

BULLETIN SCIENTIFIQUE ASTB N° 3/2024 suppl. 1

La mesure automatisée de fréquence respiratoire par capteurs de mouvements, vitesse et accélération
Synthèse critique à propos de quelques publications récentes
Jean-Paul ECLACHE



Manifestations physiologiques visibles de la respiration

La mobilisation de l'effecteur thoraco-pulmonaire, la « pompe respiratoire », est essentiellement liée à la contraction du diaphragme, complétée, quand la contrainte énergétique imposée devient importante, par la contraction des muscles respiratoires accessoires du thorax, e.g. les muscles intercostaux, voire d'autres muscles comme ceux du cou.

Lors de la contraction des deux coupes diaphragmatiques, leur appui sur les organes abdominaux sous-jacents s'accompagne d'une augmentation de la pression intra-abdominale avec avancée de la paroi abdominale antérieure à partir de l'épigastre et d'un relèvement des dernières côtes avec pour conséquence un élargissement postéro-antérieur et transversal des dimensions de la cage thoracique.

L'abaissement du diaphragme et la transmission de l'ampliation thoracique aux poumons, via la tension superficielle du lien hydraulique entre les plèvres, transmet aux alvéoles pulmonaires la baisse de pression intrathoracique avec pour conséquence l'entrée d'un flux d'air via les voies aérienne supérieures, la trachée, les bronches et les bronchioles terminales. Cette baisse de pression se transmet aussi bien évidemment aux organes intrathoraciques comme le cœur, les gros vaisseaux, mais aussi les veines et les capillaires pulmonaires qui irriguent les alvéoles, favorisant ainsi les échanges gazeux entre sang veineux mélé et air inspiré, et donc l'élimination de CO₂ et la captation de O₂.

La pompe respiratoire est donc une pompe mixte, pour l'air extérieur mais aussi pour le sang veineux.

Principes de mesure et capteurs

Les principes sont très nombreux : ils utilisent soit les signaux visibles thoraco-abdominaux de la pompe respiratoire et circulatoire, soit les conséquences de la mobilisation de l'air, inspiration de l'air extérieur ou expiration de l'air modifié par les échanges gazeux, avec modification des concentrations, humidité, température, volume, débit, etc., soit aussi les conséquences circulatoires et l'activité électrique et rythmique cardiaque.

Techniques « indirectes » de détection des mouvements externes

La détection de ces mouvements fait appel par exemple à la mesure des déplacements en fonction du temps de certains points thoraco-abdominaux particuliers, donc au signal de capteurs placés sur le sujet examiné, soit de capteurs de déplacement et de vitesse linéaire genre extensomètres (1), soit de capteurs de vitesse angulaire comme les gyroscopes (2)(3), soit de capteurs d'accélération (accéléromètres) (4)(5) ou de force (jauges de contrainte) ou de ((capteurs piézo-résistifs) (6), voire de capteurs vidéos (caméras).

Techniques « directes » de détection des mouvements internes

La détection de ces mouvements internes sert souvent de référence pour valider les mesures indirectes précédentes. La détection du signal respiratoire alternatif d'allure sinusoïdale utilise par exemple la variation thermique entre inspiration et expiration, soit celle de résistance ou d'impédance du thorax, soit celle de concentration en O₂ ou en CO₂, soit celle de débits enregistrée par un spiromètre ou un pneumotachographe de type Lilly, ou une turbines légère, etc.. Pour cette dernière mesure il est bien sûr indispensable d'utiliser un masque facial complet bucco-nasal, de grosses tubulures et des soupapes de faible résistance et un système présentant la moindre inertie et/ou le meilleur temps de réponse avec des capteurs de mesure de pression différentielle précis et sensibles (± 1 cmH₂O) (7).

Situation et nombre de capteurs

Ces capteurs doivent bien évidemment être intimement fixés sur les zones sélectionnées, soit collés sur la peau, soit insérés dans une ceinture élastique intimement appliquée sur la peau sans possibilité de déplacement relatif du capteur par rapport au point cutané sélectionné. Les ceintures appliquées sur un vêtement présentent donc le risque d'introduire un signal parasité (6).

A priori la situation cutanée privilégiée est celle de l'épigastre, entre appendice xyphoïde sternale et nombril ou éventuellement à cette même hauteur en situation droite (8).

Mesure absolue

Plus le nombre de capteurs est important plus on a de chances d'extraire un signal se rapprochant du signal physiologique (8). Cependant la faiblesse du bénéfice obtenu au-delà de 3 à quatre capteurs, la lourdeur du traitement et le coût du matériel correspondant limitent souvent le choix à deux capteurs, soit identiques (9), soit différents, e.g. un accéléromètre et un gyroscope tridimensionnels (2)(3). Et ce d'autant plus que la mesure recherchée se limite à la fréquence respiratoire (10) et que la morphologie précise du signal respiratoire comme les temps relatifs inspiratoires/expiratoire T_i/T_e sont secondaires, le problème essentiel restant l'élimination ou le filtrage des signaux parasites liés à l'activité physique.

Mesure différentielle :

Par ailleurs le positionnement de deux capteurs identiques dont l'un est placé sur l'épigastre et l'autre dans le dos sur la colonne vertébrale, exactement en regard, permet de défalquer du premier les signaux provoqués par les mouvements corporels liés à l'activité physique (6). Cette méthode permet donc d'alléger les procédés et algorithmes de filtration utilisés (e.g. Kalman, Butterworth, etc.), parfois lourdes, l'utilisation de filtres passe-bas de coupure limitant trop la plage de F_r exploitable (e.g. 2Hz à 0.6Hz, donc de 12 à 36min⁻¹), ou l'imposition de seuils de fréquences aléatoires ou empiriques, ou l'élimination de pics et de fréquences dont la déviation par rapport à la moyenne mobile dépasse deux écarts-types, etc. De plus ces traitements présentent le désagrément de modifier une morphologie du signal parfois utile dans des explorations physiopathologiques. Quoiqu'il en soit la méthode différentielle allège donc considérablement les procédures de filtration qui se limitent alors parfois à simplement éliminer les vibrations résiduelles d'origine cardiaque. Elles utilisent donc moins de matériel et permettent d'abaisser le volume et le poids transportés ainsi que le coût des matériels et des logiciels. Cette méthode différentielle à deux accéléromètres identiques, ventral et dorsal, apparaît donc comme une excellente solution pour mesurer la fréquence respiratoire en cours d'activité physique.

Méthodes de comptage

La détection des événements respiratoires s'effectue généralement par amplification-filtrage du signal issu du ou des capteurs, remise en forme du signal inspiratoire et expiratoire en fonction du temps, avec parfois réglage de son amplitude après étalonnage quand l'objectif est d'estimer le volume respiratoire mobilisé. Le traitement permettant d'obtenir la fréquence respiratoire s'effectue simplement par transformation du signal respiratoire en pics ou en échelons facilement exploitables.

Pour obtenir la fréquence respiratoire, deux principes sont généralement utilisés : le comptage d'évènements dans une fenêtre temporelle prédéterminée (3), et le chronométrage dans une fenêtre numérique prédéterminée, i.e. un nombre prédéterminé d'évènements (11).

Fenêtre temporelle

Le temps d'acquisition des pics est généralement fixé à $\Delta T = 30$ secondes. Cette méthode induit obligatoirement une possibilité d'erreur absolue D_a de +1 pic ou -1 pic dont l'importance est surtout notable pour les fréquences basses et donc au repos puisque $D_a = 1/((\Delta T/60) \times F_r)$. Par exemple, pour une fréquence basale $F_r = 8$ min⁻¹ au repos cette erreur peut atteindre 25%, et pour une fréquence de 60 min⁻¹ en cours d'exercice intense, 3.3%. Par ailleurs, plus la fenêtre est large moins l'erreur moyenne est

importante ; mais en revanche moins il est possible de juger des variations rapides de Fr et des autres caractéristiques du signal respiratoire en particulier Te, Ti, ou V.

Fenêtre numérique

Le nombre entier de mouvements respiratoires est généralement fixé à N = 10. La mesure de l'intervalle de temps ΔT (sec) entre 11 pics n'induit donc aucune erreur systématisée. La fréquence respiratoire s'obtient facilement : $Fr(\text{min}^{-1}) = 60 \times (N-1) / \Delta T (\text{sec})$. Comme précédemment, plus le nombre de pics est important plus la fréquence obtenue est une fréquence moyenne ; mais si l'objectif souhaité est une observation instantanée du signal respiratoire, la sélection de N doit diminuer voire prendre la valeur 1. En revanche, en cours d'activité physique ou lors d'une épreuve de puissance progressivement croissante, en laboratoire et/ou sur le terrain, si l'objectif est un simple comptage moyen de fréquence, La méthode de fenêtre numérique fixée à environ 11 pics plus fiable est celle à privilégier (1).

Transmission et restitution des données

Liaisons

Comme en ce qui concerne la fixation du ou des capteurs sur la peau, la présence de liaisons filaires et de jonctions enfichées mal solidarisiées peut être la cause d'un parasitage du signal lors des mouvements corporels. Il est donc en général préférable d'utiliser entre les capteurs et les émetteurs comme entre émetteurs et récepteurs des liaisons sans fil à courte distance de type Blue-tooth.

Traitement

L'idéal est d'obtenir un traitement en temps réel de chaque mouvement respiratoire, en mesurant l'intervalle de temps entre deux pics consécutifs ΔT , et en calculant l'inverse ΔT^{-1} pour obtenir la fréquence instantanée. Mais il faut aussi avoir la possibilité de sélectionner à volonté le nombre de cycles respiratoires en fonction des objectifs d'analyse souhaités, soit d'étude ou de suivi physiologique, soit d'exploration physiopathologique. Un stockage est donc nécessaire, soit des signaux bruts, soit des signaux remis en forme, soit encore plus simplement des pics ou des valeurs numériques temporelles ΔT ou ΔT^{-1} en particulier en cas de traitement limité à la fréquence respiratoire.

Restitution

Si l'objectif d'analyse est physiologique, e.g. suivi d'astreinte en cours d'activité ou détermination de seuils respiratoires pour l'entraînement ou la rééducation physique, le traitement en temps différé sur ordinateur après stockage et transfert des données ne peut être envisagé que comme une solution complémentaire à un traitement et un affichage en temps réel. L'idéal est donc d'avoir la possibilité d'un affichage de Fr sur montre bracelet avec sélection du nombre d'inspirations pris en compte (11).

Conclusion

Quand le seul but de l'analyse respiratoire est de mesurer la fréquence en cours d'activité physique pour mettre en place des séances d'entraînement-rééducation à partir des seuils respiratoires (10), l'utilisation d'accéléromètres tridimensionnels intégrés dans une ceinture placée entre appendice xyphoïde sternale et ombilic est une solution intéressante permettant d'en automatiser la mesure. Le traitement pour obtenir des pics détectables est facilité par la déduction du signal en provenance d'un second capteur identique placé à même niveau dans le dos et le remplacement des liaisons filaires par transmission Bluetooth, ce qui simplifie les procédures de filtration et le coût du système. La visualisation en temps réel sur montre bracelet de la fréquence moyenne d'un nombre sélectionnable de cycles respiratoires est fondamentale et prime sur le stockage et le traitement en temps différé.

Bibliographie

- (1) - P Guillemaut, V Colrat, JP Eclache (2018). Réalisation d'un prototype de pneumo-fréquence-mètre. *Rapport Technique CPE*, Lyon (France): 22p.
- (2) - JW Yoon, YS Noh, YS Kwon, WK Kim, HR Yoon (2014). Improvement of dynamic respiration monitoring through sensor fusion of accelerometer and gyro-sensor. *J Electr Eng Technol*, Wonju (Corée), 9(1): 334-343
http://dx.doi.org/10.5370/JEET.2014.9.1.334_334
- (3) – C Romano, E Schena, D Formica, C Massaroni (2022). Comparison between chest-worn accelerometer and gyroscope performance for heart rate and respiratory rate monitoring biosensors, *Biosensors*, Rome (Italie),12(834):15p
<https://doi.org/10.3390/bios12100834> & <https://www.mdpi.com/journal/biosensors>
- (4) - A Jin, G Morren, H Duric, H., RM Aarts. (2009). Performance evaluation of a tri-axial accelerometry-based respiration monitoring for ambient assisted living. In : *Proceedings of the EMBC 09; 31st Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society*, Minneapolis (USA) : 5677-5680
<https://doi.org/10.1109/IEMBS.2009.5333116>
- (5) - GZ Liu, YW Guo, QS Zhu, BY Huang, L Wang (2011). Estimation of respiration rate from three-dimensional acceleration data based on body sensor network. *Telemedicine and e-Health*, ShenZhen (Chine): 705-711
[DOI: 10.1089/tmj.2011.0022](https://doi.org/10.1089/tmj.2011.0022)
- (6) – R De Fazio, MR Greco, M De Vittorio, P Visconti (2022). A differential inertial wearable device for breathing parameter detection: hardware and firmware development, experimental characterization. *Sensors*, Lecce (Italie), 22 : 29p
<https://doi.org/10.3390/s22249953> & <https://www.mdpi.com/journal/sensors>
- (7) S. Eclache, J. Frutoso, N. Benistant, A. Bakkar, JP. Eclache (1985). Le système MMMS7785 (Marianne Modular Metabolism System) de suivi des exercices et épreuves d'effort en physiologie et physiopathologie humaines par mesure automatisée des échanges gazeux cycle à cycle en circuit ouvert et des adaptations cardiaques, électriques, morphologiques et rythmiques, et vasculaires de pression - Présentation synthétique introductive. In : *Rapp. Tech., TBM*, Lyon-Chassieu (France): 1-5
- (8) - A Siqueira, AF Spirandeli, R Moraes, V Zarzoso (2019). Respiratory waveform estimation from multiple accelerometers: an optimal sensor number and placement analysis. *IEEE Journal of Biomedical and Health Informatics*, Sophia-Antipolis (France), 23(4): 1507-1515
- (9) - S Lapi, F Lavorini, G Borgioli, M Calzolari, L Masotti, M Pistolesi, GA. Fontana (2014). Respiratory rate assessments using a dual-accelerometer device. *Respiratory Physiology & Neurobiology*, Florence (Italie), 191: 60-66
<http://dx.doi.org/10.1016/j.resp.2013.11.003>
- (10) - JP. Eclache, I Garcia-Tabar, EM. Gorostiaga (2024). A new objective method for determining exercise gas exchange thresholds by respiratory frequency in middle-aged men. *European Journal of Applied Physiology*, Lyon-Chassieu (France) & Vitoria-Gasteiz (Espagne) : 14p
<https://doi.org/10.1007/s00421-024-05520-4>
- (11) JP Eclache (2024). Comment utiliser un circuit MerClastb© expertisé pour le Bio-training©-marche, *Bull. Sport Trav. Biol.*, Lyon-Chassieu (France), 2 : 11p