

# **Etude de validation d'appareils de mesures de fréquence cardiaque et de variabilité cardiaque**

Travail de fin d'études en vue de l'obtention du titre de  
Master of Science en sciences du sport  
Option enseignement

déposé par

**Alexandre Giroud**

à

l'Université de Fribourg, Suisse  
Faculté des sciences et de médecine  
Section Médecine  
Département des neurosciences et sciences du mouvement

en collaboration avec la  
Haute école fédérale de sport de Macolin

Référent

Dr. Thomas Wyss

Conseillère

Theresa Schweizer

Macolin, avril 2023

## Résumé

L'explosion commerciale des dispositifs portables prend une ampleur importante depuis plusieurs années. Les utilisateurs se multiplient et les possibilités technologiques s'agrandissent à un rythme soutenu. Cependant, peu d'interrogations sont émises quant à la validité des données fournies par ces appareils. Pourtant ils peuvent représenter un outil non-négligeable pour surveiller des paramètres de santé. Cette étude avait pour objectif de rassembler des preuves scientifiques sur la validité des données de fréquence cardiaque (FC) et de variabilité de fréquence cardiaque (VFC) par lecture optique, en comparaison au cardiofréquencemètre (Polar H10), mesurant ces mêmes paramètres par électrocardiographie (ECG). La validité de mesure des dispositifs portables étudiés : Polar Verity Sense (PVS) et Polar Vantage V2 (PV2), était testée durant deux conditions (température normale et réduction de la perte de chaleur corporelle, surchauffe), pour neuf activités à intensités différentes (e.g., couché, assis, marche, ménage, course, entraînement de force, vélo sur ergomètre, HIIT, et activité calme) par 16 participants en bonne santé. Les données de FC (bpm) étaient analysées chaque seconde, celles de VFC par méthode temporelle (intervalles RR et valeurs RMSSD, en ms) par segments d'une minute. Les résultats de cette étude ont démontré que les deux appareils testés reportaient la FC avec une bonne précision globale : pour la PV2 le coefficient d'ICC3.1 était de +0.94, la MAPE de 6.22 % ; pour la PVS porté sur l'avant-bras, l'ICC3.1 était de +0.98, la MAPE de 4.09 % ; pour le PVS porté sur le haut du bras, l'ICC3.1 de +0.99, et la MAPE de 3.05 %. Les PVS étaient aussi testés pour leurs aptitudes à refléter la VFC. Ils échouaient à reporter des valeurs proches de celles de la H10 (MAPE > 10 %), pour les deux indicateurs de VFC (intervalles RR et valeurs RMSSD). Contrairement aux autres études, le degré d'intensité des activités ne semblait pas influencer la précision des données de FC des appareils testés. Lors d'activités comportant des mouvements de bras, la qualité des données de FC et VFC mesurées par les dispositifs portables diminuait. Leur précision à détecter la VFC était meilleure quand l'intensité était basse. Ces résultats apportaient des preuves que les dispositifs portables détectant la FC de manière optique peuvent être très précis dans différentes conditions et à différentes intensités. À l'inverse, ces mêmes dispositifs ne reflétaient pas précisément la VFC. Des améliorations de la part des fabricants de ces appareils de mesures doivent être entreprises afin qu'ils puissent précisément détecter la VFC, surtout lors d'activités intenses et engageant les mouvements des bras. En conclusion, les dispositifs portables testés dans cette étude étaient fiables pour refléter la FC mais pas pour la VFC. Les actuels et futurs utilisateurs de ces appareils doivent être conscients de ce fait avant d'interpréter les données fournies.

## Table des matières

1 Introduction .....	4
1.1 Contexte scientifique et situation initiale .....	4
1.2 Objectif et questions concrètes .....	18
2 Méthode.....	19
2.1 Description de l'échantillon .....	19
2.2 Design de recherche .....	20
2.3 Méthodes et instruments de recherche .....	25
2.4 Analyse statistique.....	28
3. Résultats .....	31
4 Discussion .....	56
4.1 Fréquence cardiaque.....	56
4.2 Variabilité de la fréquence cardiaque .....	59
4.3 Défis et limites actuelles .....	61
5 Conclusion.....	63
Bibliographie.....	65

# 1 Introduction

## 1.1 Contexte scientifique et situation initiale

Les dispositifs portables (*wearable devices* dans la littérature internationale) sont omniprésents dans notre société moderne. Ils ont récemment occupé la première place du classement de *l'Enquête mondiale sur les tendances fitness pour 2023* pour la deuxième année consécutive (Thompson, 2023). Ils sont définis comme étant de petits dispositifs électroniques, composés d'un ou plusieurs capteurs ainsi qu'un système d'enregistrement de données, destinés à être portés ou fixés à un endroit du corps, ou plusieurs lorsque la connexion entre les capteurs et l'enregistreur est avec fil (Adão Martins et al., 2021). La technologie portable se décline en différents dispositifs tels que fitness tracker, montre connectée, moniteur de fréquence cardiaque (FC), tracker GPS (Thompson, 2023). L'utilisation de dispositifs portables dans le cadre de l'activité sportive ou du fitness est une réelle tendance. Statista, un portail en ligne allemand offrant des statistiques issues de données d'instituts, (cité dans Stone et al., 2021) estimait à 20.1 millions le nombre de montres connectées vendues au cours de l'année 2019. Les dispositifs portables, appareils connectés, et autres fitness trackers sont dotés d'un réel potentiel positif (Brickwood et al., 2019). Ils permettent aux utilisateurs de récolter par leurs propres moyens des informations importantes sur leur santé (FC, durée de sommeil, température corporelle), leurs activités (calories dépensées) et sur leur comportement en matière de mouvement (podomètre, temps d'activité ou d'inactivité). Lamprecht et al. (2021) dévoilaient dans l'étude *Sport Suisse 2020*, qu'une personne sur cinq n'atteignait pas les recommandations en matière d'activité physique formulées par l'Office fédéral du sport (OFSP). Il est établi que ce manque d'activité engendre un coût sociétal conséquent. Ding et al. (2016) évoquaient même le terme de « pandémie d'inactivité physique » et reportaient avec prudence qu'en 2013, le coût de l'inactivité physique s'élevait à 53.80 milliards de dollars américains à l'échelle de la population mondiale (correspondant à 52.82 milliards de CHF en 2013).

Le port d'appareils connectés pourrait s'avérer être une solution efficace pour diminuer les coûts et les dommages causés par l'inactivité physique. Il permet de motiver les personnes qui les utilisent à augmenter leur envie de se mouvoir : augmentation du nombre de pas quotidiens, de la dose d'activité physique modérée et intense, de l'énergie quotidienne dépensée, après une intervention avec des dispositifs portables (Brickwood et al. 2019). Le port d'un appareil connecté peut également être employé comme un outil de gestion de vie à moindre coût

permettant d'ajuster son propre style de vie : diminution du stress et éventuellement avertissement précoce de l'apparition de certaines maladies chroniques lors de surveillances des paramètres de FC (Kinnunen et al., 2020). Cette technologie permet aussi de cibler la population à une très large échelle dans un environnement naturel et vivant (hors-laboratoire) : travailleurs, personnes âgées devenues sédentaires, malades, jeunes ou adolescents, sportifs amateurs, athlètes professionnels, et bien d'autres profils. Moscato et al. (2022) formulaient qu'avec un vieillissement constant de la population et une haute incidence des maladies chroniques, il existait un réel besoin de fournir des moyens technologiques capables d'atteindre les personnes qui nécessitent des contrôles médicaux réguliers, particulièrement celles à mobilité réduite ou celles qui vivent dans des zones plus reculées.

Dans le domaine des sciences du sport, les dispositifs portables peuvent être utilisés en tant qu'outil de monitoring par l'élite sportive. En effet, la possibilité de mettre à profit les progrès technologiques pour aider les athlètes à progresser existe : suivi de la FC, définition des seuils de performance et des zones d'intensités sont des exemples classiques de paramètres physiologiques qui peuvent être récoltés par les dispositifs portables. Cependant, il réside encore de nombreuses lacunes dans le suivi de la performance et dans la gestion des efforts. Selon Adão Martins et al. (2021), il n'existait pas encore de méthode infallible qui permettait de mesurer exactement l'état de fatigue des athlètes. Avec l'avancée technologique et le développement de nouveaux appareils, les dispositifs pourraient spécifiquement survenir aux besoins des athlètes qui doivent gérer leurs efforts, maximiser leurs chances de réussite et minimiser les risques dans leur planification (surentrainement par exemple).

Pour parvenir à un tel but, un questionnement sur la validité des appareils est nécessaire. En effet, l'obtention de l'un de ces gadgets est facile et peut entraîner des coûts plus ou moins élevés en fonction de la gamme choisie. Au-delà de l'effet de tendance et de l'explosion de l'apparition de ces dispositifs, s'interroger sur l'exactitude des données fournies par ces appareils est nécessaire, afin de savoir si les prix que déboursent les acheteurs et porteurs de ces appareils sont justifiés par la qualité des données qu'ils fournissent. La récolte de données telles que la FC et la variabilité de la fréquence cardiaque (VFC), sont des informations physiologiques importantes pouvant être utilisées pour la surveillance de l'état de santé.

### ***1.1.1 Fréquence cardiaque (FC) et variabilité de la fréquence cardiaque (VFC)***

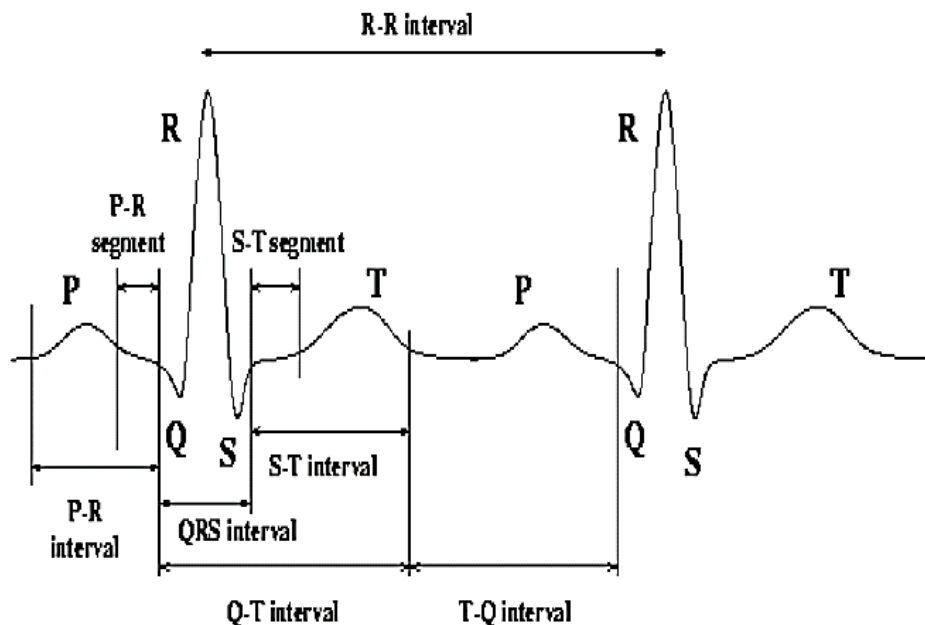
**Fréquence cardiaque.** La FC est exprimée en battements par minute (bpm) et peut être considérée comme un prédicteur de la sollicitation physiologique (Lee et Migliaccio, 2016). La FC permet de représenter numériquement la fonctionnalité générale à l'intérieur même du corps. Des valeurs basses indiquant un corps au repos, est un élément central du débit cardiaque. La FC au repos peut être influencée par les changements qui se produisent lors de diverses maladies. La FC semble prédire la longévité et les maladies cardiovasculaires (Böhm et al., 2015), ce qui en fait un indice de santé intéressant dans le milieu médical. À la suite d'un stress physique (effort) ou émotionnel (stress), les valeurs de la FC s'élèvent naturellement, reflétant la charge de travail cardiovasculaire subie par le corps (Borresen et Lambert, 2008, cités dans Stone et al., 2021). Hebisz et al. (2022) déclaraient que la FC était modulée par l'équilibre entre les divisions parasympathiques et sympathiques du système nerveux autonome (SNA). L'augmentation de la FC, en cas de passage du repos à un exercice de faible intensité, est d'abord due à la diminution de l'activité parasympathique. Si l'intensité augmente, plusieurs mécanismes neuronaux augmentent le tonus sympathique pour provoquer une augmentation de la FC (Robinson et al., 1966, cités dans Hebisz et al., 2022). D'autres stimuli comme l'éveil émotionnel (colère ou stress) peuvent augmenter l'activité sympathique (Hebisz et al., 2022). Une détection de la FC précise est donc importante pour gérer des paramètres de santé mais aussi pour une gestion optimale des efforts quand le but ultime est une amélioration des paramètres physiologiques

**Variabilité de la fréquence cardiaque.** L'harmonie entre le stress et la récupération est contrôlée dans le corps humain par le SNA. Les fluctuations à l'intérieur du SNA sont souvent quantifiées en évaluant la VFC (Shaffer et Ginsberg, 2017). La VFC consiste en des changements dans les intervalles de temps entre des battements cardiaques consécutifs (IBI), (McCraty et Shaffer, 2015). Les principales technologies utilisées par les dispositifs portables pour détecter la FC et la VFC proviennent principalement de deux méthodes : l'électrocardiographie (ECG) et la photopléthysmographie (PPG). L'ECG standard détecte l'activité électrique du cœur pendant un certain temps à l'aide d'électrodes placées sur la peau, plus précisément d'après Kligfield et al. (2007), elle « enregistre les différences de potentiel entre des sites prescrits sur la surface du corps qui varient au cours du cycle cardiaque ; elle reflète les différences de tension transmembranaire dans les cellules myocardiques qui se produisent lors de la dépolarisation et de la repolarisation au cours de chaque cycle ». La

détection des variations des potentiels électriques créés par le cœur aux différents moments du cycle de contraction cardiaque (diastole, systole) par ECG résulte en une courbe (Figure 1). L'enregistrement du signal de l'ECG se caractérise par cinq pics et creux désignés par les lettres P, Q, R, S, T qui sont généralement définis comme étant les ondes P, QRS, et T (Karpagachelvi et al., 2010). Dans la littérature scientifique, le nom d'intervalle RR (*RR interval* en anglais) est souvent employé pour désigner l'intervalle de temps entre les pics R.

**Figure 1**

*Forme d'onde ECG montrant le complexe QRS et l'intervalle RR lors de battements cardiaques.*



*Note.* Représentation graphique du signal électrique lu par ECG. Il s'agit d'un schéma d'illustration qui permet de comprendre la succession des différentes ondes qui sont déterminées par ECG, sans pour autant quantifier les valeurs de la durée des ondes (Karpagachelvi et al. 2010, p.76).

Avec un enregistrement d'ECG continu, les complexes QRS sont détectés et les intervalles appelés normal-à-normal (*normal-to-normal interval*, NN) sont déterminés (Task Force, 1994). Cette mesure de VFC et les index dérivés sont considérés comme réflecteurs des changements dans la régulation du SNA et peuvent être analysés par méthode temporelle, par méthode fréquentielle ou par des paramètres non-linéaires (Hebisz et al., 2022). La Task Force (1994)

précisait que les analyses par méthode temporelle étaient les plus simples à appliquer. Avec les méthodes d'analyse temporelle, soit la FC est déterminée à n'importe quel moment, soit les fluctuations de temps des intervalles RR dans un temps donné sont déterminées. Il existe deux types de variables mesurées lors de ce genre d'analyse (Tableau 1) : les variables qui sont directement dérivées de la mesure de l'intervalle RR, et celles qui proviennent de la différence entre les durées des intervalles RR (Pellissier, 2013).

**Tableau 1**

*Index permettant de quantifier la VFC par méthode d'analyse temporelle*

Variable	Unité	Définition
Variables issues directement de l'intervalle RR		
NN	ms	<i>Normal-to-Normal interbeat interval</i> , correspond à la moyenne de la durée des intervalles RR.
SDNN	ms	<i>Standard Deviation of all NN intervals</i> , correspond à l'écart-type de tous les intervalles RR sur le temps sélectionné.
SDANN	ms	<i>Standard Deviation of NN intervals in all 5-minutes segments of the entire recording</i> , correspond à l'écart-type des moyennes de durées de RR calculées sur des segments successifs de 5 minutes.
ASDNN ou SDNNindex	ms	<i>Average of the Standard Deviation of the NN interbeat interval in all 5 minutes segments</i> , correspond à la moyenne des déviations standard de l'intervalle RR sur des segments de 5 minutes pour la durée entière de l'enregistrement.
Variables issues de la mesure de la différence entre les intervalles RR		
RMSSD	ms	<i>Square Root of the Mean of the Sum of the Squares of Differences between successive NN intervals</i> , représente la racine carrée des différences au carré des intervalles RR successifs.
NN50		<i>Number of interval differences of successive NN intervals greater than 50 ms</i> , correspond au nombre d'intervalles RR successifs d'une durée supérieure à 50 ms.
pNN50	%	<i>Proportion of the NN50</i> , cet index est obtenu en divisant le nombre total d'intervalles RR supérieurs à 50 ms, par le nombre total d'intervalles RR.

*Note.* Cette liste n'est pas exhaustive mais reflète les index les plus utilisés pour analyser la VFC. Les index du domaine temporel de VFC peuvent déterminer la quantité de VFC observée au cours de périodes de surveillance pouvant aller de < 1 min à > 24 h. Ce tableau a été élaboré en fonction des propos rassemblés par la Task Force (1994) et complétés par ceux de Pellissier (2013, p. 163-165).



Pelissier (2013) déclarait que si le but était de comparer les valeurs d'une variable temporelle dans deux conditions (par exemple : éveil contre sommeil), la durée d'enregistrement de l'ECG devait être la même pour les deux conditions. Cette étude précisait aussi que l'analyse temporelle était bien adaptée pour des enregistrements d'ECG de longues durées (à l'échelle de l'heure) et que plus le temps d'enregistrement est long, plus la signification de l'index temporel calculé est fiable. Plusieurs de ces index ont été utilisés dans la littérature scientifique pour définir les fluctuations de la VFC et sur différentes durées. Parmi ceux-ci, la RMSSD semble être un index pertinent. En effet, Buchheit (2014) déclarait que la collecte sur le terrain de la RMSSD était appropriée avec des athlètes car cet index pouvait être mesuré sur de courtes périodes (10 s à 1 min) et parce que la valeur de la RMSSD n'était pas impactée par les changements de rythme du cycle respiratoire (Penttila et al., 2001). La Task Force (1994) précisait que la RMSSD était préférée au pNN50 grâce à sa solidité mathématique. Plew et al. (2013) suggéraient que les valeurs de la RMSSD appliquées à un logarithme ( $\ln$  RMSSD) était l'outil le plus fiable pour une gestion jour après jour de la VFC. Bellenger et al. (2016) concluaient à propos de la RMSSD, avec des mesures calculées au repos, qu'elle était un marqueur fiable de l'état de l'entraînement et qu'elle devrait être utilisée comme index de VFC pour gérer le statut de l'entraînement chez les athlètes (confirmés par les résultats de Bellenberger et al., 2016). L'indicateur d'analyses temporelles de VFC le plus utile au repos, et donc utile à la gestion des paramètres de VFC, serait celui de la RMSSD (Buchheit, 2014). La RMSSD reflétait même les influences à court terme des effets de l'entraînement (Altini et Amft, 2016), ce qui en fait une valeur intéressante pour la gestion de la charge et de la récupération.

La VFC peut être utile pour refléter l'état des fonctions de pression artérielle, de l'échange gazeux, de l'intestin, du cœur, du tonus vasculaire et possiblement des muscles fasciaux (Gevirtz et al., 2016, cités dans Shaffer et Ginsberg, 2017). La VFC est habituellement mesurée au repos mais des recherches récentes suggéraient que mesurer les oscillations de la VFC en réponse à un stimulus physique offrait un potentiel pour prédire l'aptitude aérobie et la performance à l'exercice, ainsi qu'une surveillance de la fatigue induite par l'entraînement chez les athlètes de haut niveau (Hebisz et al., 2022). Pour mesurer la VFC, il est nécessaire d'utiliser un moniteur de fréquence qui puisse précisément détecter les intervalles RR.

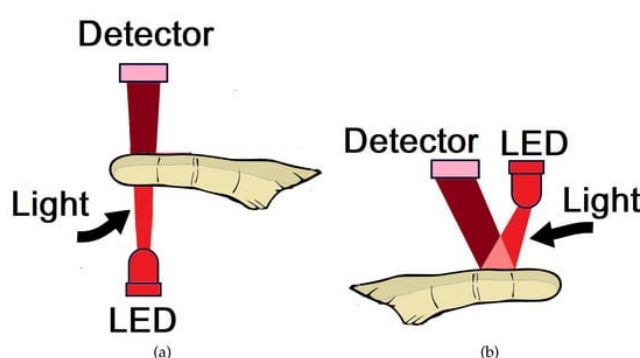
### ***1.1.2 Photopléthysmographie (PPG) et facteurs influençants***

Tandis que l'ECG est considérée comme une méthode de référence traditionnelle pour la quantification des intervalles RR dans la littérature scientifique (Task Force, 1996), les

appareils utilisant la PPG sont de plus en plus nombreux. La PPG mesure les valeurs de FC en se basant de manière optique sur les changements du flux vasculaire qui s'opèrent au cours du cycle cardiaque (Challoner et Ramsay, 1974). Selon les propos de Allen (2007), « La forme de base de la technologie PPG ne nécessite que quelques composants opto-électroniques : une source lumineuse pour éclairer le tissu (par exemple la peau) et un photodétecteur pour mesurer les petites variations d'intensité lumineuse associées aux changements de perfusion dans le volume de captation ». Des algorithmes sont ensuite appliqués pour estimer la FC et la VFC à partir des informations fournies par PPG (Müller et al., 2019). Il existe deux types de PPG : celle qui utilise la transmission de la lumière et celle qui utilise la réflexion de la lumière, respectivement a) et b) sur la Figure 2. Pour le mode par transmission, le tissu humain est éclairé d'un côté et la lumière le traverse pour être recueillie par un photodétecteur de l'autre côté du tissu. Comme la méthode de lecture par transmission n'est pas toujours possible, il a été mis au point une autre technique : la technologie de PPG par réflexion de la lumière, où la source lumineuse est placée à côté du détecteur sur la surface de la peau (Lemay et al., 2018 ; Moraes et al., 2018). La technologie de PPG par réflexion est la plus étudiée dernièrement car son usage est plus simple et est financièrement moins coûteux (Moraes et al., 2018). La PPG est considérée comme étant une technologie valable pour indiquer au quotidien la FC mais aussi pour des mesures de VFC dans le domaine de temps et de fréquence (Barrios et al., 2019).

**Figure 2**

*Illustration du fonctionnement des deux techniques en PPG*



*Note.* Représentation des deux différentes techniques employées en PPG, à savoir la lecture optique par transmission (a) et celle par réflexion (b) lors d'une application au doigt (Moraes et al., 2018).

Bolaños et al. (2006) déclaraient à propos de la PPG, à la suite de l'inspection de la qualité des signaux de VFC en comparaison à ceux fournis par ECG, que le signal PPG offrait un excellent potentiel pour remplacer les enregistrements ECG pour l'extraction des signaux VFC, en particulier pour le suivi de personnes en bonne santé. De précédentes études sur les dispositifs utilisant la PPG avaient une précision globale acceptable, mais un avertissement était émis sur l'exactitude des données car elle pouvait varier en fonction de certains paramètres choisis lors de designs expérimentaux (Chow et Yang, 2020).

Dans la littérature scientifique, il existe divers facteurs recensés qui peuvent influencer la lecture du signal optique de la PPG utilisée par les dispositifs portables. Les plus courants sont ceux expliqués ci-dessous, mais il peut également exister d'autres éléments.

***Facteurs liés à l'individu.*** La peau semble jouer un rôle important dans la précision des données fournies lors d'usage de la PPG, notamment sa couleur. Fallow et al. (2013) démontraient qu'avec le type de peau V (brun foncé, sur l'échelle de Fitzpatrick, 1988), les modulations étaient significativement plus faibles que pour les autres types de peau (Figure 3). Spierer et al. (2015) remarquaient que les données provenant de la PPG différaient pour les types de peau moins photosensibles (types IV et V sur l'échelle de Fitzpatrick, 1998).

### **Figure 3**

*Les différents types de peau selon l'échelle de Fitzpatrick*

**Fitzpatrick skin phototypes (FZ)**  
Type I white skin, always burns, never tans  
Type II white skin, always burns, minimal tan  
Type III white skin, burns minimally, tans moderately and gradually  
Type IV light brown skin, burns minimally, tans well  
Type V brown skin, rarely burns, tans deeply  
Type VI dark brown/black skin, never burns, tans deeply

*Note.* Présentation des différents types de peau établis par Fitzpatrick (1988) qui sont encore utilisés communément pour classer les types de peau dans le domaine des sciences. Ce système de classification comporte cependant certaines limitations car il repose sur les réactions des peaux blanches au soleil et les types de peaux foncées IV, V, VI ont été ajoutés dans un deuxième temps (Gupta et Sharma, 2019, p. 432).

Il existe en effet des différences inter-individuelles dans la peau et la structure de ses tissus : l'épaisseur des différentes couches et la quantité de mélanine sont propres à chaque type de peau mais surtout à chaque individu (Delgado-Gonzalo et al., 2015). Preejith et al. (2015) démontraient avec des valeurs de FC, que la variation à la référence des valeurs récoltées par PPG augmentait légèrement pour les types de peaux plus foncés. En revanche Bent et al. (2020) concluaient qu'il n'existait pas de corrélation significative entre le type de peau et la précision des valeurs de FC dérivées par PPG. Chow et Yang (2020) indiquaient en plus que les capteurs optiques de FC offraient une précision de détection acceptable sur les populations à couleur de peau jaune (type III et IV de l'échelle de Fitzpatrick). Ajmal et al. (2021) modelaient par logiciel différents types de peau associés à différents profils d'indice de masse corporel (IMC) pour tester les limites des signaux optiques obtenus par PPG en fonction de la couleur de la peau. Les signaux optiques récoltés par PPG pouvaient être altérés à une valeur maximale de 61.2 % pour les profils qui cumulaient un IMC élevé et un type de peau foncé (Ajmal et al., 2021). Cependant la physiologie humaine est complexe et ne peut que difficilement être imitée. La thermorégulation cause des dilatations et des vasoconstrictions dans les vaisseaux périphériques, augmentant ainsi le volume sanguin proche de la peau, poussant Delgado-Gonzalo et al. (2015) à s'interroger sur la qualité de la détection optique employée par la PPG. La profondeur de pénétration de la lumière dans le tissu dépend de la longueur d'onde de la lumière choisie et de la distance entre la lumière LED et le photodétecteur (Lemay et al., 2014). En dessous d'une température corporelle périphérique de 27 °C (hypothermie artificielle, température mesurée au bout du doigt), il a été démontré que la PPG calculant la valeur d'oxygène dans le sang fonctionnait de manière moins précise sur des sujets en bonne santé, mais qu'elle restait précise dans les valeurs au-delà de ce seuil de 27 °C (Shafique et Kyriacou, 2012). Maeda et al. (2008) contrastaient ces propos en établissant un coefficient de corrélation de  $0.97 \pm 0.03$  entre le pouls pris par PPG en comparaison à l'ECG, pour une température corporelle inférieure à 15 °C. La couleur de la lumière émise par l'appareil importe également sur la validité des données : la lumière verte (longueur d'onde courte) permettrait de mieux cibler la profondeur et la zone des signaux nécessaires. Elle serait aussi moins sujette aux artefacts de mouvements ainsi qu'à la température de la peau (Fallow et al., 2013 ; Lemay et al., 2015 ; Maeda et al., 2008). La structure et l'âge des tissus de la peau peuvent également impacter les valeurs fournies par la PPG. Un renouvellement de l'épiderme plus lent chez les seniors (entre 40 et 60 jours, contre une durée de 28 jours en moyenne chez les adultes) engendre une couche plus fine de l'épiderme, qui apparaît comme translucide chez les plus âgés (Drove et Klingmann, 1983 cités dans McCullough et Kelly, 2006). De plus, le fait de vieillir

réduit la microvasculature dermique entraînant une réduction d'apport sanguin à la peau qui contribue à l'atrophie même de celle-ci, répercutant en une peau plus sèche (McCullough et Kelly, 2006). Il a été démontré que la différence de rigidité des vaisseaux sanguins de l'organisme due au vieillissement peut influencer la forme du pouls avec la PPG (Allen, 2007). Chow et Yang (2020) contrastaient ces propos en affirmant que la précision des capteurs optiques de FC des appareils testés dans leur étude n'était significativement pas liée à l'âge des utilisateurs. Preejith et al. (2016) ne constataient pas de différence notable des valeurs de FC lues par PPG en fonction de l'âge de leurs sujets.

***Placement des capteurs.*** Un facteur supplémentaire qui semble affecter la précision des valeurs de FC issues de PPG est le placement des senseurs lors de l'enregistrement des données. Parak et Korhonen (2014) expliquaient que les possibilités de port des appareils étaient plus nombreuses avec la PPG : avant-bras, bras, poignet, oreille. Tout est rendu possible pour que le confort de l'utilisateur soit assuré de manière non-invasive. D'autres sites de mesures pour les capteurs de PPG étaient reportés par Tamura et al. (2014) : bague au doigt, cartilage externe de l'oreille et région auriculaire supérieure. Les conclusions de Parak et Korhonen (2014) prouvaient qu'il existait une différence de précisions entre les types d'activités sous analyse en fonction des placements des appareils. Il a été démontré qu'un dispositif mesurant la FC par PPG au poignet (Mio Alpha) était plus performant pendant des activités de marche ou de course qu'un dispositif mesurant la FC par PPG à l'avant-bras (Scosche Myrhythmà). Il est ressorti de cette étude que le dispositif porté à l'avant-bras détenait une meilleure précision des mesures pour des activités telles que le vélo ergomètre et des activités engageant des mouvements des mains (Parka et Korhonen, 2014). Barrios et al. (2019) confirmaient que les dispositifs portés au bras utilisant la PPG pour dériver les index de VFC étaient plus fiables que ceux portés au poignet. De plus, il a été démontré dans cette étude que les dispositifs portés au bras étaient plus précis pour le contrôle de la FC moyenne dans toutes les différentes conditions testées dans cette étude en comparaison aux dispositifs portés au poignet (Barrios et al., 2019). Selon les conclusions de Chow et Yang (2020), l'utilisation des trackers de fitness portés au poignet pour surveiller la performance de l'exercice est discutable et doit rester avisée. En investiguant l'Oura ring (bague connectée qui permet de mesurer les index de FC et de VFC), Kinnunen et al. (2020) témoignaient que les dispositifs lisant les index de FC et VFC par PPG au doigt (bague) livraient des valeurs d'une fiabilité quasi parfaite en comparaison à un ECG. Concernant le placement des dispositifs, les senseurs utilisant la PPG sont généralement

localisés à la périphérie du corps, ce qui peut entraîner un retard temporel dans la propagation de l'onde de pouls périphérique vers le dispositif portable (Georgiou et al., 2018).

**Activités, intensités, vitesses.** Une variable supplémentaire qui expliquerait la variabilité des précisions des données fournies par PPG est l'intensité et la vitesse d'exécution (déplacement) des activités testées. Avec différentes vitesses de déplacement : 1.61, 4.83, et 8.05 km/h (vitesses initialement en miles par heure de 1, 3, et 5 m/h), Yousefi et al. (2014) démontraient une baisse du coefficient de corrélation (respectivement de 0.85, 0.76, 0.64) lorsque la vitesse de déplacement augmentait avec l'utilisation de PPG. Chow et Yang (2020) mettaient en garde sur le fait qu'il fallait rester prudent lorsque l'on récoltait des données physiologiques de FC sur des individus pendant des activités intensives car la précision des capteurs optiques était négativement corrélée avec l'augmentation de l'intensité. Georgiou et al. (2018) affirmaient lors de leur méta-analyse que la qualité des valeurs de VFC dérivées par PPG de dispositifs portables déclinait progressivement au gré de l'intensification de l'activité, alors qu'elle pouvait être considérée comme « très bonne » à « excellente » au repos. La précision des données de FC diminuait aussi à mesure que les valeurs de FC augmentaient (signifiant une activité plus intensive) chez Müller et al. (2019), ajoutant ainsi encore des preuves que les valeurs de données cardiaques issues de PPG lors d'activités intensives pouvaient différer des valeurs réelles. Müller et al. (2019) expliquaient que les dispositifs portables rencontraient des difficultés à détecter la FC lorsque l'activité physique était au-dessus du seuil d'activité physique modérée à vigoureuse (*moderate-to-vigorous physical activity*), ne reportant parfois que 50 % des FC cardiaques supérieures au seuil. Bent et al. (2020) déclaraient que la précision moyenne de FC diminuait de 30 % lors du passage du repos à l'activité physique. Barrios et al. (2019) démontraient que l'utilisation de dispositifs portables utilisant la PPG pour la surveillance de la VFC était adaptée lors des activités de la vie quotidienne mais qu'elle était limitée lors d'un exercice intense. Kinnunen et al. (2020) déclaraient que le dispositif porté au doigt pouvait être un instrument biomédical précis et fiable pour la lecture des paramètres de FC et de VFC, cependant ces propos reposent sur des valeurs nocturnes et donc sur une intensité d'activité basse. Parak et al. (2015) établissaient avec leurs résultats, la meilleure précision obtenue pour l'heure, où la PPG appliquée au poignet atteignait des erreurs absolues moyennes de 5-6 ms dans le temps d'un seul battement de cœur, correspondant à un écart type (ET) de 12-15 ms, par rapport aux intervalles RR obtenus par la méthode référence ECG, mais également lors d'utilisation nocturne. Toutes ces recherches aboutissaient aux mêmes conclusions : la précision des données de FC et VFC fournies par PPG n'est pas aussi bonne

lors d'activités intensives qu'elle ne l'est lors d'activités à faible intensité. De plus, la plupart de ces conclusions reposaient sur des études effectuées en laboratoire. Delgado-Gonzalo et al. (2020) contrastaient tous ces propos en prouvant lors d'activités en plein air telles que : trail-running, course en milieu urbain, cyclisme sur piste et sur route, la précision d'un dispositif portable au poignet pouvait obtenir une précision de 97.8 % et une fiabilité de 97.6 % pour des valeurs de FC fournies par PPG. Il est donc nécessaire de tester la précision des données de FC et de VFC lors d'activités qui représente la réalité quotidienne mais également lors d'activités modérées et intensives pour mieux comprendre la précision des données fournies par la PPG. Si l'utilisation de la PPG peut être prouvée comme étant valide lors de gros efforts, l'usage de dispositifs portables utilisant la PPG pour gérer les paramètres de FC et VFC serait possible lors de performances intensives dans des contextes sportifs.

***Environnement et artéfacts.*** D'autres propriétés émanant de l'environnement semblent aussi influencer la précision des valeurs de FC et VFC lorsque l'usage de la PPG est employé. Stone et al. (2021) déclaraient que les deux technologies (ECG et PPG) étaient sujettes à des perturbations de signal mais les raisons et les sources étaient différentes. L'ECG peut être perturbée par des mouvements de la poitrine pendant la respiration, le mouvement de contact des électrodes et l'augmentation de l'impédance des électrodes (Allen, 2007). La PPG est quant à elle sujette aux artéfacts de mouvements. Lemay et al. (2014) identifiaient trois causes principales en lien avec les principes de fonctionnement de la PPG qui pouvaient générer des artéfacts de mouvement lors de son utilisation. Premièrement, les modifications tissulaires dues aux mouvements (mouvements des muscles, tendons, compression ou dilatations des tissus) survenant pendant l'activité, changent le contenu des tissus traversés par la lumière et modifient les signaux reçus. Deuxièmement, un mouvement relatif à l'interface capteur-peau qui est probable pendant la mesure car le lien qui fixe le capteur (sangle, pochette, support adhésif au vêtement) n'est pas parfaitement stable, pouvant entraîner un déplacement du capteur. La troisième raison énumérée par Lemay et al. (2014) est la possible modification de la pression entre le capteur optique et la peau (la surface de la peau n'étant pas parfaitement plane). Une pression initiale augmentée entraîne une hausse de la composante pulsatoire de la PPG car l'interface optique devient plus nette entre le tissu (peau) et le capteur. Kinnunen et al. (2020) décrivaient que le principal défi avec la PPG était sa sensibilité au mouvement. Des études (Schäfer et Vagedes, 2013) ont observé plus d'artéfacts de la VFC avec la PPG que celles mesurées avec l'ECG, en particulier dans les paramètres à haute fréquence. La PPG a des signaux plus atténués -« *smoother* » que ceux de l'ECG et une forme d'onde de signal très

instable en fonction du volume cardiaque et des vaisseaux sanguins qui augmentent l'oscillation des données de l'IBI (Kinnunen et al., 2020). Adão Martins et al. (2021) concluaient que l'évaluation de la qualité du signal était l'aspect méthodologique le plus négligé dans l'évaluation du risque de biais lorsque la PPG était utilisée. La localisation distale des dispositifs portables semble aussi les rendre plus susceptibles aux artéfacts de mouvements (Barrios et al., 2019 ; Bent et al., 2020). L'utilisation de la PPG dans des conditions environnementales réelles (hors laboratoire) expose les appareils à une source supplémentaire de bruits externes (vent, pluie, environnement) qui peuvent altérer la précision des données reportées par cette technologie (Adão Martins et al., 2021 ; Moscato et al., 2022). Dans les résultats de Müller et al. (2019), les dispositifs portables sous-estimaient la FC en laboratoire, alors qu'ils la surestimaient légèrement dans la phase de vie libre « free-living phase ».

***Facteurs liés au dispositif portable.*** Un dernier critère identifié qui explique les variations de précisions de mesures de FC et VFC des appareils utilisant la PPG sont les constructions, les paramètres, la technologie employée, la marque et le modèle même du dispositif portable. Il a été démontré à plusieurs reprises dans la littérature scientifique que chaque dispositif est différent et résulte en différentes valeurs de précision, dépendantes aussi des paramètres physiologiques inspectés mais aussi des conditions d'expérimentation. Les conclusions de l'enquête de Bent et al. (2020) reflétaient bien les lacunes présentes dans la recherche actuelle : ils estimaient de manière générale que différents dispositifs portables étaient raisonnablement précis pour mesurer une FC au repos et une FC élevée prolongée, mais qu'il persistait des différences entre les dispositifs lorsqu'ils devaient répondre aux changements d'activités. Le marché des dispositifs portables devenant de plus en plus compétitif, la concurrence entre les marques a pour effet positif d'améliorer de manière incontestable la technologie et le confort des utilisateurs ; des options supplémentaires sont ajoutées (Stone et al., 2021).

### ***1.1.3 Technologies et perspectives***

Une conséquence malheureuse de la commercialisation rapide des dispositifs est l'absence de vérification indépendante par une tierce partie de la précision des mesures physiologiques rapportées, telles que FC et VFC (Stone et al., 2021). Les validations approfondies sont également ralenties par le fait que les fabricants intègrent souvent des algorithmes qui leur sont propres pour le nettoyage des artéfacts et dont ils ne dévoilent pas toutes les facettes pour des raisons commerciales (Yang et al., 2015 ; Tuovinen, et Smeaton, 2019). Lors d'utilisations des



dispositifs portables, des bugs techniques apparaissaient parfois et leur origine était dure à cibler (Parak et Korhonen, 2014). Une partie des utilisateurs ne semble pas réellement comprendre le fonctionnement interne de leurs dispositifs et se questionnent sur la confiance qu'ils doivent accorder aux valeurs fournies par ceux-ci (Yang et al., 2016). De plus, dans Mercer et al. (2016), certains types d'utilisateurs (classe d'âge élevée, entre 52-84 ans) exprimaient ressentir un sentiment d'inaptitude face à la technologie et l'absence d'un descriptif détaillé du fonctionnement du dispositif, les décourageant à appliquer cet instrument dans leur quotidien. Kinnunen et al. (2020) expliquaient qu'une certaine commodité était nécessaire pour pouvoir déterminer des changements de style de vie dans le quotidien des utilisateurs de dispositifs portables sur une longue durée (données hebdomadaires, mensuelles, annuelles). Les appareils utilisant l'ECG traditionnelle n'était pas suffisamment confortable pour un port continu alors que les appareils utilisant la PPG offrent au contraire un meilleur confort aux utilisateurs : ils sont non-invasifs, compacts, simples à utiliser, bons marchés et ne requièrent pas de connaissances préalables qui pourraient freiner l'utilisation (Barrios et al., 2019). Kinnunen et al. (2020) affirmaient que la technologie utilisant le PPG ne dérangeait pas ses usagers, augmentant ainsi les chances qu'ils continuent à les utiliser, générant en plus un meilleur suivi des données personnelles. Avec l'évolution des appareils électroniques et la prolifération de leur utilisation, il reste des lacunes sur la validité de ces appareils dans la recherche. Ces technologies mesurant la FC et la VFC, bien qu'elles soient commerciales, peuvent être pertinentes car les données dérivées de ces sources peuvent être incorporées dans la prise de décisions quotidiennes des cliniciens, des chercheurs, des praticiens, des consommateurs, des patients ou des athlètes (Stone et al., 2021). La validité des appareils doit donc être testée. Pour s'assurer que l'appareil reflète la réalité du quotidien, il faut créer des conditions réalistes qui mettent à l'épreuve l'organisme lors des tests appropriés.

## 1.2 Objectif et questions concrètes

Le but de ce travail est d'analyser la validité de différents appareils de mesures de FC et VFC utilisant la PPG : Polar Verity Sense (PVS), Polar Vantage V2 (PV2), en comparaison à un appareil de référence qui utilise l'ECG, le cardiofréquencemètre Polar H10 (H10). Ces capteurs placés à plusieurs endroits sur le corps, sont testés lors de différentes activités à intensité graduelle et dans diverses conditions.

Les questions secondaires qui découlent de cet objectif principal sont les suivantes :

- a) Quel appareil offre la plus grande validité des mesures de FC entre la PV2 et le PVS sur l'ensemble des mesures ?
- b) La validité des données peut-elle être expliquée par l'emplacement de l'appareil sur le corps : poignet (PV2), avant-bras et haut du bras (PVS) ?
- c) La validité des mesures (FC et VFC) fournies par les appareils testés (PV2, PVS) est-elle semblable même lorsque l'intensité de l'activité augmente ?
- d) Existe-t-il une différence dans la validité des mesures de FC et VFC entre la condition 1 (température normale) et la condition 2 (réduction de la perte de chaleur corporelle, surchauffe) ?

Hypothèses :

- a) Le PVS et la PV2 examineront la FC avec un pourcentage de précision supérieur à 95 % en comparaison à la valeur de référence (H10).
- b) En accord avec les propos de Barrios et al. (2019) et Lemay et al. (2014), il est supposé que le PVS (placement en haut du bras) offrira une plus grande validité des données car cet emplacement sera moins influencé par les mouvements de bras découlant des activités qui pourraient affecter le contact peau-senseur avec la PV2 (emplacement au poignet).
- c) Il est supposé que la précision des données de FC (PVS, PV2) et de VFC (PVS) des deux appareils testés sera plus faible durant les activités les plus intensives (activités 7 et 8 dans le Tableau 3), comme démontré dans les études menées par Georgiou et al. (2018) ainsi que par Müller et al. (2019).
- d) La validité des mesures de FC et VFC n'excédera pas 5 % de différence entre la condition 1 (normale) et la condition 2 (réduction de la perte de chaleur corporelle, surchauffe) avec une plus grande précision en condition 2 car la lecture optique des vaisseaux sanguin par PPG sera plus facile due à la vasodilatation.

## 2 Méthode

Le design et le protocole de ce travail de Master ont été établis par la Haute école fédérale de sport de Macolin (HEFSM) dans le cadre d'une étude menée à grande échelle-: *Validation of different technologies in terms of heart rate, heart rate variability, activity recognition and core body temperature estimations*. Le protocole de l'étude dirigée par la HEFSM a été approuvé par l'Association suisse des Commissions d'éthique de la recherche le 20 septembre 2022. Les journées de prises de mesures avaient lieu à Macolin et étaient effectuées entre le 31 octobre et le 29 novembre 2022.

### 2.1 Description de l'échantillon

Un total de 16 participants dont sept femmes et neuf hommes en bonne santé étaient inclus dans cette étude. Les participants (Tableau 2) devaient être âgés d'au minimum 18 ans et d'au maximum de 40 ans et leur IMC devait se situer entre 18.5 à 30.0 kg/m<sup>2</sup>.

**Tableau 2**

*Descriptif détaillé des participants à l'étude*

Variable	Moyenne ± Écart-type
N, hommes/femmes	9 / 7
Âge (année)	27.4 ± 5.8
Taille (cm)	173.5 ± 9.2
Masse corporelle (kg)	69.9 ± 9.4
IMC (kg/m <sup>2</sup> )	23.1 ± 2.0
N, types de peau I /II	6 / 10
N, main dominante D/G	13 / 3

*Note.* Type I : peau blanche qui brûle au soleil et ne bronze jamais, type II : peau blanche, brûle au soleil mais bronze légèrement (Fitzpatrick, 1988), D = personne droitère, G = personne gauchère, IMC = indice de masse corporelle.

Un sujet était exclu de l'étude dans les cas suivants : questionnaires de santé ou questionnaire d'activité physique non complétés/ non signés, prise de médicaments affectant le métabolisme ou le rythme cardiaque, anormalités connues dans l'ECG, grossesse en cours, présence de

tatouage à l'emplacement des capteurs (haut du bras, avant-bras et poignet), âge ou IMC non conforme aux critères d'inclusion cités plus haut.

Le recrutement des participants à l'étude s'est fait par le biais d'une annonce par e-mail à l'interne de l'OFSPPO destinée aux collaborateurs et collaboratrices de la HEFSM mais également aux étudiants en sport. En cas d'intérêt de participation à l'étude, une personne intéressée pouvait prendre contact avec les responsables de l'étude pour être éclairée sur le déroulement et les prérequis de l'inclusion à la recherche, puis consulter la documentation liée à l'étude. Les personnes intéressées étaient ensuite interrogées sur leur santé et leur activité physique à l'aide des outils et questionnaires suivants : âge, IMC, niveau d'activité physique, questionnaire étendu de « prédisposition à l'activité physique » (PAR-Q), et questionnaire « santé et critères d'inclusion ». Si la personne ne présentait pas de critère d'exclusion à l'étude, une date de test à Macolin (lieu des tests) était fixée. Lors de ce rendez-vous individuel à chaque participant, le déroulement et les objectifs de l'étude étaient expliqués une nouvelle fois au participant. Lors de cette discussion, les incertitudes liées au protocole ou à l'étude étaient abordées. A l'issue de la discussion, le participant signait la déclaration de consentement pour la participation à l'étude et seulement après, le test pouvait débuter. Les données récoltées du participant étaient codées et seules les personnes en lien avec l'étude avaient accès aux données personnelles. A l'issue des tests, chaque participant était remercié par un bon d'achat de 30 CHF pour sa participation.

## **2.2 Design de recherche**

En premier lieu, une discussion individuelle en lien avec l'étude avait lieu avec le participant. Les prérequis relatifs à l'inclusion de l'étude étaient contrôlés et le déroulement de l'étude était répété verbalement. Après ceci, la collecte des données pouvait commencer.

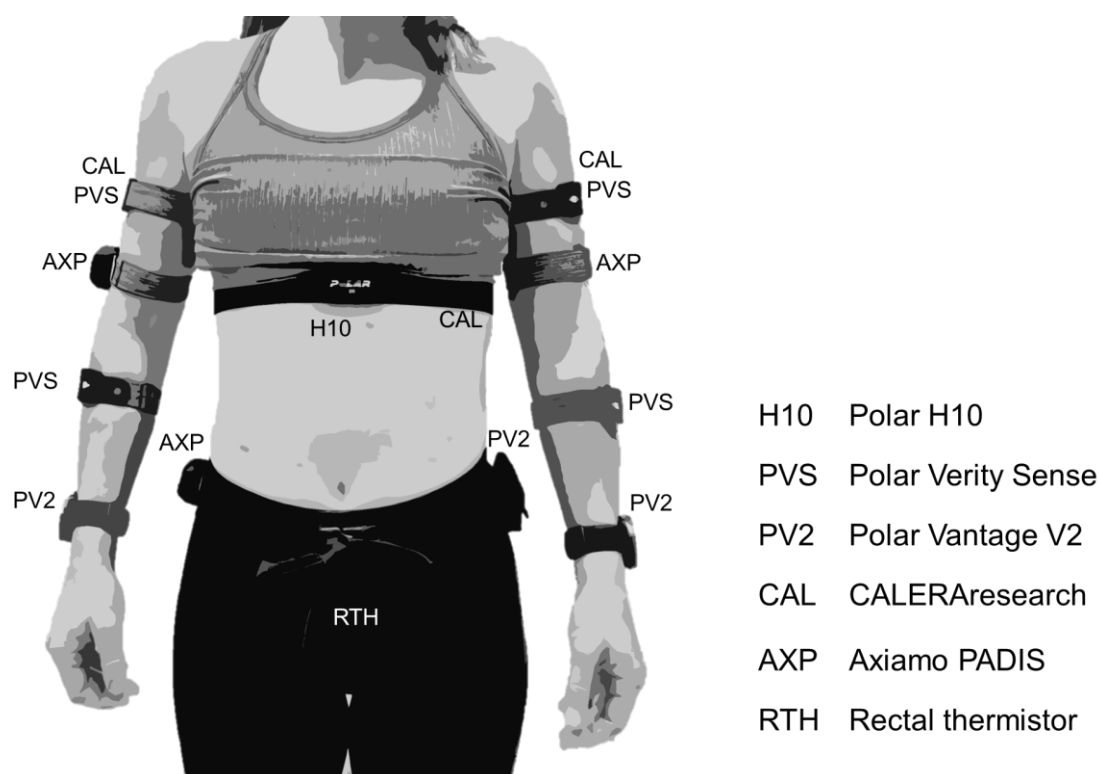
Les participants se rendaient au vestiaire et étaient priés de revenir vêtus de sous-vêtements dans une salle qui respectait leur intimité pour une première prise des données : établir leur type de peau (selon l'échelle de Fitzpatrick, 1988) et leur pilosité (sur le torse et les bras), mesurer la masse corporelle et la taille.

Tous les appareils de mesures pour l'étude de la HEFSM étaient ensuite placés sur les différentes parties du corps du sujet (Figure 4). Un CALERAresearch (CAL) était épinglé au cardiofréquencemètre H10 et placé autour de la poitrine. Les capteurs PVS, Axiomo PADIS (AXP) et CAL étaient placés sur la partie supérieure des deux bras (respectivement un capteur par côté). Un PVS supplémentaire était placé sur chaque avant-bras. Les AXP et la montre PV2 (dans une pochette, couplée au cardiofréquencemètre) étaient placés sur une sangle

flexible autour de la taille. Deux autres montres PV2 étaient portées par le sujet sur chaque poignet. Finalement, le participant devait insérer soi-même le dernier senseur, Rectal Thermistor (RTH) dans le rectum à une profondeur de 10 cm puis s'équiper d'une tenue appropriée pour la pratique sportive.

**Figure 4**

*Emplacements des différents capteurs portés par les participants pour l'étude de l'HEFSM*

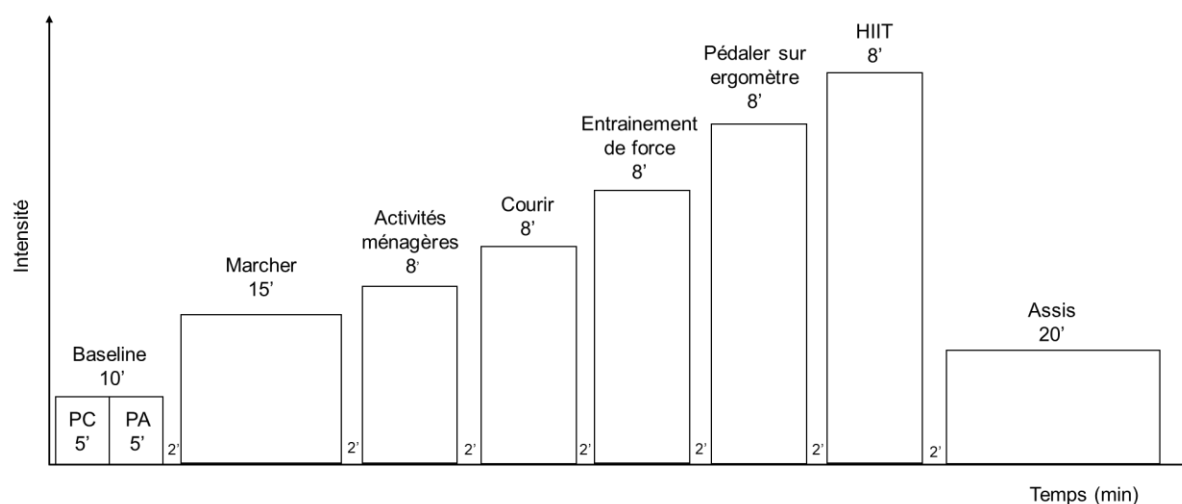


*Note.* La figure illustre tous les appareils testés pour l'étude de l'HEFSM (Haute école fédérale de sport de Macolin). Seuls la H10, les PV2 et les PVS sont pertinents pour les paramètres physiologiques de FC et VFC analysés dans cette étude de master.

Les participants étaient ensuite conduits en direction de la salle de sport (déjà préparée et équipée pour l'expérience) où ils effectuaient deux fois, en condition 1 (C1) et condition 2 (C2), les activités respectives suivantes : (1) couché ; (2) assis ; (3) marche en intérieur ; (4) simulation d'activité ménagère ; (5) course en intérieur ; (6) entraînement de force ; (7) pédalage sur un ergomètre ; (8) entraînement d'intervalle à haute intensité (HIIT) ; (9) assis avec activité calme. Le déroulement complet d'un tour est illustré en Figure 5 et le protocole est décrit précisément dans le Tableau 3.

**Figure 5**

*La baseline et les sept activités étaient répétées deux fois dans deux conditions différentes (C1 et C2), avec une pause entre de 20 minutes entre les deux conditions*



*Note.* La baseline se composait de deux activités : PC = position couchée, PA = position assise, HIIT = High Intensity Interval Training.

**Figure 6**

*Exemple de la tenue vestimentaire des participants en condition 2*



*Note.* Photo prise pendant la condition 2, lors des sprints répétitifs de l'activité 8 (HIIT).

Lors du premier tour (C1), le participant était équipé d'une tenue adaptée au sport. Puis lors du deuxième tour (C2), le participant était vêtu des habits suivants : collant long, pantalon de training, deux pulls, une veste de pluie (poncho), un tour de cou, et un bonnet d'hiver (Figure 6). Les vêtements imperméables augmentaient la température interne corporelle menant à un effet de surchauffe du corps.

**Tableau 3**

*Protocole des mesures avec le descriptif de chaque activité*

Minutes	N°	Activité
20'		Phase de préparation.
5'	1	Mesures de la baseline, couché sur un matelas de gymnastique.
5'	2	Mesures de la baseline en position assise.
2'		Déplacement, repos et explications de la prochaine tâche.
15'	3	Marche normale en intérieur (rythme correspondant à l'allure d'une personne qui se rend à la gare sans pression de temps). Évaluation objective de la vitesse par le protocole de la distance parcourue pendant les 15 minutes.
2'		Déplacement, repos et explications de la prochaine tâche.
8'	4	Ramasser des choses sur le sol, plier des chasubles, nettoyer une étagère (simulation de tâches ménagères).
2'		Déplacement, repos et explications de la prochaine tâche.
8'	5	Course sur une piste intérieure (circuit en boucle prédéfini). Instructions pour le rythme : pouvoir tenir une conversation. Évaluation objective de la vitesse par le protocole de la distance parcourue pendant les huit minutes.
2'		Déplacement, repos et explications de la prochaine tâche.
8'	6	Circuit d'entraînement de force avec un haltère dans chaque main (poids libre entre 2 kg et 10 kg) : squats, biceps curl, fentes et crunches. 45 secondes d'exercice suivi de 15 secondes de récupération, deux séries. Le poids des haltères est choisi par le participant et est reporté.
2'		Déplacement, repos et explications de la prochaine tâche.
8'	7	Pédaler sur un ergomètre (rythme correspondant à 80 bpm). La puissance en watt et les bpm sont reportés.
2'		Déplacement, repos et explications de la prochaine tâche.
8'	8	Entraînement d'intervalles à haute intensité (HIIT): un parcours continu contenant des activités de sprint, de poussées, de portés, de levés, de frappes pendant 45 secondes suivi de 15 secondes de repos. Les exercices sont exécutés dans l'ordre respectif l'un après l'autre, et l'on reprend à la suite où le participant s'est arrêté avant la pause.
2'		Déplacement, repos et explications de la prochaine tâche.
20'	9	Position assise sur une chaise et autorisation d'être sur le téléphone.
20'		Pause entre les deux tours.
99' (total)		Deuxième tour.
20'		Repos et enlèvement des capteurs.

Pour chaque tour (C1 et C2), une baseline en position couchée et assise de cinq minutes était effectuée (activités 1 et 2). Les participants effectuaient ensuite les activités numéros 4, 5, 6, 7, et 8 pendant huit minutes et les activités numéros 3 et 9 pendant respectivement 15 et 20 minutes. Entre chaque activité, un temps de repos et de transition de deux minutes était effectué. Directement après chaque activité, les participants communiquaient leur perception de fatigue (échelle de Borg, 1970 et 2002) ainsi que la sensation de chaleur et de confort (échelle de Schweiker et al., 2017). La perception d'étourdissement (échelle de Rice et al., 2018) et la température corporelle (mesurée par un thermomètre infrarouge) étaient évaluées pendant la baseline puis lors de toutes les activités aux minutes 1, 2, 3, 5, et 7 ainsi que toutes les deux minutes pour les activités supérieures à huit minutes, afin d'avoir un suivi du bien-être des participants. L'ensemble de ces activités était effectué une seconde fois par le participant (C2), après une pause de 20 minutes et un passage au vestiaire afin de mettre les habits chauds. La durée complète du protocole (décrite en Figure 5 et au Tableau 3) était en moyenne de 219 minutes (3h39'').

Les temps de départ et d'arrêt de chaque tâche étaient enregistrés numériquement grâce à l'aide de l'outil de saisie électronique REDCap (v11.0.3, Research Electronic Data Capture, Vanderbilt, Nashville, USA). Toutes les instructions relatives aux exercices étaient données verbalement aux participants lors des pauses de deux minutes prévues pour les transitions. Toutes les informations données aux participants étaient les mêmes afin de limiter les biais. Avant et après chaque tour, la température ambiante et l'humidité de l'air étaient mesurées.

Arrêt de l'activité ou retrait : si le participant présentait des signes qui pouvaient mettre en péril sa santé, l'activité était stoppée immédiatement. Par mesure de sécurité lors des neuf activités, la température corporelle interne était mesurée aux minutes une, trois, cinq, sept et toutes les deux minutes suivantes pour les activités qui duraient plus de huit minutes. Cela permettait d'évaluer en temps réel la température corporelle interne des participants. Si la température corporelle excédait 39 °C, l'activité était d'office interrompue et une procédure de refroidissement de la personne était mise en place : enlever les habits non-nécessaires, boire une boisson rafraîchissante, mettre un pack de glace sur le corps puis immersion du participant sous une douche froide. Durant toutes les activités, la sensation d'étourdissements déterminait l'état de bien-être des participants. Si la valeur décrite de vertige s'élevait à  $\geq 8$  sur l'échelle de Rice et al. (2018), l'activité était stoppée. Le participant pouvait en tout temps décider par lui-même d'arrêter l'activité sans aucune justification. Les données incomplètes (codées) étaient signalées et pouvaient être utilisées pour l'analyse si cela était dans l'intérêt de l'étude. Aucun participant à l'étude n'a dû être stoppé ou ne s'est stoppé par lui-même lors des tests.



## 2.3 Méthodes et instruments de recherche

Outre les différents appareils de mesures de FC et de VFC, plusieurs autres instruments étaient nécessaires afin de mener à bien le protocole de l'étude de l'HEFSM, ainsi qu'à assurer la sécurité des participants à l'étude. Les différents points ci-dessous décrivent les instruments de mesures qui étaient nécessaires à l'étude.

### 2.3.1 Informations individuelles et anthropométriques

La taille des participants était mesurée à l'aide du stadiomètre (modèle 214 ; Seca GmbH, Hamburg, Allemagne), la masse corporelle était déterminée à l'aide d'une balance digitale calibrée (modèle 877 ; Seca GmbH, Hamburg, Allemagne), puis l'IMC était calculé en fonction des données anthropométriques récoltées. Le type de peau était défini en fonction de l'échelle de Fitzpatrick (1988, Figure 3). La pilosité des poignets, des bras (partie supérieure) ainsi que du torse était reportée (0 = pas à un peu de poils, 1 = modérément à beaucoup de poils). Les questionnaires *PAR-Q* et *Santé et critères d'inclusion* évaluaient la santé des participants et leur habilité à participer à l'étude. Le questionnaire « Sport and movement behavior » fournissait des informations supplémentaires sur le niveau d'activité physique et le comportement en matière de mouvements des participants.

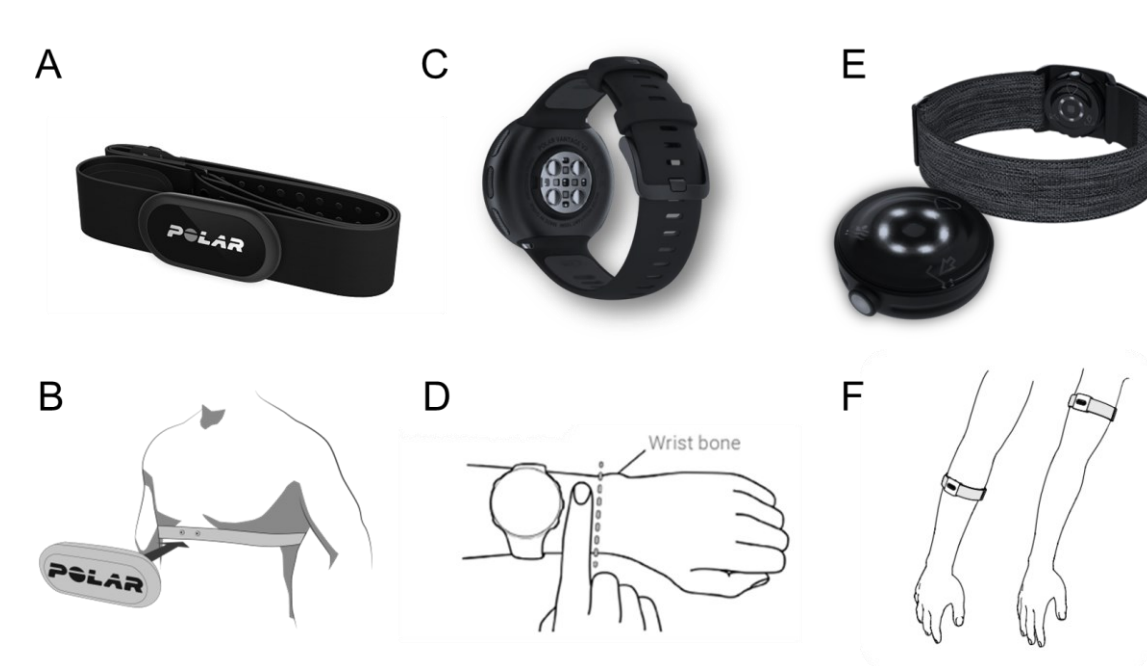
### 2.3.2 Instruments de mesures

**Émetteur de fréquence cardiaque Polar H10.** L'instrument de référence choisi pour cette étude était l'émetteur de FC H10 (Figure 7, A et B) de la marque Polar (Polar Electro Oy, Kempele, Finlande) mesurant par ECG la FC et la VFC à une fréquence de 1 Hz. La H10 couplée à la sangle Pro comporte sept zones distinctes qui sont conçues pour protéger contre le bruit électrique et pour une mesure d'ECG correcte. La H10 était validée plusieurs fois dans la littérature (Gilgen-Ammann et al., 2019 ; Schaffarczyk et al., 2022) pour la qualité des données de FC mais aussi pour la qualité de la détection des intervalles RR. Son utilisation en tant qu'instrument de référence pour des activités sportives était conseillée par Gilgen-Ammann et al. (2019), car la H10 mesurait avec une bonne précision la FC et les intervalles RR (meilleure que celle d'un ECG classique) lors d'activités à haute intensité ou lors de mouvements dynamiques engageant l'ensemble du corps. La H10 était fixée à l'aide d'une sangle (Figure 7, A) dont les électrodes étaient préalablement humifiées (conseil d'utilisation provenant du fabricant Polar), puis placée sur le torse des participants (Figure 7, B). La H10 était connectée par connexion Bluetooth® à une montre PV2 afin d'avoir un suivi en direct des

données de FC, contenue dans une pochette accrochée à la taille des participants (voir Figure 4). Les données fournies par la H10 étaient extraites de la PV2 via l'application web Polar Flow (Polar Electro Oy) et enregistrées. Les données étaient ensuite exportées au format .csv dans un fichier Microsoft Excel (2016).

**Figure 7**

*Présentation et emplacements des différents appareils de mesures*



*Note.* Les photos ainsi que les notices en matière de placement des appareils de mesures de FC et VFC utilisés. Toutes les illustrations proviennent du site web Polar Electro Oy ([www.polar.com](http://www.polar.com)).

**Capteur optique Polar Verity Sense.** Le capteur optique polyvalent de la marque Polar, le PVS (Polar Electro Oy) était l'un des appareils testé dans cette étude. Le PVS (Figure 7, E et F) détecte la FC et les IBI par PPG avec six lumières LED vertes (Figure 7, E) à une fréquence de 1 Hz. Le PVS est une alternative aux ceintures pectorales et aux dispositifs portables qui mesurent la FC au poignet, au doigt ou à l'oreille car le fabricant Polar prône la liberté de mouvement pendant son utilisation. Les PVS étaient fixés sur chaque bras (UpPVS) et chaque avant-bras (LoPVS) des participants grâce à un brassard (Figure 7, F). Aucun aperçu en direct

des données n'était possible avec l'utilisation seule du PVS mais il était possible de lire les données en direct en utilisant un dispositif compatible avec Bluetooth® et ANT+™ (dans cette étude, le smartphone Samsung Galaxy A12, Samsung Electronics, Séoul). Les données de VFC récoltées par les PVS étaient directement enregistrées et stockées dans la mémoire du smartphone via ANT+ grâce à l'application Polar Sensor Logger (Polar SDK version 3.0.0, développée par le centre de recherche Polar Electro Oy) sous forme de fichier de texte. Ils étaient ensuite transformés manuellement en fichier .csv vers un fichier Microsoft Excel (2016). Les données de FC provenant des PVS étaient transmises et enregistrées par technologie Bluetooth® sur la mémoire des CALERAresearch (GreenTEG AG, Suisse) puis exportées en format .csv depuis l'application Core Body Temperature Research Tool (version v0.3.0, GreenTEG AG, Suisse).

***Montre de sport Polar Vantage V2.*** Les montres de sport PV2 (Polar Electro Oy ; Figure 7, B et C) étaient portées par les participants à chaque poignet, en dessus de la protubérance du poignet, conformément aux indications du fabricant (Figure 7 D) et mesuraient la FC par PPG, avec une fréquence de 1 Hz. La précision des mesures de FC de la PV2 aux poignets était testée dans cette étude. Une troisième PV2 servant de dispositif d'enregistrement des données pour la H10 (via ANT+) était placée dans une pochette accrochée par une ceinture à la taille des participants (Figure 4). La PV2 était considérée par son fabricant Polar comme étant la montre *la plus aboutie* de sa gamme car elle était dotée de la nouvelle technologie *Polar Precision Prime™*. Ceci est une invention de la marque Polar pour résoudre les problèmes d'artéfacts causés par les mouvements des dispositifs portés au poignet en s'appuyant sur trois domaines : ajout d'un capteur d'accélération 3D, augmentation du nombre de lumières LED (cinq lumières vertes LED et quatre lumières infrarouges permettant de calculer avec plusieurs longueurs d'ondes) et amélioration du capteur qui mesure la qualité du contact avec la peau. Les fichiers de FC récoltés par les PV2 étaient extraits via l'application web Polar Flow (Polar Electro Oy) puis extraits en fichiers au format .csv vers un fichier Microsoft Excel.

### ***2.3.3 Questionnaires : perception d'état de fatigue, sensation de chaleur et confort et perception d'étourdissements***

Le taux de fatigue perçu (rate of perceived exertion - RPE) était demandé aux participants pour évaluer la charge physique des activités grâce à l'échelle CR100 de Borg (Borg, 1970 ; Borg et Borg, 2002). La sensation de chaleur était évaluée en utilisant la formule à sept échelons de perceptions de chaleur interne et l'échelle de confort thermique externe à cinq niveaux de

Schweiker et al. (2017). La perception de vertige était évaluée lors de chaque activité en se référant à l'échelle numérique allant de 0 à 10 (0 = pas de vertige à 10 = le pire vertige imaginable possible) analogue à celle de Rice et al. (2018). Cette échelle était utilisée pour quantifier l'intensité des vertiges des participants tout au long des mesures et évaluer leur capacité à continuer l'activité et pour passer à la tâche suivante. Les réponses à ces questions ainsi que la vérification du protocole de l'étude ont été collectées et gérées de manière sécurisée et online grâce à l'aide de l'outil de saisie électronique REDCap (Research Electronic Data Capture, Vanderbilt, Nashville, USA).

#### ***2.3.4 Autres équipements***

Pour mener à bien les différentes activités, plusieurs équipements supplémentaires étaient nécessaires : un vélo ergomètre (Ergoselect 200 ; Ergoline GmbH, Bitz, Allemagne), équipement divers pour les tâches des activités (haltères, matelas de gymnastique, matériel de marquage), une station météorologique mesurant la température ambiante et l'humidité, et un système de sécurité de refroidissement (défibrillateur, glace, eau froide).

### **2.4 Analyse statistique**

#### ***2.4.1 Fréquence cardiaque***

Les données de FC provenant de la H10 et de la PV2 étaient exportées manuellement via l'application Polar Flow et enregistrées au format .csv vers un fichier Microsoft Excel. Les données de FC provenant des PVS étaient exportées manuellement vers un fichier Microsoft Excel depuis l'application Core Body Temperature Research Tool. Le temps d'enregistrement par appareil de mesure s'élevait à 210 254 secondes sur l'ensemble de la prise de mesures. Le même nombre de FC était enregistré car tous les appareils enregistraient la FC avec une fréquence de 1 Hz. Les valeurs de FC étaient exclues et considérées comme causées par les artefacts de mouvements lorsque qu'elles étaient extrêmes (inférieures à 40 bpm et supérieures à 230 bpm) ou lorsque deux valeurs successives avec un écart de plus de 20 bpm de différence étaient détectées (Goldberger et al., 2013 ; Joosen et al., 2016). En fonction de ces critères, les valeurs erronées s'élevaient à 1.31 % pour la H10 (2 755 données sur 210 254), 0.004 % pour les deux PV2 (16 données sur 420 508) et 0.25 % pour les deux PVS (1 038 données sur 420 508). Les moyennes des données de FC par seconde des deux PV2 étaient utilisées pour simplifier l'analyse statistique. Les données de FC enregistrées lors des pauses de deux minutes et de la pause de 20 minutes de transition (entre C1 et C2) étaient exclues des analyses. Le seuil

acceptable de précisions des appareils mesurant la FC était fixé à une limite de  $\pm 5$  bpm de différence ou 10 % de différence maximum à l'appareil de référence (H10 dans cette étude), conformément à la définition de précision des appareils de mesures de FC définie par l'*Association for the Advancement of Medical Instrumentation* (2002, p.10 et p.19) et utilisé dans l'étude d'Horton et al. (2017). De manière similaire à Chow et Yang (2020), les moyennes de FC, les ET, l'erreur moyenne absolue (MAE) et l'erreur absolue moyenne en pourcentage (MAPE) par rapport à la référence étaient calculées pour chaque appareil testé. La limite d'acceptation de MAPE était fixée à 5 % (recommandée par Feito et al., 2012 ; reprise chez Fokkema et al., 2017). Le seuil de significativité était fixé à  $\alpha = 0.05$ . La corrélation de Pearson-Bravais était testée. La concordance entre les mesures des appareils testés et ceux de la H10 était déterminée grâce aux tracés de Bland-Altman, où la différence moyenne, l'ET,  $ET \times 1.96$  et les limites supérieures et inférieures de concordance (LoA) étaient calculées. Afin que l'étude de validation ne repose pas seulement sur une corrélation linéaire (limitation commune des études de validations, mise en avant par Barrios et al., 2019), une analyse du coefficient de corrélation intra-classe (ICC) avec intervalles de confiance (IC) à 95 % était effectuée. Pour la FC, le coefficient ICC3.1 (caractéristiques : *Two-Way Mixed-Effects Model, single measurement type, absolute agreement definition*) était choisi en respectant les consignes formulées par Koo et Li (2016) et interprétées comme dans leur étude : valeurs inférieures à 0.50 indiquant une faible fiabilité, valeurs entre 0.50 et 0.75 y compris indiquant une fiabilité modérée, valeurs entre 0.75 et 0.90 y compris indiquant une bonne fiabilité, et valeurs supérieures à 0.90 indiquant une excellente fiabilité. Les analyses statistiques étaient effectuées à l'aide de Microsoft Excel (2016) et du logiciel de statistique JASP (version 0.17.1, Netherlands).

#### **2.4.1 Variabilité de la fréquence cardiaque**

Sur la base des connaissances formulées dans l'introduction, le choix des paramètres de VFC analysés pour cette étude étaient ceux de RR et de RMSSD par la méthode d'analyse temporelle. La valeur de RMSSD a été démontrée à plusieurs reprises comme étant un indicateur précis de la fatigue de l'organisme à la suite d'une sollicitation physique, et comme étant un outil pour le monitoring de la santé des athlètes et des sportifs (Altini et Amft, 2016 ; Buchheit, 2014 ; Plews et al., 2013). Les données de VFC étaient extraites manuellement du smartphone (pour les PVS) et de Polar Flow (H10) puis importées dans le logiciel Kubios (Kubios HVR Scientific, V 4.0.2, Kubios Oy, Kuopio, Finlande). Les segments bruyants (artéfacts) étaient identifiés et corrigés automatiquement par le logiciel Kubios (paramètres : qualité automatique de détection médium,

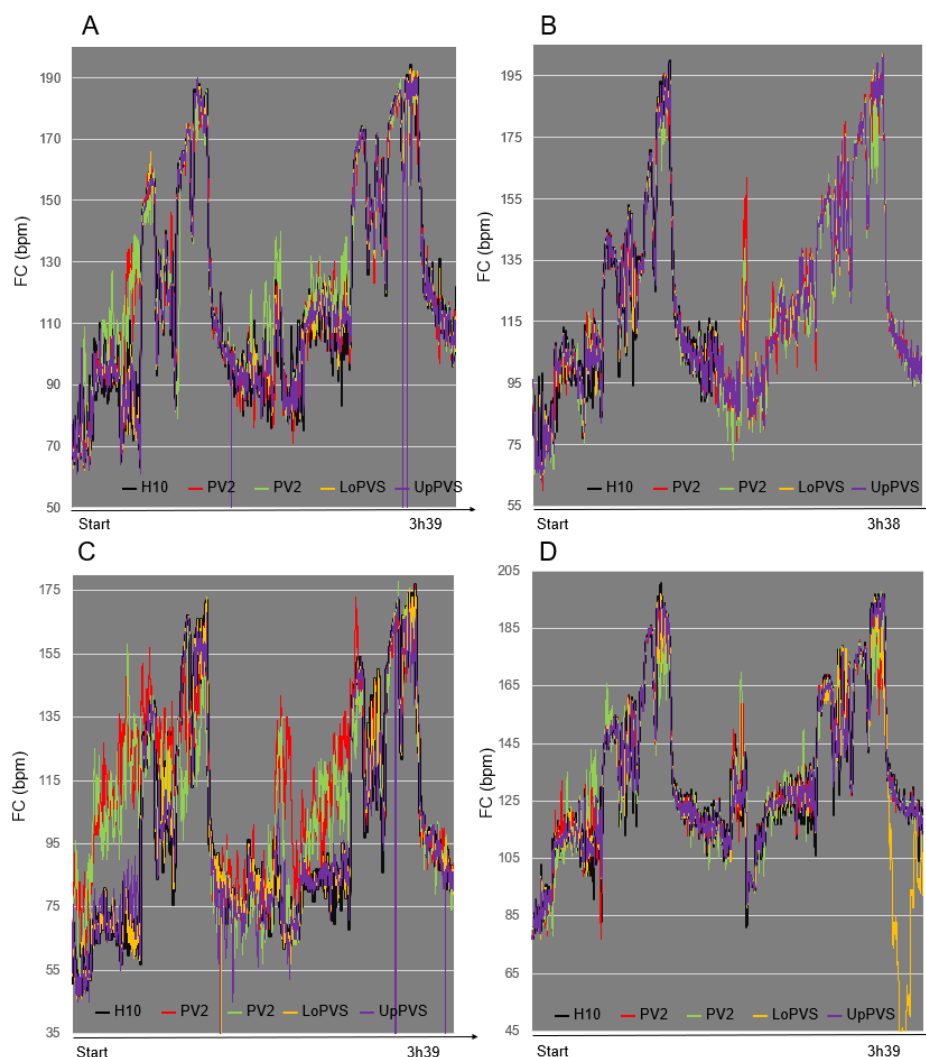
méthode automatique de correction de battement, seuil d'acceptation de 5 %). Les durées totales des segments corrigés correspondaient respectivement à 1 281 secondes (0.61 %) pour la H10, 118 231 secondes (56.23 %) pour le UpPVS, et 155 437 secondes (73.93 %) pour le LoPVS (sur une durée totale d'enregistrement de 210 254 secondes par appareil). Une fois corrigées, les moyennes en intervalles d'une minute étaient effectuées pour les valeurs RR et RMSSD pour toutes les activités, car cette durée était considérée comme appropriée pour l'enregistrement de RMSSD (Esco et Flatt, 2014). Les données des pauses étaient supprimées. Le test de Pearson-Bravais était utilisé pour évaluer la corrélation. En complément une ICC était effectuée par le coefficient de ICC3.k avec IC à 95 % (méthode appropriée pour des moyennes d'après Koo et Li, 2016). Les ICC3.k étaient interprétés de manière similaire à ceux de la FC, selon les propos établis par Koo et Li (2016). Le biais systématique entre les données d'intervalle RR et de RMSSD des PVS et de la Polar H10 était calculé par la différence absolue entre les données moyennes des deux systèmes de mesure de manière similaire à Gilgen-Ammann et al. (2019). Les tracés de Bland-Altman avec LoA étaient calculés en utilisant les ET des différences, multipliés par un facteur de 1.96. Les index de MAE et de MAPE étaient également utilisés et les mêmes seuils d'acceptance que ceux de la FC étaient fixés (10 % de variation maximum des appareils testés par rapport à la H10). Les analyses statistiques étaient effectuées à l'aide de Microsoft Excel (2016) et du logiciel de statistique JASP (version 0.17.1, Netherlands).

### 3. Résultats

Tous les participants ont pu accomplir le déroulement de l'étude sans encombre. Cependant certaines défaillances techniques provenant des appareils étaient apparues (voir Figure 8).

**Figure 8**

*Perturbations des enregistrements de FC rencontrées lors des prises de mesures*



*Note.* Exemples d'enregistrements de FC. Le graphique A représente un enregistrement classique. Les graphiques B, C et D démontrent les types de défaillances techniques apparues (cause inconnue). En B, la H10 cessait d'enregistrer la FC au milieu de la pause de 20 minutes (constaté chez trois des 16 participants). En C, les PV2 (lignes rouges et vertes) enregistraient la FC avec une précision moins bonne dans les activités à faible intensité (début de l'enregistrement). En D, illustration d'une anomalie d'enregistrement du LoPVS (lignes jaune).

Sur l'ensemble des mesures, chaque appareil était au moins une fois sujet à des perturbations d'enregistrement des signaux (B, C, et D, Figure 8). Les perturbations des signaux de la H10 (B, Figure 8) étaient les plus problématiques car lorsqu'elles apparaissaient, les données de tous les autres appareils ne pouvaient plus être utilisées pour l'analyse (i.e., les valeurs de la référence n'existaient pas pour la comparaison).

Aucune mesure du protocole de sécurité n'a dû être effectuée sur les participants et aucun d'entre eux n'a dû être stoppé dans son activité pour cause de vertiges trop élevés ( $\geq 8$  sur l'échelle de Rice et al., 2018), ou une température corporelle au-dessus du seuil de sécurité fixé à 39 °C. Les enregistrements des données étaient effectués dans des conditions thermiques de  $19.73 \pm 1.96$  °C et des conditions d'humidité de  $49.46 \pm 4.17$  %. Les valeurs moyennes de perception de fatigue des participants, selon l'échelle de Borg, étaient les suivantes :  $6.09 \pm 0.30$  pour la baseline,  $7.44 \pm 1.41$  pour la marche,  $8.03 \pm 1.64$  pour les activités ménagères,  $11.56 \pm 1.81$  pour la course,  $12.81 \pm 1.79$  pour l'entraînement de force,  $14.22 \pm 1.45$  pour le vélo sur ergomètre,  $18.13 \pm 1.24$  pour le HIIT, et  $7.06 \pm 1.13$  pour l'activité calme.

Les résultats des analyses statistiques sont présentés sous forme de tableaux et de graphiques dans les pages suivantes. Les valeurs de FC et le nombre d'échantillons sont présentés pour chaque appareil et activité pour l'ensemble de la prise de mesures (Tableau 4) avec la moyenne  $\pm$  ET, MAE, MAPE, coefficient ICC3.1, coefficient de Pearson-Bravais, ainsi que le biais moyen avec les LoA, et pour la C1 (Tableau 5) et la C2 (Tableau 6) séparément. Les données de VFC sont résumées de manière similaire par les mêmes valeurs dans les pages suivantes : pour l'ensemble de la prise de mesures des intervalles RR (Tableau 7) et des RMSSD (Tableau 10), puis pour la C1 et la C2 (respectivement Tableau 8 et Tableau 9 pour les intervalles RR ; Tableau 11 et Tableau 12 pour la RMSSD). Une comparaison visuelle des ICC3.1 entre les C1 et C2 est présentée pour la FC en Figure 9, pour les intervalles RR en Figure 10 et pour les RMSSD en Figure 11. Pour obtenir une meilleure représentation visuelle de la qualité des données de FC enregistrées par appareil en comparaison à la référence sur l'ensemble des mesures, les résultats des tests de Bland-Altman et LoA sont représentés pour les PV2 (Figure 12), pour LoPVS (Figure 13), et pour UpPVS (Figure 14). Les tracés de Bland-Altman avec LoA sont aussi présentés pour les valeurs de VFC des intervalles RR et RMSSD pour le LoVSP (resp. Figure 15 et Figure 17) et pour le UpPVS (resp. Figure 16 et Figure 18).



**Tableau 4**

*Descriptions et résultats des tests statistiques pour les valeurs de FC des conditions 1 et 2 réunies*

Activité et appareils	N	Moyenne + ET	MAE	MAPE	ICC3.1 [95 % IC]	corr	p-value	Biais [95 % LoA]
Couché								
H10	9 592	75.11 ± 14.58						
PV2	9 592	82.12 ± 24.09	8.76	11.45	+0.63 [+0.62, +0.65]	+0.72	<.001	-7.01 [-40.40, +26.38]
LoPVS	9 268	75.39 ± 15.06	2.21	2.98	+0.97 [+0.97, +0.98]	+0.97	<.001	0.00 [-6.56, +6.56]
UpPVS	9 258	75.38 ± 15.33	2.10	2.80	+0.98 [+0.98, +0.98]	+0.98	<.001	0.01 [-6.23, +6.24]
Assis								
H10	9 344	78.48 ± 14.76						
PV2	9 344	78.46 ± 13.86	4.79	6.40	+0.84 [+0.84, +0.85]	+0.84	<.001	+0.02 [-15.73, +15.77]
LoPVS	9 043	78.20 ± 15.03	2.68	3.41	+0.96 [+0.96, +0.96]	+0.96	<.001	+0.52 [-7.48, +8.52]
UpPVS	9 043	78.54 ± 15.00	2.47	3.17	+0.97 [+0.97, +0.97]	+0.97	<.001	+0.18 [-6.85, +7.20]
Marche								
H10	28 809	97.99 ± 16.10						
PV2	28 809	103.86 ± 13.04	7.26	8.74	+0.75 [+0.75, +0.76]	+0.77	<.001	-5.88 [-26.16, +14.40]
LoPVS	27 908	97.77 ± 16.52	2.35	2.44	+0.97 [+0.97, +0.97]	+0.97	<.001	+0.12 [-7.73, +7.96]
UpPVS	27 908	98.15 ± 16.27	1.85	1.88	+0.98 [+0.98, +0.99]	+0.99	<.001	-0.26 [-5.78, +5.26]
Ménage								
H10	15 379	98.74 ± 17.38						
PV2	15 379	114.78 ± 13.09	17.01	19.81	+0.45 [+0.44, +0.46]	+0.47	<.001	-16.04 [-47.62, +15.55]
LoPVS	14 897	100.56 ± 16.61	3.88	4.27	+0.94 [+0.94, +0.94]	+0.94	<.001	-1.73 [-13.13, +9.67]
UpPVS	14 898	99.73 ± 17.47	2.72	2.87	+0.97 [+0.97, +0.97]	+0.97	<.001	-0.90 [-8.83, +7.02]
Course								
H10	15 389	140.64 ± 20.02						
PV2	15 389	141.98 ± 16.14	3.52	3.21	+0.91 [+0.90, +0.91]	+0.93	<.001	-1.34 [-16.70, +14.01]
LoPVS	15 389	140.52 ± 19.49	1.38	1.07	+0.99 [+0.99, +0.99]	+0.99	<.001	+0.12 [-5.01, +5.24]
UpPVS	15 389	140.59 ± 19.60	1.10	0.85	+0.99 [+0.99, +0.99]	+0.99	<.001	+0.05 [-4.24, +4.34]

Force								
H10	15 363	131.53 ± 19.62						
PV2	15 363	132.82 ± 17.31	4.85	4.06	+0.92 [+0.92, +0.92]	+0.93	<.001	-1.29 [-15.67, +13.08]
LoPVS	15 363	129.12 ± 18.59	4.88	3.68	+0.88 [+0.88, +0.89]	+0.89	<.001	+2.41 [-15.60, +20.42]
UpPVS	15 361	130.79 ± 18.41	3.29	2.54	+0.94 [+0.93, +0.94]	+0.94	<.001	+0.74 [-12.56, +14.04]
Vélo								
H10	15 392	147.82 ± 22.48						
PV2	15 392	146.63 ± 22.98	2.08	1.50	+0.97 [+0.97, +0.97]	+0.97	<.001	+1.19 [-9.31, +11.68]
LoPVS	15 380	147.73 ± 22.53	0.98	0.72	+1.00 [+1.00, +1.00]	+1.00	<.001	+0.08 [-3.77, +3.92]
UpPVS	15 392	147.68 ± 22.47	0.92	0.66	+1.00 [+1.00, +1.00]	+1.00	<.001	+0.14 [-3.36, +3.64]
HIIT								
H10	15 373	174.64 ± 17.55						
PV2	15 373	169.06 ± 16.80	6.83	3.93	+0.89 [+0.88, +0.89]	+0.89	<.001	+5.57 [-10.49, +21.63]
LoPVS	15 368	171.43 ± 17.28	4.37	2.44	+0.86 [+0.85, +0.86]	+0.88	<.001	+3.21 [-14.93, +21.35]
UpPVS	15 371	173.75 ± 17.56	1.87	1.11	+0.98 [+0.98, +0.98]	+0.98	<.001	+0.89 [-5.85, +7.63]
Calme								
H10	37 267	102.87 ± 14.49						
PV2	37 267	102.35 ± 14.87	2.25	2.32	+0.97 [+0.97, +0.97]	+0.97	<.001	+0.52 [-6.45, +7.48]
LoPVS	37 063	101.62 ± 14.81	2.84	2.69	+0.79 [+0.79, +0.79]	+0.79	<.001	+1.60 [-17.53, +20.73]
UpPVS	37 213	102.87 ± 14.27	1.49	1.48	+0.99 [+0.99, +0.99]	+0.99	<.001	0.00 [-4.44, +4.43]
Global								
H10	161 908	115.95 ± 33.31						
PV2	161 908	118.43 ± 30.55	5.86	6.22	+0.94 [+0.94, +0.94]	+0.95	<.001	-2.47 [-23.80, +18.86]
LoPVS	159 679	115.46 ± 32.81	4.09	3.94	+0.98 [+0.98, +0.98]	+0.98	<.001	+0.82 [-12.88, +14.52]
UpPVS	159 833	116.23 ± 32.99	3.02	3.05	+0.99 [+0.99, +0.99]	+0.99	<.001	+0.05 [-6.72, +6.83]

*Note.* FC = fréquence cardiaque, H10 = Polar H10, PV2 = Polar Vantage V2, LoPVS = Polar Verity Sense placé sur l'avant-bras, UpPVS = Polar Verity Sense placé sur le haut du bras, N = nombre de données de FC enregistrées par appareil (fréquence = 1 Hz), ET = écart-type, MAE = erreur moyenne absolue, MAPE = erreur moyenne absolue en pourcentage, ICC3.1 = coefficient de corrélation intra-classe, IC = intervalles de confiance, LoA = limites de concordance du test de Bland-Altman. Les moyennes ± ET, la MAE et les valeurs de biais avec LoA sont exprimées en bpm, les valeurs de MAPE en %. La p-value est celle enregistrée pour la corrélation de Pearson-Bravais (corr).

**Tableau 5**

*Descriptions et résultats des tests statistiques pour les valeurs de FC de la condition 1*

Activité et appareils	N	Moyenne + ET	MAE	MAPE	ICC3.1 [95 % IC]	corr	p-value	Biais [95 % LoA]
Couché								
H10	4 800	67.11 ± 9.85						
PV2	4 800	67.94 ± 9.72	3.15	17.70	+0.77 [+0.76, +0.78]	+0.77	<.001	-0.83 [-13.73, +12.08]
LoPVS	4 476	66.89 ± 10.22	2.42	2.98	+0.96 [+0.96, +0.96]	+0.96	<.001	-0.22 [-5.12, +5.56]
UpPVS	4 466	66.67 ± 10.27	2.10	2.52	+0.97 [+0.97, +0.97]	+0.97	<.001	+0.42 [-4.49, +5.33]
Assis								
H10	4 816	71.65 ± 11.01						
PV2	4 816	71.28 ± 8.82	4.52	6.68	+0.75 [+0.74, +0.77]	+0.76	<.001	+0.37 [-14.25, +14.99]
LoPVS	4 515	70.80 ± 13.51	2.64	3.64	+0.94 [+0.93, +0.94]	+0.94	<.001	+0.87 [-7.07, +8.82]
UpPVS	4 515	71.29 ± 12.64	2.38	3.30	+0.95 [+0.95, +0.96]	+0.96	<.001	+0.39 [-6.39, +7.17]
Marche								
H10	14 416	91.21 ± 14.89						
PV2	14 416	98.00 ± 11.21	8.31	10.85	+0.57 [+0.56, +0.59]	+0.60	<.001	-6.78 [-30.59, +17.03]
LoPVS	13 515	89.64 ± 14.52	2.74	3.00	+0.95 [+0.94, +0.95]	+0.95	<.001	+0.92 [-8.45, +10.30]
UpPVS	13 515	90.57 ± 14.63	1.76	1.92	+0.98 [+0.98, +0.98]	+0.98	<.001	-0.01 [-5.29, +5.28]
Ménage								
H10	7 696	90.67 ± 14.56						
PV2	7 696	112.23 ± 13.48	22.34	27.32	+0.19 [+0.17, +0.22]	+0.19	<.001	-21.55 [-56.47, +13.37]
LoPVS	7 214	92.41 ± 13.76	4.44	5.27	+0.89 [+0.89, +0.90]	+0.90	<.001	-0.09 [-14.97, +10.79]
UpPVS	7 215	90.89 ± 14.78	2.73	3.08	+0.96 [+0.96, +0.96]	+0.96	<.001	-0.58 [-8.60, +7.45]
Course								
H10	7 696	134.37 ± 19.78						
PV2	7 696	137.22 ± 14.29	4.64	4.56	+0.84 [+0.83, +0.84]	+0.88	<.001	-2.86 [-22.29, +16.57]
LoPVS	7 696	134.19 ± 19.17	1.46	1.19	+0.99 [+0.99, +0.99]	+0.99	<.001	+0.17 [-5.50, +5.85]
UpPVS	7 696	134.38 ± 19.40	1.11	0.90	+0.99 [+0.99, +0.99]	+0.99	<.001	+0.18 [-4.70, +4.67]

Force								
H10	7 692	123.66 ± 18.32						
PV2	7 692	125.97 ± 15.37	5.37	4.83	+0.89 [+0.89, +0.90]	+0.90	<.001	-2.32 [-17.82, +13.18]
LoPVS	7 692	121.21 ± 16.70	5.20	4.13	+0.85 [+0.84, +0.86]	+0.85	<.001	+2.45 [-16.38, +21.27]
UpPVS	7 691	123.75 ± 17.66	2.90	2.50	+0.95 [+0.95, +0.95]	+0.95	<.001	-0.10 [-11.33, +11.13]
Vélo								
H10	7 696	141.13 ± 23.47						
PV2	7 696	139.16 ± 23.83	2.80	2.03	+0.96 [+0.95, +0.96]	+0.96	<.001	+1.98 [-11.78, +15.73]
LoPVS	7 696	140.96 ± 23.58	1.03	0.79	+1.00 [+1.00, +1.00]	+1.00	<.001	+0.18 [-4.03, +4.39]
UpPVS	7 696	140.93 ± 23.47	0.96	0.72	+1.00 [+1.00, +1.00]	+1.00	<.001	+0.20 [-3.41, +3.81]
HIIT								
H10	7 696	171.56 ± 19.38						
PV2	7 696	166.43 ± 19.42	6.60	3.95	+0.91 [+0.91, +0.91]	+0.91	<.001	+5.13 [-11.02, +21.28]
LoPVS	7 694	169.47 ± 19.34	3.33	2.00	+0.95 [+0.95, +0.95]	+0.95	<.001	+2.11 [-10.13, +14.35]
UpPVS	7 694	170.59 ± 19.31	1.98	1.22	+0.98 [+0.98, +0.98]	+0.98	<.001	+0.97 [-6.69, +8.64]
Calme								
H10	18 831	99.88 ± 14.73						
PV2	18 831	99.17 ± 15.32	2.54	2.72	+0.97 [+0.97, +0.97]	+0.97	<.001	+0.71 [-6.95, +8.37]
LoPVS	18 826	99.53 ± 15.21	2.05	2.18	+0.97 [+0.97, +0.97]	+0.97	<.001	+0.35 [-6.62, +7.32]
UpPVS	18 827	99.90 ± 14.52	1.53	1.57	+0.99 [+0.99, +0.99]	+0.99	<.001	-0.02 [-4.63, +4.59]
Global								
H10	81 339	110.06 ± 33.48						
PV2	81 339	112.99 ± 30.82	6.47	7.29	+0.93 [+0.93, +0.93]	+0.94	<.001	-2.92 [-26.09, +20.25]
LoPVS	79 324	109.99 ± 33.11	4.86	5.08	+0.99 [+0.99, +0.99]	+0.99	<.001	+0.59 [-9.68, +10.86]
UpPVS	79 315	110.49 ± 33.37	4.02	4.29	+1.00 [+1.00, +1.00]	+1.00	<.001	+0.09 [-6.35, +6.53]

*Note.* FC = fréquence cardiaque, H10 = Polar H10, PV2 = Polar Vantage V2, LoPVS = Polar Verity Sense placé sur l'avant-bras, UpPVS = Polar Verity Sense placé sur le haut du bras, N = nombre de données de FC enregistrées par appareil (fréquence = 1 Hz), ET = écart-type, MAE = erreur moyenne absolue, MAPE = erreur moyenne absolue en pourcentage, ICC3.1 = coefficient de corrélation intra-classe, IC = intervalles de confiance, LoA = limites de concordance du test de Bland-Altman. Les moyennes ± ET, la MAE et les valeurs de biais avec LoA sont exprimées en bpm, les valeurs de MAPE en %. La p-value est celle enregistrée pour la corrélation de Pearson-Bravais (corr).

**Tableau 6**

*Descriptions et résultats des tests statistiques pour les valeurs de FC de la condition 2*

Activité et appareils	N	Moyenne + ET	MAE	MAPE	ICC3.1 [95 % IC]	corr	p-value	Biais [95 % LoA]
Couché								
H10	4 792	83.12 ± 14.14						
PV2	4 792	96.33 ± 25.77	14.38	5.20	+0.47 [+0.44, +0.49]	+0.55	<.001	-13.20 [-55.28, +28.28]
LoPVS	4 792	83.33 ± 14.52	1.98	2.98	+0.96 [+0.96, +0.97]	+0.96	<.001	-0.21 [-7.72, +7.30]
UpPVS	4 792	83.50 ± 14.80	2.10	3.09	+0.97 [+0.97, +0.97]	+0.97	<.001	-0.37 [-7.55, +6.80]
Assis								
H10	4 528	85.74 ± 14.60						
PV2	4 528	86.10 ± 13.38	5.09	6.10	+0.81 [+0.80, +0.82]	+0.81	<.001	-0.35 [-17.20, +16.50]
LoPVS	4 528	85.58 ± 14.47	2.71	3.19	+0.96 [+0.96, +0.96]	+0.96	<.001	+0.16 [-7.83, +8.16]
UpPVS	4 528	85.78 ± 14.54	2.57	3.04	+0.97 [+0.97, +0.97]	+0.97	<.001	-0.03 [-7.27, +7.20]
Marche								
H10	14 393	104.76 ± 14.32						
PV2	14 393	109.73 ± 12.06	6.20	6.64	+0.81 [+0.81, +0.82]	+0.83	<.001	-4.97 [-20.76, +10.82]
LoPVS	14 393	105.40 ± 14.53	1.98	1.92	+0.98 [+0.98, +0.98]	+0.98	<.001	-0.64 [-6.33, +5.05]
UpPVS	14 393	105.26 ± 14.41	2.35	2.44	+0.98 [+0.98, +0.98]	+0.98	<.001	-0.50 [-6.19, +5.19]
Ménage								
H10	7 683	106.82 ± 16.19						
PV2	7 683	117.34 ± 12.15	11.68	12.29	+0.66 [+0.64, +0.67]	+0.68	<.001	-10.51 [-33.78, +12.75]
LoPVS	7 683	108.22 ± 15.35	3.36	3.34	+0.95 [+0.95, +0.95]	+0.95	<.001	-1.40 [-11.16, +8.36]
UpPVS	7 683	108.04 ± 15.63	2.70	2.67	+0.97 [+0.97, +0.97]	+0.97	<.001	-1.21 [-9.00, +6.57]
Course								
H10	7 693	146.91 ± 18.20						
PV2	7 693	146.74 ± 16.47	2.40	1.86	+0.97 [+0.97, +0.97]	+0.97	<.001	+0.18 [-8.57, +8.92]
LoPVS	7 693	146.85 ± 17.67	1.30	0.95	+0.99 [+0.99, +0.99]	+0.99	<.001	+0.06 [-4.44, +4.56]
UpPVS	7 693	146.80 ± 17.76	1.10	0.80	+0.99 [+0.99, +0.99]	+0.99	<.001	+0.11 [-3.74, +3.96]

Force								
H10	7 671	139.42 ± 17.61						
PV2	7 671	139.68 ± 16.41	4.33	3.28	+0.93 [+0.92, +0.93]	+0.93	<.001	-0.26 [-13.11, +12.56]
LoPVS	7 671	137.04 ± 16.95	4.53	3.20	+0.87 [+0.87, +0.88]	+0.87	<.001	+2.38 [-14.77, +19.53]
UpPVS	7 670	137.84 ± 16.34	3.71	2.58	+0.90 [+0.90, +0.90]	+0.90	<.001	+1.58 [-13.34, +16.50]
Vélo								
H10	7 696	154.50 ± 19.25						
PV2	7 696	154.11 ± 19.42	1.36	0.97	+0.99 [+0.99, +0.99]	+0.99	<.001	+0.40 [-4.72, +5.52]
LoPVS	7 684	154.51 ± 19.17	0.93	0.65	+1.00 [+1.00, +1.00]	+1.00	<.001	-0.02 [-3.46, +3.41]
UpPVS	7 696	154.43 ± 19.17	0.87	0.60	+1.00 [+1.00, +1.00]	+1.00	<.001	+0.07 [-3.31, +3.46]
HIIT								
H10	7 677	177.72 ± 14.87						
PV2	7 677	171.70 ± 13.17	7.06	3.90	+0.83 [+0.83, +0.84]	+0.84	<.001	+6.02 [-9.90, +21.95]
LoPVS	7 674	173.40 ± 14.67	5.48	2.92	+0.70 [+0.69, +0.71]	+0.70	<.001	+4.32 [-18.03, +26.66]
UpPVS	7 677	176.91 ± 14.94	1.74	0.99	+0.98 [+0.98, +0.98]	+0.98	<.001	+0.81 [-4.86, +6.47]
Calme								
H10	18 436	105.93 ± 11.74						
PV2	18 436	105.61 ± 11.64	1.96	1.90	+0.97 [+0.97, +0.97]	+0.97	<.001	+0.32 [-5.83, +6.47]
LoPVS	18 237	103.77 ± 12.82	3.67	3.24	+0.59 [+0.58, +0.60]	+0.60	<.001	+2.88 [-23.16, +28.92]
UpPVS	18 386	105.91 ± 11.54	1.44	1.39	+0.99 [+0.99, +0.99]	+0.99	<.001	-0.02 [-4.23, +4.27]
Global								
H10	80 569	121.90 ± 32.06						
PV2	80 569	123.92 ± 29.27	5.25	5.14	+0.95 [+0.95, +0.95]	+0.95	<.001	-2.02 [-21.28, +17.24]
LoPVS	80 355	121.04 ± 31.36	3.30	2.76	+0.97 [+0.97, +0.97]	+0.97	<.001	+0.85 [-13.33, +15.03]
UpPVS	80 518	121.89 ± 31.60	1.98	1.77	+0.99 [+0.99, +0.99]	+0.99	<.001	+0.02 [-7.08, +7.12]

*Note.* FC = fréquence cardiaque, H10 = Polar H10, PV2 = Polar Vantage V2, LoPVS = Polar Verity Sense placé sur l'avant-bras, UpPVS = Polar Verity Sense placé sur le haut du bras, N = nombre de données de FC enregistrées par appareil (fréquence = 1 Hz), ET = écart-type, MAE = erreur moyenne absolue, MAPE = erreur moyenne absolue en pourcentage, ICC3.1 = coefficient de corrélation intra-classe, IC = intervalles de confiance, LoA = limites de concordance du test de Bland-Altman. Les moyennes ± ET, la MAE et les valeurs de biais avec LoA sont exprimées en bpm, les valeurs de MAPE en %. La p-value est celle enregistrée pour la corrélation de Pearson-Bravais (corr).

**Tableau 7**

*Descriptions et résultats des tests statistiques pour les valeurs des intervalles RR des conditions 1 et 2 réunies*

Activité et appareils	N	Moyenne + ET	MAE	MAPE	ICC3.k [95 % IC]	corr	p-value	Biais [95 % LoA]
Assis								
H10	140	836.98 ± 171.48						
LoPVS	140	876.62 ± 154.52	57.60	8.82	+0.88 [+0.83, +0.91]	+0.78	<.001	-39.63 [-252.88, +173.61]
UpPVS	140	796.12 ± 251.76	96.85	12.63	+0.53 [+0.34, +0.66]	+0.38	<.001	40.87 [-438.22, +519.95]
Couché								
H10	140	796.13 ± 146.42						
LoPVS	140	843.46 ± 153.14	53.67	7.34	+0.92 [+0.89, +0.94]	+0.85	<.001	-47.33 [-206.13, +111.47]
UpPVS	140	753.31 ± 236.50	80.61	9.87	+0.57 [+0.40, +0.69]	+0.44	<.001	+42.82 [-380.30, +465.95]
Marche								
H10	420	643.82 ± 111.62						
LoPVS	419	760.5 ± 152.54	118.96	20.48	+0.53 [+0.43, +0.61]	+0.38	<.001	-116.72 [-411.70, +178.25]
UpPVS	419	725.39 ± 214.58	152.05	25.63	+0.32 [+0.18, +0.44]	+0.24	<.001	-81.57 [-507.56, +344.41]
Ménage								
H10	224	639.57 ± 111.47						
LoPVS	216	948.52 ± 172.33	311.08	52.66	+0.29 [+0.08, +0.46]	+0.19	<.01	-311.07 [-678.30, +56.16]
UpPVS	224	735.51 ± 234.07	176.57	29.27	+0.29 [+0.07, +0.45]	+0.21	<.001	-95.95 [-559.92, +368.02]
Course								
H10	232	438.42 ± 63.88						
LoPVS	224	568.77 ± 133.04	142.06	34.16	+0.24 [-0.02, +0.40]	+0.16	0.02	-133.28 [-403.36, +136.79]
UpPVS	224	500.24 ± 104.20	127.99	30.56	0.00 [-0.30, +0.23]	-0.06	0.38	-61.83 [-421.73, +298.08]
Force								
H10	232	469.93 ± 68.90						
LoPVS	224	1020.35 ± 319.52	554.82	123.64	0.00 [-0.30, +0.23]	-0.03	0.67	-553.24 [-1197.30, +90.82]
UpPVS	232	846.25 ± 351.12	412.45	92.42	0.00 [-0.30, +0.23]	-0.11	0.08	-376.31 [-1092.52, +339.90]

Vélo									
H10	232	419.53 ± 69.50							
LoPVS	224	458.81 ± 86.29	44.52	11.67	+0.72 [+0.63, +0.78]	+0.57	<.001	-42.77 [-186.65, +101.11]	
UpPVS	231	447.31 ± 163.40	78.52	20.42	+0.38 [+0.20, +0.52]	+0.33	<.001	-28.07 [-332.10, +275.96]	
HIIT									
H10	232	347.74 ± 36.86							
LoPVS	232	868.10 ± 187.95	520.36	152.36	0.00 [-0.30, +0.23]	-0.06	0.34	-520.36 [-900.15, -140.57]	
UpPVS	232	706.64 ± 206.62	367.32	108.51	0.00 [-0.30, +0.23]	-0.14	0.04	-358.90 [-779.89, +62.09]	
Calme									
H10	565	598.39 ± 93.88							
LoPVS	565	671.73 ± 168.49	76.86	12.94	+0.70 [+0.64, +0.74]	+0.63	<.001	-73.34 [-331.03, +184.35]	
UpPVS	565	558.96 ± 172.05	55.02	9.08	+0.50 [+0.41, +0.58]	+0.40	<.001	+39.42 [-273.66, +352.51]	
Global									
H10	2 417	566.46 ± 167.13							
LoPVS	2 384	756.72 ± 239.35	194.14	43.14	+0.43 [+0.39, +0.48]	+0.30	<.001	-190.35 [-677.29, +296.59]	
UpPVS	2 415	654.69 ± 251.99	160.53	34.78	+0.39 [+0.34, +0.44]	+0.26	<.001	-88.23 [-604.47, +428.01]	

*Note.* Pour l'analyse de la variabilité de la fréquence cardiaque, la moyenne sur une minute était calculée pour les intervalles RR. H10 = Polar H10, LoPVS = Polar Verity Sense placé sur l'avant-bras, UpPVS = Polar Verity Sense placé sur le haut du bras, N = nombre de segments d'une minute par appareil, ET = écart-type, MAE = erreur moyenne absolue, MAPE = erreur moyenne absolue en pourcentage, ICC3.k = coefficient de corrélation intra-classe, IC = intervalles de confiance, LoA = limites de concordance du test de Bland-Altman. Les moyennes ± ET, la MAE et les valeurs de biais avec LoA sont exprimées en ms, les valeurs de MAPE en %. La p-value est celle enregistrée pour la corrélation de Pearson-Bravais (corr).



**Tableau 8**

*Descriptions et résultats des tests statistiques pour les valeurs des intervalles RR de la condition 1*

Activité et appareils	N	Moyenne + ET	MAE	MAPE	ICC3.k [95 % IC]	corr	p-value	Biais [95 % LoA]
Assis								
H10	75	897.72 ± 176.97						
LoPVS	75	876.62 ± 154.52	42.92	7.02	+0.92 [+0.87, +0.95]	+0.87	<.001	-27.72 [-201.75, +146.31]
UpPVS	75	796.12 ± 306.99	96.37	12.44	+0.50 [+0.21, +0.68]	+0.36	<.01	+41.81 [-450.41, +534.03]
Couché								
H10	75	850.21 ± 144.74						
LoPVS	75	883.23 ± 139.76	39.78	5.27	+0.95 [+0.92, +0.97]	+0.91	<.001	-32.02 [-152.91, +88.87]
UpPVS	75	808.05 ± 239.40	82.04	9.62	+0.54 [+0.27, +0.71]	+0.41	<.001	+43.16. [-393.00, +479.33]
Marche								
H10	225	683.11 ± 113.83						
LoPVS	224	823.05 ± 120.52	141.85	23.97	+0.21 [-0.03, +0.39]	+0.12	0.08	-139.78 [-445.37, +165.81]
UpPVS	224	736.75 ± 209.85	129.71	20.92	+0.35 [+0.16, +0.50]	+0.26	<.001	-53.48 [-468.18, +361.21]
Ménage								
H10	120	681.63 ± 111.21						
LoPVS	112	989.09 ± 158.19	308.53	49.09	+0.28 [-0.04, +0.50]	+0.17	0.07	-308.53 [-658.74, +41.67]
UpPVS	120	767.83 ± 231.88	168.82	26.14	+0.32 [+0.03, +0.53]	+0.25	<.01	-86.20 [-539.37, +366.97]
Course								
H10	128	457.91 ± 65.40						
LoPVS	120	578.78 ± 141.07	139.91	32.48	+0.15 [-0.20, +0.40]	+0.11	0.23	-125.05 [-416.31, +166.22]
UpPVS	128	498.05 ± 163.65	115.72	26.08	0.00 [-0.42, +0.29]	-0.05	0.60	-40.14 [-391.07, +310.79]
Force								
H10	128	492.49 ± 70.96						
LoPVS	120	984.16 ± 337.58	498.01	104.19	+0.13 [-0.23, +0.39]	+0.18	0.05	-495.44 [-1146.78, +155.91]
UpPVS	128	815.96 ± 328.66	361.37	76.11	+0.01 [-0.40, +0.30]	+0.02	0.85	-323.47 [-980.20, +333.27]

Vélo									
H10	128	437.18 ± 76.07							
LoPVS	120	470.47 ± 90.35	41.51	10.55	+0.77 [+0.68, +0.84]	+0.64	<.001	-38.62 [-179.49, +102.25]	
UpPVS	127	480.27 ± 170.17	91.86	23.36	+0.35 [+0.08, +0.54]	+0.29	<.001	-43.09 [-366.91, +280.72]	
HIIT									
H10	128	353.47 ± 41.56							
LoPVS	128	868.55 ± 182.74	515.09	148.64	0.00 [-0.42, +0.29]	-0.02	0.84	-515.09 [-883.80, -146.37]	
UpPVS	128	723.36 ± 202.18	379.25	110.58	0.00 [-0.42, +0.29]	-0.14	0.12	-369.90 [-785.32, +45.52]	
Calme									
H10	305	612.09 ± 105.42							
LoPVS	305	698.79 ± 181.52	89.99	15.26	+0.68 [+0.60, +0.75]	+0.60	<.001	-86.70 [-371.90, +198.50]	
UpPVS	305	577.42 ± 175.25	57.17	9.45	+0.55 [+0.43, +0.64]	+0.43	<.001	+34.66 [-282.03, +351.36]	
Global									
H10	1 312	591.62 ± 180.43							
LoPVS	1 279	781.16 ± 237.87	193.47	41.54	+0.52 [+0.46, +0.57]	+0.36	<.001	-189.07 [-661.85, +283.72]	
UpPVS	1 310	671.50 ± 248.26	153.70	34.78	+0.47 [+0.41, +0.53]	+0.33	<.001	-79.93 [-579.95, +420.20]	

*Note.* Pour l'analyse de la variabilité de la fréquence cardiaque, la moyenne sur une minute était calculée pour les intervalles RR. H10 = Polar H10, LoPVS = Polar Verity Sense placé sur l'avant-bras, UpPVS = Polar Verity Sense placé sur le haut du bras, N = nombre de segments d'une minute par appareil, ET = écart-type, MAE = erreur moyenne absolue, MAPE = erreur moyenne absolue en pourcentage, ICC3.k = coefficient de corrélation intra-classe, IC = intervalles de confiance, LoA = limites de concordance du test de Bland-Altman. Les moyennes ± ET, la MAE et les valeurs de biais avec LoA sont exprimées en ms, les valeurs de MAPE en %. La p-value est celle enregistrée pour la corrélation de Pearson-Bravais (corr).

**Tableau 9**

*Descriptions et résultats des tests statistiques pour les valeurs des intervalles RR de la condition 2*

Activité et appareils	N	Moyenne + ET	MAE	MAPE	ICC3.k [95 % IC]	corr	p-value	Biais [95 % LoA]
Assis								
H10	65	766.90 ± 135.45						
LoPVS	65	820.28 ± 143.09	74.54	10.90	+0.74 [+0.57, +0.84]	+0.58	<.001	-53.38 [-303.11, +196.36]
UpPVS	65	727.13 ± 235.13	97.41	12.86	+0.37 [-0.03, +0.62]	+0.26	0.03	+39.78 [-427.51, +507.06]
Couché								
H10	65	732.58 ± 121.16						
LoPVS	65	797.57 ± 156.07	69.69	9.73	+0.87 [+0.78, +0.92]	+0.79	<.001	-65.00 [-253.66, +123.67]
UpPVS	65	690.15 ± 218.29	78.96	10.17	+0.46 [+0.11, +0.67]	+0.35	<.01	+42.43 [-368.52, +453.37]
Marche								
H10	195	598.49 ± 89.93						
LoPVS	195	688.73 ± 153.16	92.67	16.47	+0.55 [+0.41, +0.66]	+0.44	<.001	-90.24 [-364.22, +183.74]
UpPVS	195	712.34 ± 219.71	177.72	31.03	+0.25 [0.00, +0.43]	+0.20	<.01	-113.85 [-544.87, +317.18]
Ménage								
H10	104	591.03 ± 90.441						
LoPVS	104	904.83 ± 176.94	313.82	56.55	+0.03 [-0.43, +0.34]	+0.02	0.84	-313.80 [-700.16, +72.56]
UpPVS	104	698.23 ± 232.12	185.50	32.88	+0.08 [-0.35, +0.38]	+0.07	0.51	-107.20 [-584.57, +370.18]
Course								
H10	104	414.43 ± 53.15						
LoPVS	104	557.22 ± 122.78	144.53	36.09	+0.24 [-0.12, +0.49]	+0.19	0.05	-142.79 [-386.21, +100.63]
UpPVS	104	502.94 ± 174.98	143.08	36.07	0.00 [-0.47, +0.32]	-0.07	0.46	-88.51 [-454.09, +277.06]
Force								
H10	104	442.17 ± 55.03						
LoPVS	104	1062.11 ± 293.41	620.36	146.09	0.00 [-0.47, +0.32]	-0.27	0.01	-619.94 [-1232.91, -6.98]
UpPVS	104	883.53 ± 375.19	475.33	112.49	0.00 [-0.47, +0.32]	-0.23	0.02	-441.36 [-1208.74, +326.02]

Vélo									
H10	104	397.81 ± 53.24							
LoPVS	104	445.36 ± 79.69	48.00	12.97	+0.56 [+0.34, +0.70]	+0.42	<.001	-47.56 [-194.96, +99.85]	
UpPVS	104	406.35 ± 145.23	61.94	16.77	+0.30 [-0.03, +0.53]	+0.28	<.01	-9.39 [-284.04, +265.26]	
HIIT									
H10	104	340.69 ± 28.73							
LoPVS	104	867.54 ± 195.05	526.86	156.94	0.00 [-0.47, +0.32]	-0.14	0.14	-526.86 [-921.27, -132.44]	
UpPVS	104	686.05 ± 211.12	352.64	105.96	0.00 [-0.47, +0.32]	-0.19	0.05	-345.37 [-773.63, +82.90]	
Calme									
H10	260	582.32 ± 75.21							
LoPVS	260	639.99 ± 145.68	61.45	10.22	+0.70 [+0.62, +0.77]	+0.67	<.001	-57.67 [-275.33, +159.99]	
UpPVS	260	537.31 ± 165.64	52.51	8.65	+0.40 [+0.24, +0.53]	+0.33	<.001	+45.01 [-264.04, +354.06]	
Global									
H10	1105	536.59 ± 144.31							
LoPVS	1105	728.43 ± 238.04	194.93	44.98	+0.26 [+0.17, +0.34]	+0.17	<.001	-191.84 [-694.86, +311.18]	
UpPVS	1105	634.73 ± 255.03	168.87	37.51	+0.24 [+0.14, +0.32]	+0.16	<.001	-98.09 [-632.53, +436.35]	

*Note.* Pour l'analyse de la variabilité de la fréquence cardiaque, la moyenne sur une minute était calculée pour les intervalles RR. H10 = Polar H10, LoPVS = Polar Verity Sense placé sur l'avant-bras, UpPVS = Polar Verity Sense placé sur le haut du bras, N = nombre de segments d'une minute par appareil, ET = écart-type, MAE = erreur moyenne absolue, MAPE = erreur moyenne absolue en pourcentage, ICC3.k = coefficient de corrélation intra-classe, IC = intervalles de confiance, LoA = limites de concordance du test de Bland-Altman. Les moyennes ± ET, la MAE et les valeurs de biais avec LoA sont exprimées en ms, les valeurs de MAPE en %. La p-value est celle enregistrée pour la corrélation de Pearson-Bravais (corr).

**Tableau 10**

*Descriptions et résultats des tests statistiques pour les valeurs de RMSSD des conditions 1 et 2 réunies*

Activité et appareils	N	Moyenne + ET	MAE	MAPE	ICC3.k [95 % IC]	corr	p-value	Biais [95 % LoA]
Assis								
H10	140	44.47 ± 28.32						
LoPVS	140	94.86 ± 100.15	52.30	238.35	+0.12 [-0.23, +0.37]	+0.12	0.15	-50.39 [-247.72, +146.94]
UpPVS	140	62.35 ± 56.28	21.09	123.55	+0.34 [+0.08, +0.53]	+0.25	<.01	-17.88 [-128.10, +92.33]
Couché								
H10	140	36.15 ± 18.89						
LoPVS	140	94.48 ± 89.07	58.78	238.44	+0.21 [-0.11, +0.43]	+0.28	<.001	-58.34 [-226.22, +109.55]
UpPVS	140	48.83 ± 22.86	13.42	67.74	+0.82 [+0.75, +0.87]	+0.71	<.001	-12.68 [-44.78, +19.42]
Marche								
H10	420	17.55 ± 11.08						
LoPVS	419	132.47 ± 104.50	114.95	917.08	+0.06 [-0.14, +0.22]	+0.14	<.01	-114.92 [-317.79, +87.95]
UpPVS	419	144.46 ± 106.45	126.90	1079.51	0.00 [-0.21, +0.17]	-0.02	0.66	-126.90 [-337.14, +83.34]
Ménage								
H10	224	24.09 ± 13.12						
LoPVS	216	315.73 ± 117.39	291.73	1732.77	+0.02 [-0.28, +0.24]	+0.09	0.18	-291.73 [-520.91, -62.55]
UpPVS	224	153.64. ± 109.21	129.59	758.39	+0.04 [-0.25, +0.26]	+0.03	0.63	-129.55 [-344.32, +85.21]
Course								
H10	232	5.22 ± 3.09						
LoPVS	224	137.50 ± 80.04	132.40	3217.75	+0.02 [-0.27, +0.25]	+0.16	0.02	-132.40[-288.46, +23.66]
UpPVS	224	104.20 ± 67.20	98.98	2350.53	+0.03 [-0.25, +0.25]	+0.17	<.01	-98.98 [-229.78, +31.82]
Force								
H10	232	7.24 ± 4.46						
LoPVS	224	287.58 ± 156.32	280.46	5457.46	0.00 [-0.29, +0.23]	+0.04	0.56	-280.46 [-586.63, +25.71]
UpPVS	232	225.38 ± 157.66	218.14	4339.34	0.00 [-0.30, +0.23]	-0.04	0.56	-218.14 [-527.60, +91.33]

Vélo									
H10	232	3.64 ± 2.18							
LoPVS	224	37.15 ± 31.52	33.69	1280.24	0.00 [-0.30, +0.23]	-0.09	0.19	-33.69 [-95.93, +28.54]	
UpPVS	231	39.38 ± 45.31	35.74	1333.78	+0.02 [-0.28, +0.24]	+0.08	0.23	-35.74 [-124.31, +52.84]	
HIIT									
H10	232	4.57 ± 2.19							
LoPVS	232	289.51 ± 97.54	284.94	7028.17	0.00 [-0.29, 0.23]	0.02	0.81	-284.94 [-476.11, -93.78]	
UpPVS	232	243.52 ± 100.52	238.95	5962.90	+0.01 [-0.30, +0.23]	-0.06	0.33	-238.95 [-436.30, -41.60]	
Calme									
H10	565	10.92 ± 6.72							
LoPVS	565	76.02 ± 99.69	65.12	696.77	+0.12 [-0.04, +0.25]	+0.48	<.001	- 65.10 [-254.54, +124.34]	
UpPVS	565	21.23 ± 17.41	10.48	157.81	+0.39 [+0.28, +0.48]	+0.36	<.001	- 10.31[-42.18, +21.55]	
Global									
H10	2 417	14.49 ± 15.64							
LoPVS	2 384	152.63 ± 139.79	138.28	2130.67	+0.08 [0.00, +0.15]	+0.04	0.03	-136.21 [-412.47, +136.21]	
UpPVS	2 415	109.55 ± 115.63	95.33	1648.73	0.00 [-0.08, +0.08]	-0.06	<.01	-95.06 [-325.53, +135.42]	

*Note.* Pour l'analyse de la variabilité de la fréquence cardiaque, la moyenne sur une minute des valeurs RMSSD était calculée. RMSSD = racine carrée des différences au carré des intervalles RR successifs, H10 = Polar H10, LoPVS = Polar Verity Sense placé sur l'avant-bras, UpPVS = Polar Verity Sense placé sur le haut du bras, N = nombre de segments d'une minute par appareil, ET = écart-type, MAE = erreur moyenne absolue, MAPE = erreur moyenne absolue en pourcentage, ICC3.k = coefficient de corrélation intra-classe, IC = intervalles de confiance, LoA = limites de concordance du test de Bland-Altman. Les moyennes ± ET, la MAE et les valeurs de biais avec LoA sont exprimées en ms, les valeurs de MAPE en %. La p-value est celle enregistrée pour la corrélation de Pearson-Bravais (corr).

**Tableau 11**

*Descriptions et résultats des tests statistiques pour les valeurs de RMSSD de la condition 1*

Activité et appareils	N	Moyenne + ET	MAE	MAPE	ICC3.k [95 % IC]	corr	p-value	Biais [95 % LoA]
Assis								
H10	75	58.02 ± 28.48						
LoPVS	75	82.89 ± 75.32	27.76	72.15	+0.38 [+0.02, +0.61]	+0.35	<.001	-24.81 [-162.97, +113.35]
UpPVS	75	63.46 ± 27.65	9.80	38.61	+0.92 [+0.88, +0.95]	+0.86	<.001	-5.38 [-34.46, +23.70]
Couché								
H10	75	44.17 ± 19.47						
LoPVS	75	96.46 ± 79.23	52.89	153.50	+0.32 [-0.08, +0.57]	+0.41	<.001	-52.29. [-196.42, +91.84]
UpPVS	75	55.15 ± 24.24	11.79	48.06	+0.85 [+0.77, +0.91]	+0.76	<.001	-10.98. [-41.70, +19.75]
Marche								
H10	225	22.35 ± 11.76						
LoPVS	224	147.95 ± 96.69	125.63	755.67	0.00 [-0.30, +0.23]	-0.09	0.18	-125.56 [-318.51, +67.39]
UpPVS	224	138.24 ± 102.10	115.84	727.79	0.00 [-0.30, +0.23]	-0.12	0.06	-115.84 [-320.12, +88.43]
Ménage								
H10	120	29.36 ± 13.43						
LoPVS	112	341.24 ± 105.43	311.67	1396.53	0.00 [-0.43, +0.30]	+0.01	0.92	-311.67 [-521.14, -102.21]
UpPVS	120	155.15 ± 101.65	125.86	574.83	0.00 [-0.43, +0.30]	+0.25	<.001	-125.79 [-328.45, +76.88]
Course								
H10	128	5.99 ± 3.60						
LoPVS	120	155.17 ± 89.92	149.35	3519.11	0.00 [-0.42, +0.29]	+0.94	<.001	-149.35 [-325.66, +26.97]
UpPVS	128	101.31 ± 66.49	95.32	1988.00	0.05 [-0.35, +0.33]	+0.97	<.001	-95.32 [-224.09, +33.46]
Force								
H10	128	8.77 ± 5.15						
LoPVS	120	261.67 ± 164.94	253.02	3961.30	+0.03 [-0.38, +0.31]	+0.21	0.02	-253.02 [-574.34, +68.31]
UpPVS	128	210.32 ± 155.70	201.56	3294.73	+0.01 [-0.40, +0.30]	+0.42	0.07	-201.56 [-506.18, +103.07]

Vélo									
H10	128	4.20 ± 2.52							
LoPVS	120	34.55 ± 23.77	30.66	1088.74	0.00 [-0.42, +0.29]	-0.09	0.33	-30.66 [-77.85, +16.52]	
UpPVS	127	44.75 ± 52.48	40.55	1373.15	+0.02 [-0.39, +0.31]	+0.11	0.21	-40.55 [-142.97, +61.88]	
HIIT									
H10	128	4.33 ± 1.43							
LoPVS	128	289.80 ± 101.40	285.48	7288.47	0.00 [-0.42, +0.29]	+0.01	0.97	-285.48 [-484.22, -86.73]	
UpPVS	128	245.05 ± 107.87	240.72	6926.95	0.00 [-0.42, +0.29]	-0.24	<.001	-240.72 [-452.84, -28.61]	
Calme									
H10	305	12.32 ± 7.30							
LoPVS	305	85.95 ± 112.79	73.66	661.21	+0.12 [-0.10, +0.30]	+0.49	<.001	-73.64 [-288.03, +140.76]	
UpPVS	305	24.04 ± 19.72	14.22	244.99	+0.32 [+0.14, +0.45]	+0.29	<.001	-11.72 [-48.88, +25.43]	
Global									
H10	1 312	17.50 ± 18.35							
LoPVS	1 279	158.16 ± 140.03	140.79	1958.95	+0.01 [-0.10, +0.11]	+0.28	<.001	-140.56 [-416.44, +135.32]	
UpPVS	1 310	108.92 ± 112.17	91.77	1486.52	0.00 [-0.11, +0.10]	+0.45	<.001	-91.42 [-316.53, +133.70]	

*Note.* Pour l'analyse de la variabilité de la fréquence cardiaque, la moyenne sur une minute des valeurs RMSSD était calculée. RMSSD = racine carrée des différences au carré des intervalles RR successifs, H10 = Polar H10, LoPVS = Polar Verity Sense placé sur l'avant-bras, UpPVS = Polar Verity Sense placé sur le haut du bras, N = nombre de segments d'une minute par appareil, ET = écart-type, MAE = erreur moyenne absolue, MAPE = erreur moyenne absolue en pourcentage, ICC3.k = coefficient de corrélation intra-classe, IC = intervalles de confiance, LoA = limites de concordance du test de Bland-Altman. Les moyennes ± ET, la MAE et les valeurs de biais avec LoA sont exprimées en ms, les valeurs de MAPE en %. La p-value est celle enregistrée pour la corrélation de Pearson-Bravais (corr).



**Tableau 12**

*Descriptions et résultats des tests statistiques pour les valeurs de RMSSD de la condition 2*

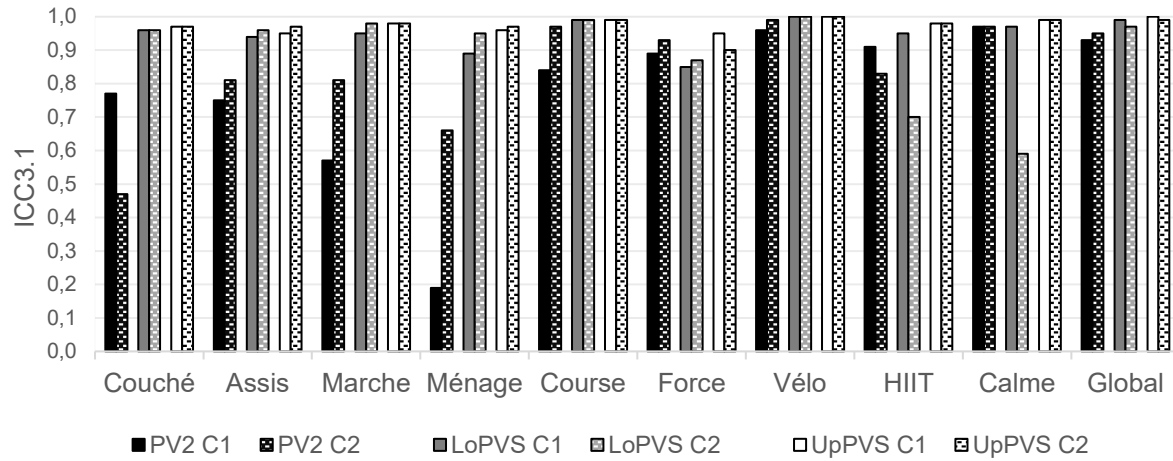
Activité et appareils	N	Moyenne + ET	MAE	MAPE	ICC3.k [95 % IC]	corr	p-value	Biais [95 % LoA]
Assis								
H10	65	28.77 ± 18.36						
LoPVS	65	108.68 ± 121.91	80.61	430.12	+0.07 [-0.52, +0.44]	+0.13	0.30	-79.91 [-316.87, +157.05]
UpPVS	65	61.08 ± 77.44	34.13	221.55	+0.03 [-0.58, +0.41]	+0.04	0.76	-32.32 [-186.87, +122.24]
Couché								
H10	65	26.88 ± 13.19						
LoPVS	65	92.20 ± 99.81	65.58	336.45	+0.10 [-0.47, +0.45]	+0.21	0.10	-65.32 [-257.26, +126.63]
UpPVS	65	41.54 ± 18.81	15.29	90.45	+0.62 [+0.38, +0.77]	+0.48	<.001	-14.66 [-48.09, +18.78]
Marche								
H10	195	12.00 ± 6.91						
LoPVS	195	114.69 ± 110.40	102.69	1102.49	+0.09 [-0.21, +0.31]	+0.38	<.001	-102.68 [-314.35, +108.97]
UpPVS	195	151.60 ± 111.08	139.60	1483.54	+0.06 [-0.25, +0.29]	+0.25	<.001	-139.60 [-354.32, +75.12]
Ménage								
H10	104	18.00 ± 9.72						
LoPVS	104	288.25 ± 123.75	270.25	2094.87	+0.01 [-0.46, +0.33]	+0.03	0.75	-270.25 [-512.95, -27.55]
UpPVS	104	151.90 ± 117.82	133.90	970.19	+0.05 [-0.40, +0.36]	+0.16	0.10	-133.90 [-362.52, +94.73]
Course								
H10	104	4.27 ± 1.94						
LoPVS	104	117.11 ± 61.20	112.85	2870.03	+0.05 [-0.40, +0.36]	+0.40	<.001	-112.85 [-231.34, +5.65]
UpPVS	104	107.75 ± 68.21	103.49	2796.72	+0.01 [-0.46, +0.33]	+0.11	0.28	-103.49 [-236.83, +29.86]
Force								
H10	104	5.35 ± 2.30						
LoPVS	104	317.47 ± 140.67	312.12	7183.79	0.00 [-0.47, +0.32]	-0.15	0.13	-312.12 [-588.54, -35.70]
UpPVS	104	243.90 ± 158.82	238.55	5624.73	0.00 [-0.47, +0.32]	-0.19	0.06	-238.55 [-550.70, +73.60]

Vélo								
H10	104	2.96 ± 1.40						
LoPVS	104	40.15 ± 38.49	37.19	1501.21	0.00 [-0.47, +0.32]	-0.06	0.55	-37.19 [-112.85, +38.47]
UpPVS	104	32.71 ± 33.46	29.76	1284.85	0.00 [-0.47, +0.32]	-0.20	0.05	-29.76 [-95.93, +36.41]
HIIT								
H10	104	4.87 ± 2.83						
LoPVS	104	289.16 ± 93.07	284.29	6707.80	0.00 [-0.47, +0.32]	+0.03	0.78	-284.29 [-466.63, -101.95]
UpPVS	104	241.64 ± 91.15	236.77	5551.76	+0.01 [-0.46, +0.33]	+0.06	0.54	-236.18 [-415.18, -58.35]
Calme								
H10	260	9.28 ± 5.53						
LoPVS	260	64.36 ± 80.23	55.11	738.48	+0.11 [-0.14, +0.30]	+0.42	<.001	-55.09 [-208.31, +98.13]
UpPVS	260	17.93 ± 13.53	9.67	120.87	+0.47 [+0.32, +0.58]	+0.44	<.001	-8.66 [-32.56, +15.24]
Global								
H10	1105	10.91 ± 10.57						
LoPVS	1105	146.23 ± 139.29	135.38	2329.43	+0.02 [-0.11, +0.13]	+0.06	0.05	-135.32 [-407.88, +137.25]
UpPVS	1105	110.29 ± 119.65	99.56	1841.35	0.00 [-0.13, +0.11]	-0.05	0.08	-99.38 [-335.88, +137.13]

*Note.* Pour l'analyse de la variabilité de la fréquence cardiaque, la moyenne sur une minute des valeurs RMSSD était calculée. RMSSD = racine carrée des différences au carré des intervalles RR successifs, H10 = Polar H10, LoPVS = Polar Verity Sense placé sur l'avant-bras, UpPVS = Polar Verity Sense placé sur le haut du bras, N = nombre de segments d'une minute par appareil, ET = écart-type, MAE = erreur moyenne absolue, MAPE = erreur moyenne absolue en pourcentage, ICC3.k = coefficient de corrélation intra-classe, IC = intervalles de confiance, LoA = limites de concordance du test de Bland-Altman. Les moyennes ± ET, la MAE et les valeurs de biais avec LoA sont exprimées en ms, les valeurs de MAPE en %. La p-value est celle enregistrée pour la corrélation de Pearson-Bravais (corr).

**Figure 9**

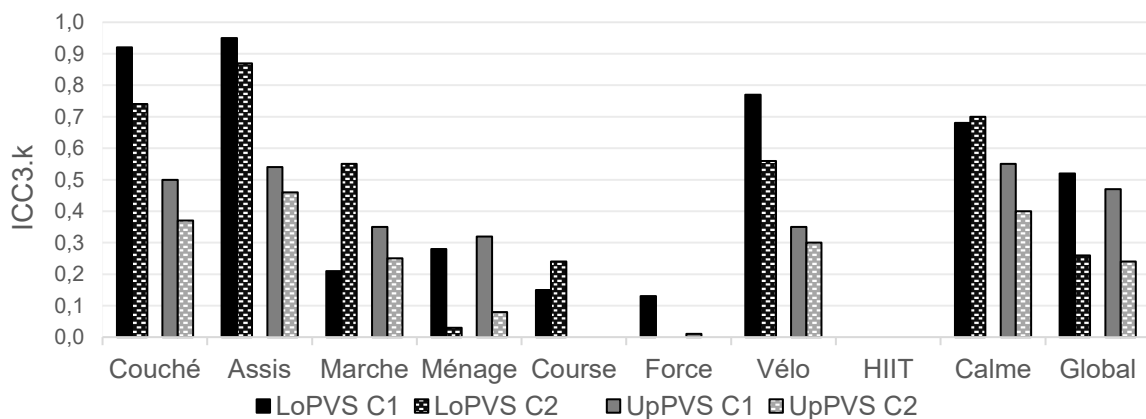
*Coefficients de corrélation intra-classe (ICC3.1) pour les valeurs de fréquence cardiaque*



*Note.* PV2 = Polar Vantage V2, LoPVS = Polar Verity Sense placé sur l'avant-bras, UpPVS = Polar Verity Sense placé sur le haut du bras, C1 = condition 1, C2= condition 2.

**Figure 10**

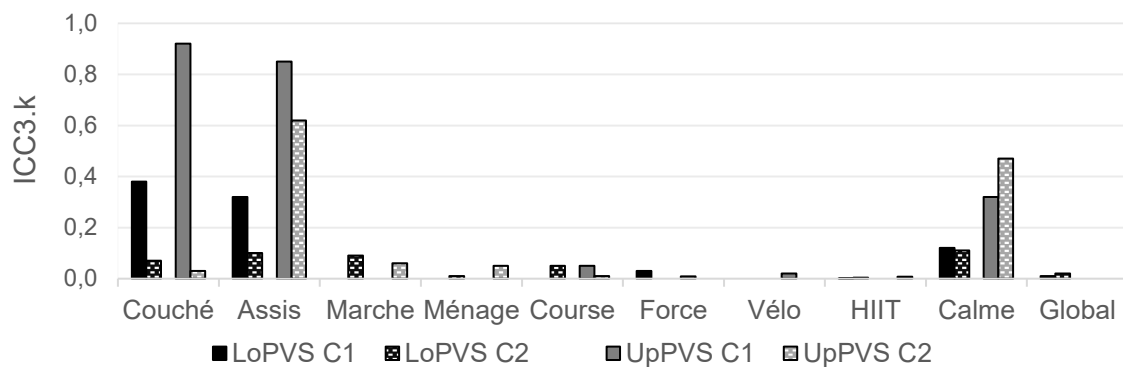
*Coefficients de corrélation intra-classe (ICC3.k) pour les valeurs des intervalles RR*



*Note.* LoPVS = Polar Verity Sense placé sur l'avant-bras, UpPVS = Polar Verity Sense placé sur le haut du bras, C1 = condition 1, C2= condition 2.

**Figure 11**

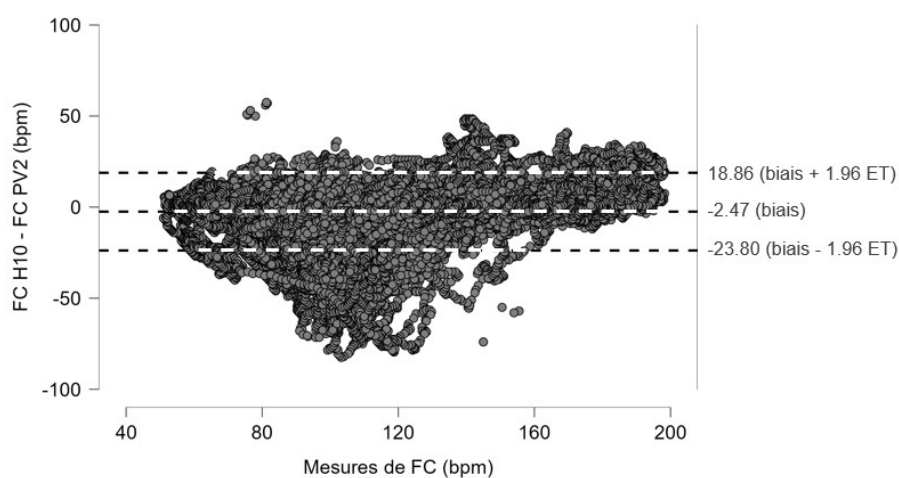
*Coefficients de corrélation intra-classe (ICC3.k) pour les valeurs des RMSSD*



*Note.* RMSSD = racine carrée des différences au carré des intervalles RR successifs, LoPVS = Polar Verity Sense placé sur l'avant-bras, UpPVS = Polar Verity Sense placé sur le haut du bras, C1 = condition 1, C2= condition 2.

**Figure 12**

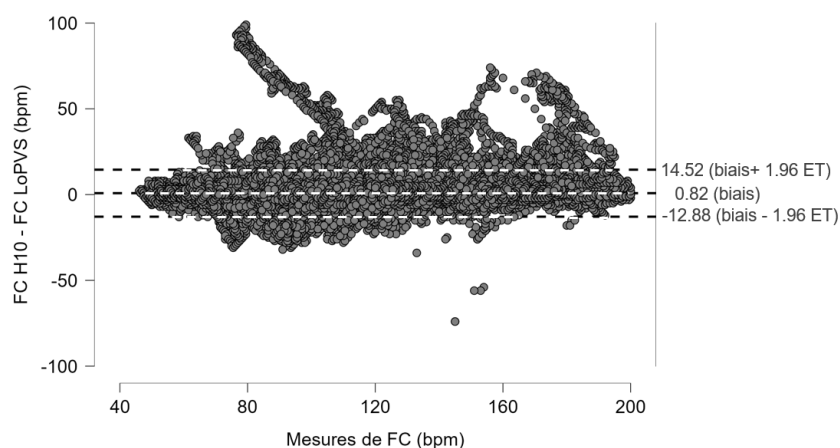
*Tracé de Bland-Altman avec LoA pour les mesures globales (C1+C2) de FC des PV2*



*Note.* LoA = limites de concordance, C1+C2 = conditions 1+2, FC = fréquence cardiaque, H10 = Polar H10, PV2 = Polar Vantage V2, ET = Ecart-type.

**Figure 13**

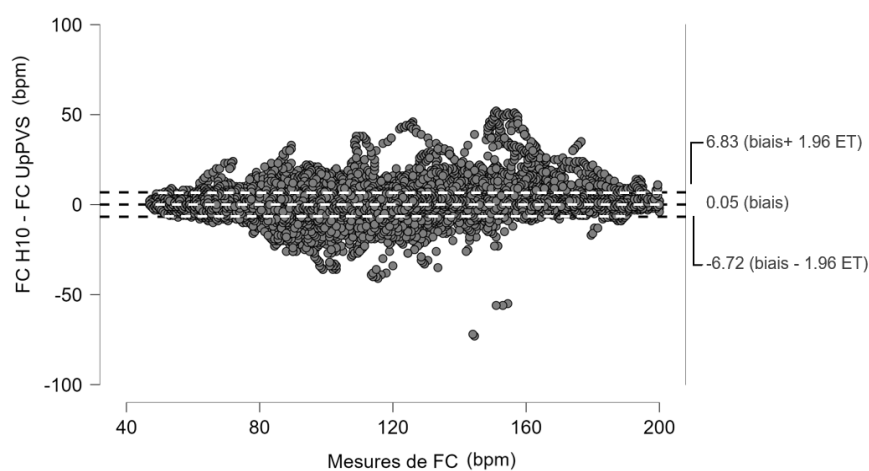
*Tracé de Bland-Altman avec LoA pour les mesures globales (C1+C2) de FC du LoPVS*



*Note.* LoA = limites de concordance, C1+C2 = conditions 1+2, FC = fréquence cardiaque, H10 = Polar H10, LoPVS = Polar Verity Sense placé sur l'avant-bras, ET = Ecart-type.

**Figure 14**

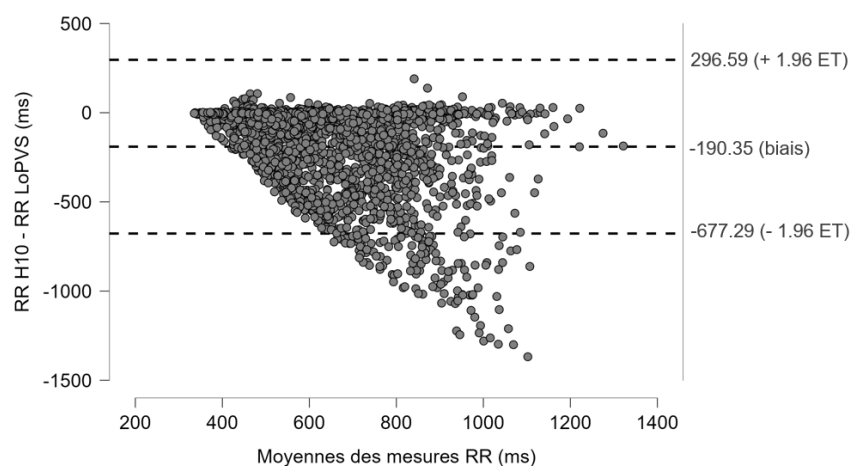
*Tracé de Bland-Altman avec LoA pour les mesures globales (C1+C2) de FC du UpPVS*



*Note.* LoA = limites de concordance, C1+C2 = conditions 1+2, FC = fréquence cardiaque, H10 = Polar H10, LoPVS = Polar Verity Sense placé sur le haut du bras, ET = Ecart-type.

**Figure 15**

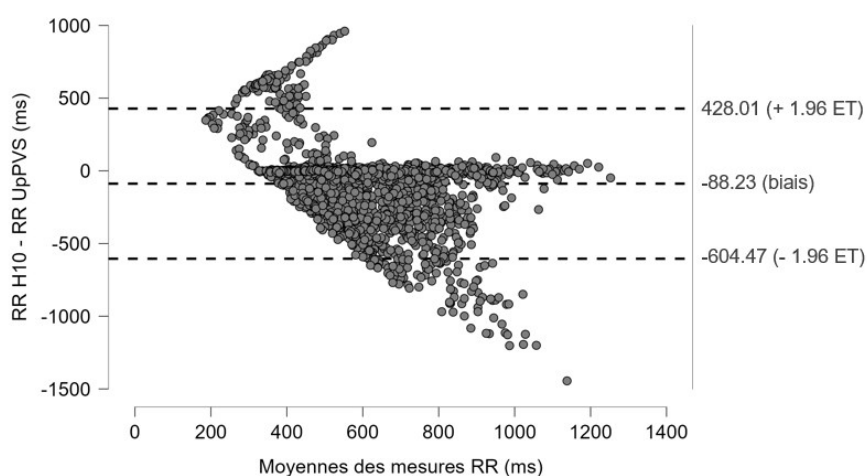
*Tracé de Bland-Altman avec LoA pour les mesures globales (C1+C2) des RR du LoPVS*



*Note.* LoA = limites de concordance, C1+C2 = conditions 1+2, H10 = Polar H10, LoPVS = Polar Verity Sense placé sur l'avant-bras, ET = Ecart-type.

**Figure 16**

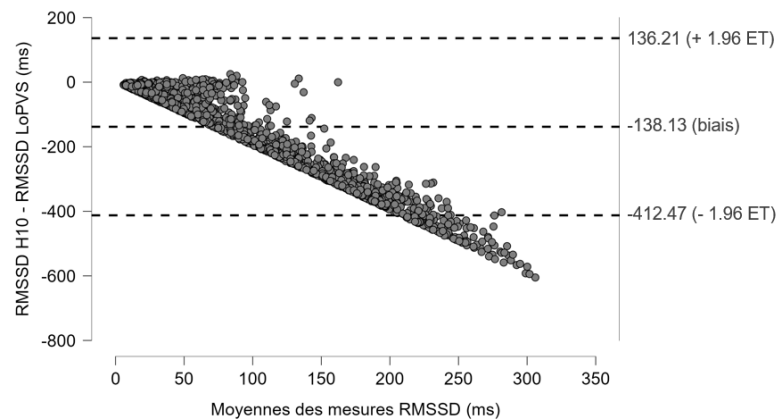
*Tracé de Bland-Altman avec LoA pour les mesures globales (C1+C2) des RR du UpPVS*



*Note.* LoA = limites de concordance, C1+C2 = conditions 1+2, H10 = Polar H10, UpPVS= Polar Verity Sense placé sur le haut du bras, ET = Ecart-type.

**Figure 17**

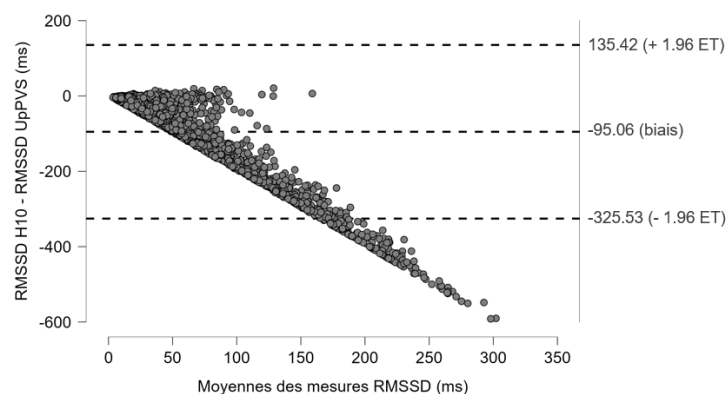
*Tracé de Bland-Altman avec LoA pour les mesures globales (C1+C2) des RMSSD du LoPVS*



*Note.* LoA = limites de concordance, C1+C2 = conditions 1+2, RMSSD = racine carrée des différences au carré des intervalles RR successifs, H10 = Polar H10, LoPVS = Polar Verity Sense placé sur l'avant-bras, ET = Ecart-type.

**Figure 18**

*Tracé de Bland-Altman avec LoA pour les mesures globales (C1+C2) des RMSSD du UpPVS*



*Note.* LoA = limites de concordance, C1+C2 = conditions 1+2, RMSSD = racine carrée des différences au carré des intervalles RR successifs, H10 = Polar H10, LoPVS = Polar Verity Sense placé sur le haut du bras, ET = Ecart-type.

## 4 Discussion

### 4.1 Fréquence cardiaque

De manière générale, les appareils testés enregistraient la FC avec une précision acceptable en comparaison à la H10. Sur l'ensemble de la prise de données (C1+C2), les montres PV2 enregistraient la FC avec une MAE de 5.86 bpm et une MAPE de 6.22 %. Le LoPVS enregistrait la FC avec une MAE de 4.09 bpm et une MAPE de 3.94 %. La meilleure précision pour la FC était atteinte par le UpPVS avec une MAE de 3.02 bpm et une MAPE de 3.05 %. Seuls les PVS (Lo et Up) se situaient en dessous des limites fixées à  $\pm 5$  bpm ou 10 % par rapport à la référence, définissant la précision des appareils de mesures de FC (Association for the Advancement of Medical Instrumentation, 2002). La précision des données de FC fournies par les PVS était meilleure en comparaison aux PV2. Les valeurs des MAPE des PVS se situaient en dessous du seuil d'acceptation de 5 % formulé par Feito et al. (2012) pour les dispositifs portables. La précision de détection des PVS (LoMAPE de 3.94 % et UpMAPE de 3.05 %) était similaire à celle des dispositifs portés aux poignets dans Chow et Yang (2020) sur une population jeune et en bonne santé (MAPE de 3.77 et 7.69 %). Les coefficients d'ICC3.1 calculés sur l'ensemble des activités pour chaque appareil testé (resp. 0.94, 0.98, 0.99 pour les PV2, le LoPVS et le UpPVS) étaient tous supérieurs à la limite de l'échelle de Koo et Li (2016) indiquant une excellente fiabilité des mesures des appareils testés ( $\text{ICC3.1} > 0.9$ ) pour refléter les valeurs de FC. Les coefficients d'ICC3.1 calculés des PVS étaient légèrement supérieurs dans cette étude par rapport à ceux de Barrios et al. (2019) pour le Polar OH1 (0.97), précurseur de l'actuel PVS. Ce résultat suggère que le fabricant Polar a réussi à améliorer la précision de ses nouveaux appareils de détection de FC, et que les PVS sont des dispositifs très précis pour refléter les valeurs de FC. Les indices de corrélation de Pearson-Bravais ( $r = +0.95$  pour PV2,  $r = +0.98$  pour LoPVS et  $r = +0.99$  pour UpPVS) reflétaient les mêmes tendances que ceux de l'ICC, à savoir que la relation entre les mesures des PV2 et des PVS était fortement corrélée positivement. Les tracés de Bland-Altman (Figure 12-14) avec un IC fixé à 95 % démontraient de manière visuelle la qualité des données de FC récoltées par les appareils. Cette analyse a permis de mettre en avant la précision avec laquelle le UpPVS (Figure 14) se différenciait des LoPVS et PV2 par une valeur plus petite de biais de +0.05 bpm (LoA de -6.72, +6.83) en comparaison des biais respectifs de +0.82 bpm (LoA de -12.88, +14.52) pour le LoPVS (Figure 13) et de -2.47 bpm (LoA de -23.80, +18.86) pour les PV2 (Figure 11). Le UpPVS enregistrait les plus petites LoA (-6.72, +6.83) en comparaison aux autres appareils testés. Ceci



était synonyme de meilleure précision et les valeurs étaient similaires à celles reportées par Barrios et al. (2019) pour le Polar OH1 (biais moyen de -0.07, avec LoA inférieure à -8.38, et supérieure à +8.24). Les valeurs de LoA démontrées dans la Figure 14 appuyaient les résultats de l'étude de Barrios et al. (2019) qui affirmaient que les dispositifs portés au poignet étaient plus susceptibles de reporter des valeurs de biais plus grandes que les dispositifs portés au bras (dans son ensemble). Les valeurs de biais reportées par le UpPVS dans cette étude (sur l'ensemble des activités) étaient plus faibles que celles enregistrées par l'Oura Ring (anneau connecté) dans un cadre nocturne sur des segments de cinq minutes avec un biais moyen de - 0.63 bpm chez Kinnunen et al (2020). En comparaison à ces résultats et en considérant que les valeurs de Kinnunen et al. (2020) reposaient sur des activités enregistrées de nuit, le UpPVS reportait des valeurs de FC d'une bonne précision sur des activités où les valeurs de FC pouvaient s'élever jusqu'à 210 bpm.

Alors que les PVS montraient une légère tendance à sous-estimer les valeurs de FC, les PV2 surestimaient les valeurs de FC (moyennes  $\pm$  ET supérieures à la référence) particulièrement dans les activités à basse intensité (baseline, marche et activités ménagères), confirmées par un coefficient d'ICC plus petit pour ces activités (voir Tableau 4). La réduction des valeurs des coefficients de Pearson-Bravais confirmait également la tendance qu'avaient les PV2 à fournir des valeurs moins précises dans les activités à faible intensité. Cette première observation contraste les propos de Parak et Korhonen (2014) qui affirmaient qu'un dispositif mesurant la FC par PPG au poignet était plus performant qu'un dispositif placé à l'avant-bras lors d'activités à basse intensité. À l'inverse, les PV2 augmentaient la précision des données de FC à mesure que l'intensité augmentait et enregistraient parfois avec une meilleure précision la FC que le LoPVS (lors de l'entraînement de force et du HIIT par exemple). Le UpPVS détectait la FC avec plus de précision que les deux autres dispositifs à tous les niveaux d'intensités confirmant ainsi les conclusions de Barrios et al. (2019) qui affirmaient que l'emplacement d'un dispositif de lecture de FC par PPG en haut du bras semblait être le plus précis. Les trois appareils atteignaient leur précision maximale dans l'activité de vélo sur ergomètre. Le type de mouvement de l'activité où les bras n'étaient pas impliqués dans cette activité, semble être la raison de données détectées plus précises (constatée et suggérée également chez Korhonen et al., 2014), mais des preuves supplémentaires sont nécessaires. Dans les activités de tâches ménagères, d'entraînement de force et de HIIT, la précision du LoPVS et des PV2 étaient inférieures aux autres activités. Le point commun entre ces activités était qu'elles engageaient toutes des mouvements de bras, apportant encore une hypothèse d'explication de la variation de précision des données de FC enregistrées par ces deux appareils, portés sur la partie

inférieure du bras qui est plus sensible aux artéfacts de mouvements. De manière inattendue, la précision globale des appareils testés demeurait relativement constante à mesure que l'intensité augmentait, contrastant les propos de Müller et al. (2019). La qualité des données semblait plutôt influencée par le type de mouvements du bras lors des activités testées. Les sources d'explications des artéfacts de mouvements, brouillant la précision de FC des appareils par PPG, formulées par Lemay et al. (2014) pourraient expliquer le fait que la précision des appareils diminuait lors des activités engageant les bras (activités ménagères, entraînement de force, HIIT). Il reste cependant difficile de déterminer les sources exactes impactant la qualité de précision lors des activités engageant les bras, d'autant plus que certains appareils étaient sujets à des perturbations sans raison particulière (Figure 8).

Comme peu d'études testant la validité d'appareils de mesures de FC dans différentes conditions thermiques existaient dans la littérature, il était compliqué de comparer et d'interpréter les différences constatées entre la C1 et C2 par la littérature scientifique. Des observations pouvaient être faites et des hypothèses d'explications pouvaient être formulées mais des résultats similaires restent à prouver pour pouvoir affirmer les tendances reflétées par ces valeurs. Les valeurs moyennes des FC  $\pm$  ET étaient plus élevées en C2 qu'en C1 :  $121.90 \pm 32.06$  bpm en C2 pour la H10, alors que la moyenne était de  $110.06 \pm 33.48$  bpm en C1. Cette différence moyenne d'environ 10 bpm entre les deux conditions pouvait éventuellement être expliquée par la pré-fatigue induite lors du déroulement de la C1. Lors des comparaisons entre les deux conditions, cette différence pouvait accentuer certaines tendances des chiffres et des statistiques, d'autant plus que le nombre de données n'était pas similaire entre les deux conditions. En comparant les coefficients ICC3.1 en C1 et en C2 (Figure 9 et Tableaux 5 et 6), des différences notables apparaissaient entre les deux conditions pour les PV2 reportant des valeurs plus proches de la H10 pour les activités engageant les bras et les activités à basse intensité (activité couchée exceptée). Une cause d'explication possible pourrait provenir de la physiologie : une lecture optique de FC par PPG facilitée par la vasodilatation des vaisseaux sanguins. Une autre supposition pouvant expliquer la variation de la précision des PV2 était les habits supplémentaires vêtis par les participants lors de la C2. Ces habits (plus ou moins amples suivant les participants) pouvaient potentiellement avoir comme effet non désiré de mieux plaquer le capteur contre la peau et donc d'éviter l'apparition récurrente d'artéfacts, mais aussi d'augmenter la pression du capteur. Ces deux effets non désirés représentant les deux causes principales d'artéfacts du fonctionnement de la PPG identifiées par Lemay et al. (2014). Une autre différence notable apparue entre la C1 et la C2 était la diminution de la précision du LoPVS (diminution du coefficient ICC3.1 passant sous la limite de 0.90 signifiant

une excellente fiabilité) lors de l'activité du HIIT et de l'activité calme de la C2 (alors que pour la C1, la précision demeurait élevée). La cause de cette diminution était difficile à expliquer. La position de l'appareil (avant-bras) pouvait potentiellement le rendre plus vulnérable à un glissement sur la peau lorsque la transpiration devenait plus abondante en C2, et donc interférerait le contact capteur-peau, cause d'interférence reportée par Lemay et al. (2014). Des analyses du fonctionnement de la lumière émise par la PPG pour lire la FC avaient déjà été entreprises dans des conditions d'hypothermie simulée (Maeda et al., 2008 ; Shafique et Kyriacou, 2012) mais aucune étude trouvée ne testait leur fonctionnement dans des conditions thermiques similaires à cette étude. Afin de définir si les suppositions formulées ici pouvaient être fondées, il est nécessaire d'étudier davantage les variations des appareils de lecture de FC fonctionnant avec PPG dans différentes conditions thermiques.

#### **4.2 Variabilité de la fréquence cardiaque**

Les résultats en termes de VFC étaient plus nuancés et semblaient être sujets à un nombre plus important d'imprécisions pendant la globalité de la prise de mesures en comparaison à ceux de la FC. Un premier indice permettant d'affirmer ceci était l'étape où les données de VFC issues des PVS étaient insérées dans le logiciel Kubios et qu'un nombre important de séquences bruyantes étaient détectées par le logiciel : resp. 56.23 %, et 73.93 % de l'ensemble des enregistrements pour le UpPVS et le LoPVS (alors que seul 0.61 % des enregistrements de la H10 détectait une perturbation). La tendance globale de la H10 pour les données des moyennes des intervalles RR et ET (Tableau 7) était la suivante : plus les activités s'intensifiaient, plus la durée moyenne de RR diminuait (tendance également présente dans Gilgen-Amman et al., 2019) à l'inverse des valeurs de FC. Cette tendance n'était pas reflétée par les valeurs des intervalles RR des appareils testés. Sur l'ensemble des activités, les valeurs de MAPE des intervalles RR du LoPVS et du UpPVS s'éloignaient respectivement de 43.14 et de 34.74 % des valeurs moyennes d'intervalles RR détectées par la H10, échouant ainsi à reproduire une MAPE de 10 % fixée comme limite acceptable de précision dans cette étude. L'analyse de coefficient ICC3.k des intervalles RR (+0.43 pour le LoPVS et +0.39 pour le UpPVS) permettait d'affirmer que la qualité des valeurs fournies par les dispositifs était faible (inférieure au seuil de +0.50, défini par Koo et Li, 2016). Les mêmes conclusions pouvaient être faites en interprétant les valeurs des coefficients de corrélation de Pearson-Bravais (0.30 pour le LoPVS et 0.26 pour le UpPVS). Les tendances reflétées par les tracés de Bland-Altman des deux appareils (Figure 15 et Figure 16) étaient les mêmes que celles constatées chez Schaffarczyk et al. (2022). Plus les valeurs des intervalles RR augmentaient, moins la précision des données

des intervalles RR fournies par les PVS était bonne, atteignant même un pic de valeur de MAPE de 108.51 % (UpPVS) et 152.36 % (LoPVS) dans l'activité la plus intensive (HIIT).

Conformément aux propos de Schäfer et Vagedes (2013), les précisions des appareils testés semblaient également être influencées par l'intensité des activités : lors des intensités les plus basses (assis et couché pendant la baseline, ainsi que pour l'activité calme en neuvième activité) la valeur MAPE de 10 % fixée comme seuil de précision était presque respectée par les deux PVS (Tableau 7) avec des valeurs variant entre 7.34 % et 12.94 % pour le LoPVS, et des valeurs variant entre 9.08 et 12.63 % pour le UpPVS. Cette tendance était aussi présente en comparant les ICC des deux appareils (Figure 10). Lors de l'activité de vélo sur ergomètre, les valeurs se rapprochaient du seuil de précision sans pour autant l'atteindre (11.67 % pour LoPVS et 20.42 % pour UpPVS). Pour le reste des activités, les valeurs MAPE étaient loin du seuil de précision de 10 %. Aucune différence significative n'a pu être expliquée par le placement des PVS mesurant la VFC par les intervalles RR. Le LoPVS semblait plus précis au niveau des coefficients (ICC et Pearson-Bravais), mais le biais moyen reporté par le UpPVS de -88.23 ms (LoA : -04.47, +428.01) était plus petit que celui reporté par le LoPVS de -190.35 ms (LoA : - 77.29, +296.59). Les tracés de Bland-Altman adoptaient les mêmes tendances des valeurs d'intervalles RR pour le LoPVS (Tableau 7) que pour le UpPVS, à savoir une surestimation quasi constante des valeurs des intervalles RR en rapport à celles mesurées par la référence H10.

La précision de mesures de VFC des appareils testés était faiblement affectée par la différence de condition en C1 et C2 (du point de vue des valeurs de MAPE des appareils). Les valeurs des moyennes des coefficients d'ICC3.k (Figure 10) et de corrélation de Pearson-Bravais des RR, étaient meilleures en C1 qu'en C2 pour les deux PVS pour l'ensemble des activités. Cependant, les valeurs des biais moyens étaient semblables pour les deux PVS entre la C1 et la C2. Ces constatations élaborées sur des valeurs considérées comme non fiables doivent être interprétées comme étant des tendances mais aucunement comme des faits avérés. Comme pour la FC, il était difficile de comparer les valeurs avec celles d'autres études car la littérature scientifique semblait très limitée dans ce domaine.

Le deuxième index défini pour analyser la VFC était celui de la RMSSD. Toutes les statistiques entreprises dans cette étude semblaient aboutir à la même conclusion : les valeurs de RMSSD enregistrées par les deux PVS étaient de faible qualité sur l'ensemble de l'étude. Les seules exceptions étaient lors des activités à basse intensité. Les valeurs de RMSSD les plus proches de la référence étaient enregistrées lors de l'activité couchée, assise et lors de l'activité calme. Le coefficient d'ICC3.k s'élevait à une valeur maximale de +0.92 pour l'activité couchée et

+0.85 lors de l'activité assise pour le UpPVS (Figure 11) signifiant respectivement une excellente et bonne fiabilité des données de RMSSD fournies par l'appareil lors d'activités au repos, comme découvert et démontré précédemment (Altini et Amft, 2016 ; Bucheit, 2014). Les valeurs de RMSSD étant calculées à partir de celles des intervalles RR, un nombre important de perturbations étaient enregistrées par les PVS. Les données de RMSSD enregistrées par le LoPVS apparaissaient moins précises que celles enregistrées par le UpPVS dans les activités à basse intensité, supposant ainsi que le placement en haut du bras était mieux approprié. Toutefois les biais détectés par les deux dispositifs étaient similaires mais moins importants dans les intensités basses (Tableau 10), avec parfois une meilleure précision du UpPVS. Les tracés de Bland-Altman des comparaisons des PVS à la H10 (Figure 17 et 18) permettaient de conclure le fait suivant : plus les valeurs de RMSSD détectées par les PVS étaient élevées, plus l'erreur à la référence était grande. Cette tendance était aussi expliquée par des valeurs de RMSSD plus petites de la H10 à mesure que l'intensité augmentait, alors que celles enregistrées par les PVS suivaient le schéma inverse. Avec des valeurs aussi extrêmes à la référence, aucune conclusion ne pouvait être faite pour les valeurs de RMSSD entre les conditions C1 et C2 (Tableaux 11 et 12). De manière générale, les valeurs RMSSD des PVS augmentaient en même temps que les activités s'intensifiaient, reflétant ainsi le manque de précision des appareils pour les activités en mouvements, formulé par Shäffer et Vagedes (2013). En effet, la qualité des valeurs de RMSSD, détectée par PPG au bout du doigt, pouvait être influencée par un simple mouvement (Altini et Amft, 2016). Dans le domaine scientifique, toutes les connaissances des valeurs de RMSSD reposaient sur des valeurs nocturnes ou prises au repos. Cette étude n'a pas permis d'apporter des preuves supplémentaires à une utilisation adéquate de la RMSSD par des appareils fonctionnant par PPG pour refléter la VFC lors d'activités à moyenne et haute intensité.

#### **4.3 Défis et limites actuelles**

Les résultats démontrés dans cette étude étaient principalement influencés par le choix des appareils testés et celui de l'appareil de référence. Comme plusieurs paramètres étaient testés (appareils, placement des appareils sur le corps, activités plus ou moins intensives, activités statiques ou mobiles, conditions thermiques différentes), il était difficile d'interpréter avec exactitude quel facteur influençait le plus la précision des données. La précision ou l'imprécision pouvait parfois être due à l'accumulation de plusieurs facteurs d'origines différentes (e.g., activités, intensités, déplacements, conditions) et il était difficile d'isoler les

paramètres. Des études plus conséquentes avec des distinctions plus claires doivent être élaborées afin d'identifier le facteur ayant la plus grande influence dans différents contextes. Une autre limite de l'étude provient du fait que les fabricants de dispositifs portables préservent les secrets de leurs algorithmes de correction d'artéfacts qui améliorent la qualité des données enregistrées par leurs capteurs utilisant la PPG (Müller et al., 2019). Dans cette étude, les données de FC étaient corrigées par un algorithme automatique dont le fonctionnement reste inconnu. Les valeurs des intervalles RR de la VFC étaient des données brutes sur lesquelles aucun filtre n'était appliqué (avant les corrections automatiques du logiciel Kubios). L'utilisation du logiciel de correction des données était un autre élément qui pouvait éventuellement expliquer certaines variations de la précision des données. En utilisant et en acceptant les corrections proposées par le logiciel, le contrôle complet de l'authenticité des données était perdu. Ces faits peuvent peut-être expliquer les différences de qualité entre les données de FC et de VFC. Cependant, aucune affirmation ne peut être apportée car toutes les étapes entre le moment où le battement cardiaque est détecté par l'appareil et celle où il en résulte une valeur dans un fichier numérique, demeure peu claire. Un caractère plus transparent doit être redonné aux données afin qu'elles puissent être interprétées de manière plus appropriée.

## 5 Conclusion

La présente étude de validation d'appareils de mesures de FC et de VFC a permis d'apporter des preuves concrètes sur le fait que les dispositifs portables utilisant la PPG possédaient différentes valeurs de précision. Selon les critères de qualité déterminés pour ce travail, les PVS possédaient les meilleures précisions (valeurs de FC proches de la H10) en comparaison aux PV2 pour refléter la FC de manière globale (C1 + C2). L'emplacement du PVS semblait jouer un rôle dans la qualité des données de mesures de FC. Celles fournies par le LoPVS étaient sujettes à plus de variations que celles fournies par le UpPVS, confirmant ainsi l'hypothèse de départ émise (moins bonne précision induite par les mouvements de bras) dans cette étude et les résultats de Barrios et al. (2019). La précision globale de FC des appareils testés restait étonnamment constante à mesure que l'intensité augmentait, même lors d'activités très intensives (HIIT), contrastant ainsi les propos de Müller et al. (2019). Lors d'activités engendrant des mouvements de bras importants (ménage, entraînement de force, HIIT), la qualité des données de FC des appareils testés diminuait légèrement. Des tendances différentes des précisions de valeurs de FC entre les C1 et C2 étaient constatées. Cependant, ces différences restaient difficiles à expliquer car d'une part elles étaient contradictoires, et d'autre part aucun design de recherches similaires à celui-ci n'était présent dans la littérature scientifique pour appuyer ces différences.

La précision des PVS à détecter des valeurs de VFC était également testée avec le même design d'étude. Lors des prises de mesures, les PVS étaient sujets à un nombre important d'imprécisions. Bien que les valeurs des intervalles RR fournies par les PVS ne suivaient pas un comportement toujours attendu (diminution des valeurs avec l'intensification de l'activité), elles semblaient être de meilleures précisions pour refléter la VFC que celles de la RMSSD dans ce contexte (où des valeurs hors-normes étaient observées).

De manière générale, les conclusions de cette étude démontraient que les PVS étaient capables de refléter par PPG des valeurs de FC avec une excellente précision peu importe la condition thermique (C1 ou C2). La meilleure précision des valeurs (quasiment parfaite par moment) était toujours mesurée avec l'appareil qui enregistrait la FC au niveau du haut du bras (UpPVS).

Les utilisateurs de ce dispositif portable peuvent donc faire confiance aux valeurs de FC reportées par le PVS et choisir de le porter en haut du bras pour une meilleure précision des données. Cependant, lorsque les PVS devaient refléter la VFC, ils n'étaient plus suffisamment précis pour s'approcher des valeurs de l'ECG de référence (indifféremment de son placement).

Une utilisation de cet appareil n'est donc pas conseillée lorsque les paramètres de VFC sont les plus importants à surveiller.

Le PV2 était un dispositif qui détectait la FC par PPG avec une bonne précision globale mais il était plus sensible aux mouvements des bras (artéfacts de mouvements) et moins précis que le PVS. Les utilisateurs de dispositifs portables doivent être conscients lorsqu'ils investissent dans un appareil de mesures de FC ou de VFC que des différences de précision existent en fonction de différentes variables (e.g., quel indice de FC est le plus important, type d'activité évalué, emplacement du dispositif, conditions thermiques). Des designs supplémentaires d'études de validation, impliquant des conditions thermiques différentes et des mouvements de bras variés, doivent être mis en place pour comprendre de quelle manière une variation thermique (interne ou externe au corps) ou un mouvement du bras influence la qualité des données des dispositifs portables.



## Bibliographie

- Adão Martins, N. R., Annaheim, S., Spengler, C. M. & Rossi, R. M. (2021). Fatigue monitoring through wearables: a state-of-the-art review. *Front Physiol*, 12, 790292. <https://doi.org/10.3389/fphys.2021.790292>
- Ajmal, Boonya-Ananta, T., Rodriguez, A. J., Du Le, V. N. & Ramella-Roman, J. C. (2021). Monte Carlo analysis of optical heart rate sensors in commercial wearables: the effect of skin tone and obesity on the photoplethysmography (PPG) signal. *Biomedical Optics Express*, 12(12), 7445-7457. <https://doi.org/10.1364/BOE.439893>
- Allen, J. (2007). Photoplethysmography and its application in clinical physiological measurement. *Physiological Measurement*, 28(3), R1. <https://doi.org/10.1088/0967-3334/28/3/R01>
- Altini, M. & Amft, O. (2016). HRV4Training: Large-scale longitudinal training load analysis in unconstrained free-living settings using a smartphone application. Dans *2016 38th Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society (EMBC)* (p. 2610-2613). IEEE. <https://doi.org/10.1109/EMBC.2016.7591265>
- Association for the advancement of medical instrumentation (2002). Cardiac monitors, heart rate meters, and alarms. American National Standard. <https://studylib.net/doc/18662295/ansi-aami-ec13-2002--cardiac-monitors--heart-rate-meters->
- Barrios, L., Oldrati, P., Santini, S. & Lutterotti, A. (2019). Evaluating the accuracy of heart rate sensors based on photoplethysmography for in-the-wild analysis. Dans *PervasiveHealth 19': Proceedings of the 13th EAI International Conference on Pervasive Computing Technologies for Healthcare* (p. 251–261). Association for computing machinery. <https://doi.org/10.1145/3329189.3329215>
- Bellenger, C. R., Fuller, J. T., Thomson, R. L., Davison, K., Robertson, E. Y. & Buckley, J. D. (2016). Monitoring athletic training status through autonomic heart rate regulation: a systematic review and meta-analysis. *Sports Medicine*, 46(10), 1461-1486. <https://doi.org/10.1007/s40279-016-0484-2>
- Bent, B., Goldstein, B. A., Kibbe, W. A. & Dunn, J. P. (2020). Investigating sources of inaccuracy in wearable optical heart rate sensors. *npj digital medicine*, 3(1), 18. <https://doi.org/10.1038/s41746-020-0226-6>

- Böhm, M., Reil, J.-C., Deedwania, P., Kim, J. B. & Borer, J. S. (2015). Resting heart rate: risk indicator and emerging risk factor in cardiovascular disease. *The American Journal of Medicine*, 128(3), 219-228. <https://doi.org/10.1016/j.amjmed.2014.09.016>
- Bolanos, M., Nazeran, H. & Haltiwanger, E. (2006). Comparison of heart rate variability signal features derived from electrocardiography and photoplethysmography in healthy individuals. Dans *2006 International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society (EMBC)* (p. 4289-4294). IEEE. <https://doi.org/10.1109/iembs.2006.260607>
- Borg, E. & Borg, G. (2002). A comparison of AME and CR100 for scaling perceived exertion. *Acta Psychol*, 109(2), 157-175. [https://doi.org/10.1016/s0001-6918\(01\)00055-5](https://doi.org/10.1016/s0001-6918(01)00055-5)
- Borg, G. (1970). Perceived exertion as an indicator of somatic stress. *Scand J Rehabil Med*, 2, 92-98. <https://medicaljournalssweden.se/jrm/article/view/3902/6004>
- Brickwood, K.-J., Watson, G., O'Brien, J. & Williams, A. D. (2019). Consumer-based wearable activity trackers increase physical activity participation: systematic review and meta-analysis. *JMIR Mhealth Uhealth*, 7(4), e11819. <https://doi.org/10.2196/11819>
- Buchheit, M. (2014). Monitoring training status with HR measures: do all roads lead to Rome? *Frontiers in Physiology*, 5. <https://doi.org/10.3389/fphys.2014.00073>
- Challoner, A. V. J. & Ramsay, C. A. (1974). A photoelectric plethysmograph for the measurement of cutaneous blood flow. *Physics in Medicine & Biology*, 19(3), 317-328. <https://doi.org/10.1088/0031-9155/19/3/003>
- Chow, H.-W. & Yang, C.-C. (2020). Accuracy of optical heart rate sensing technology in wearable fitness trackers for young and older adults: validation and comparison study. *JMIR Mhealth Uhealth*, 8(4), e14707. <https://doi.org/10.2196/14707>
- Delgado-Gonzalo, R., Parak, J., Tarniceriu, A., Renevey, P., Bertschi, M. & Korhonen, I. (2015). Evaluation of accuracy and reliability of PulseOn optical heart rate monitoring device. Dans *2015 37<sup>th</sup> Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society (EMBC)* (p. 430-433). IEEE. <https://doi.org/10.1109/embc.2015.7318391>
- Ding, D., Lawson, K. D., Kolbe-Alexander, T. L., Finkelstein, E. A., Katzmarzyk, P. T., van Mechelen, W. & Pratt, M. (2016). The economic burden of physical inactivity: a global analysis of major non-communicable diseases. *The Lancet*, 388(10051), 1311-1324. [https://doi.org/10.1016/S0140-6736\(16\)30383-X](https://doi.org/10.1016/S0140-6736(16)30383-X)

- Fallow, B. A., Tarumi, T. & Tanaka, H. (2013). Influence of skin type and wavelength on light wave reflectance. *Journal of Clinical Monitoring and Computing*, 27(3), 313-317. <https://doi.org/10.1007/s10877-013-9436-7>
- Feito, Y., Bassett, D. R. & Thompson, D. L. (2012). Evaluation of activity monitors in controlled and free-living environments. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 44(4), 733-741. <https://doi.org/10.1249/mss.0b013e3182351913>
- Fitzpatrick, T. B. (1988). The validity and practicality of sun-reactive skin types I through VI. *Arch Dermatol*, 124(6), 869-871. <https://doi.org/10.1001/archderm.124.6.869>
- Fokkema, T., Kooiman, T. J. M., Krijnen, W. P., Van Der Schans, C. P. & De Groot, M. (2017). Reliability and validity of ten consumer activity trackers depend on walking speed. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 49(4), 793-800. <https://doi.org/10.1249/mss.0000000000001146>
- Georgiou, K., Larentzakis, A. V., Khamis, N. N., Alsuhaibani, G. I., Alaska, Y. A. & Giallafos, E. J. (2018). Can wearable devices accurately measure heart rate variability? A systematic review. *Folia Med*, 60(1), 7-20. <https://doi.org/10.2478/folmed-2018-0012>
- Gilgen-Ammann, R., Schweizer, T. & Wyss, T. (2019). RR interval signal quality of a heart rate monitor and an ECG Holter at rest and during exercise. *European Journal of Applied Physiology*, 119(7), 1525-1532. <https://doi.org/10.1007/s00421-019-04142-5>
- Goldberger, A. L., Goldberger Z. D. & Shvilkin, A. (2020). Sinus and escape rhythms. Dans A. L. Goldberger, Z. D. Goldberger, & A. Shvilkin (éd.), *Goldberger's Clinical Electrocardiography a Simplified Approach* (8<sup>ème</sup> édition, p.114-120). Elsevier. [https://www.academia.edu/42644303/Golbergers\\_clinical\\_electrocardiography\\_a\\_simplified\\_approach\\_8th\\_ed](https://www.academia.edu/42644303/Golbergers_clinical_electrocardiography_a_simplified_approach_8th_ed)
- Gupta, V. & Sharma, V. K. (2019). Skin typing : Fitzpatrick grading and others. *Clinics in Dermatology*, 37(5), 430-436. <https://doi.org/10.1016/j.clindermatol.2019.07.010>
- Hebisz, R. G., Hebisz, P. & Zatoń, M. W. (2022). Heart rate variability after sprint interval training in cyclists and implications for assessing physical fatigue. *The Journal of Strength & Conditioning Research*, 36(2), 558-564. <https://doi.org/10.1519/jsc.0000000000003549>
- Horton, J. F., Stergiou, P., Fung, T. S. & Katz, L. (2017). Comparison of Polar M600 optical heart rate and ECG heart rate during exercise. *Med Sci Sports Exerc*, 49(12), 2600-2607. <https://doi.org/10.1249/mss.0000000000001388>

- Joosen, P., Exadaktylos, V., Taelman, J., Aerts, J.-M. & Berckmans, D. (2013). Method for artefact detection and removal in heart rate signals measured during physical exercise. Dans *Proceedings of the International Congress on Cardiovascular Technologies – CARDIOTECHNIX* (p. 57-61). SciTePress.  
<https://www.scitepress.org/Link.aspx?doi=10.5220/0004636800570061>
- Karpagachelvi, S., Arthanari, M. & Sivakumar, M. (2010). ECG feature extraction techniques – a survey approach. *International Journal of Computer Science and Information Security*, 8(1), 76-80. <https://doi.org/10.48550/arxiv.1005.0957>
- Kinnunen, H., Rantanen, A., Kenttä, T. & Koskimäki, H. (2020). Feasible assessment of recovery and cardiovascular health: accuracy of nocturnal HR and HRV assessed via ring PPG in comparison to medical grade ECG. *Physiol. Meas.*, 41(4), 04NT01.  
<https://doi.org/10.1088/1361-6579/ab840a>
- Kligfield, P., Gettes, L. S., Bailey, J. J., Childers, R., Deal, B. J., Hancock, E. W., van Herpen, G., Kors, J. A., Macfarlane, P., Mirvis, D. M., Pahlm, O., Rautaharju, P. & Wagner, G. S. (2007). Recommendations for the standardization and interpretation of the electrocardiogram: Part I: The electrocardiogram and its technology a scientific statement from the American Heart Association Electrocardiography and Arrhythmias Committee, Council on Clinical Cardiology; the American College of Cardiology Foundation; and the Heart Rhythm Society Endorsed by the International Society for Computerized Electrocardiology. *Journal of the American College of Cardiology*, 49(10), 1109-1127. <https://doi.org/10.1016/j.jacc.2007.01.024>
- Koo, T. K. & Li, M. Y. (2016). A guideline of selecting and reporting intraclass correlation coefficients for reliability research. *Journal of Chiropractic Medicine*, 15(2), 155-163. <https://doi.org/10.1016/j.jcm.2016.02.012>
- Lamprecht, M., Bürgi, R. & Stamm, H. (2020). *Sport Suisse 2020. Activité et consommation sportives de la population suisse*. Office fédéral du sport OFSPO.
- Lee, W. & Migliaccio, G. C. (2016). Physiological cost of concrete construction activities. *Construction Innovation*, 16(3), 281-306. <https://doi.org/10.1108/CI-10-2015-0051>
- Lemay, M., Bertschi, M., Solà, J., Renevey, P., Parak, J. & Korhonen, I. (2014). Chapter 2.3 - Application of optical heart rate monitoring. Dans Sazonov E. & Neuman, M. R. (éd.), *Wearable sensors: fundamentals, implementation and application* (p. 105-129).  
<https://doi.org/10.1016/b978-0-12-418662-0.00023-4>
- Maeda, Y., Sekine, M., Tamura, T., Moriya, A., Suzuki, T. & Kameyama, K. (2008). Comparison of reflected green light and infrared photoplethysmography. Dans 2008

- 30th Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society (EMBC) (p. 2270-2272). IEEE.  
<https://doi.org/10.1109/IEMBS.2008.4649649>
- Mccraty, R. & Shaffer, F. (2015). Heart rate variability: new perspectives on physiological mechanisms, assessment of self-regulatory capacity, and health risk. *Global Advances in Health and Medicine*, 4(1), 46-61. <https://doi.org/10.7453/gahmj.2014.073>
- McCullough, J. L. & Kelly, K. M. (2006). Prevention and treatment of skin aging. *Annals of the New York Academy of Sciences*, 1067(1), 323-331.  
<https://doi.org/10.1196/annals.1354.044>
- Mercer, K., Giangregorio, L., Schneider, E., Chilana, P., Li, M. & Grindrod, K. (2016). Acceptance of commercially available wearable activity trackers among adults aged over 50 and with chronic illness: a mixed-methods evaluation. *JMIR Mhealth Uhealth*, 4(1), e7. <https://doi.org/10.2196/mhealth.4225>
- Moraes, J. L., Rocha, M. X., Vasconcelos, G. G., Vasconcelos Filho, J. E., De Albuquerque, V. H. C. & Alexandria, A. R. (2018). Advances in photoplethysmography signal analysis for biomedical applications. *Sensors*, 18(6), 1894.  
<https://www.mdpi.com/1424-8220/18/6/1894>
- Moscato, S., Lo Giudice, S., Massaro, G. & Chiari, L. (2022). Wrist photoplethysmography signal quality assessment for reliable heart rate estimate and morphological analysis. *Sensors*, 22(15), 5831. <https://doi.org/10.3390/s22155831>
- Müller, A. M., Wang, N. X., Yao, J., Tan, C. S., Low, I. C. C., Lim, N., Tan, J., Tan, A. & Müller-Riemenschneider, F. (2019). Heart rate measures from wrist-worn activity trackers in a laboratory and free-living setting: validation study. *JMIR Mhealth Uhealth*, 7(10), e14120. <https://doi.org/10.2196/14120>
- Parak, J. & Korhonen, I. (2014). Evaluation of wearable consumer heart rate monitors based on photoplethysmography. Dans *36th Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society (EMBC)* (p. 3670-3673). IEEE.  
<https://doi.org/10.1109/EMBC.2014.6944419>
- Parak, J., Tarniceriu, A., Renevey, P., Bertschi, M., Delgado-Gonzalo, R. & Korhonen, I. (2015). Evaluation of the beat-to-beat detection accuracy of PulseOn wearable optical heart rate monitor. Dans *37th Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society (EMBC)* (p. 8099-8102). IEEE.  
<https://doi.org/10.1109/EMBC.2015.7320273>

- Pellissier, S. (2013). Variabilité du rythme cardiaque. Dans P. Hot & S. Delplanque (éd.), *Electrophysiologie de la cognition* (p. 161-179). Dunod.  
<https://www.hal.inserm.fr/inserm-00862902>
- Penttilä, J., Helminen, A., Jartti, T., Kuusela, T., Huikuri, H. V., Tulppo, M. P., Coffeng, R. & Scheinin, H. (2001). Time domain, geometrical and frequency domain analysis of cardiac vagal outflow: effects of various respiratory patterns. *Clinical Physiology*, 21(3), 365-376. <https://doi.org/10.1046/j.1365-2281.2001.00337.x>
- Plews, D. J., Laursen, P. B., Stanley, J., Kilding, A. E. & Buchheit, M. (2013). Training adaptation and heart rate variability in elite endurance athletes: opening the door to effective monitoring. *Sports Medicine*, 43(9), 773-781.  
<https://doi.org/10.1007/s40279-013-0071-8>
- Preejith, S. P., Alex, A., Joseph, J. & Sivaprakasam, M. (2016). Design, development and clinical validation of a wrist-based optical heart rate monitor. Dans *2016 IEEE International Symposium on Medical Measurements and Applications (MeMeA)*, (p. 1-6). IEEE. <https://doi.org/10.1109/MeMeA.2016.7533786>
- Rice, T., Mancinelli, C., Utzman, R., Cassis, A. & Wetmore, S. (2018) Reliability of the Numeric Dizziness Scale for the Quantification of Dizziness. *West Virginia Medical Journal*, 114(3).  
<https://go.gale.com/ps/i.do?p=HRCA&u=googlescholar&id=GALE%7CA539810977&v=2.1&it=r&sid=HRCA&asid=95966375>
- Schäfer, A. & Vagedes, J. (2013). How accurate is pulse rate variability as an estimate of heart rate variability?: A review on studies comparing photoplethysmographic technology with an electrocardiogram. *International Journal of Cardiology*, 166(1), 15-29. <https://doi.org/10.1016/j.ijcard.2012.03.119>
- Schaffarczyk, M., Rogers, B., Reer, R. & Gronwald, T. (2022). Validity of the Polar H10 sensor for heart rate variability analysis during resting state and incremental exercise in recreational men and women. *Sensors*, 22(17), 6536.  
<https://doi.org/10.3390/s22176536>
- Schweiker, M., Fuchs, X., Becker, S., Shukuya, M., Dovjak, M., Hawighorst, M. & Kolarik, J. (2017). Challenging the assumptions for thermal sensation scales. *Building Research & Information*, 45(5), 572-589.  
<https://doi.org/10.1080/09613218.2016.1183185>
- Shaffer, F. & Ginsberg, J. P. (2017). An overview of heart rate variability metrics and norms. *Frontiers in Public Health*, 5(258). <https://doi.org/10.3389/fpubh.2017.00258>



- Shafique, M. & Kyriacou, P. A. (2012). Photoplethysmographic signals and blood oxygen saturation values during artificial hypothermia in healthy volunteers. *Physiol. Meas.*, 33(12), 2065-2078. <https://doi.org/10.1088/0967-3334/33/12/2065>
- Spierer, D. K., Rosen, Z., Litman, L. L. & Fujii, K. (2015). Validation of photoplethysmography as a method to detect heart rate during rest and exercise. *Journal of Medical Engineering & Technology*, 39(5), 264-271. <https://doi.org/10.3109/03091902.2015.1047536>
- Stone, J. D., Ulman, H. K., Tran, K., Thompson, A. G., Halter, M. D., Ramadan, J. H., Stephenson, M., Finomore Jr, V. S., Galster, S. M., Rezai, A. R. & Hagen, J. A. (2021). Assessing the accuracy of popular commercial technologies that measure resting heart rate and heart rate variability. *Frontiers in Sports and Active Living*, 3. <https://doi.org/10.3389/fspor.2021.585870>
- Tamura, T., Maeda, Y., Sekine, M. & Yoshida, M. (2014). Wearable photoplethysmographic sensors—past and present. *Electronics*, 3(2), 282-302. <https://doi.org/10.3390/electronics3020282>
- Task force of the european society of cardiology the north american society of pacing electrophysiology (1996). Heart rate variability. *Circulation*, 93(5), 1043-1065. <https://doi.org/doi:10.1161/01.CIR.93.5.1043>
- Thompson, W. R. (2023). Worldwide survey of fitness trends for 2023. *ACSM's Health & Fitness Journal*, 27(1), 9-18. <https://doi.org/10.1249/fit.0000000000000834>
- Tuovinen, L. & Smeaton, A. F. (2019). Unlocking the black box of wearable intelligence: ethical considerations and social impact. Dans *2019 IEEE Congress on Evolutionary Computation (CEC)* (p. 3235-3243). IEEE. <https://doi.org/10.1109/CEC.2019.8790173>
- Yang, R., Shin, E., Newman, M. W. & Ackerman, M. S. (2015). When fitness trackers don't 'fit': end-user difficulties in the assessment of personal tracking device accuracy. Dans *Proceedings of the 2015 ACM International Joint Conference on Pervasive and Ubiquitous Computing* (p. 623-634). UBICOMP. <https://doi.org/10.1145/2750858.2804269>
- Yousefi, R., Nourani, M., Ostadabbas, S. & Panahi, I. (2014). A motion-tolerant adaptive algorithm for wearable photoplethysmographic biosensors. *IEEE Journal of Biomedical and Health Informatics*, 18(2), 670-681. <https://doi.org/10.1109/JBHI.2013.2264358>