physique. L'analyse par comparaisons multiples a permis de percevoir une différence significative entre les conditions avec et sans APR pour les essais avant l'effort physique seulement ($p = 0,0228$). Le port d'un APR a réduit la performance de 0,02 seconde, soit 0,61 seconde avec APR et 0,59 seconde sans APR.

Pour le temps de réaction moyen, les ANOVA réalisées selon les différentes conditions évaluées n'ont pas permis de déceler de différence significative pour aucun des facteurs : APR, température et intensité de l'effort.

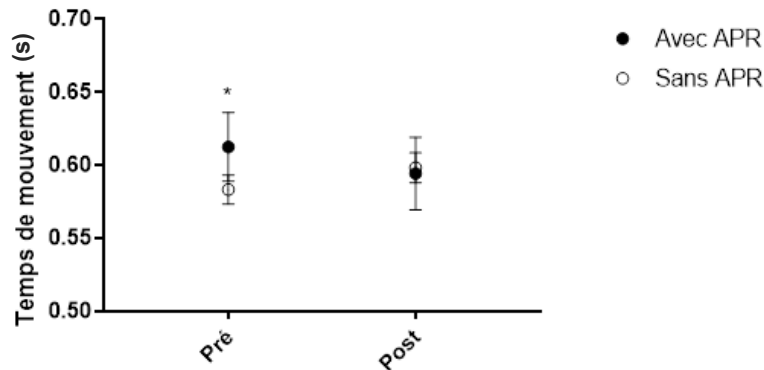


Figure 12. Temps de mouvement moyen pour les différentes conditions du port d'APR réalisées avant (pré) et après (post) l'effort physique (* $p < 0,05$).

5.2 Discussion sur le volet 1

L'objectif de ce volet était d'évaluer l'effet du port d'un APR sur différentes variables physiologiques dans différentes températures ambiantes (23 °C, 29 °C et 35 °C). Plus spécifiquement, ce volet devait démontrer qu'une augmentation de la chaleur ambiante produit un effet d'interaction plus important avec l'intensité de la charge physique lorsque le masque est porté. Cette démarche expérimentale, réalisée dans un environnement très contrôlé (niveaux d'effort et températures ambiantes), visait donc à mesurer l'impact réel sur l'humain des interactions pouvant exister entre ces facteurs.

Les résultats des analyses statistiques démontrent que la température ambiante et l'APR ont augmenté la perception de l'effort chez les participants sans toutefois avoir d'interaction entre ces deux facteurs. L'APR semblerait seulement causer un effet additif à la température ambiante qui aurait pour conséquence d'augmenter la perception de l'effort. Dans ce volet, cette perception d'un effort plus grand avec l'APR n'est pas corroborée par l'analyse de la fréquence cardiaque. Les résultats démontrent que la fréquence respiratoire avec le port de l'APR augmente continuellement lorsque l'intensité de l'effort devient plus importante, alors qu'elle demeure relativement stable dans les conditions sans APR. Kim *et al.* (2013) avaient également observé que le port d'un APR de type N95 élevait la fréquence respiratoire lorsque les participants marchaient pendant 1 heure. L'augmentation de la fréquence respiratoire ou du volume courant sont les deux variables physiologiques qui permettent d'assurer une ventilation pulmonaire adéquate lorsque la demande physiologique augmente. Malheureusement, il était impossible de mesurer le volume courant lors des conditions avec APR sans affecter la résistance respiratoire ainsi que le poids de l'APR. L'augmentation de la fréquence respiratoire semble avoir été le moyen utilisé par l'ensemble des participants pour compenser l'espace mort de l'APR et permettre une ventilation pulmonaire adéquate.

L'analyse des gaz à l'intérieur de l'APR donne des concentrations moyennes en O₂ de 17,4 %, alors qu'elles sont de 20,5 % dans l'air ambiant. Le port d'un APR affecte donc les concentrations en oxygène disponibles. Ces résultats sont comparables à ceux de Roberge *et al.* (2010a et 2010b) qui avaient utilisé la même méthode afin d'échantillonner les concentrations de gaz contenues dans un APR de type N95. Ils avaient mesuré des concentrations moyennes de 16,7 % d'O₂ à l'intérieur de l'APR. Les recommandations de l'Occupational Safety and Health Administration (OSHA) concernant les concentrations en O₂

dans l'air ambiant sont fixées à 19,5 % ou plus. Quoique ces recommandations visent l'air ambiant d'un espace clos de travail et non le microenvironnement d'un APR, il n'en demeure pas moins que l'air inspiré serait déficient en O₂. Une exposition prolongée à des concentrations d'O₂ inférieures à 19,5 % peut causer une faiblesse, de la fatigue et des maux de tête (OSHA, SN-1910-134). Toutefois, il est important de considérer que cette norme ne s'applique pas au microenvironnement d'un APR. À l'intérieur de l'APR, la concentration en O₂ varie pendant les phases d'inspiration alors qu'elle est stable dans un environnement clos.

Cet abaissement de l'O₂ disponible dans le masque ne permet pas d'expliquer la baisse significative de la rSO₂ relative à mesure que l'effort augmentait lors des conditions à 29 °C et à 35 °C puisque l'effet de l'APR n'est pas significatif. Il y a seulement la condition à 23 °C lors de laquelle le port d'un APR semble avoir réduit la saturation de l'hémoglobine en oxygène lorsque l'effort augmentait. Pour les conditions à 29 °C et à 35 °C, l'augmentation de la température ambiante et de l'intensité de l'effort semble avoir eu un effet plus important pour réduire l'apport en oxygène au niveau cérébral.

Comme l'avait démontré Roberge *et al.* (2010a), le port prolongé d'un APR favorise l'augmentation de la concentration de CO₂ dans l'espace des voies respiratoires à cause de la présence d'un espace mort plus important associé à l'APR. Cette situation suggère que le CO₂ serait à nouveau inhalé par l'utilisateur et pourrait conduire à une augmentation de la fréquence respiratoire (Jouannique, 1993).

Les concentrations moyennes en CO₂ qui ont été mesurées à l'intérieur de l'APR sont de 2,9 %. Les recommandations de l'OSHA (SN-1910-134) envers les concentrations en CO₂ dans l'air ambiant sont fixées à 0,5 % et moins pour un quart de travail de 8 heures. De même que pour les concentrations en O₂ discutées précédemment, ces recommandations visent l'air ambiant d'un espace clos de travail et non le microenvironnement d'un APR. Selon l'OSHA, une exposition prolongée à des concentrations de CO₂ supérieures à 0,5 % peut causer des maux de tête et même des pertes de conscience. L'étude de Babb (1997) fait mention de difficultés d'accommodation respiratoire chez des sujets âgés (68 ± 2 ans) lors d'un effort physique dans un environnement à 3 % en CO₂. Un recensement mené par l'Institut national de recherche et de sécurité (INRS-France) révèle que les valeurs de concentrations en CO₂ pour lesquelles des effets physiologiques ont été observés ne sont pas constantes dans la littérature scientifique, variant entre 3 et 8 % (Louis, Guez *et al.*, 1999). Ainsi, le seuil de concentration en CO₂ à ne pas dépasser ne semble pas bien défini et ne s'appliquent pas au microenvironnement d'un APR.

De son côté, la mesure de l'EtCO₂ valide le fait que les concentrations de CO₂ dans l'air inspiré affectent les concentrations à l'intérieur des voies respiratoires. En effet, les résultats démontrent que la pression téléexpiratoire maximale en CO₂ lors de l'expiration est 25 % supérieure avec le port d'un APR. Kim *et al.* (2013) avaient observé une augmentation du taux de CO₂ transcutané variant entre 1,7 et 3,0 mmHg (p<0,001), qui serait causée par le port d'un demi-masque avec filtre N95. Les résultats de la présente étude démontrent que les concentrations en CO₂ sont supérieures dans les alvéoles pulmonaires à la fin de l'expiration, les échanges gazeux peuvent être réduits à cause d'un gradient de concentration plus faible entre le sang et les alvéoles. La mesure de l'EtCO₂ à l'effort demeure toutefois une mesure exploratoire. Les valeurs normales se situent entre 35 et 45 mmHg, soit très similaires aux résultats obtenus avec le port d'un APR, alors que les résultats obtenus sans APR présentent

des valeurs qui sont inférieures, soit 29 mmHg en moyenne. Il est possible que cet écart entre les conditions avec et sans APR soit dû à la méthode de mesure avec l'appareil (LifeSense®, Nonin). Cet appareil, généralement utilisé sur des patients peu mobiles ou alités, n'a pas été conçu pour une utilisation à l'effort. Dans les conditions sans APR, la mesure était prise dans le nez à l'aide d'une canule nasale. Comme une transition de la respiration nasale vers la respiration buccale peut être observée lors d'effort à haute intensité (Niinimaa *et al.*, 1980), il est probable que la mesure de l'EtCO₂ pour les conditions sans APR à des intensités d'effort élevées ait un biais expérimental. Les mesures prises dans les conditions avec le port d'APR ne sont pas affectées par ce possible biais. L'APR étant instrumenté pour permettre à l'appareil de prendre les mesures à l'intérieur du masque, les résultats ne peuvent donc pas être influencés par la transition de la respiration nasale vers la respiration buccale.

L'évaluation de la température à l'intérieur de l'APR démontre clairement la présence d'un microenvironnement qui favorise une augmentation de la température de l'air inspiré pour des températures ambiantes de 23 °C et de 29 °C. Ces résultats valident l'une des raisons les plus fréquemment citées pour expliquer l'inutilisation des APR chez les travailleurs, soit l'inconfort lié à l'accumulation de chaleur au visage (Baig *et al.*, 2010; Locatelli *et al.*, 2014). Cette accumulation de chaleur au visage augmente la température de l'air inspiré et pourrait affecter le processus de thermorégulation par convection respiratoire. Les résultats démontrent aussi que lorsque la température ambiante s'approche de la température interne (condition à 35 °C), la température à l'intérieur de l'APR deviendrait inférieure à la température ambiante. Toutefois, même si la température à l'intérieur de l'APR est supérieure dans les conditions à 23 °C et à 29 °C, les résultats n'ont pas permis de démontrer que le port d'un APR augmente la température interne du corps. L'intensité de l'effort semble avoir eu un effet beaucoup plus important sur cette variable. La durée relativement courte du port de l'APR durant les tests à l'effort pourrait également limiter les effets observés.

Les résultats des tests perceptivomoteurs ne démontrent pas que le port de l'APR influencerait le temps de réaction même avec une augmentation de l'intensité de l'effort allant jusqu'à 80 % du CCR. La facilité à exécuter la tâche de temps de réaction à quatre choix peut être mise en cause et peut expliquer l'absence de résultats significatifs. Un test plus complexe comme l'*Eriksen flanker task* aurait peut-être permis d'observer une diminution de la performance causée par le port d'un APR (McMorris et Hale, 2012; Schmit *et al.*, 2015). D'ailleurs, AIGhamri *et al.* (2013) ont démontré que le port d'un APR augmentait significativement le taux d'erreur lors de la réalisation d'un test cognitif, sans avoir d'effet sur le temps nécessaire pour accomplir la tâche.

Les résultats de la tâche de temps de mouvement ont permis de démontrer que l'APR avait un effet sur la coordination motrice lors des essais réalisés avant l'effort physique. Ces résultats pourraient s'expliquer par un effet d'apprentissage. Il est possible qu'une restriction visuelle ait incommodé davantage les participants lors de la réalisation des trois premiers essais qui étaient réalisés lors du prétest. L'apprentissage durant cette période aurait pu permettre aux participants d'établir une stratégie (p. ex., meilleur positionnement de la tête) pour réduire les contraintes visuelles lors des essais réalisés en post-test.

5.3 Résultats du volet 2

Le Tableau 5 présente les résultats des analyses statistiques ANOVA à deux facteurs avec mesures répétées pour les différentes variables dépendantes et les facteurs utilisés dans le volet 2. La première section du tableau porte sur l'interaction entre l'effet de l'humidité ambiante et le port de l'APR avec des valeurs d'intensité de l'effort moyennées. L'autre section concerne l'interaction entre l'intensité de l'effort et le port de l'APR aux conditions d'humidité relative ambiante de 30 %, 50 % et 80 %.

Tableau 5. Synthèse des analyses statistiques ANOVA à deux facteurs avec mesures répétées pour le volet 2 (* p<0,05)

Variable	Facteur	Valeur p	Facteur	Valeur p		
				30 % HR	50 % HR	80 % HR
Perception de l'effort (Borg)	HR	0,6227	Effort	<0,0001*	<0,0001*	<0,0001*
	APR	<0,0001*	APR	0,0010*	0,0014*	<0,0001*
	Interaction	0,0072*	Interaction	0,4954	0,4608	0,3947
Fréquence cardiaque (FC)	HR	0,5308	Effort	<0,0001*	<0,0001*	<0,0001*
	APR	<0,0001*	APR	<0,0001*	0,0926	<0,0001*
	Interaction	0,0058*	Interaction	0,9999	0,9221	0,9999
Température corporelle interne	HR	0,2399	Effort	<0,0001*	<0,0001*	<0,0001*
	APR	0,5821	APR	<0,0001*	0,8556	0,0009*
	Interaction	<0,0001*	Interaction	0,9996	0,8904	>0,9999
Fréquence respiratoire (FR)	HR	0,0325*	Effort	0,8452	0,7824	0,9953
	APR	<0,0001*	APR	<0,0001*	<0,0001*	<0,0001*
	Interaction	0,2243	Interaction	<0,0001*	0,0024*	0,0015*
Concentration O ₂	HR	0,0700	Effort	0,9993	0,9998	0,9473
	APR	<0,0001*	APR	<0,0001*	<0,0001*	<0,0001*
	Interaction	0,8872	Interaction	0,9257	0,8838	0,6705
Concentration CO ₂	HR	0,2229	Effort	0,9488	0,9022	0,9972
	APR	<0,0001*	APR	<0,0001*	<0,0001*	<0,0001*
	Interaction	0,2505	Interaction	>0,9999	0,9994	>0,9999
Pression téléexpiratoire en CO ₂ (EtCO ₂)	HR	0,4254	Effort	0,0074*	0,0190*	0,0446*
	APR	<0,0001*	APR	<0,0001*	<0,0001*	<0,0001*
	Interaction	0,4443	Interaction	0,1020	0,0197*	0,1869
Oxymétrie rSO ₂	HR	0,6138	Effort	0,1827	0,2167	0,1082
	APR	0,0628	APR	0,1333	0,0221*	0,7619
	Interaction	0,1698	Interaction	0,7659	0,5369	>0,9999
Température de l'air inspirée	HR	<0,0001*	Effort	0,9311	>0,9999	0,9985
	APR	<0,0001*	APR	<0,0001*	<0,0001*	<0,0001*
	Interaction	<0,0001*	Interaction	0,9311	>0,9999	0,9985
Temps de mouvement	HR	0,8028	Effort	0,8598	0,5049	0,9540
	APR	0,3782	APR	0,0152	0,1480	0,5112
	Interaction	0,0528	Interaction	0,7022	0,5731	0,6538
Temps de réaction	HR	0,6654	Effort	0,9996	0,9908	0,9977
	APR	0,5010	APR	0,1056	0,0054*	0,3843
	Interaction	0,0006*	Interaction	0,9582	0,9043	0,3206

Les sous-sections suivantes présentent seulement les résultats pour lesquels les analyses statistiques ont permis d'observer des différences significatives pour le facteur APR ou une interaction de celui-ci avec les autres facteurs.

5.3.1 Perception psychophysique de l'effort

La première ANOVA soulève des différences significatives de la perception psychophysique de l'effort avec le facteur APR ($p < 0,0001$), mais pas avec le facteur HR ($p = 0,6227$) (Tableau 5). L'analyse démontre aussi une interaction significative entre ces deux facteurs ($p = 0,0072$). L'analyse par comparaisons multiples laisse voir que la condition avec APR engendre une perception de l'effort supérieure par rapport à la condition sans APR (Figure 13a) dans toutes les conditions d'humidité relative ambiante évaluées (à 30 % d'HR, $q = 0,0011$; à 50 % d'HR, $q = 0,0010$; à 80 % d'HR, $q < 0,0001$).

La seconde ANOVA montre des différences significatives pour les facteurs APR et effort pour les trois conditions d'HR ($p \leq 0,0014$) (Tableau 5). L'analyse par comparaisons multiples permet de voir que le port de l'APR augmente la perception psychophysique de l'effort dans la condition à 80 % d'HR seulement (Figure 13b), mais pour toutes les intensités d'effort à partir de 40 % du CCR (pour les intensités de 40, 50, 60, 70 et 80 % du CCR : $q = 0,0421$, $q = 0,0055$, $q = 0,0007$, $q = 0,0018$ et $q = 0,0007$ respectivement). Une différence significative est aussi observable à 50 % d'HR, mais à l'intensité la plus élevée seulement ($q = 0,0303$).

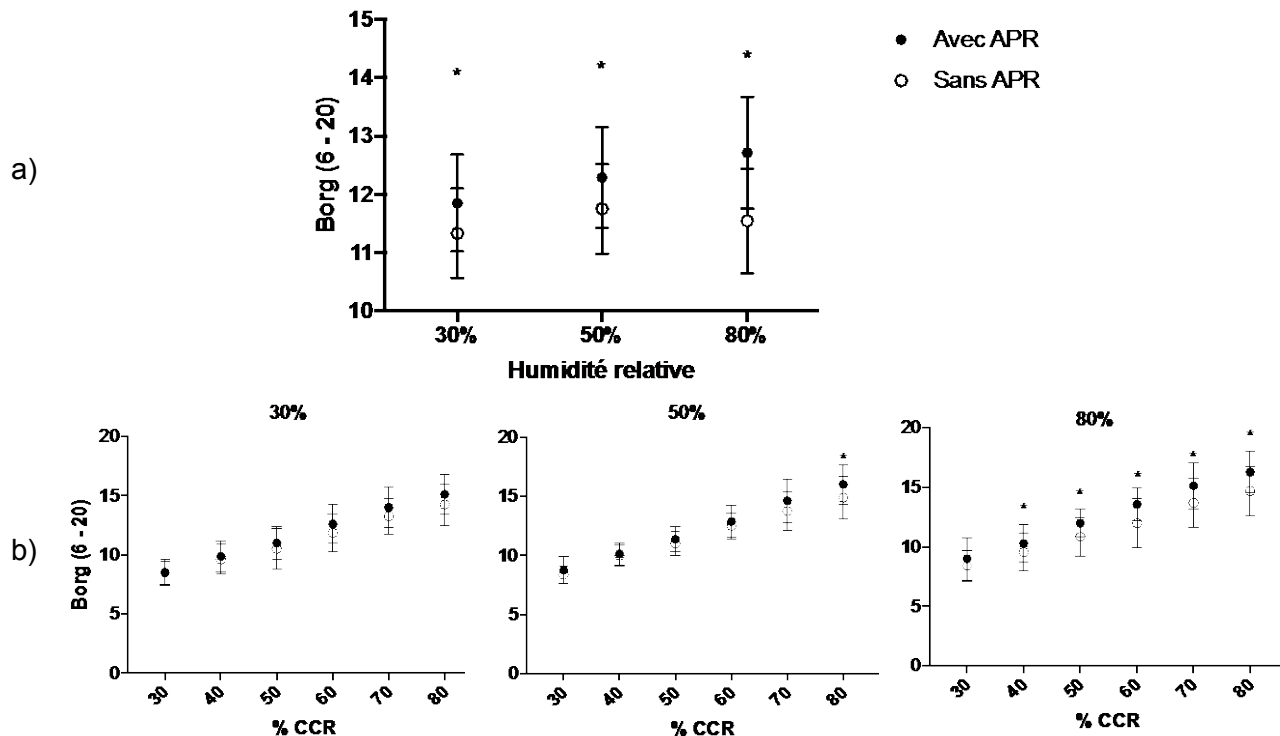


Figure 13. Perception psychophysique de l'effort, avec et sans le port d'un APR : a) selon l'humidité relative ambiante; b) selon l'intensité de l'effort dans les conditions ambiantes d'humidité relative à 30 %, à 50 % et à 80 % (* $p < 0,05$).

5.3.2 Fréquence cardiaque

La première ANOVA a permis de démontrer un effet significatif du facteur APR ($p < 0,0001$), pas d'effet pour le facteur HR ($p = 0,5308$), mais une interaction significative entre ces deux facteurs ($p = 0,0058$) (Tableau 5). L'analyse par comparaisons multiples indique que le port de l'APR augmente la FC dans toutes les conditions d'humidité relative ambiante (Figure 14a), soit à 30 % d'HR ($q = 0,0010$), 50 % d'HR ($q = 0,0192$) et 80 % d'HR ($q < 0,0001$).

La deuxième ANOVA montre un effet significatif du facteur effort ($p < 0,0001$). Elle indique également un effet du facteur APR sur les variations de la FC, avec des différences significatives dans les conditions réalisées à 30 % et à 80 % d'HR ($p < 0,0001$) et une différence proche du seuil de significativité dans la condition réalisée à 50 % d'HR ($p = 0,0926$) (Tableau 5). Aucune interaction n'est observable entre l'intensité de l'effort et le port de l'APR. L'analyse par comparaisons multiples laisse voir que le port de l'APR cause seulement un effet additif qui augmente la FC (Figure 14b) pour toutes les intensités d'effort dans la condition à 80 % d'HR ($q < 0,0062$).

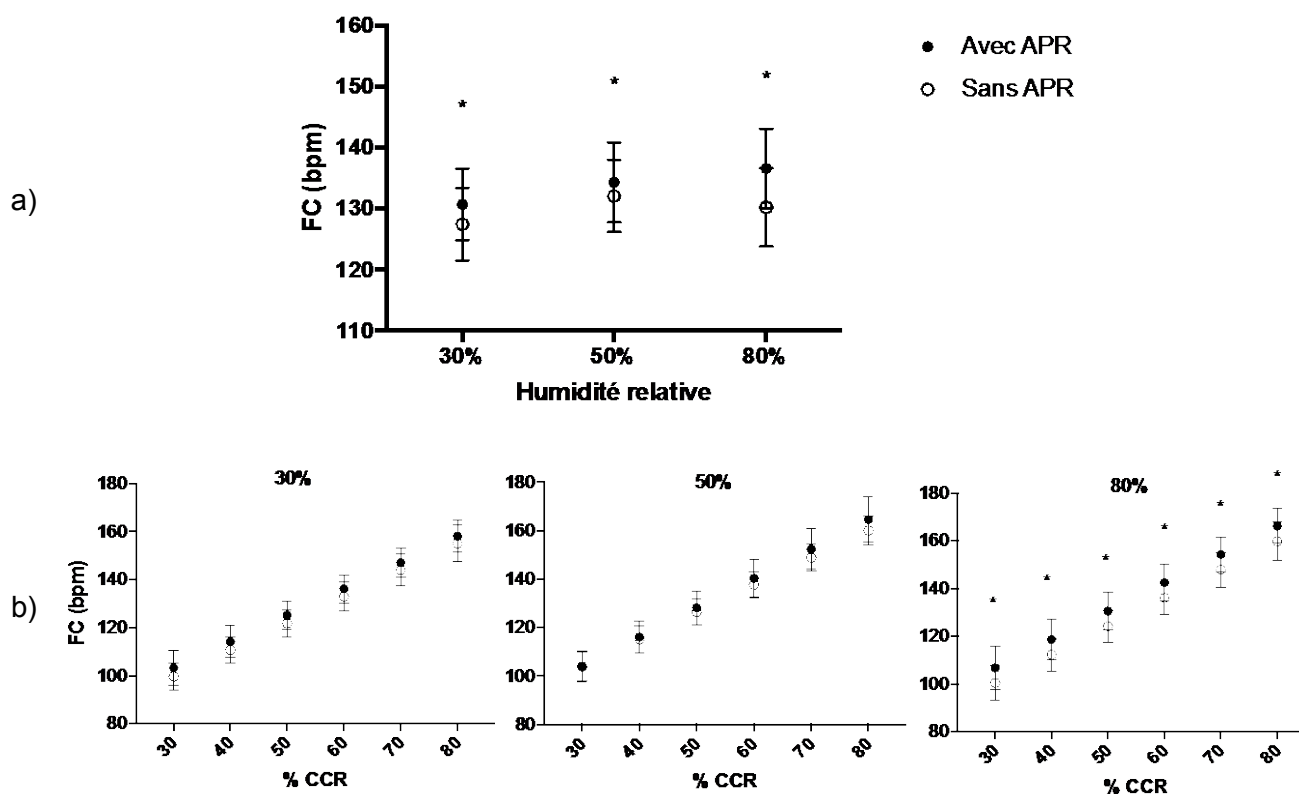


Figure 14. Fréquence cardiaque, avec et sans le port d'un APR : a) selon l'humidité relative ambiante; b) selon l'intensité de l'effort dans les conditions ambiantes d'humidité relative à 30 %, à 50 % et à 80 % (* $p < 0,05$).

5.3.3 Fréquence respiratoire

La première ANOVA met en évidence des différences significatives pour les facteurs APR ($p < 0,0001$) et HR ($p = 0,0325$), mais pas d'interaction entre les deux ($p = 0,2243$) (Tableau 5). L'analyse par comparaisons multiples montre une différence significative entre les conditions avec et sans APR (Figure 15a) à 30 % d'HR ($q < 0,0001$), à 50 % d'HR ($q = 0,0014$) et à 80 % d'HR ($q < 0,0001$).

La deuxième ANOVA permet d'identifier des différences significatives pour le facteur APR sur la FR dans les trois conditions d'humidité relative ($p < 0,0001$) (Tableau 5). Bien que l'intensité de l'effort ne cause pas de différence significative, une interaction significative entre les facteurs APR et l'intensité de l'effort est également observable dans l'ensemble des conditions d'HR ($p \leq 0,0024$). L'analyse par comparaisons multiples semble montrer que le port d'un APR entraînerait une augmentation du nombre de cycles respiratoires pour un même effort (Figure 15b). Ces différences significatives sont observables pour les intensités de l'effort allant de 60 % du CCR à 80 % du CCR pour les trois conditions d'HR ($q < 0,05$). Cette différence a également été observée à 50 % du CCR dans la condition à 30 % d'HR ($q = 0,0062$).

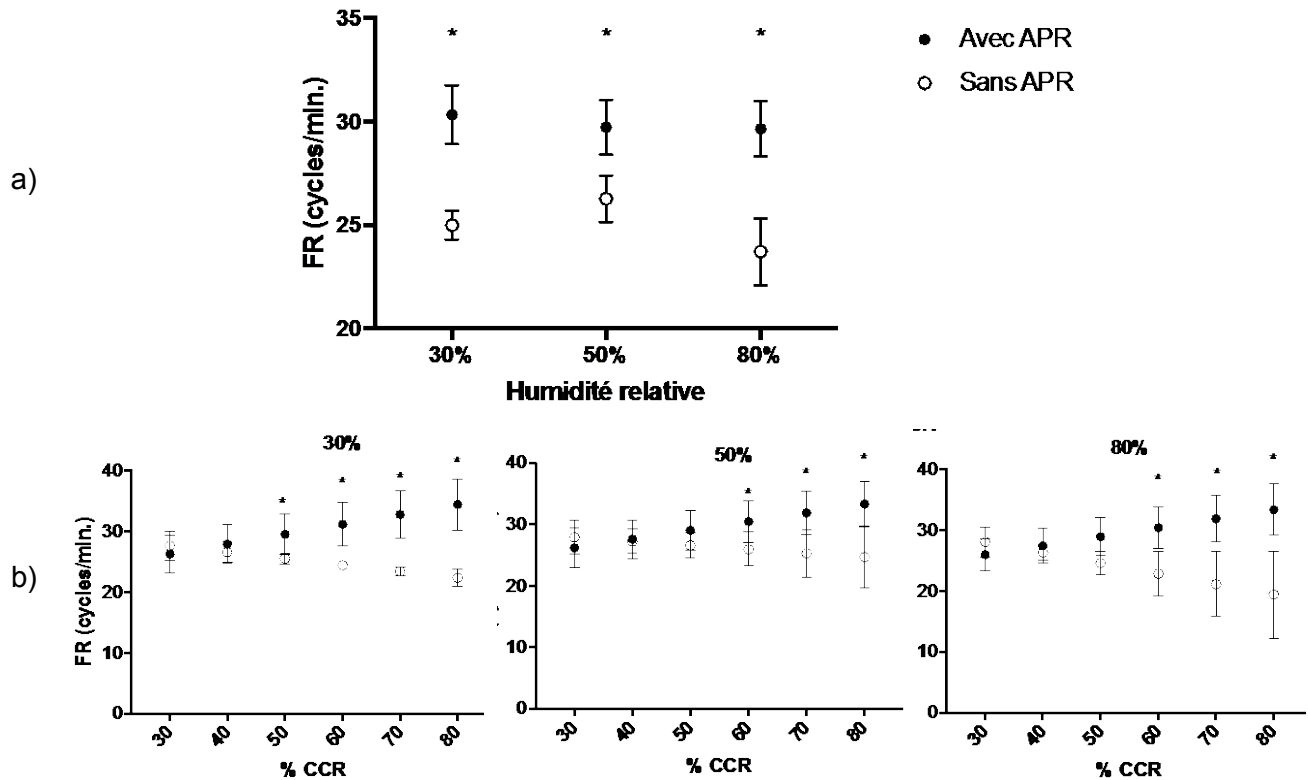


Figure 15. Fréquence respiratoire, avec et sans le port d'un APR : a) selon l'humidité relative ambiante; b) selon l'intensité de l'effort dans les conditions ambiantes d'humidité relative à 30 %, à 50 % et à 80 % (* $p < 0,05$).

5.3.4 Température corporelle interne

La première ANOVA n'a montré aucune différence significative de la température corporelle interne avec les facteurs APR ($p=0,5821$) et HR ($p=0,2399$), mais une interaction significative a été observée entre ces deux facteurs ($p<0,0001$) (Tableau 5). L'analyse par comparaisons multiples laisse voir des différences significatives causées par le port de l'APR dans les conditions à 30 % d'HR ($q<0,0001$) et à 80 % d'HR ($q<0,0001$), mais qui ne vont pas dans le même sens (Figure 16a). Quant à la condition réalisée à 50 % d'HR, les valeurs avec et sans APR sont pratiquement identiques ($q=0,3051$).

La deuxième ANOVA relève un effet significatif du facteur intensité de l'effort ($p<0,0001$) sur la température corporelle interne dans toutes les conditions d'HR (Tableau 5). L'analyse statistique soulève également une différence significative avec le facteur APR à 30 % HR ($p<0,0001$) et à 80 % HR ($p=0,0009$), alors qu'aucun effet n'est présent à 50 % HR ($p=0,8556$). Les résultats de la température corporelle interne moyenne des participants à 30 % d'HR semblent être plus élevés sans le port d'un APR pour toutes les intensités de l'effort alors qu'à 80 % d'HR le contraire peut être observé (Figure 16b). L'analyse par comparaisons multiples ne montre aucune différence significative entre les moyennes de température corporelle interne mesurées avec et sans APR pour toutes les intensités de l'effort dans toutes les conditions d'HR.

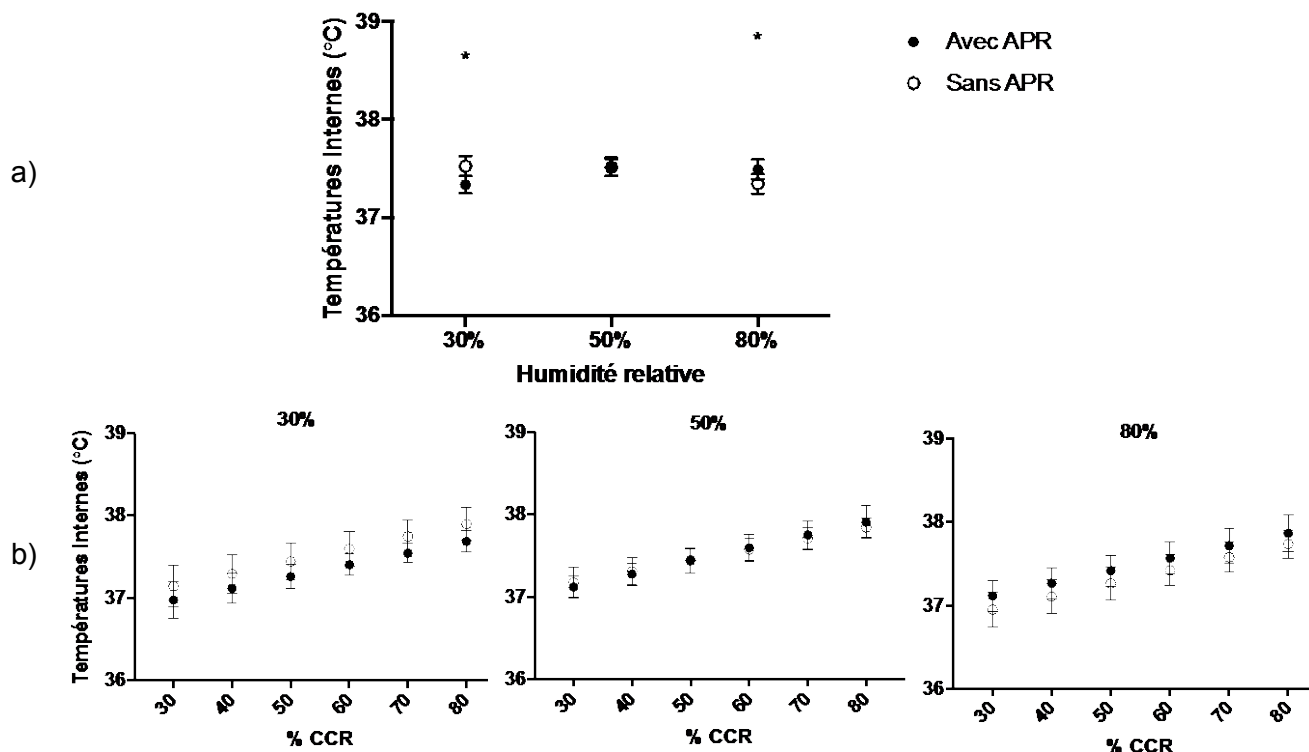


Figure 16. Température corporelle interne, avec et sans le port d'un APR : a) selon l'humidité relative ambiante; b) selon l'intensité de l'effort dans les conditions ambiantes d'humidité relative à 30 %, à 50 % et à 80 % (* $p<0,05$).

5.3.5 Température de l'air inspiré

La première ANOVA soulève des différences significatives de la température de l'air inspiré pour les facteurs HR ($p < 0,0001$) et APR ($p < 0,0001$) ainsi qu'une interaction ($p < 0,0001$) entre les deux (Tableau 5). L'analyse par comparaisons multiples laisse voir également que les mesures prises avec APR (environ 31 à 32 °C) sont significativement plus élevées que celles prises sans APR (29 °C) pour chaque condition d'HR ($q < 0,0001$) (Figure 17a).

La deuxième ANOVA montre des différences significatives seulement pour le facteur APR dans toutes les conditions d'HR ($p < 0,0001$) (Tableau 5). L'analyse par comparaisons multiples montre des différences significatives observables entre les températures de l'air inspiré avec et sans le port d'un APR pour toutes les intensités de l'effort dans chacune des conditions d'HR ($q < 0,0001$). Les mesures de température de l'air inspiré sont toujours plus élevées d'environ 2 °C avec l'APR (Figure 17b).

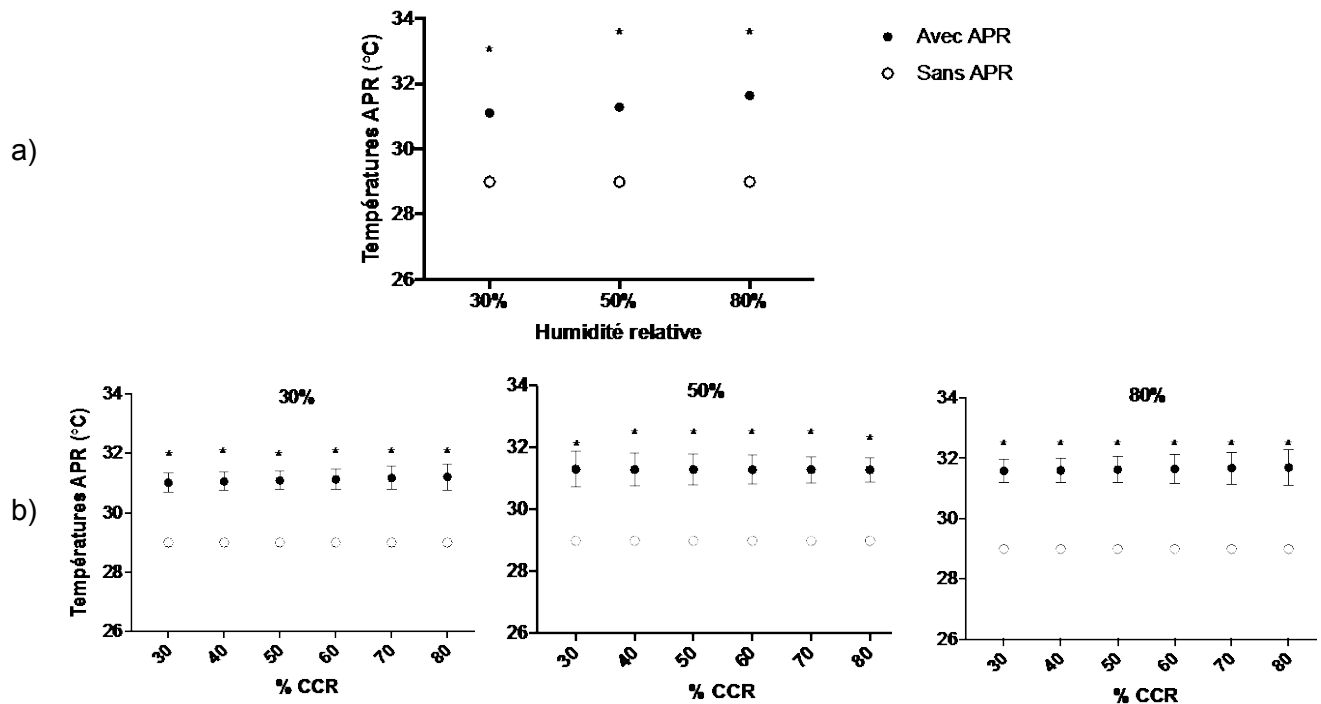


Figure 17. Température de l'air inspiré, avec et sans le port d'un APR : a) selon l'humidité relative ambiante; b) selon l'intensité de l'effort dans les conditions ambiantes d'humidité relative à 30 %, à 50 % et à 80 % (* $p < 0,05$).

5.3.6 Concentration d'oxygène et de dioxyde de carbone à l'intérieur de l'APR

Les ANOVA montrent des différences significatives au regard des concentrations d'O₂ et de CO₂ avec le facteur APR seulement ($p < 0,0001$) (Tableau 5). La première ANOVA indique également une différence proche du seuil de significativité pour la concentration d'O₂ avec le facteur HR ($p = 0,07$). Les analyses par comparaisons multiples indiquent des différences significatives entre les concentrations moyennes en O₂ et en CO₂ dans les conditions avec et sans APR dans toutes les conditions d'HR ($q < 0,0001$).

Les concentrations moyennes en O₂ et en CO₂ mesurées à l'intérieur de l'APR étaient de 17,7 % et 2,7 % respectivement, alors que celles mesurées à l'intérieur de la chambre climatique lors des tests étaient de 20,5 % et 0,1 % respectivement. Ces valeurs étaient constantes pour toutes les humidités relatives ambiantes évaluées et les intensités d'effort. Le port de l'APR semble donc entraîner des concentrations plus faibles en oxygène de l'air inspiré de près de 3 %, et des concentrations plus élevées en dioxyde de carbone de l'air inspiré d'environ 2,6 %.

5.3.7 Pression téléexpiratoire en dioxyde de carbone (EtCO₂)

La première ANOVA montre un effet significatif du facteur APR ($p < 0,0001$) sur la pression téléexpiratoire (Tableau 5). L'analyse par comparaisons multiples a confirmé les différences significatives entre les conditions avec et sans le port d'APR ($q < 0,0001$) pour chacune des conditions d'HR. Les mesures de l'EtCO₂ sont plus élevées d'environ 10 mmHg dans les conditions avec APR (Figure 18a).

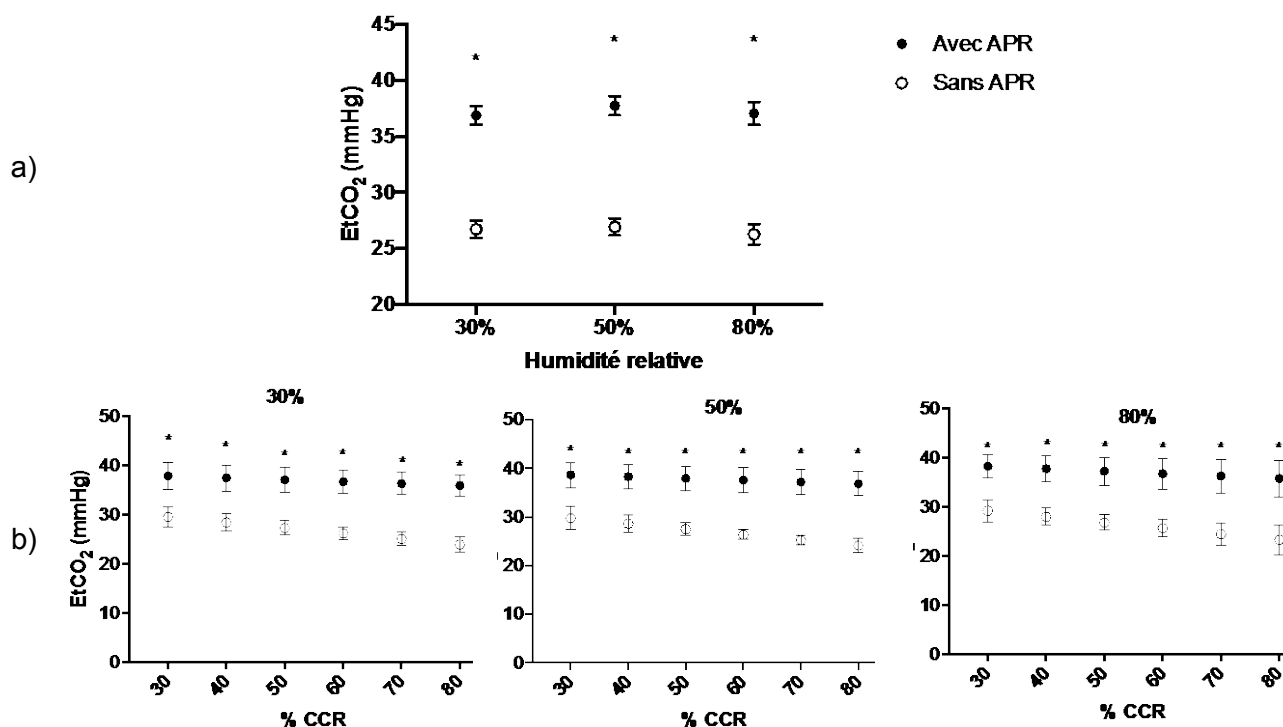


Figure 18. Pression téléexpiratoire en CO₂, avec et sans le port d'un APR : a) selon l'humidité relative ambiante; b) selon l'intensité de l'effort dans les conditions ambiantes d'humidité relative à 30 %, à 50 % et à 80 % (* $p < 0,05$).

La seconde ANOVA met en évidence des différences significatives pour les facteurs APR ($p < 0,0001$) et intensité de l'effort dans toutes les conditions d'HR ($p \leq 0,0446$) (Tableau 5). Une interaction significative entre les deux facteurs est observée seulement dans la condition à 50 % d'HR ($p = 0,0197$). Les conditions réalisées avec APR sont significativement plus élevées pour toutes les intensités et cela est observable pour chacune des conditions d'HR ($q < 0,0001$) (Figure 18b).

5.4 Discussion sur le volet 2

L'objectif de ce volet était de quantifier objectivement les contraintes physiologiques à l'effort associées au port d'un APR de type P100 dans trois différentes conditions d'humidité relative ambiante (30 %, 50 % et 80 %). Les résultats de la perception psychophysique de l'effort démontrent que le port de l'APR cause un effet d'interaction avec l'humidité relative. Le port d'un APR entraîne, chez les participants, une perception de l'effort plus élevée qui s'accroît lorsque l'humidité relative atteint des valeurs importantes. Cette augmentation des contraintes causées par le port de l'APR est aussi présente dans les résultats de l'analyse de la fréquence cardiaque et valide la perception des participants. Il est reconnu dans la littérature que la cotation selon l'échelle de Borg est généralement bien corrélée à la fréquence cardiaque (Chen *et al.*, 2013; Scherr *et al.*, 2013). Bien que l'augmentation de la fréquence cardiaque soit nettement supérieure dans les conditions réalisées à 80 % d'humidité relative avec le masque, il n'y a pas d'effet d'interaction entre les facteurs APR et l'intensité de l'effort. L'augmentation demeure la même pour tous les niveaux d'effort, ce qui signifierait que le port de l'APR cause seulement un effet additif avec l'intensité de l'effort. Bien que cette charge additionnelle soit peu élevée (6 battements par minute en moyenne), elle demeure significative dans toutes les intensités.

Des FC plus élevées associées au port d'un APR à l'effort ont également été observées par Louhevaara *et al.* (1984). Ces chercheurs avaient observé une différence significative pour les valeurs de FC avec un APR de type demi-masque à partir d'une intensité de l'effort supérieure à 55 % du VO_2 max (Louhevaara *et al.*, 1984). Dans la présente étude, les conditions réalisées à 80 % d'humidité relative démontrent que le port de l'APR cause déjà des différences significatives à 30 % du CCR. Il est possible de croire que même si le niveau d'effort exigé par la tâche est faible, le port du masque causerait quand même une contrainte physiologique lorsque les conditions d'HR sont élevées. L'interaction significative obtenue entre les facteurs HR et APR valide le fait que l'augmentation de la FC associée au port de l'APR est plus importante à 80 % d'HR. Sans mesure de perte de charge, il est difficile de dire si cette augmentation de la demande cardiorespiratoire découle d'une résistance respiratoire plus élevée dans cette condition. Les travaux de Roberge *et al.* (2010c) ont permis d'évaluer l'effet de l'humidité de l'air expiré sur la résistance respiratoire induite par des pièces faciales filtrantes à l'aide d'un montage expérimental simulant la respiration humaine. Ces travaux ont été réalisés dans un environnement exempt de poussières, comme c'est le cas dans la présente étude. Dans ces conditions, Roberge *et al.* (2010c) indiquent que la faible augmentation de la résistance respiratoire (environ 3 %) causée par l'humidité de l'air expiré après 4 heures d'utilisation, bien que statistiquement significative, ne serait certainement pas perceptible par les utilisateurs d'APR. Ramirez et O'Shaughnessy (2016), dans des conditions expérimentales différentes, observent également une augmentation de la résistance respiratoire induite par des pièces faciales filtrantes quand elles sont exposées à de l'air humide, sans pour autant dépasser les valeurs limites fixées par le NIOSH lors de la certification des APR. Ils suggèrent que les filtres ne sont pas tous affectés de la même façon par l'humidité relative ambiante, et recommandent donc que les tâches effectuées dans des environnements très humides peuvent nécessiter l'évaluation de plusieurs filtres. D'autres études abordent l'effet de l'humidité relative sur la perte de charge induite par des filtres (par exemple Majchrzycka, 2000; Wieckol-Ryk *et al.*, 2018), mais elles traitent d'une coexposition à des atmosphères chargées en particules ou en poussières. C'est alors le mécanisme de colmatage du filtre qui peut être affecté, phénomène non pertinent dans notre étude.

Le port de l'APR cause une hausse progressive de la fréquence respiratoire lorsque l'effort demandé augmente, alors qu'elle demeure stable ou légèrement à la baisse sans APR. Cette augmentation semble linéaire avec l'intensité de l'effort et des différences significatives sont observées à partir de 60 % du CCR pour les trois conditions d'humidité relative. Les résultats montrent des FR moyennes d'environ 30 cycles/minute dans les conditions avec APR et d'environ 25 cycles/minutes dans les conditions sans APR, ce qui semble appuyer les observations de Roberge *et al.* (2010a) relatives à une augmentation des FR lors du port d'un APR de type N95. Toutefois, il est possible de remarquer une baisse du nombre de cycles respiratoires par minute dans les conditions sans APR à partir de 50 % du CCR ou 60 % du CCR. Cette observation diffère des observations relevées dans la littérature (Benson et Connolly, 2011) et peut probablement être expliquée par la méthode de mesure, qui était prise dans le nez à l'aide d'une canule nasale. Avec la transition de la respiration nasale vers la respiration buccale, il est probable que la diminution de la fréquence respiratoire dans les conditions sans APR soit due à un biais expérimental, alors que ce n'est pas le cas dans les conditions avec le port d'APR, puisque celui-ci était instrumenté pour permettre la prise de mesure à l'intérieur du masque.

L'accumulation de CO₂ dans l'APR entraîne une inspiration de gaz avec une concentration plus élevée en CO₂ (Roberge *et al.*, 2010b). Cette concentration de gaz peut agir comme stimulus pour les chémorécepteurs périphériques au niveau de l'aorte sensible au CO₂ et expliquerait l'augmentation du débit ventilatoire pour renouveler l'air dans les poumons afin d'expulser plus de CO₂ avec la respiration (Johnson, 2016; Wilmore *et al.*, 2009). Ainsi, il est possible que l'accumulation du CO₂ dans l'APR ait entraîné une cascade physiologique résultant en une augmentation de la fréquence respiratoire, afin de rapprocher le pH sanguin de son équilibre par l'élimination du CO₂ à l'aide de l'hyperventilation. Lors de l'expiration, l'APR va être rempli par les gaz amoindris d'O₂ par la consommation de l'organisme. Le volume d'air résiduel provenant de l'APR est ainsi rempli d'un mélange de gaz avec des concentrations plus faibles en oxygène et plus élevées en dioxyde de carbone. La concentration des gaz O₂ et CO₂ étaient respectivement de 17,7 % et de 2,7 % dans les conditions réalisées avec le port d'un APR. Les concentrations moyennes de CO₂ mesurées dans l'APR s'approchent du seuil critique de 3 % reconnu pour avoir un effet sur plusieurs paramètres physiologiques pouvant entraîner des inconforts tels des sensations d'étourdissement, de nausées, de l'anxiété et de la confusion (Howden *et al.*, 2004).

En réalité, les concentrations en O₂ et en CO₂ qui seraient présentes à l'inspiration ne sont peut-être pas les concentrations mesurées et présentées à la section 5.3.6 qui, elles, représentent les concentrations moyennes durant les cycles respiratoires. Plus précisément, lors de l'inspiration, la diminution de la pression à l'intérieur de l'APR causée par l'expansion des poumons va aspirer l'air présent dans l'APR pour ensuite puiser le volume manquant dans l'environnement en amont du filtre. L'air inspiré de l'environnement ambiant avait des concentrations en O₂ supérieur à 20 %, et en CO₂ autour de 0,1 %. Les valeurs mesurées par l'analyseur métabolique étaient des mesures obtenues par un modèle expérimental qui incluait une cellule d'homogénéisation d'environ 500 ml. Cette cellule permettait d'obtenir des moyennes qui sont moins susceptibles de varier selon le moment et la phase du cycle respiratoire (Roberge *et al.*, 2010a), mais qui ne permettent pas une analyse temporelle précise des variations de concentration des gaz lors de l'inspiration et lors de l'expiration.

La variable EtCO_2 , utilisée à titre exploratoire dans cette étude, démontre que la pression partielle en CO_2 à l'expiration se trouvait entre 35,8 et 38,7 mmHg dans les conditions avec APR. Ces valeurs sont similaires à celles observées au repos. Les mesures normales de cette variable se trouvent entre 35 et 45 mmHg au repos (Eto *et al.*, 2004). La capnographie, qui est principalement utilisée avec des patients au repos en milieu hospitalier, semble cependant inadaptée pour des mesures réalisées lors d'un effort physique progressif puisque dans les conditions sans APR, les mesures sont comprises entre 23,3 et 29,7 mmHg. Ces valeurs sont inférieures à celles habituellement mesurées et elles semblent diminuer progressivement selon le niveau d'effort à fournir (de 30 à 80 % du CCR). La différence entre les mesures observées avec et sans le port d'un APR est probablement due à la méthode de mesure. Comme dans le cas de la fréquence respiratoire, la mesure de la variable EtCO_2 était réalisée grâce à une canule nasale dans les conditions réalisées sans le port d'un APR. À l'effort, une transition de la respiration nasale vers une respiration buccale a probablement limité la capacité de l'appareil à mesurer la concentration réelle en CO_2 à l'expiration sans APR. Avec l'APR, les concentrations maximales expirées demeuraient dans le masque pour être mesurées ensuite par l'appareil. Le fait que les valeurs demeurent relativement stables dans les conditions avec APR peut s'expliquer par l'augmentation de la fréquence respiratoire observée, ce qui pouvait permettre d'améliorer la ventilation pulmonaire dans le but d'abaisser ou de conserver des concentrations de CO_2 acceptables pour l'organisme (West, 2012).

Pour la température interne du corps, l'augmentation du niveau d'effort cause une hausse linéaire des valeurs mesurées dans chacune des conditions. Les activités physique et métabolique qui s'y rattachent entraînent une augmentation de la température interne corporelle, car une importante quantité d'énergie est libérée sous la forme de chaleur lors d'un effort physique (Wilmore *et al.*, 2009). Pour un test d'effort d'une durée de trente minutes, l'augmentation de l'humidité relative ne semble pas causer de hausse de la température interne du corps. Comme l'humain dispose essentiellement de l'évaporation de la sueur pour abaisser sa température corporelle, et que l'humidité relative élevée affecte grandement ce mécanisme d'évaporation, il demeure étonnant que les conditions à 80 % d'HR ne causent pas d'augmentations significatives de la température interne du corps. Selon Jacklitsch *et al.* (2016), une augmentation de l'humidité relative de 50 % à 80 %, à une température de 29 °C, entraînerait une perception de la température comme étant plus élevée de 8 °C. Les résultats obtenus démontrent toutefois que le port d'un APR causerait une augmentation significative de la température interne seulement lorsque l'humidité relative serait de 80 %. Toutefois, la Figure 16a met en évidence l'inconsistance des résultats de la température interne corporelle à travers les différentes conditions d'HR. On remarque que d'une condition d'humidité relative à l'autre, les valeurs de température corporelle interne moyenne diffèrent dépendamment du port d'un APR ou non. Lorsque l'intensité de l'effort est moyennée, des différences significatives ressortent avec le test de comparaisons multiples entre les conditions de port d'APR à 30 % d'HR et à 80 % d'HR. La valeur moyenne de température interne à 30 % d'HR est moins élevée de 0,19 °C avec le port d'un APR alors qu'elle est plus élevée de 0,15 °C à 80 % d'HR. Considérant l'effort additionnel qui doit être fourni par les muscles respiratoires pour compenser l'espace mort physiologique ajouté par le masque, il est difficile de croire que le port d'un APR entraîne une diminution de la température interne à 30 % d'HR. Dans un environnement à faible humidité relative, il est possible que le microclimat créé par le port de l'APR permette de limiter l'assèchement des muqueuses et des voies respiratoires, particulièrement lorsque l'intensité de l'effort exige une transition de la respiration nasale vers la respiration buccale.

Les résultats démontrent que le port d'un APR cause une augmentation significative de la température de l'air inspiré et un effet d'interaction avec l'humidité relative. Avec le port de l'APR, l'augmentation de l'humidité relative hausse légèrement les valeurs mesurées dans le masque. DuBois *et al.* (1990) ont soulevé qu'une des causes importantes de l'inconfort associé au port d'un APR est l'augmentation de la température de la peau du visage. Bien que les valeurs observées dans ce volet soient inférieures au 34 °C reconnu par Gwosdow *et al.* (1989) pour créer un inconfort thermique local, il est possible que la sensation de chaleur au visage induit par l'APR ait contribué à la hausse de la perception de l'effort lors des tests.

5.5 Résultats du volet 3

Pour les résultats des tests sur tapis roulant avec les quatre modèles d'APR, les analyses présentées dans cette sous-section portent exclusivement sur la comparaison des deux types de filtres utilisés dans cette étude afin d'améliorer la puissance statistique et d'obtenir des effets significatifs. Ainsi, les résultats obtenus avec les APR A avec filtre de type *pancake* (AEFP et ASFP) ont été regroupés, de même que ceux obtenus avec les APR B avec filtre à coque rigide (BEFCR et BSFCR). Les figures qui suivent présentent donc les valeurs moyennes des différentes variables ayant montré un effet significatif selon l'utilisation des filtres de types *pancake* et coque rigide.

5.5.1 Perception psychophysique de l'effort et fréquence cardiaque

L'ANOVA à un facteur avec mesures répétées donne des différences significatives de la perception psychophysique de l'effort et de la fréquence cardiaque selon le filtre utilisé ($p < 0,05$). Le filtre de type *pancake* causerait une légère augmentation de l'effort perçu par les participants (Figure 19a), de même qu'une légère augmentation de leur fréquence cardiaque (Figure 19b).

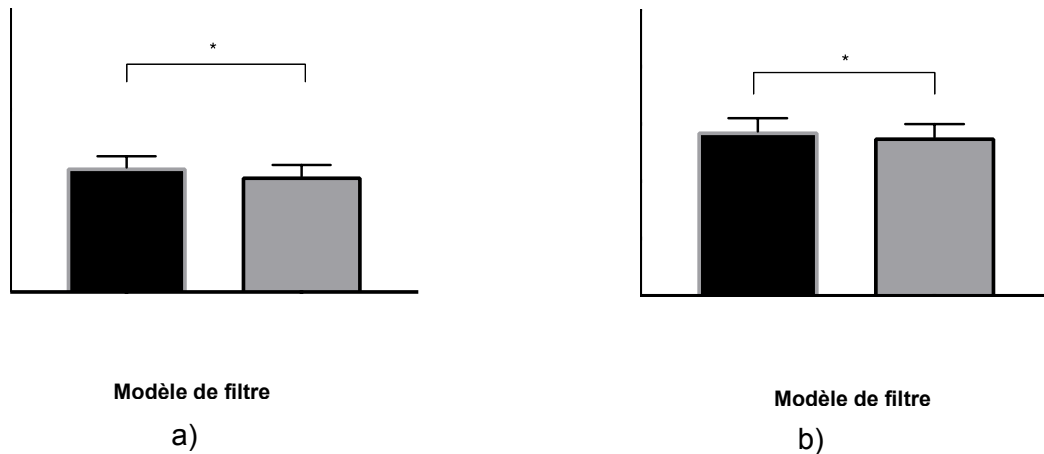


Figure 19. Perception de l'effort : a) avec l'échelle de Borg (6-20) et b) avec la fréquence cardiaque moyenne, selon l'utilisation d'un filtre de type *pancake* (P) ou coque rigide (CR) (* $p < 0,05$).

5.5.2 Oxymétrie cérébrale (rSO_2) relative

L'ANOVA donne une différence significative avec le facteur filtre ($p < 0,05$) pour les valeurs moyennes des variations de la rSO_2 relative. Le filtre de type *pancake* causerait une diminution plus prononcée de la rSO_2 relative (Figure 20).

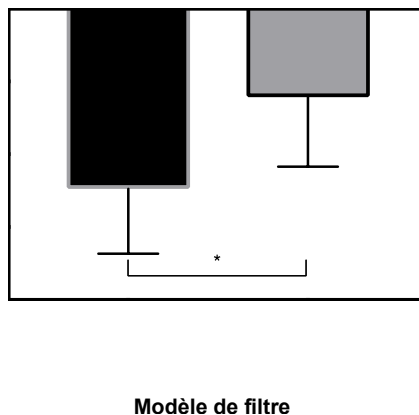


Figure 20. Oxymétrie cérébrale relative selon l'utilisation d'un filtre de type *pancake* (P) ou coque rigide (CR) (* $p < 0,05$).

5.5.3 Température corporelle interne

Pour ce qui est de la température interne du corps mesurée selon l'utilisation des filtres de types *pancake* ou coque rigide, l'ANOVA donne une différence significative avec le facteur filtre ($p < 0,05$). Le filtre de type *pancake* causerait une légère augmentation de la température corporelle interne (Figure 21).

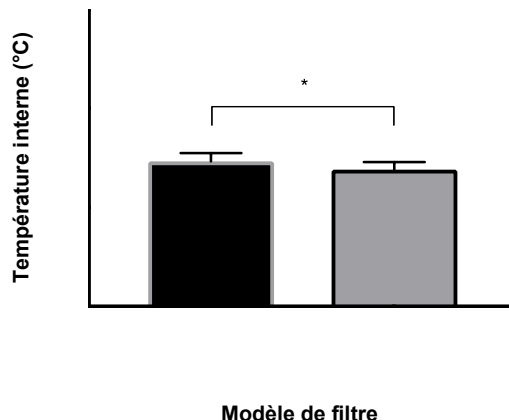


Figure 21. Température interne moyenne selon l'utilisation d'un filtre de type *pancake* (P) ou coque rigide (CR) (* $p < 0,05$).

5.5.4 Pression téléexpiratoire en dioxyde de carbone ($EtCO_2$)

L'ANOVA donne une différence significative des valeurs moyennes de l' $EtCO_2$ avec le facteur filtre ($p < 0,05$). Le filtre de type *pancake* causerait une légère augmentation de la pression téléexpiratoire en CO_2 à la fin de l'expiration (Figure 22).

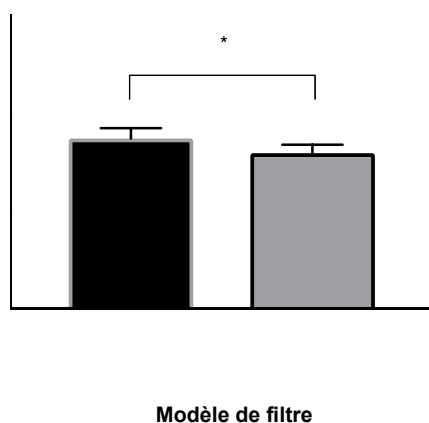


Figure 22. Pression téléexpiratoire en CO_2 moyenne selon l'utilisation d'un filtre de type *pancake* (P) ou coque rigide (CR) (* $p < 0,05$).

5.5.5 Mesure de l'inconfort

Le port prolongé des APR a permis d'identifier des zones d'inconfort récurrentes pour les quatre modèles retenus pour l'étude. Cette section du volet 3 permettait d'évaluer si les inconforts lors du port prolongé des APR sont les mêmes pour les modèles en silicone que pour ceux en élastomère. Le Tableau 6 présente les valeurs moyennes des cotes psychophysiques de l'inconfort perçu par les participants ayant ressenti un inconfort pour l'une des quatre régions du visage (voir Figure 7 pour les régions du visage). On remarque que la région nasale semble être problématique dans les quatre modèles d'APR avec le recensement de tous les participants qui présentaient un inconfort à partir de la période 3. La cote moyenne d'inconfort psychophysique la plus élevée (6,3) a été obtenue à la période 3 pour le modèle AEFP constitué d'élastomère alors que le modèle BSFCR en silicone a maintenu des cotes moyennes plus basses pour les quatre périodes. Pour l'ensemble des périodes, c'est généralement ce modèle en silicone (avec filtre à coque rigide) qui obtient les occurrences et les cotes psychophysiques les moins élevées.

Tableau 6. Compilation du nombre de participants sur huit ayant ressenti des inconforts et des valeurs moyennes de cotes psychophysiques (ψ), selon la région du visage et le modèle d'APR

Région Visage	Modèle APR	Période 1		Période 2		Période 3		Période 4	
		N	ψ	N	ψ	N	ψ	N	ψ
Nasale	AEFP	8	3,8	8	4,2	8	6,2	8	5,5
	ASFP	7	4,4	7	3,8	8	4,3	8	4,0
	BEFCR	8	3,2	8	3,8	8	4,3	8	4,0
	BSFCR	8	1,5	8	2,4	8	3,6	8	3,8
Infraorbitale	AEFP	4	3,0	3	2,3	4	3,2	4	4,0
	ASFP	4	2,4	2	2,4	2	3,4	4	4,0
	BEFCR	2	1,8	3	1,8	3	2,3	4	3,1
	BSFCR	1	0,7	2	2,1	4	2,1	2	2,1
Buccale	AEFP	3	3,0	5	3,0	5	3,0	4	3,9
	ASFP	2	3,5	3	3,2	3	4,8	2	1,8
	BEFCR	2	2,8	4	3,1	2	3,0	3	4,7
	BSFCR	5	2,3	3	2,9	3	3,4	4	3,2
Mentonnière	AEFP	5	3,5	5	2,5	7	3,4	6	3,8
	ASFP	4	4,8	4	3,2	4	4,7	7	4
	BEFCR	4	2,6	6	2,1	5	2,6	7	2,9
	BSFCR	4	2,5	5	1,9	5	2,9	5	2,7

Les participants dénotent aussi des sensations d'inconfort pour les trois autres régions du visage. Pour la région infraorbitale, les deux modèles B causent moins d'inconfort que les autres. Le fait que les APR soient constitués de silicone ne semble pas assurer un confort supérieur pour les participants. Les résultats relatifs à la région buccale ne présentent pas de différences intéressantes entre les APR évalués. Pour la région mentonnière, les modèles A présentent des cotes psychophysiques plus élevées que celles obtenues avec les modèles B.

Là encore, l'utilisation d'un APR fabriqué en silicone ne semble pas produire moins d'inconfort pour cette région du visage.

Sur une période de huit heures, les résultats des cotes psychophysiques suggèrent que les participants semblent s'adapter aux pressions mécaniques exercées par les APR. Il n'y pas d'augmentation continue des cotes recensées au cours d'une journée complète d'évaluation.

5.6 Discussion sur le volet 3

Un des objectifs du volet 3 était d'explorer si les contraintes physiologiques mesurées pouvaient varier d'un modèle d'APR à l'autre. Un autre objectif était d'évaluer l'inconfort des différents modèles d'APR. Cette évaluation sur une période prolongée devait mettre en évidence que le design et les matériaux utilisés peuvent avoir une influence sur les pressions mécaniques exercées sur le visage des utilisateurs.

Pour les résultats des tests à l'effort, les éléments des APR susceptibles d'influencer le comportement des variables physiologiques étaient principalement : la variation du volume mort, le type de filtre ou l'efficacité de la valve d'expiration. Pour l'espace mort, les spécifications du fabricant des modèles B utilisés dans cette étude mentionnent que leur design permet d'obtenir un petit volume intérieur pour mieux échanger l'air à chaque respiration. Pour le type de filtre, les spécifications du fabricant pour le type *pancake* indiquent qu'il s'agit d'un filtre électrostatique de pointe, ignifuge, hydrofuge et certifié P100. Pour le filtre à coque rigide, il serait constitué d'une membrane plissée en fibre de verre agencée aléatoirement. Il est aussi certifié P100. Autant la composante électrostatique du filtre *pancake* que le plissage du filtre à coque rigide (et donc l'augmentation de la surface de filtration) favorisent une bonne efficacité et limitent les pertes de charge. Sans mesures expérimentales de perte de charge pour chacun des types de filtres de l'étude, il n'est pas possible de leur attribuer avec certitude la responsabilité des effets sur les variables mesurées.

Bien que les trois éléments des APR (variation du volume mort, type de filtre, efficacité de la valve d'expiration) puissent produire des effets confondus lors de l'analyse statistique des résultats, les seules différences observées se trouvent en comparant l'effet des deux types de filtres. En comparant les modèles A et B, les analyses suggèrent des différences significatives pour la perception psychophysique de l'effort, la fréquence cardiaque, l'oxymétrie cérébrale, la température interne du corps et la pression téléexpiratoire en CO₂. Cependant, ces différences sont généralement très faibles. Selon les résultats obtenus, le filtre à coque rigide constitué d'une membrane en fibre de verre, dont sont équipés les modèles B, produirait un effet positif pour ces cinq variables. Toutefois, avec le protocole utilisé, il est peu probable que ces différences soient uniquement associées au type de matériau utilisé dans la conception de ces deux filtres puisque l'espace mort entre les modèles d'APR n'a pas été évalué. Comme les spécifications du fabricant des modèles B mentionnent que leur design permet de réduire l'espace mort causé par le port d'un APR, une partie de la réduction des contraintes physiologiques provient peut-être de cette particularité à la conception. Comme le suggère Louhevaara (1984), avec le port d'un APR, une bonne partie de l'air contenu dans cet espace mort n'est pas totalement ventilé à chaque cycle respiratoire. D'où l'importance de réduire au minimum cet espace pour limiter les contraintes.

Les valeurs moins élevées de la pression téléexpiratoire en CO₂ obtenues pour ces modèles démontreraient que la réduction de l'espace mort permettrait une meilleure vidange du CO₂ au niveau alvéolaire et tout simplement une réduction du volume d'air contenant du CO₂ dans l'espace mort total (alvéoles, voies aériennes de conduction de l'air et APR). Cela permettrait à l'utilisateur de réduire la concentration de CO₂ inhalé au moment de l'inspiration. Comme les analyses des concentrations moyennes de CO₂ à l'intérieur n'ont pas démontré de différences significatives entre les deux modèles étudiés, il semble plus probable que la réduction de l'EtCO₂ soit seulement associée à une réduction de l'espace mort de l'APR. Dans le cas d'une pathologie pulmonaire qui augmente l'espace mort physiologique (p. ex., emphysème pulmonaire), le gradient de CO₂ s'accroît au fur et à mesure que l'espace mort augmente (Ortega *et al.*, 2012). Toute hausse du CO₂ dans l'organisme peut entraîner des conséquences physiologiques négatives : augmentation de la fréquence et de l'amplitude respiratoires (McKinley *et al.*, 2014), augmentation de la fréquence cardiaque et vasoconstriction systémique, vasodilatation cérébrale (p. ex., hausse de la pression intracrânienne) (Casey, 2015) et acidose respiratoire pouvant causer une dépression du système nerveux central (p. ex., désorientation) (Tortora, 2007).

Un des objectifs du volet 3 était de démontrer que les différents modèles d'APR n'offrent pas tous le même niveau de confort lorsqu'ils sont portés durant une journée complète. Les pressions mécaniques exercées sur les points de contact avec la peau peuvent devenir très irritantes pour les utilisateurs. Les résultats obtenus pour la région nasale démontrent que le port d'un APR a causé des inconforts pour les huit participants de l'étude à partir de la période 3, et ce, peu importe le modèle et les matériaux utilisés dans leur conception. Pour cette région du visage, les APR constitués de silicone permettent toutefois de réduire l'inconfort en présentant des cotes psychophysiques toujours un peu moins élevées que celles obtenues avec les APR fait en élastomère. Des résultats similaires ont aussi été observés pour la région mentonnière pour laquelle l'utilisation des APR en silicone diminue l'inconfort perçu chez plusieurs participants. L'évaluation de l'inconfort des différents modèles d'APR sur une période prolongée démontre que les matériaux utilisés produisent des effets perceptibles et permettent de réduire les pressions mécaniques ressenties sur le visage des participants.

Afin de mieux comparer les différents modèles d'APR sur le plan des pressions mécaniques au visage, il aurait été approprié d'examiner les tensions exercées sur les sangles par les participants. Bien qu'une tension adéquate soit celle qui permet une jonction étanche entre l'APR et le visage, il est possible que ce soit la perception de la pression ressentie sur le visage lors des tests d'ajustement des sangles qui servait de référence aux participants, cette perception pouvant être différente entre les modèles en élastomère et en silicone.

6. LIMITES DE L'ÉTUDE

Ce projet avait pour objectif d'évaluer les contraintes physiologiques, physiques et perceptivomotrices associées au port d'un APR de type demi-masque avec filtre P100 tel que celui utilisé par des travailleurs de la construction au Québec. Or, l'échantillon des sujets n'est pas représentatif de la population cible de l'étude. Les participants étaient tous des étudiants du Département des sciences de l'activité physique de l'UQAM. Ils se distinguaient possiblement de la majorité des travailleurs de la construction par leurs valeurs anthropométriques, leur condition physique, leur âge, leurs habitudes de vie et l'homogénéité du groupe. Malgré cela, l'échantillon a permis de réaliser des tests à des intensités d'effort élevées en limitant les risques pouvant être associés à des efforts aussi intenses.

Dans le but d'assurer la sécurité des participants, l'intensité de l'effort a été déterminée selon le CCR découlant du test de capacité cardiorespiratoire. Celui-ci estimait le VO_2 max à partir d'une régression linéaire des données obtenues jusqu'à l'atteinte d'une fréquence cardiaque équivalente à 85 % de la fréquence cardiaque maximale théorique selon la formule d'Astrand, soit $220 - \text{âge}$. Cette équation n'est pas fondée sur des études approfondies et serait plutôt arbitraire. La FC maximale des participants n'ayant pas été mesurée, il est possible que les intensités d'effort définies pour chacun d'eux ne correspondent pas tout à fait à leur CCR réel.

Les mesures de rSO_2 à l'effort sont encore à valider. L'appareil utilisé pour mesurer l'oxymétrie cérébrale lors de cette étude (SenSmart™ Modèle X-100, Nonin) a été validé dans le domaine médical chez des sujets immobiles (MacLeod *et al.*, 2012). Par contre, les secousses et les mouvements produits lors d'un effort physique demeurent une source d'artéfacts dans la lecture de l'oxymétrie cérébrale (Hamaoka, McCully *et al.*, 2011). La déformation des tissus peut modifier la longueur du trajet lumineux lors d'un effort physique et ainsi affecter les valeurs enregistrées.

Comme mentionné dans la discussion des volets 1 et 2, les différences obtenues pour les variables $EtCO_2$ et la fréquence respiratoire peuvent découler d'un biais expérimental. Lors des conditions réalisées sans le port d'un APR, ces valeurs étaient mesurées par l'appareil LifeSense® (modèle LS1-9R, Nonin) à l'aide d'une canule nasale. Le possible biais proviendrait de la transition de la respiration nasale vers la respiration buccale qui apparaît à partir d'une intensité de l'effort de 50 à 60 % du VO_2 max (Niinimaa *et al.*, 1980). Or, les résultats obtenus dans ce projet semblent démontrer des écarts plus importants à partir de 50 % du CCR. Ces écarts auraient possiblement été évités si la mesure avait été effectuée près de la bouche et du nez simultanément. Le choix du test de temps de réaction dans une situation de stimuli-réponses à quatre choix pourrait avoir limité les effets perceptivomoteurs du port d'un APR et de l'effort physique en raison de sa simplicité (Schmit *et al.*, 2015).

Les résultats obtenus lors de l'évaluation de l'inconfort des différents modèles d'APR sur une période de huit heures peuvent avoir été influencés par la tension exercée sur les sangles lors du test d'ajustement. Un examen de la pression exercée par le masque sur le visage après l'ajustement aurait permis de mieux comprendre les différences entre les APR en silicone et ceux en élastomère.

7. CONCLUSION

L'objectif de ce projet était de quantifier objectivement les contraintes physiologiques, physiques et perceptivomotrices associées au port d'un APR de type demi-masque avec filtre P100 selon l'importance de l'effort physique, de la température et de l'humidité relative ambiantes, et de déterminer dans quelles conditions le port d'un APR pourrait devenir plus problématique.

Comme mentionné par d'autres études, le port d'un APR a entraîné des différences importantes sur le plan de la concentration des gaz inspirés. Ces effets sont attribuables au microenvironnement créé par l'APR, qui affecte les concentrations en O₂ et en CO₂ de l'air respirable. L'augmentation de la fréquence respiratoire a probablement permis aux participants de conserver des niveaux de CO₂ acceptables lorsque l'intensité du travail devenait plus élevée dans les conditions avec APR. La pression téléexpiratoire en CO₂ à l'expiration dans les conditions avec l'APR a donné des résultats similaires aux valeurs normales d'une personne au repos. Cependant, les différences obtenues entre les conditions avec et sans APR découlent possiblement d'un biais expérimental causé par l'emplacement de la canule nasale qui ne permettait pas de mesurer adéquatement les concentrations de l'EtCO₂ lors de la transition de la respiration nasale vers la respiration buccale à mesure que l'intensité augmentait durant les tests sans APR.

Dans le premier volet, outre la température de l'air inspiré à l'intérieur de l'APR, l'augmentation de la température ambiante ne semble pas causer d'effet d'interaction avec le port de l'APR. Les résultats significatifs obtenus pour la perception psychophysique de l'effort laissent seulement voir que l'APR cause une augmentation de la perception de l'effort qui ne serait pas amplifiée par l'augmentation de la température.

Les résultats du volet 2 démontrent que c'est l'humidité relative ambiante qui causerait des contraintes physiologiques supplémentaires avec le port d'un APR. En effet, la majorité des différences significatives entre les conditions réalisées avec et sans le port d'un APR, ont été obtenues dans la condition la plus humide avec des intensités élevées de l'effort. La perception élevée de l'effort obtenue lors du port de l'APR serait corroborée par les résultats de la fréquence cardiaque. Il est difficile de dire si cette augmentation des contraintes physiologiques pourrait être attribuable à l'augmentation de la résistance respiratoire lorsque les conditions d'humidité relative sont très élevées, puisque les tests ont été réalisés dans des conditions exemptes de contaminants. Au regard de la littérature scientifique sur le sujet, il reste qu'une réorganisation des temps de travail à l'aide de pauses pourrait être à considérer dans certaines conditions climatiques très humides pour les travailleurs qui portent un APR.

Quant au volet 3, les différences observées sur certains paramètres physiologiques entre les filtres de types coque rigide et *pancake*, bien qu'elles soient statistiquement significatives, n'en demeurent pas moins minimes. Pour établir si ces différences sont réellement probantes, il serait intéressant d'évaluer si plusieurs types de filtre P100 sur un même masque causent des effets similaires lors d'un test d'effort où l'humidité relative ambiante est très élevée. Dans les mêmes conditions d'humidité relative élevée, il serait également intéressant d'évaluer indépendamment l'effet du masque, en testant des modèles différents munis des mêmes filtres, afin de déterminer l'influence que pourrait avoir la variation du volume mort, par exemple.

L'évaluation du port des APR sur une journée complète suggère que les quatre modèles créent des inconforts, bien que pour certaines régions de visage, notamment la région nasale, les inconforts perçus aient été légèrement plus faibles pour les modèles en silicone que pour ceux en élastomère. Du travail de conception reste donc à faire pour assurer le confort optimal des APR qui sont portés sur de longues périodes de travail.

Tous les volets de l'étude ont été réalisés dans des conditions expérimentales très contrôlées et dans un environnement sans contaminant, où les participants étaient en bonne condition physique et les filtres P-100 des APR étaient remplacés à chaque essai. Ces conditions ont permis aux participants de compléter tous les paliers d'effort définis par le protocole expérimental. En conséquence, il serait intéressant d'évaluer l'effet de l'humidité relative ambiante sur le colmatage des cartouches filtrantes et sur la résistance respiratoire selon la nature des particules, et potentiellement sur d'autres paramètres physiologiques des travailleurs.

BIBLIOGRAPHIE

- American College of Sport Medicine. (2000). *ACSM's Guidelines for exercise testing and prescription* (6^e éd.). Philadelphie, PA: Lippincott Williams et Wilkins.
- AlGhamri, A. A. (2012). *The effects of personal protective respirators on human motor, visual and cognitive skills*.(Thèse de doctorat, Missouri University of Science and Technology, Rolla, MO). Tiré de: http://scholarsmine.mst.edu/doctoral_dissertations/2295
- AlGhamri, A. A., Murray, S. L. et Samaranayake, V .A. (2013). The effects of wearing respirators on human fine motor, visual, and cognitive performance. *Ergonomics* 56 (5), 791-802.
- ASP-Construction. (2013). La protection respiratoire, c'est bien plus que de porter un appareil de protection respiratoire. *Prévenir aussi*, 28(1).
- Åstrand, P.-O. et Ryhming, I. (1954). A nomogram for calculation of aerobic capacity (physical fitness) from pulse rate during submaximal work. *Journal of Applied Physiology*, 7(2), 218-221.
- Babb, T. G. (1997). Ventilation and respiratory mechanics during exercise in younger subjects breathing CO₂ or HeO₂. *Respiration Physiology*, 109(1), 15-28.
- Baig, A. S., Knapp, C., Eagan, A. E. et Radonovich, L. J. (2010). Health care workers' views about respirator use and features that should be included in the next generation of respirators. *American Journal of Infection Control*, 38(1), 18-25.
- Balke, B. et Ware, R. (1959). An experimental study of physical fitness of airforce personnel. *United States Armed Forces Medical Journal*, 10(6), 675–688.
- Balty, I. (2003). Appareils de protection respiratoire et métiers de la santé. *Fiche pratique de sécurité-ED 105*. Paris, France : INRS.
- Beaudry, C., Dion, C., Gérin, M., Perrault, G., Bégin, D. et Lavoué, J. (2013). *Exposition des travailleurs de la construction à la silice cristalline : bilan et analyse de la littérature* (Rapport n° R-692). Montréal, QC: IRSST.
- Benjamini, Y., Krieger, A. M. et Yekutieli, D. (2016). Adaptive linear step-up procedures that control the false discovery rate. *Biometrika* 93(3), 491–507.
- Benson, R. et Connolly, D. (2011). *Heart rate training*. Windsor, ON: Human Kinetics.
- Borg, D. N., Costello, J. T., Bach, A. J. et Stewart, I. B. (2017). Perceived exertion is as effective as the perceptual strain index in predicting physiological strain when wearing personal protective clothing. *Physiology & Behavior*, 169, 216-223.
doi: 10.1016/j.physbeh.2016.12.009
- BLS. (2002). *Respirator use and practices*. Washington D.C: BLS.
- Caretti, D. M. (1999). Cognitive performance and mood during respirator wear and exercise. *American Industrial Hygiene Association Journal*, 60(2).
doi: 10.1080/00028899908984438
- Caretti, D. M. et Gardner, P. D. (1999). Respirator fit factor performance while sweating. *American Industrial Hygiene Association Journal*, 60(1), 84-88.
- Casey, G. (2015). Capnography: Monitoring CO₂. *Nursing New Zealand*, 21(9), 20-24.
- CCQ. (2017). *Rapport annuel de gestion 2017*, Montréal, QC : Commission de la construction du Québec. Tiré de: <https://www.ccq.org/Publications?profil=GrandPublic>

- Chen, Y. L., Chen, C. C., Hsia, P. Y. et Lin, S. K. (2013). Relationships of Borg's RPE 6-20 scale and heart rate in dynamic and static exercises among a sample of young Taiwanese men. *Perceptual and Motor Skills*, 117(3), 971-982.
doi: 10.2466/03.08.PMS.117x32z6
- CNESST. (2016). *Plan d'action construction 2017*. Montréal, QC :CNESST. Tiré de: <http://www.cnesst.gouv.qc.ca/Publications/900/Documents/DC900-9119web.pdf>
- CSST. (2008) *Guide de prévention des coups de chaleur* (2^e éd.). Tiré de: http://www.csst.qc.ca/publications/200/Documents/DC200_16184.pdf
- CSST. (2010). *Répartition des décès inscrits et acceptés en relation avec la silice selon le secteur d'activité économique et l'année d'inscription du décès (1995-2009)*. Montréal, QC : CSST.
- Hanson, R. D. G. (1974). Respiratory heat loss at increased core temperature. *Journal of Applied Physiology*, 37(1), 103-107.
- Doney, B. C., Groce, D. W., Campbell, D. L., Greskevitch, M. F., Hoffman, W. A., Middendorf, P. J., . . . Bang, K. M. (2005). A survey of private sector respirator use in the United States: An overview of findings. *Journal of Occupational and Environmental Hygiene*, 2(5), 267-276.
- Doney, B., Groce, D., Greskevitch, M. et Bang, K. M. (2009). *Respirator use among ARTBA member companies*, Tiré de: http://www.workzonesafety.org/files/documents/database_documents/ARTBA_paper_021309.pdf
- Drenda, J., Domagała, L., Pach, G., Różański, Z. et Wrona, P. (2013). Estimation of climate conditions in selected workplaces. *Górnictwo i Geologia*. 8(3), 19–33.
- DuBois, A., Harb, Z. et Fox, S. (1990). Thermal discomfort of respiratory protective devices. *American Industrial Hygiene Association Journal*, 51(10), 550-554.
- Enerson, D., Eisenfeld, L. et Kajikuri, H. (1967). Heat and moisture trapping beneath surgical face masks: A consideration of factors affecting the surgeon's discomfort and performance. *Surgery*, 62(6), 1007.
- Eto, Y., Koike, A., Matsumoto, A., Momomura, S., Tajima, A., Aizawa, T. . . . Itoh, H. (2004). Early aerobic training increases end-tidal CO₂ pressure during exercise in patients after acute myocardial infarction. *Circulation Journal*, 68(8), 778-783.
- Fitts, P. M. (1954). The information capacity of the human motor system in controlling the amplitude of movement. *Journal of Experimental Psychology*, 47 (6), 381–391.
- Flanagan, M. E., Seixas, N., Becker, P., Takacs, B., Camp, J. (2006). Silica exposure on construction sites: Results of an exposure monitoring data compilation project. *Journal of Occupational and Environmental Hygiene*, 3(3), 144-152.
- Forest, J., Tremblay, C. (2007). Bilan de l'étude environnementale de l'exposition au quartz chez certains travailleurs du secteur BTP. Montréal, QC : Agence de la santé et des services sociaux de Montréal.
- Freire, R. C., Perna, G. et Nardi, A. E. (2010). Panic disorder respiratory subtype: Psychopathology, laboratory challenge tests, and response to treatment. *Harvard Review of Psychiatry*, 18(4), 220-229.
- Gwosdow, A., Nielsen, R., Berglund, L., DuBois, A. et Tremml, P. (1989). Effect of thermal conditions on the acceptability of respiratory protective devices on humans at rest. *American Industrial Hygiene Association Journal*, 50(4), 188-195.
- Hamaoka, T., McCully, K. K., Niwayama, M. et Chance, B. (2011). The use of muscle near-infrared spectroscopy in sport, health and medical sciences: Recent developments. *Philosophical Transactions of the Royal Society A: Mathematical, Physical and Engineering Sciences*, 369(1955), 4591-4604.

- Harber, P., Beck, J. et Luo, J. (1997). Study of respirator effect on nasal-oral flow partition. *American Journal of Industrial Medicine*, 32(4), 408-412.
- Hoffmann, E. R. (1995). Effective target tolerance in an inverted Fitts task. *Ergonomics*, 38(4), 828-836.
- Holmér, I., Kuklane, K. et Gao, C. (2007). Minute volumes and inspiratory flow rates during exhaustive treadmill walking using respirators. *The Annals of Occupational Hygiene*, 51(3), 327-335.
- Howden, R., Lightfoot, J. T., Brown, S. J. et Swaine, I. L. (2004). The effects of breathing 5 % CO₂ on human cardiovascular responses and tolerance to orthostatic stress. *Experimental Physiology*, 89(4), 465-471. doi: 10.1113/expphysiol.2004.027250
- Hyman, R. (1953). Stimulus information as a determinant of reaction time. *Journal of Experimental Psychology* 45(3), 188-96.
- Jacklitsch B., Williams W. J., Musolin K., Coca A., Kim J. H. et Turner N. (2016). *Criteria for a recommended standard: Occupational exposure to heat and hot environments*. Washington, DC: Centers for Disease Control and Prevention et NIOSH. Tiré de: <https://www.cdc.gov/niosh/docs/2016-106/pdfs/2016-106.pdf?id=10.26616/NIOSH PUB2016106>
- James, R., Dukes-Dobos, F. et Smith, R. (1984). Effects of respirators under heat/work conditions. *American Industrial Hygiene Association Journal*, 45(6), 399-404. doi: 10.1080/15298668491400016
- Johnson, A. T. (2016). Respirator masks protect health but impact performance: A review. *Journal of Biological Engineering*, 10(1), 4.
- Johnson A. T. et Berlin H. M. (1973). *Interactive effects of heat load and respiratory stress on work performance of men wearing CB protective equipment* (Rapport no ED-TR-83059 APG). Springfield, VA: NTIS.
- Johnson, A. T. et Cummings, E. G. (1975). Mask design considerations. *American Industrial Hygiene Association Journal*, 36(3), 220-228.
- Johnson A. T. et Dooley C. R. (2006). Exercise Physiology. Dans: J. D. Bronzino (édit.), *Biomedical Engineering Fundamentals* (p. 651-659). Boca Raton, FL: Taylor and Francis.
- Johnson, A. T., Scott, W. H., Coyne, K. M., Sahota, M. S., Benjamin, M. B., Rhea, P. L. . . . Dooly, C. R. (1997). Sweat rate inside a full-facepiece respirator. *American Industrial Hygiene Association Journal*, 58(12), 881-884.
- Johnson A. T., Scott W. H., Lausted, C. G., Coyne, K. M., Sahota, M. S. et Johnson, M. M. (2000). Effect of external dead volume on performance while wearing a respirator. *American Industrial Hygiene Association Journal*, 61(5), 678-684.
- Jones, J. G. (1991). The physiological cost of wearing a disposable respirator. *American Industrial Hygiene Association Journal*, 52(6), 219-225.
- Jouannique, V., Hure, P. et Falcy, M. (1993). *Les appareils de protection respiratoire. Document pour le médecin du travail (INRS)*, 56, 321-331.
- Kim, J. H., Benson, S. M. et Roberge, R. J. (2013). Pulmonary and heart rate responses to wearing N95 filtering facepiece respirators. *American Journal of Infectious Control*, 41(1), 24-27.
- Laird, I., Goldsmith, R., Pack, R. et Vitalis, A. (2002). The effect on heart rate and facial skin temperature of wearing respiratory protection at work. *Annals of Occupational Hygiene*, 46(2), 143-148.
- Lepretre, P.-M., Koralsztein J. P. et Billat, L. V. (2004). Effect of exercise intensity on relationship between VO₂ max and cardiac output. *Medicine & Science in Sports & Exercise* 36(8), 1357-1363.

- Lescure, E., Nadeau, S. et Morency, F. (2015). PME et SST: quand la résilience est un modèle d'affaires. *Recueil des actes du 50^{ème} congrès international de la Société d'Ergonomie de Langue Française*, 284-291.
- Li, Y., Wong, T., Chung, G. Y., Hu, J., Guan, Y., Yao, L. . . . Newton, E. (2006). In vivo protective performance of N95 respirator and surgical facemask. *American Journal of Industrial Medicine*, 49(12), 1056-1065.
- Locatelli, S. M., LaVela, S. L. et Gosch, M. (2014). Health care workers' reported discomfort while wearing filtering face-piece respirators. *Workplace Health Safety*, 62(9), 362-368.
- Louhevaara, V. (1984). Physical effects associated with the use of respiratory protective devices: A review. *Scandinavian Journal of Work, Environment and Health*. 10(1), 275-281.
- Louhevaara, V., Tuomi, T., Korhonen, O., Jaakkola, J. (1984). Cardiorespiratory effects of respiratory protective devices during exercise in well-trained men. *European Journal of Applied Physiology and Occupational Physiology* 52(3), 340-345.
- Louis, F., Guez, M., Le Bacle, C. (1999). *Intoxication par inhalation de dioxyde de carbone* (Dossier médico-technique N79TC74), Paris, France : INRS.
- Macleod, D. B., Ikeda, K., Vacchiano C., Lobbestael, A., Wahr, J. A. et Shaw, A D. (2012). Development and validation of a cerebral oximeter capable of absolute accuracy. *Journal of Cardiothoracic Vascular Anesthesia* 26(6), 1007-14.
- Majchrzycka, K. (2000). A study of the nonsteady-state filtration process in a fibrous material in conditions of real dust loading. *International Journal of Occupational Safety and Ergonomics*, 6(1), 45-58.
- Matté, L. L. et Broega, A. C. (2017). The evaluation of (social-)psychological comfort in clothing, a possible approach. *I.O.P. Conference Series: Materials Science and Engineering*, 254.
- Maughan, R. J., Otani, H. et Watson, P. (2012). Influence of relative humidity on prolonged exercise capacity in a warm environment. *European Journal of Applied Physiology*, 112(6), 2313-2321. doi: 10.1007/s00421-011-2206-7
- McKinley, M.P. O'Loughlin, V. D. et Bidle, T. S. (2014). Anatomie et physiologie : une approche intégrée., Montréal, QC : Chenelière Éducation.
- McMorris, T. et Hale, B. (2012). Differential effects of differing intensities of acute exercise on speed and accuracy of cognition: A meta-analytical investigation. *Brain and Cognition*. 80(3), 338-351.
- Morgan, W. P. (1983). Psychological problems associated with the wearing of industrial respirators: A review. *American Industrial Hygiene Association Journal*, 44(9), 671-676. doi: 10.1080/15298668391405544
- Moyen, N. E., Ellis, C. L., Ciccone, A. B., Thurston, T. S., Cochrane, K. C., Brown, L. E. . . . Judelson, D. A. (2014a). Increasing relative humidity impacts low-intensity exercise in the heat. *Aviation, Space and Environmental Medicine*, 85(2), 112-119.
- Moyen, N. E., Mundel, T., Du Bois, A. M., Ciccone, A. B., Morton, R. H. et Judelson, D.A. (2014b). Increasing humidity affects thermoregulation during low-intensity exercise in women. *Aviation, Space and Environmental Medicine*, 85(9), 905-911. doi: 10.3357/ase.3993.2014
- MSSS. (2011). *Rapport des maladies et intoxications d'origine chimique déclarées au Québec de 2005 à 2010*, Québec, QC : MSSS.
- Musy, A. et Higy, C. (2010). *Hydrology: A science of nature*. (1^e éd.). Boca Raton, FL: CRC Press.
- Niinimaa, V., Cole, P., Mintz, S. et Shephard, R. (1980). The switching point from nasal to oronasal breathing. *Respiration Physiology*, 42(1), 61-71.

- NIOSH. (2001). Health Effects of Occupational Exposure to Respirable Crystalline Silica, DHHS (NIOSH) Publication No. 2020-2129, Cincinnati, OH: NIOSH.
- NIOSH. (2011). Asbestos fibers and other elongate mineral particles: State of the science and roadmap for research, 62. 2011-2159, Cincinnati, OH: NIOSH.
- Ortega, R., Connor, C., Kim, S., Djang, R. et Patel, K.. (2012). Monitoring ventilation with capnography. *New England Journal of Medicine*, 367(19).
- OSHA. (2006). *Respiratory Protection. Norme 29 CFR 1910.134*, Washington, DC: OSHA. doi.[1910.134\(d\)\(2\)\(i\)\(A\)](https://doi.org/10.134(d)(2)(i)(A)); [1910.134\(d\)\(2\)\(i\)\(B\)](https://doi.org/10.134(d)(2)(i)(B)); [1910.134\(d\)\(2\)\(iii\)](https://doi.org/10.134(d)(2)(iii))
- Peters, C., Demers, P., Nicol, A.-M., Chow, Y., Lang, B., Hall, A. . . Ge, C. (2010). *Carex Canada workplace exposure surveillance report: Occupational exposure to selected priority carcinogens in Québec*. Vancouver, BC: University of British Columbia.
- Ramirez, J. A. et O'Shaughnessy, P. T. (2016) The effect of simulated air conditions on N95 filtering facepiece respirators performance, *Journal of Occupational and Environmental Hygiene*, 13(7), 491-500.
- Rappaport, S. M., Goldberg, M., Susi, P. et Herrick, R. F. (2003). Excessive exposure to silica in the US construction industry. *Annals of Occupational Hygiene*, 47(2), 111-122.
- Rasch, W., Samson, P., Cote, J. et Cabanac, M. (1991). Heat loss from the human head during exercise. *Journal of Applied Physiology*, 71(2), 590-595.
- Roberge, R. J., Coca, A., Williams, W. J., Powell, J. B. et Palmiero, A. J. (2010a). Physiological impact of the N95 filtering facepiece respirator on healthcare workers. *Respiratory Care*, 55(5), 569-577.
- Roberge, R. J., Coca, A., Williams, W. J., Powell, J. B. et Palmiero, A. J. (2010b). Reusable elastomeric air-purifying respirators: Physiologic impact on health care workers. *American Journal of Infection Control*, 38(5), 381-386.
- Roberge, R. J., Bayer, E., Powell, J. B., Coca, A., Roberge, M. R., et Benson, S. M. (2010c). Effect of exhaled moisture on breathing resistance of N95 filtering facepiece respirators. *Annals of Occupational Hygiene*, 54(6), 671-677.
- Roberge, R. J., Kim, J.-H. et Coca, A. (2012). Protective facemask impact on human thermoregulation: An overview. *Annals of Occupational Hygiene*, 56(1), 102-112.
- Ryman, D. H., Kelly, T., Englund, C., Naitoh, P. et Sinclair, M. (1988). *Psychological and physiological effects of wearing a gas mask or protective suit under non exercising conditions* (Rapport n° 88-11). San Diego, CA: Naval Health Research Center.
- Sauvé, J.-F. , Beaudry, C., Bégin, D., Dion, C., Gérin, M., Lavoué, J. (2013). Exposition des travailleurs de la construction à la silice cristalline : exploitation d'une banque de données (Rapport n° R-772). Montréal, QC : IRSST.
- Scherr, J., Wolfarth, B., Christle, J. W., Pressler, A., Wagenpfeil, S. et Halle, M. (2013). Associations between Borg's rating of perceived exertion and physiological measures of exercise intensity. *European Journal of Applied Physiology*, 113(1), 147-155. doi: 10.1007/s00421-012-2421-x
- Scherrer, J. (1981). *Précis de physiologie du travail notions d'ergonomie* (2^e éd.). Issy-les-Moulineaux, France: Éditions Masson.
- Slater, K. (1986). The assessment of comfort. *Journal of the Textile Institute*, 77(3), 157-171.
- Schmit, C., Davranche, K., Easthope, C. S., Colson, S. S., Brisswalter, J. et Radet, R. (2015). Pushing to the limits: The dynamics of cognitive control during exhausting exercise. *Neuropsychologia*, 68, 71-81.
- Suggs, C. et Splinter, W. (1961). Some physiological responses of man to workload and environment. *Journal of Applied Physiology* 16(3), 413-420.

- Tjoe Nij, E., de Meer, G., Smit, J., Heederik, D. (2003). Lung function decrease in relation to pneumoconiosis and exposure to quartz-containing dust in construction workers. *American Journal of Industrial Medicine*, 43(6), 574-583.
- Tortora, G. J. et Derrickson, B. (2007). *Principes d'anatomie et de physiologie* (2^e éd.), Montréal, QC: Éditions du renouveau pédagogique.
- Warburton, D. E. R., Gledhill, N., Jamnik, V. K., Bredin, S. S. D., McKenzie, D. C., Stone, J. . . Shephard, R. J. (2011). Evidence-based risk assessment and recommendations for physical activity clearance. *Applied Physiology, Nutrition, and Metabolism*, 36(S1), S266-S298.
- West, J. B. (2012). *Respiratory physiology: The essentials*. (9^e éd.). Philadelphie PA: Lippincott Williams & Wilkins.
- White, M. K. et Hodous, T. K. (1987). Reduced work tolerance associated with wearing protective clothing and respirators. *American Industry Hygiene Association Journal*, 48(4), 304-310.
- White, M. K., Vercruyssen, M. et Hodous, T. K. (1989). Work tolerance and subjective responses to wearing protective clothing and respirators during physical work. *Ergonomics*, 32(9), 1111-1123. doi: 10.1080/00140138908966878
- Więkol-Ryk, A., Krzemień, A., et Lasheras, F. S. (2018). Assessing the breathing resistance of filtering-facepiece respirators in Polish coal mines: A survey and laboratory study. *International Journal of Industrial Ergonomics*, 68, 101-109.
- Williams, W. J. (2010). Physiological response to alterations in O₂ and CO₂: Relevance to respiratory protective devices. *Journal of International Society Respiratory Protection*, 27(1), 27-51.
- Wilmore, J. H., Costill, D. L. et Kenney, W. L. (2009). *Physiologie du sport et de l'exercice*. (4^e éd.). Bruxelles, Belgique: De Boeck.
- Wu, H. C. et Wang, M. J. (2001). Determining the maximum acceptable work duration for high-intensity work. *European Journal of Applied Physiology*, 85(3-4), 339-344. doi: 10.1007/s004210100453
- Wu, S., Harber, P., Yun, D., Bansal, S., Li, Y. et Santiago, S. (2011). Anxiety during respirator use: Comparison of two respirator types. *Journal of Occupational and Environmental Hygiene*, 8(3), 123-128.
- Zimmerman, N. J., Eberts, C., Salvendy, G. et McCabe, G. (1991). Effects of respirators on performance of physical, psychomotor and cognitive tasks. *Ergonomics*, 34(3), 321-334. doi: 10.1080/00140139108967316

ANNEXE A : TEST DE PRÉDICTION DE LA CONSOMMATION D'O₂ MAXIMALE

Le test de prédiction sous-maximal qui a été utilisé est le test de marche de Balke (Balke et Ware, 1959). L'avantage de ce protocole réside dans le fait que la vitesse du tapis reste constante alors que l'inclinaison augmente selon le palier du test. Cela entraîne une variation moins importante de l'ajustement des paramètres du tapis roulant et ainsi une meilleure constance intersujet. Le protocole a été effectué en respectant les étapes suivantes :

1. Installer la montre cardiaque sur le sujet.
2. Mesurer la fréquence cardiaque de repos en demandant au sujet de s'asseoir sur une chaise de laboratoire, puis, après cinq minutes, prendre la mesure de la fréquence cardiaque.
3. Instrumenter le sujet : installer le masque et le casque permettant de tenir l'embout de l'analyseur CO₂ et O₂.
4. Expliquer les techniques de marche sur tapis roulant au sujet et le laisser se familiariser avec le tapis (pente de 0 %) et le port des appareils.
5. Faire marcher le sujet à vive allure, mais à une vitesse confortable (5,5 km/h à 0 % d'inclinaison) durant cinq minutes. Cette phase constitue l'échauffement et elle précède le test.
6. Soumettre le sujet au test de prédiction sous-maximal par palier. Ce test consiste en 6 paliers de 3 minutes chacun, à une vitesse du tapis de 6 km/h, et avec une pente progressive du tapis, soit une pente de 3 % (1^{er} palier), 6 % (2^e palier), 9 % (3^e palier), 12 % (4^e palier), 15 % (5^e palier) et 18 % (6^e palier). Le test est terminé lorsque la fréquence cardiaque du sujet atteint 85 % de sa valeur maximale prédite. Mesurer la fréquence cardiaque et la consommation d'oxygène durant toute la durée du test sous-maximal.
7. Réduire la pente et la vitesse du tapis roulant lorsque le test est complété afin que le sujet termine l'exercice avec une marche lente de 3 à 5 minutes pour favoriser le retour veineux et abaisser sa fréquence cardiaque à un niveau adéquat (<100 battements par minute).

Pour effectuer le test, les sujets étaient vêtus d'une tenue sportive (short, t-shirt, sous-vêtement et chaussures de sport) et le tapis était muni d'un mécanisme d'arrêt d'urgence et de rampes permettant de prévenir les pertes d'équilibre. Durant le test, le sujet ne devait pas s'appuyer sur ces rampes, sauf lors d'une situation hasardeuse pouvant mener à un accident. De plus, le tapis roulant était muni d'un harnais de sécurité (modèle Pulsar 3p de la compagnie h/p/cosmos) qui permettait de retenir le sujet afin d'éviter qu'il se blesse en cas de chute.

ANNEXE B : ÉVALUATION PSYCHOPHYSIQUE DE L'EFFORT

L'échelle utilisée lors de ces tests était l'échelle de Borg 6-20 (Borg *et al.*, 2017). Cette échelle est principalement utilisée dans les situations lors desquelles les astreintes physiques ressenties par les sujets sont principalement associées à l'augmentation de la fréquence cardiorespiratoire. L'échelle 6-20 correspond au fait que chez les jeunes adultes, la fréquence cardiaque varie généralement de 60 à 200 battements par minute. C'est la plage possible entre l'état de repos et la fréquence cardiaque maximale.

6	Repos, aucun effort
7	Très, très faible
8	
9	Très faible
10	
11	Modéré
12	
13	Un peu difficile
14	
15	Difficile
16	
17	Très difficile
18	
19	Très, très difficile
20	

Figure 23. Représentation des niveaux d'effort utilisés pour mesurer la perception psychophysique des participants selon l'échelle de Borg 6-20.