

L'auscultation pulmonaire à l'ère de la médecine factuelle

S. Reichert¹, R. Gass¹, C. Brandt^{1,2}, E. Andrès^{1,3}

Résumé

Propos Savoir distinguer les sons (bruits) pulmonaires normaux et anormaux est important pour le diagnostic médical.

Actualités et points forts Cet article fait un état des lieux des publications et des travaux de recherche relatifs aux sons auscultatoires pulmonaires. L'étude comporte une description des techniques de capture et de détection des sons auscultatoires, une caractérisation des marqueurs pathologiques connus (sibilants et crépitants) pour lesquels des algorithmes de détection automatique ont été développés.

Perspectives L'étape suivante consistera à exploiter toute la richesse du son. Cette augmentation du spectre étudié, couplé à des techniques d'analyse du signal permettra à terme de définir de nouveaux marqueurs caractéristiques.

Mots-clés : Sons pulmonaires • Auscultation pulmonaire • Sibilants • Crépitants • Médecine factuelle.

1 École de l'Auscultation, Faculté de Médecine de Strasbourg, Strasbourg, France.

2 Centre d'Investigation Clinique, CHRU de Strasbourg, Strasbourg, France.

3 Andrès, Service de Médecine Interne, Clinique Médicale B, CHRU de Strasbourg, Strasbourg, France.

Correspondance : E. Andrès

Service de Médecine interne, Diabète et maladies métaboliques, Clinique médicale B, Hôpital Civil, Hôpitaux universitaires de Strasbourg, 1 porte de l'Hôpital, 67091 Strasbourg cedex.

emmanuel.andres@chru-strasbourg.fr

Réception version princeps à la Revue : 17.09.2007.

Demande de réponse aux auteurs : 19.02.2008.

Réception de la réponse des auteurs : 19.02.2008.

Demande de réponse aux auteurs : 10.03.2008.

Acceptation définitive : 08.04.2008.

Rev Mal Respir 2008 ; 25 : 674-82

Pulmonary auscultation in the era of evidence-based medicine

S. Reichert, R. Gass, C. Brandt, E. Andrès

Summary

Background Distinction between normal and abnormal respiratory sounds is important for accurate diagnosis.

Current data This paper describes the state of the art, scientific publications and ongoing research related to the respiratory sounds. The study includes a description of the various techniques that are being used to record auscultatory sounds and a physical description of known pathological sounds (wheezes and crackles) for which automatic detection tools have been developed.

Viewpoints The next stage will include exploiting all the qualities of the sounds. This augmentation of the spectrum studied, linked to signal analysis techniques, will allow the definition of new characteristic markers.

Key-words: Pulmonary sounds • Pulmonary auscultation • Crackles • Wheezes.

Introduction

Savoir distinguer les sons (bruits) pulmonaires normaux et anormaux (murmure vésiculaire, sibilants, crépitants...) est important pour le diagnostic médical. En effet, les sons respiratoires contiennent de précieuses informations sur la physiologie et les pathologies des poumons et des voies aériennes. Divers travaux ont tenté de qualifier plus précisément ces sons, en essayant de mieux préciser et définir leurs caractéristiques physiques. Ainsi, la densité spectrale et l'amplitude des sons peuvent-ils refléter l'état du parenchyme pulmonaire, la dimension des voies aériennes et leurs modifications pathologiques [1].

Dans ce travail, nous nous proposons de faire le point sur les données actuelles concernant l'auscultation pulmonaire et sur celles relatives à la capture et à la visualisation des sons pulmonaires.

Limites de l'audition humaine

Diverses études ont été réalisées pour tester la capacité de l'oreille humaine, notamment à détecter les crépitants dans un signal auscultatoire. Dans celle de Kiyokawa et coll. [2], la méthode utilisée consistait à superposer des crépitants artificiels à un signal réel. Les résultats obtenus indiquent que les erreurs de détections les plus significatives sont liées : (i) à l'intensité du signal respiratoire : les respirations amples dévoilent d'avantage les crépitants que les respirations superficielles ; (ii) au type de crépitants : les crépitants fins sont plus facilement reconnaissables car leur forme d'onde diffère d'avantage de celle des sons pulmonaires classiques ; et (iii) à l'amplitude du signal respiratoire et l'intensité des crépitants. La validation des algorithmes de détection automatique de crépitants ne devrait donc pas reposer sur l'auscultation comme unique référence.

Intérêt des systèmes de capture et d'analyse des sons pulmonaires

La compréhension des mécanismes sous-jacents à la production des sons pulmonaires est encore très imparfaite. L'enregistrement et l'analyse des sons respiratoires permettent d'améliorer cette compréhension [3]. Elle permet également une mise en relation objective des sons respiratoires anormaux avec une pathologie respiratoire particulière. Par ailleurs une analyse objective permet le développement de systèmes de classification qui rendent possible une qualification plus précise des sons respiratoires normaux et des sons pathologiques [4].

Alors que l'auscultation conventionnelle au stéthoscope est subjective et difficilement partageable, les systèmes de

capture et d'analyse devraient apporter une aide au diagnostic objectif et précoce avec une meilleure sensibilité et reproductibilité des résultats. L'étude de Sestini et coll. [5] montre en outre qu'une association entre le signal acoustique et l'image est utile pour l'apprentissage et la compréhension des sons pulmonaires par les étudiants en Médecine. Ces systèmes devraient donc permettre d'une certaine façon à l'auscultation de basculer dans l'ère de la médecine factuelle (*evidence based-medicine*) [6].

Par ailleurs, les applications, y compris l'évaluation du diagnostic, le monitoring et l'échange de données par Internet sont des compléments évidents de l'analyse objective et automatique des sons auscultatoires. Les outils de capture permettent le monitoring longue durée des patients à l'hôpital ou à domicile. Elle pourrait également être une solution utile par le biais de la télé-médecine pour les pays en voie de développement ou les communautés reculées [7]. Ce type de système a l'immense avantage de conserver le caractère non invasif et peu coûteux de l'auscultation.

Nécessité d'une sémantique validée

Il existe aujourd'hui différentes définitions des caractéristiques de marqueurs communs en pratique clinique tels que le sibilant ou le crépitant [8]. Une sémantique commune est ainsi à créer et à valider, en s'appuyant sur les moyens de la technologie actuelle et en essayant de qualifier les sons pulmonaires. Divers travaux ont recensé une définition des termes liés aux sons respiratoires et ont abouti au recensement dans le rapport *CORSA (Computer Respiratory Sound Analysis)* de 162 termes utilisés couramment [9]. Cela ne permet cependant pas aux médecins d'avoir une définition commune (universellement admise) et surtout validée scientifiquement des termes employés et de ce fait, la description des caractéristiques des sons est encore très imagée. Les connaissances reposent encore pour une grande part sur un empirisme certain et l'enseignement sur un compagnonnage. À titre d'illustration, un sibilant est encore très souvent associé à « un bruit sifflant », et un crépitant à « un bruit de grain de riz dans une poêle ».

Qualification et sémiologie des sons pulmonaires

L'article de Sovijarvi et coll. [9] fournit des définitions précises des termes couramment utilisés dans le domaine de l'auscultation pulmonaire et précise quelques caractéristiques physiques des sons normaux et pathologiques (qualification des sons). Les plus pertinents et les plus utilisés en pratique clinique sont rappelés ci-dessous, en tenant compte de l'évolution des données, des concepts, et des techniques de recueil et d'analyse des sons pulmonaires depuis la description *princeps*

de Laennec jusqu'à nos jours. Concernant les recommandations relatives aux conditions expérimentales nécessaires à l'enregistrement de sons respiratoires [10], une position assise est conseillée pour les enregistrements courts alors qu'une position couchée est généralement préférable pour des enregistrements longs.

Les sons pulmonaires

Les sons respiratoires (*breath sound*) incluent les sons normaux (*normal breath sound*) et pathologiques (*adventitious sound*) enregistrés au niveau de la trachée, des poumons (*lung sound*) ou de la bouche [9]. Leur génération est liée au flux d'air dans le système respiratoire. Ils sont caractérisés par un large spectre sonore, avec une fréquence moyenne dépendant du point d'auscultation. Au niveau de la trachée, le son respiratoire normal est caractérisé par un large spectre de bruit (contenant des composantes hautes fréquence), audible à la fois durant la phase d'inspiration et celle d'expiration. Au niveau du thorax, un son respiratoire normal (murmure vésiculaire) est caractérisé par un faible bruit très audible pendant l'inspiration. Il est généralement admis que la fréquence des sons pulmonaires se situe dans la plage (50 – 2 500 Hz), celle des sons trachéaux pouvant aller jusqu'à 4 000 Hz, ce qui permet de définir une fréquence d'échantillonnage à 8 000 Hz. Le spectre des sons cardiaques est quant à lui compris entre 20 et 100 Hz pour les signaux de base, et des fréquences plus élevées (500 Hz et au-delà) pour les souffles. Bahoura [3] situe le spectre des sons trachéaux entre 60 et 600 Hz pour l'inspiration et entre 60 et 700 Hz pour l'expiration.

Les sons qualifiés

Crépitants (*crackles*)

Ces sons pathologiques, discontinus, explosifs, apparaissent généralement dans la phase d'inspiration. Ils sont caractérisés par leur forme d'onde, leur durée et leur position dans le cycle respiratoire. Un crépitant peut être caractérisé par sa durée totale comme étant un crépitant fin (si sa durée est courte) ou gros (si sa durée est longue). L'apparition de crépitants révèle généralement des pathologies du tissu pulmonaire voire des voies de conduction distales. On distingue : (i) le gros crépitant (*coarse crackle*) qui est un crépitant avec un timbre plus grave, une forte amplitude et une longue durée (2 CD > 10 ms [2 CD = durée de 2 cycles]) ; et (ii) le crépitant fin (*fine crackle*), qui présente un timbre plus aigu, une faible amplitude et une courte durée (2 CD < 10 ms).

Ronchi (*ronchus*)

Il s'agit d'un bruit continu au timbre plus grave, contenant des formes d'ondes périodiques avec une durée supérieure

à 100 ms et une fréquence inférieure à 300 Hz. Les ronchis traduisent la présence de sécrétions ou des rétrécissements des voies aériennes.

Squawks (*squawk*)

Il s'agit de sons inspiratoires pathologiques relativement courts, et qui présentent un caractère musical. Ils sont occasionnellement trouvés chez les patients atteints de désordres pulmonaires interstitiels. Acoustiquement, leur forme d'onde ressemble à de courts sibilants. Ils sont souvent précédés de crépitants. La durée des squawk varie entre 50 et 400 ms.

Stridor (*strido*)

C'est un son fort, de basse fréquence, qui trouve son origine dans le larynx ou dans la trachée. Il apparaît souvent durant l'inspiration. Il peut être audible au niveau de la bouche, de la trachée et des poumons. Les stridors peuvent apparaître dans les toux asphyxiantes (vibration des structures laryngées lors de dyspnée) ou les sténoses laryngées ou trachéales.

Sibilants (*wheeze*)

Ce son pathologique, continu, présente un caractère musical. Acoustiquement, il est caractérisé par une forme d'onde avec une fréquence dominante généralement supérieure à 100 Hz et une durée supérieure à 100 ms. De plus, le son doit inclure au moins 10 vibrations successives. Les sibilants sont généralement associés à l'obstruction des voies aériennes. Le sibilant est qualifié de monophonique s'il n'a qu'une fréquence. S'il en contient plusieurs, on le qualifie de polyphonique.

Son pleural de friction (*pleural friction sound*)

Ces bruits forts résultent du frottement des plèvres pariétales et viscérales entre elles. Leur présence indique la présence d'une inflammation voire d'un liquide au niveau pleural.

Sons de toux (*cough sound*)

Les sons transitoires induits par les réflexes de toux ont une fréquence comprise entre 50 et 3 000 Hz. Les caractéristiques de ces sons varient en fonction de la pathologie pulmonaire. Ainsi, les sons de toux qui contiennent des sibilants sont typiquement des cas d'asthme. À noter qu'il existe également des sibilants cardiaques dans les cas d'insuffisance cardiaque ou d'embolie pulmonaire.

Le *tableau I* reprend ces divers marqueurs pulmonaires dans une perspective clinique.

Techniques de capture et de visualisation des sons pulmonaires

La chaîne de capture du son comprend les étapes suivantes [3] : (i) acquisition du son : le positionnement du microphone est important, la cage thoracique agissant comme un atténuateur et un filtre passe-bas ; (ii) amplification du signal ; (iii) filtrage et échantillonnage ; (iv) réduction du bruit cardiaque ; et (v) enregistrement du son. L'article de Cheetham et coll. [11] souligne les points importants relatifs à la numérisation des enregistrements des sons auscultatoires que sont la fréquence d'échantillonnage, le filtrage, le rapport signal sur bruit introduit par la conversion analogique/numérique. Nous n'insisterons que sur les problèmes de l'acquisition et le filtrage des sons, points qui présentent un intérêt scientifique et qui ne sont pas totalement résolus. En pratique pour avoir un intérêt et être exploitable, le signal enregistré doit concerner au moins 3 à 5 cycles respiratoires.

Sur un plan conceptuel, deux attitudes s'opposent : 1) celle qui consiste à capter un signal modifié, filtré, c'est à dire d'emblée traiter et à le restituer (l'information exploitable est ici plus « réduite ») ; et 2) la seconde, qui consiste à capter le signal dans sa totalité puis à le traiter pour restituer l'information pertinente et utile au praticien (l'information est ici théoriquement plus complète et le signal « pure »).

L'acquisition de sons

Concernant l'acquisition du signal, il existe différentes méthodes et outils.

Utilisation d'un seul micro. Il s'agit de la méthode la plus couramment utilisée. Le capteur est généralement un micro électret. La fréquence d'échantillonnage est le plus souvent celle qui est utilisée pour les codecs utilisés en téléphonie (8 kHz), une conversion analogique/numérique avec une résolution de 16 bits [3]. D'autres utilisent un accéléromètre, moins sensible au bruit ambiant [13], mais moins performant que le micro électret.

Utilisation de plusieurs microphones et représentation en 3 dimensions. Cette technique permet l'identification des zones à l'origine des sons. Il s'agit d'une méthode dynamique pour dévoiler des propriétés structurelles et fonctionnelles à des fins de diagnostic [10].

Émission d'un son et analyse de sa propagation. Cette technique consiste à émettre un son depuis un haut-parleur introduit dans la bouche du patient [15]. Elle s'appuie sur une analyse des caractéristiques du signal propagé à travers les voies respiratoires et la cavité thoracique. Les paramètres analysés sont les ratios d'énergie, le délai de latence du signal, et les fréquences dominantes.

Concernant la phase d'acquisition des sons, comme nous l'avons vu, le positionnement du microphone est théo-

Tableau I.

Sémiologie des sons pulmonaires.

Type de sons pulmonaires	Circonstances physiologiques et pathologiques
Murmure vésiculaire	Il s'agit d'un bruit très doux audible durant toute la phase de l'inspiration et au début de l'expiration. Perçu dans les régions antéro-latérales du thorax et dans le dos, il s'agit d'un murmure continu, moelleux et de faible intensité, entendu durant toute l'inspiration. Le murmure vésiculaire est diminué dans les conditions suivantes : 1) épaissement important de la paroi comme, par exemple, en cas d'obésité ; et 2) distension thoracique comme, par exemple, en cas d'emphysème. Il est aboli en cas : 1) d'interposition d'une lame gazeuse ou de liquide entre le poumon et la paroi thoracique comme, par exemple, en cas de pneumothorax ou de pleurésie ; 2) de disparition de la ventilation dans la partie du poumon concernée comme, par exemple, en cas de condensation pulmonaire, surtout si elle est rétractée sous forme d'atélectasie ; et 3) après pneumonectomie, du côté opéré.
Souffle tubaire	Il s'agit d'un bruit intense, rude et de tonalité élevée, perçu aux deux temps de la respiration, mais à prédominance inspiratoire. Il s'entend en regard (au centre) d'une condensation pulmonaire de type pneumonie et il est classiquement entouré d'une couronne de crépitations.
Souffle pleurétique	Il s'agit d'un bruit doux, lointain, voilé et expiratoire, perçu à la limite supérieure d'un épanchement pleural d'abondance moyenne. À l'instar du souffle tubaire, il est déterminé par la condensation du poumon refoulé par la pleurésie. Étant atténué par la pleurésie, il présente néanmoins des caractères différents du souffle tubaire.
Souffle amphorique	Il s'agit d'un souffle de timbre métallique, de tonalité élevée, expiratoire, provoqué par la résonance des bruits respiratoires normaux dans une poche de gaz comme par exemple en cas de pneumothorax (avec persistance d'une brèche pleurale).
Sifflements	D'origine bronchique, variables en intensité, les sifflements sont perçus à l'oreille à distance du patient. En cas de sifflement localisé, il s'agit d'un sifflement inspiratoire ou aux deux temps, de même tonalité, causé par une obstruction partielle de la trachée ou d'une grosse bronche, suite à la présence d'une tumeur ou d'un corps étranger. Ce sifflement localisé est appelé « <i>wheezing</i> » en littérature anglo-saxonne. En cas de sifflements diffus, il s'agit le plus souvent de sifflements bilatéraux, de tonalités diverses, entendus surtout en fin d'expiration et rencontrés dans le cadre de l'asthme bronchique. En cas de bronchite (broncho-pneumopathie) chronique obstructive, on rencontre également des sifflements diffus et expiratoires, dus aux vibrations des parois des grosses bronches qui ont tendance à se coller à l'expiration.
Ronchi	D'origine bronchique à l'instar des sifflements, de tonalité grave, tant inspiratoires qu'expiratoires, les ronflements sont modifiés par la toux. Aussi appelés « ronchi ». Ils se rencontrent en cas de bronchite aiguë ou chronique accompagnée d'hypersécrétion bronchique. Classiquement mobilisables par la toux, on distingue néanmoins des ronchis dits fixes ne disparaissant pas après un effort de toux et témoignant en général d'une obstruction bronchique en aval.
Gros crépitations	Aussi appelés râles muqueux, râles sous-crépitations, râles gras, les râles bulleux sont des bruits discontinus et de faible durée. Ils réalisent un bruit de gargouillement dans les grosses bronches à mettre en rapport avec l'encombrement des bronches suite à une hypersécrétion de mucus. Il s'agit de bruits irréguliers, inégaux, intenses, perçus aux deux temps de la respiration et modifiés par la toux. On les observe avant tout en cas de bronchite.
Râles crépitations	Aussi appelés râles fins ou crépitations, les râles crépitations sont des bruits discontinus, fins, secs, égaux entre eux, de tonalité élevée, survenant en bouffée durant l'inspiration. Ils deviennent plus nets après la toux et pointent vers un processus pathologique alvéolaire. Dus à des décollements entre les parois alvéolaires et leurs contenus pathologiques, ils s'observent avant tout en cas de pneumonie, d'œdème pulmonaire interstitiel ou alvéolaire suite à une défaillance cardiaque, mais aussi dans le cadre des fibroses pulmonaires ainsi que dans certaines pneumopathies interstitielles.
Frottements pleuraux	Il s'agit de bruits secs, rugueux, superficiels, non modifiés par la toux. Ils sont dus au frottement l'un contre l'autre des deux feuillets pleuraux enflammés. Leur intensité peut être discrète, de type « froissement de papier de soie », ou intense, de type « bruit râpeux de cuir neuf ». Ils s'observent au début d'une pleurésie, à sa limite supérieure ou après son évacuation. Ils disparaissent en cas d'épanchement de grande abondance du fait même de l'absence de contact entre les feuillets de la plèvre. Le diagnostic différentiel avec les râles crépitations s'avère parfois difficile, mais contrairement à ces derniers, les frottements pleuraux commencent dès le début de l'inspiration.

riquement important, la cage thoracique agissant comme un atténuateur et un filtre passe-bas. Néanmoins sur le plan pratique, les techniques actuelles et les microphones dont on dispose permettent de passer outre et de respecter les points d'auscultation utilisés en routine clinique.

Le filtrage des sons pulmonaires

En pratique, un filtrage se doit d'être fait. Les sons cardiaques peuvent en effet introduire des perturbations lors de l'analyse des sons pulmonaires. Le spectre des sons cardiaques

est situé entre 20 et 100 Hz. Mais un filtre passe haut à 100 Hz ne peut pas être une solution pertinente car la majorité des composantes pulmonaires sont également situées dans cette région. Différentes méthodes ont par conséquent été testées [16] : ondelettes, filtrage adaptatif avec algorithme des moindres carrés récurrents, filtrage temps/fréquence et reconstruction, estimation AR/MA (autorégressif/moyenne mobile) en temps/fréquence avec des coefficients d'ondelettes, analyse des composantes indépendantes, méthodes d'entropie. Dans l'article d'Elphick et coll. [17], l'atténuation des bruits cardiaques est obtenue à l'aide d'un simple filtre passe-bande (50 Hz, 2 500 Hz). Le filtre proposé par Bahoura et coll. [18] est basé sur une transformée en ondelettes par paquets, et l'utilisation de deux filtres qui sont définis dans le domaine fréquentiel et le domaine temporel. Ce filtre fournit des résultats plus fiables et plus efficaces que ceux de ses rivaux ; les résultats expérimentaux ont démontré de très bonnes performances. De plus, la technique proposée permet de mieux préserver les caractéristiques des signaux stationnaires (sons normaux et sibilants). Parmi ces méthodes, les meilleurs résultats ont été obtenus à l'aide du filtrage adaptatif, du filtrage temps/fréquence et de l'estimation AR/MA.

Le « nettoyage » de sons respiratoires doit également prendre en compte la réduction du bruit ambiant. Ce traitement peut être réalisé de deux manières différentes [3] : (i) par la réduction du bruit par filtrage adaptatif (suppression du bruit blanc gaussien, du signal vocal, des erreurs de mesure) ; et (ii) par la réduction du bruit par paquets d'ondelettes (méthode de Donoho...). Des techniques plus récentes s'appuient sur l'utilisation simultanée de plusieurs capteurs.

Les méthodes de visualisation

Deux modes de représentation du signal sont proposés : (i) le phonopneumogramme (*phonopneumogram*) : il s'agit de la représentation simultanée dans le temps des phases de la respiration et du signal auscultatoire dans laquelle le temps figure en abscisse, l'amplitude du signal en ordonnée ; et (ii) le spectrogramme (*spectrogram*) : il s'agit d'une représentation dans laquelle le temps figure en abscisse, la fréquence en ordonnée et l'intensité du signal sont représentées par une palette de couleurs (*fig. 1*).

Caractérisations et visualisation des sibilants et des crépitations

Les sibilants

L'identification des sons pulmonaires continus anormaux tels que les sibilants dans le cycle respiratoire est d'une grande importance pour le diagnostic des pathologies

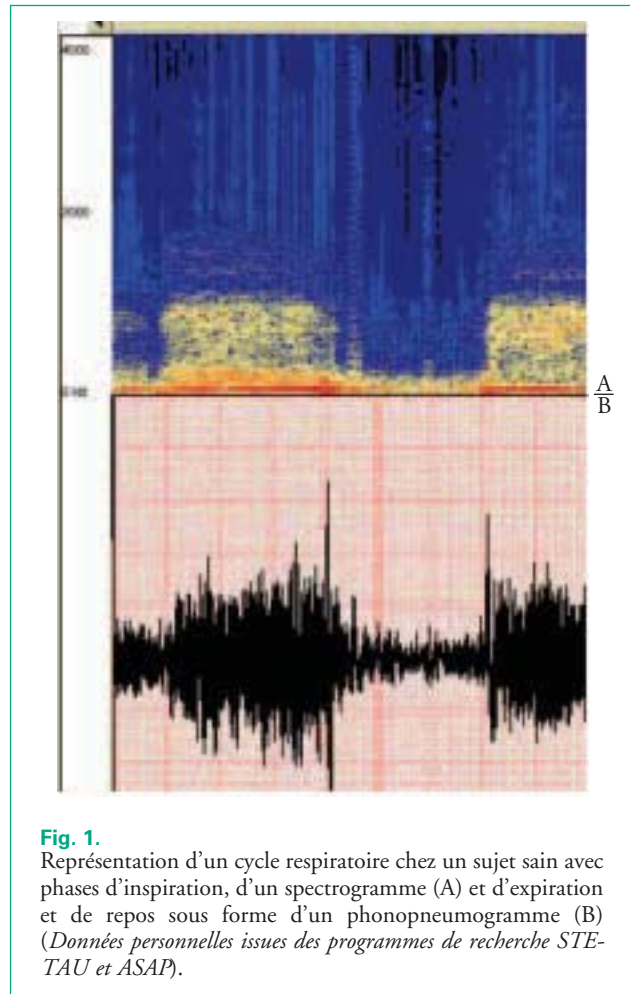
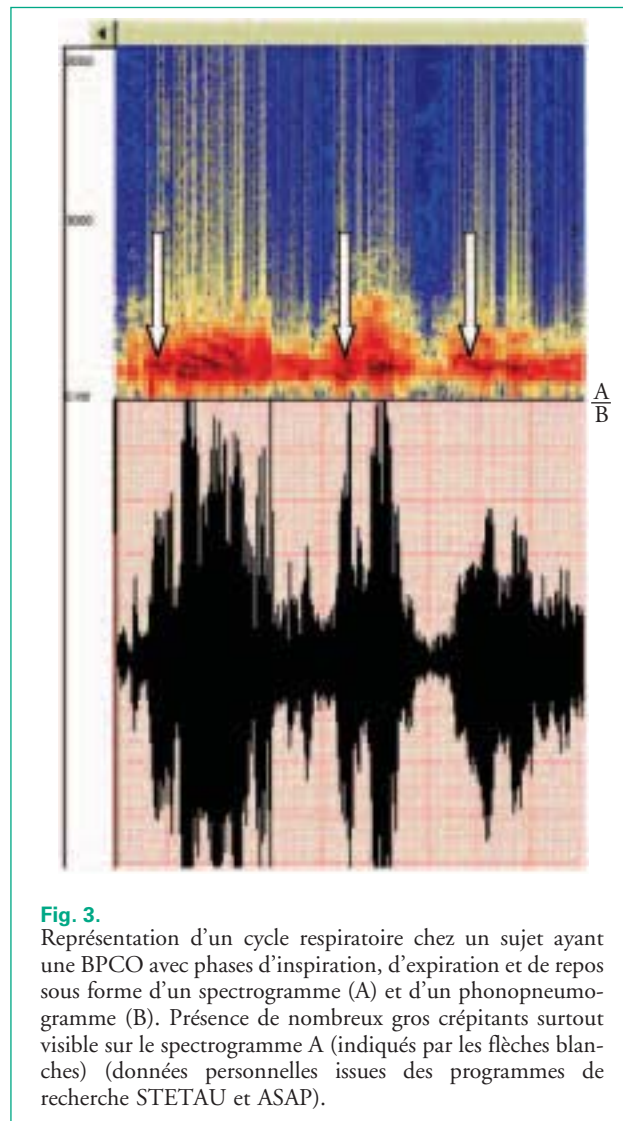
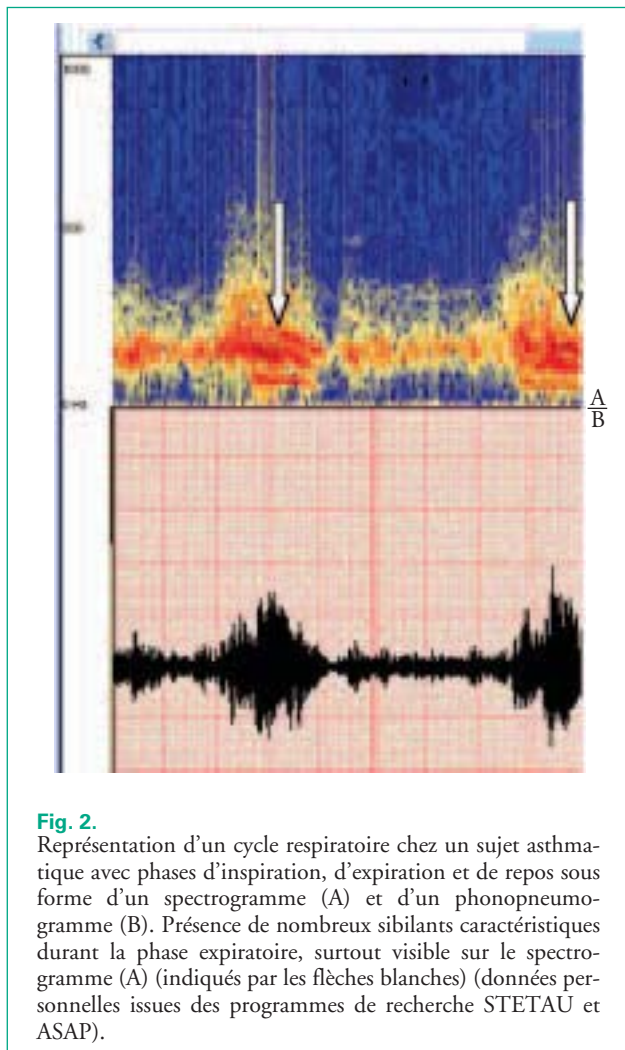


Fig. 1. Représentation d'un cycle respiratoire chez un sujet sain avec phases d'inspiration, d'un spectrogramme (A) et d'expiration et de repos sous forme d'un phonopneumogramme (B) (Données personnelles issues des programmes de recherche STE-TAU et ASAP).

liées à l'obstruction des voies aériennes respiratoires [19, 20]. Le travail de Sovijarvi et coll. [1] montre que les sibilants peuvent présenter des composantes acoustiques indiquant, non seulement la présence d'anomalies dans le système respiratoire, mais également la sévérité et la localisation des obstructions des voies aériennes les plus fréquemment rencontrées dans l'asthme et les sténoses bronchiques. Les sibilants, que Laennec appelle râles sibilants secs, ou sifflements sont des sons d'une durée supérieure à 50 ou à 100 ms et inférieure à 250 ms [20, 21]. Le spectre des sibilants est compris entre 100 et 2 500 Hz avec un pic de fréquence fondamentale entre 100 ou 400 Hz et 1 000 ou 1 600 Hz [18, 20, 21] (*fig. 2*). De son côté, Bahoura et coll. [18] indiquent que les sibilants ont une fréquence dominante supérieure à 400 Hz, par opposition aux ronchis dont la fréquence dominante est située à 200 Hz et moins. Enfin, chez les sujets asthmatiques, les sibilants sont en général présents dans l'expiration, avec une durée comprise entre 80 et 250 ms [13].



Les crépitants

Les crépitants correspondent à des sons courts explosifs, généralement associés à des pathologies du parenchyme pulmonaire [22]. Ils sont générés lors de l'ouverture des voies aériennes qui ont été fermées anormalement pendant la phase d'inspiration, ou lors de la fermeture en fin d'expiration. La détection des crépitants est importante car leur nombre est une indication possible de la sévérité d'un désordre pulmonaire [22]. Mais plus que leur nombre, leur positionnement dans le cycle respiratoire et la forme de leur signal sont caractéristiques des cas de pathologies pulmonaires [1]. La *figure 3* représente des gros crépitants. Comme l'illustre la *figure 4*, les crépitants débutent généralement par une déflexion forte, suivie d'une onde sinusoïdale longue et amortie [23]. Il est admis que la durée des crépitants est inférieure à 20 ms et que leur fréquence est comprise entre 100

et 200 Hz [18]. Par ailleurs, les crépitants peuvent être divisés en deux familles : (i) les *crépitants fins* (que Laennec appelle « râles humides ou crépitations ») qui sont caractérisés par les paramètres suivants sur la *figure 4* : IDW = 0,50 ms ou 0,90 ms, 2 CD = 3,3 ms ou 6 ms, et TDW = 4 ms [24, 25]. Ils sont exclusivement inspiratoires ; et (ii) les *gros crépitants* (le « râle muqueux ou gargouillement » chez Laennec) qui sont caractérisés par : IDW (largueur de déflexion initiale) = 1,0 ms, 2 CD (durée de 2 cycles) = 5,1 ms, TDW (durée totale du signal crépitant) = 6,7 ms pour [25] et par IDW = 1,25 ms, 2 CD = 9,50 ms pour [24]. Ils sont généralement inspiratoires, mais peuvent également être expiratoires.

Sur le plan pratique, la qualification des sons pulmonaires ouvre la voie à la mise en œuvre potentielle de sys-

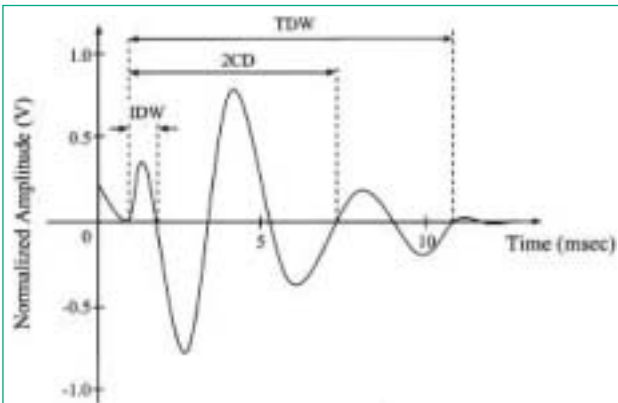


Fig. 4. Forme d'onde d'un crépitant au phonopneumogramme (extrait du projet de recherche ASAP [<http://www.telemedecine-alsace.fr/accueil.php>]). IDW ou largeur de déflexion initiale est l'instant de début du crépitant jusqu'à la première déflexion. 2 CD (durée de deux cycles) représente le début du crépitant à partir du point où la forme d'onde du crépitant fait deux cycles complets. TDW correspond à la durée totale du signal crépitant.

tèmes de détection automatique des sibilants et des crépitants [6].

Perspectives et conclusion

Les études précédentes ont démontré la nécessité d'une démarche scientifique exhaustive qui prenne en compte à la fois la définition d'une sémiologie, la consolidation de la définition des caractéristiques des marqueurs connus, la mise en place d'une sémantique commune voire universelle, le développement d'outils déterministes permettant d'identifier ces marqueurs. L'étape suivante consistera à exploiter toute la richesse du son. Cette augmentation du spectre étudié, couplé à des techniques d'analyse du signal permettra à terme de définir de nouveaux marqueurs caractéristiques [26].

C'est dans ce contexte que s'inscrit une étude ambitieuse qui vient d'être initialisée autour de la société Alcatel-Lucent dans le projet ASAP : « Analyse des Sons Auscultatoires et Pathologiques » (convention ANR n° 2006 TLOG 21 04) par une équipe pluridisciplinaire composée : des équipes médicales du CHRU et de la Faculté de Médecine de Strasbourg, du Laboratoire Lsiit de l'Université Louis Pasteur et de l'IRCAD, avec l'investissement et le support des équipes de recherche en acoustique et en traitement de signal d'Alcatel-Lucent. Parmi les retombées du projet, on notera également la création d'une École de l'auscultation à la Faculté de Médecine de Strasbourg (<http://www.telemedecine-alsace.fr/accueil.php>).

Remerciement

Grant : Projets ASAP (Agence Nationale pour la Recherche [ANR] Technologie, convention ANR n° 2006 TLOG 21 04) et STETAU (Direction Générale de l'Équipement [DGE]).

Références

- 1 Sovijarvi AR, Malmberg LP, Charbonneau G, Vanderschoot J : Characteristics of breath sounds and adventitious respiratory sounds. *Eur Respir Rev* 2000 ; 10 : 591-6.
- 2 Kiyokawa H, Greenberg M, Shirota K, Pasterkamp H : Auditory detection of stimulated crackles in breath sounds. *Chest* 2006 ; 119 : 1886-92.
- 3 Bahoura M : Analyse des signaux acoustiques respiratoires : contribution à la détection automatique des sibilants par paquets d'ondelettes », PhD Thesis Univ, Univ. Rouen, France, 1999.
- 4 Chuah JS, Moussavi ZK : Automated respiratory phase detection by acoustical means. *University of Manitoba*, Dept. of Electrical and Computer Engineering, May 2004.
- 5 Sestini P, Renzoni E, Rossi M, Beltrami V, Vagliasindi M : Multimedia presentation of lung sounds as learning aid for medical students. *Eur Respir J* 1995 ; 8 : 783-8.
- 6 Gass V, Reichert S, Kehayoff Y, Gass R, Andrès E : Le stéthoscope à l'ère de la médecine factuelle. *Alsa Med* 2007 ; 55 : 14-6.
- 7 Earis JE, Cheatham BM : Future perspectives for respiratory sound research. Techniques for respiratory sound analysis. *Eur Respir Rev* 2000 ; 10 : 636-40.
- 8 Elphick HE, Sherlock P, Foxall G, Simpson EJ, Shiell NA, Primhak RA, Everard ML : Survey of respiratory sounds in infants. *Arch Dis Child* 2001 ; 84 : 35-9.
- 9 Sovijarvi AR, Dalmaso F, Vanderschoot J, Malmberg LP, Righini G, Stoneman SA : Definition of terms for applications of respiratory sounds. *Eur Respir Rev* 2000 ; 10 : 597-610
- 10 Rossi M, Sovijarvi AR, Piirila P, Vannuccini L, Dalmaso F, Vanderschoot J : Environmental and subject conditions and breathing manoeuvres for respiratory sound recordings. *Eur Respir Rev* 2000 ; 10 : 611-5.
- 11 Cheatham BM, Charbonneau G, Giordano A, Helisto P, Vanderschoot J : Digitalization of data for respiratory sound recordings. *Eur Respir Rev* 2000 ; 10 : 621-4.
- 12 Polat H, Guler I : A simple computer-based measurement and analysis system of pulmonary auscultation sounds. *J Med Syst* 2004 ; 28 : 665-72.
- 13 Mazic J, Sovilj S, Magjarevic R : Analysis of respiratory sounds in asthmatic infants. *Polytechnic of Dubrovnik, Measurement Science Review* 2003 ; 3 : 11-21.
- 14 Kompis M, Pasterkamp H, Wodicka GR : Acoustic imaging of the human chest. *Chest* 2001 ; 120 : 1309-21.
- 15 Hussein M, Richard S : Acoustic detection of respiratory conditions. United States Patent US6443907, 2002.
- 16 Anonyme : Respiratory and swallowing sound analysis. University of Manitoba, Biomedical Engineering Lab., March 2007.
- 17 Elphick HE, Ritson S, Rodgers H, Everard ML : When a wheeze is not a wheeze : acoustic analysis of breath sounds in infants. *Eur Respir J* 2000 ; 16 : 593-7.

- 18 Bahoura M, Lu X : Separation of crackles from vesicular sounds using wavelet packet transform. *Acoustics, Speech and Signal Processing ICASSP 2006* ; 2 : 1076-9.
- 19 Meslier N, Charbonneau G, Racineux JL : Wheezes. *Eur Respir J* 1995 ; 8 : 1942-8.
- 20 Hadjileontiadis L, Panoulas K, Penzel T, Gross V, Panas S : On applying continuous wavelet transform in wheeze analysis. *Engineering in Medicine and Biology Society IEEE 2004* ; 2 : 3832-5.
- 21 Yi GA : A software toolkit for respiratory analysis. *MIT Computer Sound and Artificial Intelligence Laboratory 2004* ; 1 : 215-6.
- 22 Piirila P, Sovijarvi AR : Crackles: recording, analysis and clinical significance. *Eur Respir J* 1995 ; 8 : 2139-48.
- 23 Yeginerand M, Kahya YP : Modeling of pulmonary crackles using wavelet networks. *Engineering in Medicine and Biology Society IEEE-EMBS 2005* ; 8 : 7560-3.
- 24 Toliás Y, Hadjileontiadis L, Panas S : A fuzzy rule-based system for real-time separation of crackles from vesicular sounds. *Engineering in Medicine and Biology Society IEEE 1997* ; 3 : 1115-8.
- 25 Hadjileontiadis L, Rekanos L : Detection of explosive lung and bowel sounds by means of fractal dimension. *Signal Processing Letters IEEE 2003* ; 10 : 311-4.
- 26 Reichert S, Gass R, Kehayoff Y, Brandt C, Andrès E. Analysis of respiratory sounds: state of the art. *Clinical Medicine Circulatory Respiratory Pulmonary Medicine 2008* : in press.