

Influence d'une apnée et d'une immersion sur la variabilité de la fréquence cardiaque

Yoann Gole, Bruno Schmid, Alain Boussuges, P. Fontanari

► **To cite this version:**

Yoann Gole, Bruno Schmid, Alain Boussuges, P. Fontanari. Influence d'une apnée et d'une immersion sur la variabilité de la fréquence cardiaque. Bulletin de Médecine Subaquatique et Hyperbare, Société de physiologie et de médecine subaquatiques et hyperbares de langue française, 2006, 16 (1), pp.9-16. <https://www.medsubhyp.com/fr/activites/123-bulletins-fr/bulletin-de-medecine-subaquatique-et-hyperbare/46-tome-16-2006.html> . hal-01808526

HAL Id: hal-01808526

<https://hal-univ-tln.archives-ouvertes.fr/hal-01808526>

Submitted on 5 Jun 2018

HAL is a multi-disciplinary open access archive for the deposit and dissemination of scientific research documents, whether they are published or not. The documents may come from teaching and research institutions in France or abroad, or from public or private research centers.

L'archive ouverte pluridisciplinaire **HAL**, est destinée au dépôt et à la diffusion de documents scientifiques de niveau recherche, publiés ou non, émanant des établissements d'enseignement et de recherche français ou étrangers, des laboratoires publics ou privés.

Influence d'une Apnée et d'une Immersion sur la Variabilité de la Fréquence Cardiaque

Yoann GOLE^{1,2}, Bruno SCHMID¹, Alain BOUSSUGES^{1,3}, Pierre FONTANARI²

¹ Institut de Médecine Navale du Service de Santé des Armées, Toulon

² Laboratoire d'Ergonomie Sportive et Performance (EA3162), Université du Sud Toulon-Var

³ EA 3280, Physiopathologie et action thérapeutique des gaz sous pression, Université de la Méditerranée, Marseille

Influence d'une apnée et d'une immersion sur la variabilité de la fréquence cardiaque

Résumé : Un ralentissement de la fréquence cardiaque est observé au cours de l'apnée qu'elle soit réalisée en air ambiant ou en immersion. Nous avons étudié la variabilité de la fréquence cardiaque afin d'apprécier les modifications du système nerveux autonome. **Méthode :** 9 volontaires sains ont réalisé une série d'apnées lors de deux sessions : en air ambiant (26°C) et en immersion (35°C). Un traitement fréquentiel a été réalisé sur une séquence de 2 minutes d'intervalles RR issue d'un enregistrement électrocardiographique au cours de leur apnée maximale. **Résultats :** Par rapport au repos, une diminution significative de la fréquence cardiaque a été notée lors de l'apnée réalisée en air ambiant (3,8 %) ou en immersion (13,2 %). Aucune différence significative n'a été observée parmi les variables issues du domaine fréquentiel lors de la phase d'aisance. **Conclusion :** L'activité du système nerveux autonome n'est pas modifiée lors de la phase d'aisance d'une apnée par rapport au repos. L'application de modèles mathématiques complexes est nécessaire afin d'étudier les modulations de la balance sympathovagal qui apparaîtraient lors de la phase de lutte de l'apnée.

Mots clés : phase d'aisance ; modèle d'autorégression

Effect of Apnea and Immersion on Heart Rate Variability.

Abstract: A fall in Heart Rate was observed during breath holding associated or not with immersion. Study of Heart Rate Variability (HRV) gives some information about Autonomic Nervous System (SNA) activity. **Methodology:** 9 healthy subjects performed apnoeas during two sessions: first session was realised in dry condition (26°C) and second session on immersion (35°C). During steady state including easy going phase on a maximal apnoea, two minutes of sequence NN intervals were analysed with frequency treatment. **Results:** There was a significantly diminution of Heart Rate during dry condition (3,8 %) and during immersion (13,2 %) compared with rest. No significantly difference was found among HRV variables of frequency domain. **Conclusion:** In the present study, SNA Activity is unchanged between rest and the plateau of steady state apnea. Sympathovagal Balance may be modified during strong phase. This analysis should be analysed using complex mathematical models.

Key words: easy going phase ; autoregressive spectrum analysis

INTRODUCTION

La plongée en apnée est la technique la plus ancienne permettant l'exploration des fonds marins. Initialement utilisée à des fins de cueillette ou de pêche, ses versions compétitives ainsi que les records associés se sont multipliés depuis une trentaine d'années. Devant l'engouement suscité par ces différentes disciplines, il est devenu capital de se pencher sur les contraintes endurées par l'organisme afin d'améliorer les conditions de sécurité des plongeurs.

La Fréquence Cardiaque (FC) correspond à la fréquence de dépolarisation du myocarde. Elle est exprimée en nombre de battements par minute (Bpm). Comme toute variable physiologique, la FC est affectée par de nombreuses modulations aux origines diverses. Ce contrôle peut être soit intrinsèque soit extrinsèque : le contrôle intrinsèque de la FC est le fait de l'activité électrique du nœud sinusal (Keith and Flack 1906). Artificiellement isolé (chez l'animal) le nœud sinusal est capable de maintenir un rythme de l'ordre de 90-100 Bpm (Opthof 1988). Le contrôle extrinsèque, lui, concerne les substances chimiques en circulation et l'activité des nerfs afférents. La stimulation du système orthosympathique entraîne la libération de noradrénaline qui a un effet cardio-accélérateur. A l'opposé, la sécrétion d'acétylcholine, qui est le neuromédiateur du système parasymphatique, ralentit la FC.

Un ralentissement de la fréquence cardiaque est observé au cours de l'apnée qu'elle soit réalisée en air ambiant ou en immersion (Wyss 1956 ; Irving 1963 ; Schipke et Pelzer 2001). Des modifications du système nerveux autonome sont très probablement à l'origine de ce ralentissement. Une évaluation de l'activité des systèmes ortho et para-symphatiques au cours de l'apnée est à l'heure actuelle possible grâce à l'analyse de la variabilité de la fréquence cardiaque.

Chez un individu sain, la variabilité de la fréquence cardiaque (VFC) traduit l'existence d'un important mécanisme de flexibilité de la fonction cardiovasculaire, mettant en jeu les deux branches du système nerveux autonome. En pathologie, il a été noté qu'un grand nombre d'affections cardiaques était associé à une réduction de la VFC, traduisant un défaut d'adaptation du système cardiovasculaire (Task Force 1996). Il existe actuellement un consensus sur l'analyse de la VFC qui prend en compte les recommandations rédigées par les membres de la « Task Force of the European Society of Cardiology and the North American Society of Pacing Electrophysiology » (1996). Il y a deux principaux domaines d'approches de la VFC. Le domaine temporel est basé sur l'analyse des intervalles de temps (exprimés en ms) séparant deux battements consécutifs (repérés au pic R). En prélevant ces intervalles RR, un tachogramme est obtenu. Ce traitement utilise principalement les statistiques descriptives (moyenne, écart-type...). Deux durées d'enregistrement sont référencées : celle de longue durée (24 heures) et celle de courte durée (maximum cinq minutes), préférable pour les enregistrements d'apnées. Le passage du domaine temporel au domaine fréquentiel est obtenu grâce à des algorithmes mathématiques. Le modèle mathématique proposé par J. Fourier en 1807 (« Fourier Transform ») est le modèle le plus répandu et le plus simple d'utilisation. La limitation majeure de cette approche est la médiocre résolution spectrale, notamment lors de son application sur de courts enregistrements (Kay et Marple 1981). Pour pallier à cette limite le modèle d'autorégression a été élaboré. Il possède une meilleure résolution spectrale, et ce même en présence de faibles données (Marple 1977). Ce type de traitement s'applique sur des signaux dits "stationnaires" dont les caractéristiques ont été déterminées par les travaux de la Task Force (1996) et de Souza Neto et coll. (2001). Cette analyse doit être effectuée sur une séquence dont les comportements se retrouvent de façon périodique, et non de façon isolée.

Le domaine fréquentiel fournit les informations sur la distribution des puissances du spectre associé au signal. Lors d'une analyse fréquentielle d'un enregistrement de court terme, trois composantes peuvent être distinguées. Les Très Basses Fréquences (TBF ; 0-0.04 Hz) traduiraient les mécanismes de régulation à long terme, comme ceux liés à la thermorégulation, à la vasomotricité et au système rénine-angiotensine (Souza Neto et coll. 2003). Les Basses Fréquences (BF ; 0.04-0.15 Hz) sont connues sous le nom d'ondes de Mayer. Leur interprétation physiologique est controversée (Malliani et coll. 1991 ; Eckberg 1997). En règle générale, on observe une contribution considérable du système orthosympathique parmi les BF (Malliani et coll. 1991). Enfin les Hautes Fréquences (HF ; 0.15-0.4 Hz) connues sous le nom d'ondes de Traube-Hering possèdent une unique interprétation physiologique : l'action du nerf vague sur le cœur. En effet, ces oscillations disparaissent après injection d'atropine (Akselrod 1988). En complément de ces bandes de fréquences, le rapport BF/HF est proposé comme indice pour quantifier les influences respectives des systèmes sympathique et parasympathique au niveau cardiaque.

La fréquence et le débit ventilatoire, l'immersion, l'hypoxémie et l'hypercapnie ont un retentissement important sur le système nerveux autonome. Des modifications de l'influence des systèmes ortho et para-sympathiques sont par conséquent très probables au cours de l'apnée. De plus, il n'est pas rare qu'une apnée poussée à son maximum, s'accompagne d'une syncope. Une réduction de la VFC, témoignant de la dangerosité de l'apnée sur le système cardiovasculaire pourrait donc être envisagée. Le but de cette étude est d'analyser les effets d'une apnée réalisée en air ambiant et en immersion sur la variabilité de la fréquence cardiaque.

METHODES

Sujets

Au total, 9 volontaires sains de sexe masculin (âgés de 22 à 25 années, moyenne $23,3 \pm 1,3$ années) ont participé à cette étude. Tous étaient novices en matière de pratique de l'apnée. Une lecture personnalisée de leur électrocardiogramme (ECG) a été réalisée afin de s'assurer qu'ils ne présentaient aucun trouble de la fonction cardiaque. Les sujets ont pris connaissance du protocole et ont donné leur consentement écrit. Cette étude a été approuvée par le comité d'éthique locale de l'Institut de Médecine Navale du Service de Santé des Armées où se déroulaient les mesures.

Protocole et Acquisition des données

Toutes nos mesures ont été réalisées au même moment de la journée (entre 13h00 et 17h00) afin de limiter l'influence des rythmes circadiens. Il a été demandé aux sujets de prendre un repas léger sans caféine, ni consommation de cigarette. Ils étaient convoqués une demi-heure avant les tests de façon à les placer en condition de repos avant le début des mesures. Durant ces dernières, ils étaient seulement vêtus d'un maillot de bain.

Le protocole mis en place comportait une série de sept apnées (figure 1). Son déroulement a été identique pour chaque sujet. Un tel protocole a été mis en place afin d'obtenir la plus longue apnée de l'individu (A7). En effet, une augmentation progressive d'apnées constitue une courte période d'apprentissage (Schagatay et coll. 2000). L'hyper-ventilation a été proscrite. Les valeurs de saturation en oxygène (SaO_2) et de FC étaient utilisées comme repères pour la durée de récupération (2 minutes).

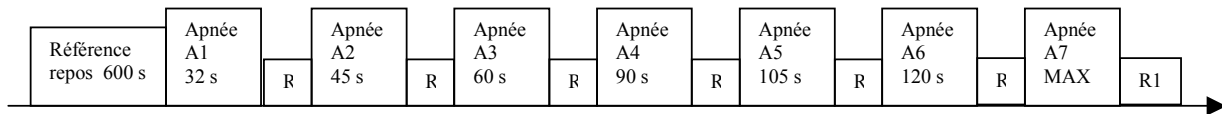


Figure 1. Protocole de la série d'apnée pour les deux sessions (S1 et S2). La récupération post-apnée (R) a été de 120 s et la récupération post-apnée maximale (R1) de 300 s.

Notre étude comportait deux sessions. La première d'entre elles (S1) consistait en la réalisation d'une série d'apnées en air ambiant (condition de référence), la seconde (S2) consistait en la réalisation d'une série d'apnées en situation d'immersion totale. Il est à noter que le début des mesures débutait lorsque les sujets étaient confortablement assis dans le siège au fond du bassin. Lors de S2, les sujets rentraient dans le bassin une fois celui-ci rempli du volume d'eau adéquat. Ce bassin était structuré d'une charpente métallique (largeur = 790 mm ; longueur = 2030 mm ; hauteur = 860 mm) et d'une sous-couche isolante (perte de chaleur inférieure à 0,5 °C par heure). La position adoptée par le sujet a été strictement identique en S1 et S2. L'ensemble des mesures a été réalisé dans des conditions de thermoneutralité : concernant S1 en air ambiant à $25,7 \pm 1,5$ °C et concernant S2 dans une eau à $34,7 \pm 0,4$ °C.

En immersion totale, les sujets respiraient au moyen d'un snorkel (hauteur = 320 mm ; diamètre = 32 mm). Il s'agit du système Aquatrainer de l'analyseur de gaz de type K4b² (Cosmed, Italie). La fréquence cardiaque a été recueillie à l'aide d'un Holter ECG (Vista, Novacor, USA) munies d'électrodes de surface bipolaire Ag/AgCl (Medicotest A/S, Rugmarken, Danemark) et recouvertes d'un film protecteur (Opsite, Flexigrid 100 x 120 mm, Smith&Nephew, Royaume-Uni) lors de S2. L'appareil a été protégé par un boîtier rigide, imperméable à l'eau (Prototype I.M.N.S.S.A. Toulon). L'ECG enregistré sur deux voies (par sécurité), en rapport avec le positionnement des électrodes : la clavicule droite au bord du sternum et le cinquième espace intercostal, ligne axillaire gauche constituait la voie d'analyse. Le signal a été récupéré sur une carte mémoire (CompactFlash Cord, Vista by Novacor, USA). Un appareil d'urgence clinique multifonction (WelchAllyn, Propaq CS, USA) recueillait la saturation en oxygène (index droit) et la température de l'eau du bassin par l'intermédiaire d'une sonde. Une station météorologique (Davis Instrument, Perception II, USA) relevait la température et l'humidité ambiante.

Analyses des données

A partir de l'électrocardiogramme, nous avons extrait les intervalles séparant deux pics R consécutifs (ms) : en a résulté un tachogramme des intervalles RR, et une mesure de la fréquence cardiaque (FC). Préalablement nous avons éliminé dans nos périodes d'analyses, par lecture de l'électrocardiogramme, tout complexe QRS défini comme valeurs extra-physiologiques (artéfacts). Le tachogramme filtré a été ensuite analysé par un logiciel approprié à l'analyse de la VFC issue d'enregistrements de courtes durées (Nevrokard, HRV version 8.5.1, Medistar, Slovénie). Afin de pouvoir interpréter la VFC dans le domaine fréquentiel, ce logiciel a re-échantillonné le tachogramme à 10 Hz. Nous avons abordé ce dernier par application d'un modèle d'autorégression d'ordre 16. Ce type de modèle est spécifique à l'analyse de la VFC à courts termes (Boardman et coll. 2002). Trois mesures issues du domaine fréquentiel ont été rapportées : la densité spectrale (ms^2) comprise dans les très basses fréquences (TBF), dans les basses fréquences (BF) et dans les hautes fréquences (HF). En accord avec la littérature (Task Force 1996), les TBF étaient comprises entre 0-0,04 Hz, les BF entre 0,04-0,15 Hz, et les HF entre 0,15-0,4 Hz. De plus des calculs dérivés de ces trois mesures ont été réalisés : la densité spectrale totale (P_{tot} en ms^2) obtenue selon

l'équation $TBF + BF + HF$; les BF normalisées (nu) obtenues selon l'équation, $(BF / (HF + BF)) * 100$; les HF normalisées (nu) obtenues selon l'équation $(HF / (HF + BF)) * 100$; et le Rapport BF / HF, indice de la balance sympatho-vagale.

Selon la Task Force (1996) une séquence minimale de deux minutes permet de pouvoir décrire aussi bien les comportements des HF que des BF dans le spectre. De ce fait les séquences d'analyses possédaient une durée identique de deux minutes. Au total trois séquences ont été étudiées. La première définie comme l'état de référence comprenait les deux dernières minutes du repos. La seconde séquence analysée correspondrait à l'apnée proprement dite. Le profil type de l'apnée volontaire a été décrit en 1974 par Lin et collaborateurs. Deux phases distinctes se succèdent au cours de l'arrêt ventilatoire : la première, nommée phase d'aisance (« easy going phase »), est comprise entre le début de l'apnée et le début des contractions diaphragmatiques. La seconde, sous le nom de phase de lutte (« struggle phase »), est comprise entre le début des contractions diaphragmatiques et la rupture de l'apnée. Afin de respecter la stationnarité du signal, nous avons fait le choix d'analyser la phase d'aisance de l'apnée (Annexe 1). De plus, toujours dans un respect méthodologique, nous avons éliminé le début de la bradycardie. En effet, cette séquence est décrite sous la forme de deux vagues par Javorka et coll. (2002). La troisième séquence analysée était issue de la récupération post-apnée débutant dès que le signal du tachogramme redevenait stable (exclusion de la période de re-ventilation forcée post apnée). Afin de réunir l'ensemble des critères mentionnés ci-dessus, nous avons choisi d'analyser l'apnée maximale des sujets.

Statistiques

L'ensemble des résultats a été analysé avec un programme statistique (STATISTICA, Kernel version 5.5, StatSoft France). La normalité de la distribution des paramètres étudiés a été préalablement vérifiée par le test de Shapiro. Une analyse de la variance (ANOVA) à deux facteurs pour mesures répétées a été utilisée afin de comparer les effets du facteur SESSION (Sec versus Immersion) et du facteur CONDITION (Repos, Apnée maximale et Récupération). L'existence de différences entre deux situations (Sessions ou Conditions) a été testée ultérieurement grâce à un test post hoc (HSD de Tukey). Les durées d'apnée maximale ont été comparées à l'aide du test T de Student pour séries appariées. Les résultats sont présentés sous la forme moyenne \pm écart-type. Pour toute analyse statistique, le seuil de significativité $p < 0,05$ a été retenu.

RESULTATS

Durée des apnées

Les durées maximales d'apnée en air ambiant ($174,8 \pm 34$ s) et en immersion ($172 \pm 48,9$ s) n'étaient pas significativement différentes.

Effets de l'immersion et de l'apnée sur la fréquence cardiaque

Aucun effet du facteur SESSION n'a été rapporté. En revanche il existait un effet du facteur CONDITION ($F(2, 8) = 5,57$; $p < 0,05$). Lors de l'immersion, le test post-hoc montre une diminution significative de la FC pendant l'apnée maximale ($65,1 \pm 4,3$ Bpm ; $p < 0,001$) par rapport au repos ($73,7 \pm 6,6$ Bpm) et à la récupération ($71,6 \pm 6,5$ Bpm). Cette diminution, entre le repos et l'apnée maximale, exprimée en pourcentage de variation, a été de 13,2 %. De même, lors de la session en air ambiant, le test post-hoc fait ressortir une diminution significative de la FC pendant l'apnée maximale ($68,2 \pm 8,1$ Bpm ; $p < 0,05$) par rapport au

repos ($71,7 \pm 9,6$ Bpm) et à la récupération ($69,1 \pm 4,8$ Bpm). Cette diminution, entre le repos et l'apnée maximale, exprimée en pourcentage de variation, a été de 3,8 %.

Effets de l'immersion et de l'apnée sur les variables fréquentielles de la VFC

Aucun effet n'a été mis en évidence (figure 2). Que les variables soient exprimées en valeurs relatives (ms^2) ou en valeurs normalisées (nu), l'absence de significativité a été maintenue.

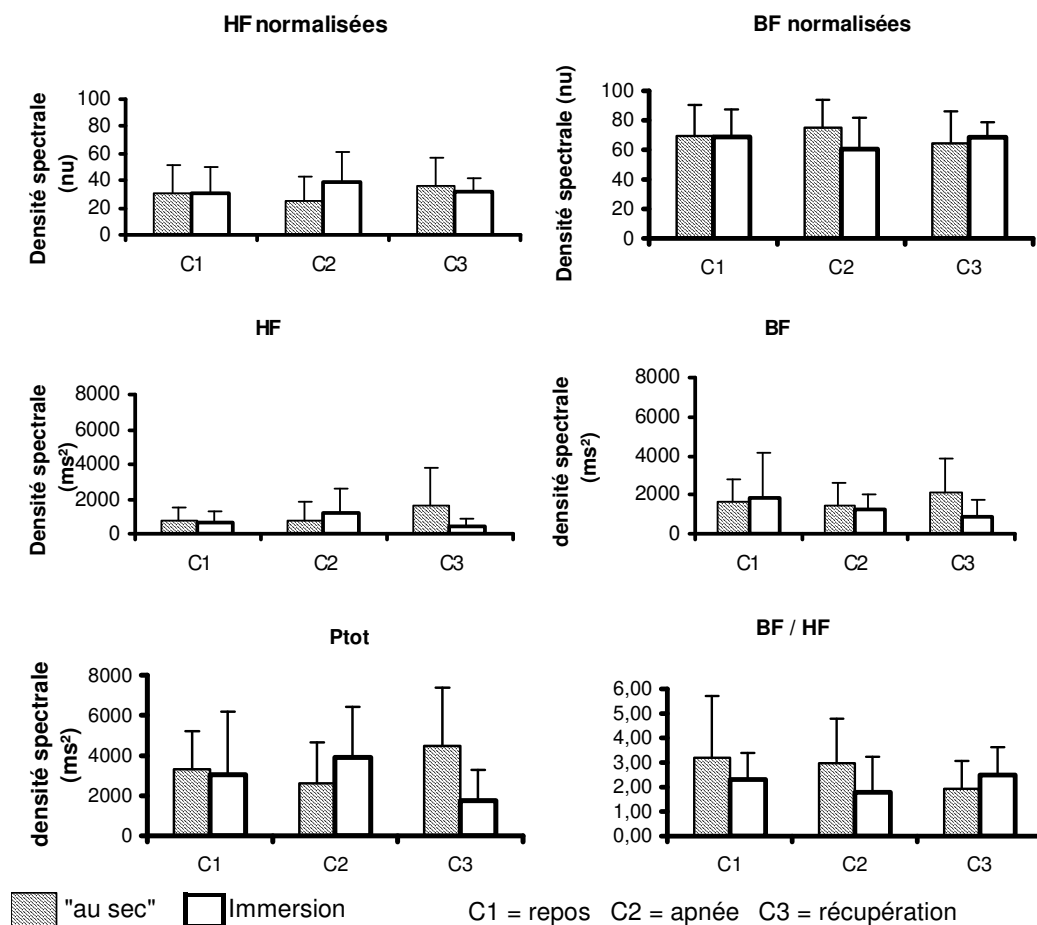


Figure 2. Effet de l'apnée et de l'immersion sur les variables de la VFC. Les densités spectrales des Basses Fréquences (BF) et des Hautes Fréquences (HF) étaient exprimées soit en valeurs relatives (ms^2) soit en valeurs normalisées (nu). Aucune différence significative n'a été relevée.

DISCUSSION

Le principal résultat de cette étude est une non modification des composantes fréquentielles de la VFC au cours de la phase d'aisance d'une apnée maximale qu'elle soit réalisée en air ambiant ou en immersion totale par rapport au repos.

Conformément à la littérature, nous avons relevé une réduction de la FC pendant l'apnée associée ou non à l'immersion (Irving 1963). Cependant il n'y existe pas de différence significative entre la session en air ambiant et en immersion, malgré une réduction plus importante à l'immersion (13,2 % de réduction contre 3,8 %). Stromme et coll. (1970), tout

comme Hayashi et coll. (1997) observent une diminution de la FC significativement plus prononcée en immersion totale comparativement à des apnées réalisées en air ambiant. Les différences entre les températures de l'eau utilisées au cours de ces travaux expliquent très probablement ces résultats. En effet, le système vagal est fortement stimulé lors d'une exposition en eau froide (Craig 1963) ce qui contribue au ralentissement de la fréquence cardiaque observé par Stromme et coll. (1970) (Température eau : 25°C) et Hayashi et coll. (1997) (Température : 8-10°C). Dans notre étude nous avons choisi une session d'immersion à thermoneutralité (Température : 34-35°C) afin de ne pas croiser les effets Immersion-Froid, et d'évaluer uniquement les effets de l'immersion.

L'absence de différence significative concernant le domaine fréquentiel de la VFC au cours de la phase d'aisance d'une apnée signifierait que le système cardiovasculaire retrouve un nouvel équilibre de la balance sympatho-vagale, et ce malgré une FC moyenne différente (S1 : FC apnée maximale de 68 Bpm par rapport à FC repos 72 Bpm ; S2 : FC apnée maximale de 65 Bpm par rapport à FC repos 74 Bpm). Selon Lin et coll. (1974), au cours de la phase d'aisance, la PaO_2 et la $PaCO_2$ n'ont pas atteint leur zone critique respective, et l'organisme reste donc capable de s'adapter sans changement brusque, à la différence de ce qui se produirait lors de la phase de lutte. De plus, nos résultats ne laissent pas apparaître de différence entre une apnée maximale réalisée en air ambiant ou couplée à une immersion (effet SESSION). Une baisse du tonus orthosympathique a pourtant été observée lors d'une immersion dans une eau à thermoneutralité (Miwa et coll. 1997). Cette modification a été attribuée à la stimulation des barorécepteurs à haute et à basse pression secondaire à la redistribution des volumes sanguins et à l'hyper volémie créée par la pénétration dans un milieu de haute densité telle que l'eau. La baisse du tonus orthosympathique est d'autant plus importante que l'activité orthosympathique de référence était élevée. Dans notre étude, les sujets adoptaient une posture semi-allongée identique lors des deux sessions (S1, et S2). Elle était nécessaire en raison des dimensions du bassin et afin de réaliser une immersion totale lors de S2. Il est vraisemblable que le tonus orthosympathique bas lors de la session de référence en air ambiant en raison de la position semi allongée, ait atténué les différences entre les deux sessions.

Le choix de la séquence analysée au cours de notre travail a été guidé par la nécessité de respecter plusieurs contraintes dans un souci de rigueur méthodologique. D'une part, les modèles mathématiques dont nous disposons (modèle d'autorégression) permettent seulement l'analyse sur un signal stationnaire. Dans nos conditions d'étude, le premier comportement lisible sur le tachogramme est la réduction brutale de la FC. Celui-ci est décrit sous les noms de Vague 1 et Vague 2 par Javorka et coll. (2002). Suite à ce comportement, apparaît le plateau de FC, caractéristique de la phase d'aisance. Ce plateau est compris entre la fin des vagues citées ci-dessus et le début de la phase de lutte associé aux premières contractions du diaphragme. Dès que celles-ci apparaissent, la stationnarité du signal n'est plus respectée. D'autre part, nous avons choisi de traiter des séquences d'une durée de deux minutes afin de pouvoir décrire aussi bien les comportements des HF et des BF. En effet, la Task Force (1996) indique que des durées d'enregistrements de une et deux minutes sont respectivement suffisantes afin d'étudier ces composantes fréquentielles. Cette période de deux minutes est extraite de la phase d'aisance d'une apnée maximale réalisée par des individus novices en matière de pratique de l'apnée. La réalisation d'un tel protocole par une population d'expert nous aurait permis une plage d'analyse plus grande. Avec de telles séquences d'enregistrement, notre résolution dans le domaine fréquentiel est de 128 (2^7) points comparée aux 512 (2^9) points recommandés. Cette faible résolution est en partie due au faible nombre d'intervalles RR compris dans nos deux minutes d'enregistrement, compte

tenue de la diminution de la FC lors de l'apnée maximale (concentration d'intervalles RR longs). Ainsi, le traitement de nos séquences par un modèle d'autorégression d'ordre 16 prend ici toute son importance car ce type de modèle mathématique est utile lors de court enregistrement d'intervalles RR dont la résolution spectrale est faible (Boardman et coll. 2002).

Peu d'études concernant l'analyse de la VFC au cours d'une apnée sont référencées. Récemment, un travail de Van De Borne et coll. (2001) a traité de cette thématique. Leur protocole diffère toutefois du notre car leurs apnées ont été réalisées en fin d'expiration après une hyperventilation ou après avoir respiré de l'oxygène pur. De plus la durée des apnées analysées était plus courte que dans notre étude (87 ± 9 s versus $174,8 \pm 34$ s). Toutefois l'analyse reste identique, à savoir une autorégression appliquée sur une séquence d'intervalles RR. Leurs résultats montrent une augmentation significative des BF normalisées et une faible composante des HF durant l'apnée en comparaison au repos. Ces modifications n'ont pas été observées lors de notre travail. Plusieurs conditions expérimentales peuvent expliquer les différences entre les deux études. D'une part les conditions préalables à la réalisation des apnées sont différentes (hyperventilation ou respiration d'oxygène pur dans l'étude de Van De Borne et coll. -2001- versus ventilation de repos dans notre étude). D'autre part la phase ventilatoire au début de l'apnée n'est pas identique dans les deux protocoles (fin d'expiration versus inspiration forcée). Enfin l'analyse mathématique menée par Van De Borne et coll. (2001) intègre les Vagues 1 et 2 de Javorka et coll. (2002) et la phase de lutte. Or la stationnarité du signal ne semble pas être respectée lors de ces séquences. L'application de modèles mathématiques spécifiques aux signaux non stationnaires est préférable pour ce type d'analyse.

CONCLUSION

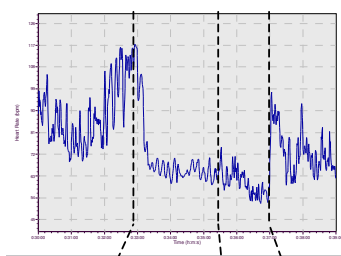
L'analyse de la VFC grâce à un modèle d'autorégression nous a permis de montrer qu'il n'existe pas de modification des composantes fréquentielles de la VFC au cours de la phase d'aisance d'une apnée qu'elle soit réalisée en air ambiant ou en immersion par rapport au repos. Les perturbations du système nerveux autonome pourraient donc concerner les séquences non stationnaires (principalement lors de la phase de lutte). Cependant, seule l'utilisation de modèles mathématiques applicables sur des signaux non-stationnaires peut permettre cette analyse. De nouvelles études, ciblées sur la phase de lutte et menées de façon à avoir une analyse spectrale « pas à pas », sont nécessaires. Elles paraissent d'autant plus intéressantes qu'elles pourraient fournir des critères prédictifs de mauvaises tolérances de l'apnée. Si le caractère prédictif des paramètres de la VFC peut être démontré et validé scientifiquement, à l'avenir il pourrait s'avérer utile que ces paramètres fassent partie intégrante des ordinateurs portables spécifiques des apnéistes.

REFERENCES

1. Agostini EG, Gurtner G, Torri, Rahn H. Respiratory mechanics during submersion and negative pressure breathing. *J. Appl Physiol.* 1966, 21 : 251-258.
2. Akselrod S. Spectral analysis of fluctuations in cardiovascular parameters : a quantitative tool for the investigation of autonomic control. *Trends Pharmacol. Sci.* 1988, 9 : 6-9.
3. Boardman A, Schlindwein FS, Rocha AP, Leite A. A study on the optimum order of autoregressive models for heart rate variability. *Physiol. Meas.* 2002, 23 : 325-336.
4. Craig AB. Heart rate responses to apneic underwater diving and to breath holding in man. *J. Appl. Physiol.* 1963, 18 : 854-862.

5. Eckberg DL. Sympathovagal Balance : a critical appraisal. *Circulation*. 1997, 96 : 3224-3232.
6. Hayashi N, Ishihara M, Tanaka A, Osumi T, Yoshida T. Face immersion increases vagal activity as assessed by heart rate variability. *Eur. J. Appl. Physiol*. 1997, 76 : 394-399.
7. Hentsch U et Ulmer HV. Trainability of underwater breath holding time. *Int. J. Sports Med*. 1984, 5 : 343-347.
8. Hong SK, Cerretelli P, Cruz C, Rahn H. Mechanics of respiration during submersion in water. *J. Appl. Physiol*. 1969, 27 : 535-538.
9. Hong SK. **Breath-Hold Diving. Chap. 6. The physiology of breath hold diving. UHBNS. Workshop. Public. 72p. 1985, 59-68.**
10. Irving L. Bradycardia in human divers. *J. Appl. Physiol*. 1963, 18 : 489-491.
11. Javorka M, Zila I, Javorka K, Calkovska A. Do the oscillations of cardiovascular parameters persist during voluntary apnea in humans? *Physiol. Res*. 2002, 51 : 227-238.
12. Kay SM, Marple SL. Spectrum analysis : a modern perspective. *Proc. IEEE*. 1981, 69 : 1380-419.
13. Keith A, Flack MW. The auriculo-ventricular bundle of the human heart (1906). *Ann Non invasive Electrocardiol*. 2004, 9(4) : 400-409.
14. Lin YC, Lally DA, Moore TO, Hong SK. Physiological and conventional breath hold breaking points. *J. Appl. Physiol*. 1974, 37 : 291-296.
15. Malliani A, Lombardi F, Pagani M, Cerutti S. Cardiovascular neural regulation explored in the frequency domain. *Circulation*. 1991, 84 : 482-492.
16. Marple L. Resolution of conventional Fourier, autoregressive and special ARMA methods of spectral analysis. *IEEE International Conf. On ASSP*. 1977. pp74-77.
17. Miwa C, Sugiyama Y, Mano T, et al. Sympatho-vagal responses in humans to thermoneutral head-out water immersion. *Aviat Space Environ Med* 1997; 68:1109-1114
18. Opthof T. The mammalian sinoatrial node. *Cardiovasc. Drugs Ther*. 1988, 1(6) : 573-597.
19. Schagatay E, Van Kamper M, Emanuelsson S, Holm B. Effects of physical and apnea training on apneic time and the diving response in humans. *Eur J Appl Physiol*. 2000. 82 : 161-169.
20. Schipke JD, Pelzer M. Effect of immersion, submersion, and scuba diving on heart rate variability. *Sports Med*. 2001, 35 : 174-180.
21. Souza Neto EP, Neidecker J, Lehot JJ. Comprendre la variabilité de la pression artérielle et de la fréquence cardiaque. *Annales Françaises d'Anesthésie et de Réanimation*. 2003, 22 : 425-452.
22. Stromme SB, Kerem D, Elsner R. **Diving bradycardia during rest and exercise and its relation to physical fitness. J. Appl. Physiol. Vol.28. No 5. 1970.**
23. Task Force of the European Society of Cardiology and the North American Society of Pacing Electrophysiology. Heart rate variability : Standards of Measurement, Physiological Interpretation, and Clinical use. *Circulation*. 1996, 93 : 1043-1065.
24. Van De Borne P, Montano N, Narkiewicz K, Degaute JP, Malliani A, Massimo P, Somers V. Importance of ventilation in modulating interaction between sympathetic drive and cardiovascular variability. *Am. J. Physiol. Heart Circ*. 2001, 280 : H722-H729.
25. Wyss V. Swimming under water in apnea and the nature of the electrocardiogram. *Boll. Soc. Ital. Biol. Sper*. 1956, 32 : 506-509.

ANNEXE 1



Tachogramme d'un sujet décrivant l'ensemble des intervalles RR issus de l'apnée maximale, lors de la session en immersion. Le tachogramme est présenté avec les mesures de la FC (Bpm) pour faciliter la lecture.

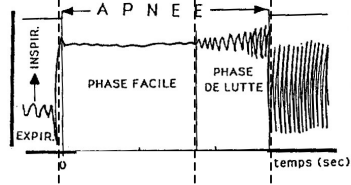


Figure d'après [Hentsch et Ulmer \(1984\)](#). Représentation des différentes phases durant une apnée volontaire : phase facile (appelée aussi phase d'aisance) et phase de lutte.